

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

Henderson Diogo das Neves Rito

**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO
DA LITERATURA**

RECIFE

2019

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

Henderson Diogo das Neves Rito

**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO
DA LITERATURA**

Artigo Científico apresentado ao Curso de Especialização *Lato Sensu* da Faculdade Sete Lagoas – FACSETE / CPGO, como requisito parcial para conclusão do Curso de Especialização em Prótese Dentária.

Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Thulio Pessoa.

RECIFE

2019

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

Artigo intitulado “**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS:
REVISÃO DA LITERATURA**” de autoria do aluno Henderson Diogo das Neves
Rito, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Tulio Pessoa', written over a horizontal line.

Prof. Dr. Tulio Pessoa – CPO Recife

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Thiago Bezerra', written over a horizontal line.

Prof. Thiago Bezerra - CPGO / RECIFE

Recife, 09 de fevereiro de 2019

ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO DA LITERATURA

Henderson Diogo das Neves Rito
Tulio Pessoa

RESUMO

A utilização da zircônia estabilizada com ítria, como material de infraestrutura de PPF, implantodontia e na ortodontia, vem aumentando gradativamente devido às suas características mecânicas comparáveis às do aço, como alta resistência a compressão e tenacidade a fratura. Além disso, possui boa biocompatibilidade e estética, baixa adesão da placa bacteriana. Graças ao mecanismo de tenacificação relacionado à transformação de fase, a zircônia estabilizada com ítria possui as propriedades mecânicas mais elevadas em relação as cerâmicas odontológicas. Em seu estado puro, a zircônia pode ser encontrada sob três formas: monoclinica, tetragonal e cúbica.

Palavras-chave: Zircônia. Cerâmicas Dentais. 3Y-TZP. Estética

1 INTRODUÇÃO

O uso da zircônia como material de reposição da estrutura dentária perdida é baseado nas características como biocompatibilidade, altos valores de dureza, inércia química e a sua estética. Além disso, a zircônia é indicada para a confecção de implantes dentários, infraestrutura de coroas unitárias e PPF totalmente cerâmica, bráquetes ortodônticos e pinos intraradiculares (DELLA BONA, 2009).

A necessidade de melhores propriedades mecânicas em regiões sujeitas a maiores estresses oclusal levou à introdução da zircônia na odontologia. Esta, pode se apresentar sob três formas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A transformação da fase tetragonal para monoclinica resulta num aumento de volume entre 3-4%, resultando em tensões compressivas na ponta de uma trinca. Para que esta se propague, é necessário ultrapassar a tensão compressiva que se formou ao seu redor. Esta tenacificação é responsável pela elevação da resistência à fratura em relação as demais cerâmicas (PICONI; MACCAURO, 1999).

Entretanto, a zircônia pode apresentar um fenômeno de envelhecimento devido a presença da água. Como consequência ela pode apresentar degradação da superfície, aumento da rugosidade e geração de microtrincas, podendo levar a perda das propriedades mecânicas (LUGHI; SERGO, 2010).

De acordo com a sua microestrutura, a cerâmica a base de zircônia pode apresentar três tipos distintos: FSZ, PSZ e TZP. A TZP (tetragonal zirconia polycrystals) é a mais empregada na odontologia sendo estabilizada com o óxido de ítrio, dando origem a Y-TZP. Como consequência da mudança de fase, a zircônia apresenta uma elevação da sua tenacidade. Além do mais, a zircônia pode apresentar três formas cristalinas em função da temperatura: monoclinica, tetragonal e a cúbica (BELO et al., 2013).

Mesmo com o sucesso das restaurações metalocerâmicas, a odontologia sempre buscou substituir o metal por algo mais estético. Sendo assim, a zircônia estabilizada com ítria acabou se difundindo na odontologia. A singularidade da zircônia estabilizada de sofrer transformação martensítica (T-M) após sofrer a aplicação de uma tensão, cria

um material com maior tenacidade em relação as demais cerâmicas. A zircônia é uma alternativa excelente por vários fatores: quimicamente inerte, baixa condutividade térmica e elétrica e são capazes de simular a aparência dos dentes naturais (KELLY; DENRY, 2007).

Ao final do século XX, variados sistemas inovadores foram inseridos no mercado com a finalidade de propiciar a realização de trabalhos cerâmicos livres de metal. Desde então, diversos sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos sempre buscando melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material (GOMES et al., 2008). Essa necessidade de melhores propriedades mecânicas, principalmente em regiões de maior esforço mastigatório, levou à introdução da zircônia na Odontologia (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão da literatura pertinente à zircônia visando um melhor entendimento sobre uma de suas principais propriedades.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O interesse em utilizar a zircônia como material odontológico partiu das suas boas propriedades química, dimensional, dureza e resistência mecânica (PICONI; MACCAURO, 1999).

Dependendo do componente incorporado a sua estrutura (Cálcio, Magnésio, Ítria ou Cério), a zircônia pode apresentar três fases cristalográfica: Monoclínica, Cúbica e Tetragonal. Quando estes agentes estabilizantes são adicionados em grande quantidade (8-12% em peso), é obtida a fase cúbica. Percentuais menores (3-5%), obtém-se a fase tetragonal parcialmente estabilizada e quando sob tensão, tem seu volume aumentado em 4,5%, é a chamada tenacificação por transformação, fator responsável pela elevação das propriedades mecânicas da zircônia (DENRY; KELLY, 2008; PICONI; MACCAURO, 1999).

O tamanho do grão da zircônia influencia nas propriedades mecânicas. Quanto maior o grão, menor o seu desempenho. Grãos maiores que 0,8 micrômetros, a mudança de fase é espontânea. Já os grãos com tamanho próximo a 0,2 micrômetros, possuem uma estabilização da fase tetragonal-monoclínica (DENRY; KELLY, 2008; PICONI; MACCAURO, 1999).

Na zircônia parcialmente estabilizada, a fase tetragonal é estável à temperatura ambiente, porém, quando sob tensão ocorre mudança T-M seguida de aumento de volume de aproximadamente 4,5%. Além disso, precipitados tetragonais metaestáveis dispersos poderiam se transformar em fase monoclínica pelo avanço de uma trinca no material. Desta forma, a região tensionada sofreria transformação de fase T-M e haveria expansão, comprimindo a trinca e se opondo à sua propagação. Além do mais, um aumento na resistência também é observado (GARVIE; HANNINK, 1975; GUAZZATO et al., 2004).

Além da tenacificação por transformação, o aumento de volume pode ultrapassar o limite elástico da zircônia, gerando as microtrincas. Estas, são inofensivas ao material e até benéficas, pois ajuda, a defletir uma trinca de maior volume, mudando a sua direção e dissipando sua energia. Em decorrência disto, as microtrincas ajudam a tenacificar a zircônia (GIORDANO, 2003; STEVENS, 1986).

O envelhecimento da zircônia ocorre pela transformação da fase T-M de grãos na superfície que estão em contato com a água gerando microtrincas, abrindo caminho para a entrada de uma maior quantidade de água, gerando trincas maiores, percorrendo para uma diminuição da resistência mecânica (LUGHI; SERGO, 2010).

A zircônia é um tipo de cerâmica que apresenta uma boa estabilidade química, dimensional, uma elevada resistência mecânica, alta dureza e módulo de Young com valores semelhantes ao aço (ANDREIOLLO; GONÇALVES; DIAS, 2011). Para Cales e Stefani (1994), a resistência a tração da zircônia apresenta valores entre 900 e 1200 Mpa e a resistência a compressão fica em torno de 200 Mpa. Segundo Kosmac et al. (1999), tratamentos na superfície da zircônia podem provocar modificações nas suas propriedades físicas e quando exposta a umidade por tempo prolongado, ocorre um fenômeno chamado de “envelhecimento da zircônia”.

Para Volpato et al. (2011), a zircônia é de extrema biocompatibilidade, não apresenta efeito citotóxico local e sistêmico, bem como reação adversa. De acordo com Ali et al. (2014) e Vagkopoulou et al. (2009), a zircônia, quando comparada a alumina e o titânio, apresenta uma menor toxicidade em relação ao segundo e semelhante ao primeiro.

Uma característica importante da zircônia, relacionada à biocompatibilidade, é a baixa adesão bacteriana e isso contribui para que as restaurações nesse material resultem em um número bastante pequeno de infiltração marginal. Conseqüentemente, um tecido periodontal adjacente à restauração saudável (MANICOME; IOMMETTI; RAFAELLI, 2007; SCARANO et al., 2004).

Devido às propriedades ópticas adequadas, as cerâmicas odontológicas mimetizam um dente natural, apresentam uma excelente estética e atendem às exigências da sociedade (GOMES et al., 2008). As características mais esperadas das cerâmicas são: translucidez e resistência. A primeira permite reproduzir a estética dental. Já a segunda faz com que a peça protética seja capaz de suportar esforços mastigatórios. Ambas as características são difíceis de serem encontradas nas cerâmicas, principalmente em prótese fixa. Para isso se faz necessário utilizar uma subestrutura de elevada resistência (VOLPATO et al., 2011).

Em relação à subestrutura, utiliza-se bastante a zircônia devido à sua elevada

resistência (PICONI; RIMONDINI; CERRONI, 2012). Para situações estéticas, como o mascaramento do substrato, a opacidade da zircônia e sua coloração branca são bastante interessantes para a fabricação de subestruturas, pois permite a obtenção de peças protéticas semelhantes a um dente natural (HEFFERNAN et al., 2002).

Schmitt et al. (2010) realizaram ensaios clínicos em que, após três anos, observaram coroas com estrutura em zircônia instaladas em dentes anteriores e tiveram índice de sobrevida de 100%. Poggio et al. (2012), em um período de 20 meses, realizaram análise retrospectiva em 102 coroas anteriores e posteriores com subestrutura em zircônia, concluindo que não houve fraturas nesta última. Semelhante a este estudo Ortop, Kihl e Carlsson (2009), em um período de três anos, avaliaram 18 pacientes e 25 coroas com subestrutura em zircônia e concluíram que não houve fraturas e nem lesões de cárie secundária.

Crisp et al. (2012) acompanharam por três anos 34 próteses fixas múltiplas e verificaram que a subestrutura em zircônia Y-TZP mantiveram-se intactas. Em outro, Peláez et al. (2012) e Beuer et al. (2010) acompanharam por três anos prótese fixas múltiplas e concluíram que a sobrevida dessas próteses foi de 90% e a subestrutura em zircônia foi de 95,2%. Já Salier et al. (2017) acompanharam por 5 anos próteses fixas múltiplas e obtiveram o valor de 74% nas prótese fixas de três elementos com subestrutura em zircônia.

Quando é adicionado óxido de itrio a zircônia pura com a finalidade de estabilizar a fase cúbica e/ou tetragonal, obtêm-se um material polifásico conhecido como zircônia estabilizada. A estabilização na fase tetragonal é responsável pela alta tenacidade à fratura da Y-TZP (LUTHARDT et al., 1999).

A zircônia estabilizada não possui fases vítrias devido à microestrutura policristalina, o que evita a degradação ou desestabilização pela saliva e conseqüentemente a propagação da trinca (SORENSEN, 2004).

Para Christel et al. (1989), a zircônia estabilizada apresenta resistência a flexão maior do que os demais sistemas cerâmicos com valores variando entre 900 a 1200MPa, e resistência a fratura em torno de 9-10MPa/metro quadrado.

Implantes dentários à base de zircônia apresentam algumas vantagens em relação aos metálicos, dentre elas podemos apresentar a estética, biocompatibilidade,

elevada dureza e a alta estabilidade química. Quando usado em prótese implanto-suportada, para resistir aos esforços mastigatórios, espera-se que as próteses a base de zircônia apresentem resistência mecânica, dureza, tenacidade a fratura, resistência a compressão e a fadiga (MANICONE; IOMMETTI; RAFAELLI, 2007; OKENSON, J.P., 1992).

A adição de óxidos estabilizantes (MgO, CaO, CeO₂ e Y₂O₃) a matriz da zircônia permite a estabilização na fase cúbica e/ou tetragonal, em temperatura ambiente. Conseqüentemente na matriz ZrO₂, são obtidos altos valores de resistência mecânica e tenacidade a fratura como o aço (GUPTA; LANGE; BECHTOLD, 1978).

Para Stevens (1986), o aumento da tenacidade à fratura da cerâmica de zircônia se dá devido a retenção da fase tetragonal metaestável e, conseqüentemente, sua transformação para a fase monoclinica. Transformação esta que se dá devido aos resfriamento da zircônia pura, aumentando seu volume entre 3 e 5%, provocando tensões internas na microestrutura do material ocasionando microtrincas ao redor da partícula transformada. Conseqüentemente, prejudicando suas propriedades mecânicas e refratárias da zircônia pura. Por outro lado, as tensões internas absorvem as tensões externas e melhoram as propriedades mecânicas, especialmente a tenacidade à fratura.

O aumento de volume que ocorre na transformação T-M gera tensões no em torno da partícula transformada ocasionando as microtrincas. Esta, propaga-se até encontrar uma partícula na fase monoclinica, desvia de trajetória e ramifica-se. Esta mesma trinca, propaga-se sob tensão e gera um campo de tensão ao seu redor. Devido a isso, ocorre uma transformação martensítica (T-M), criando um estado de compressão na matriz. Conseqüentemente, ocorre um aumento da tenacidade da zircônia (EVANS; HEUER, 1980).

Tratamentos mecânicos na superfície da zircônia como o polimento, são responsáveis pela transformação da partícula tetragonal em monoclinica, gerando tensões na superfície. Estas, aumentam a tenacidade e a resistência mecânica da zircônia. Além do mais, defeitos superficiais são mais prejudiciais do que os internos. (STEVENS, 1981, 1986).

A cerâmica de zircônia, em odontologia, é indicada para a confecção de pinos intrarradiculares, infraestrutura de próteses parciais fixas e de coroas unitárias,

além de implantes dentários, pilares protéticos, bráquetes e próteses adesivas. Dentre estas, as PPF, sobre dente ou implante, ganharam bastante notoriedade. Entretanto, para os sucesso do tratamento com próteses de zircônia, a espessura do conector é fundamental. Já que é nesta região onde ocorrem as principais falhas, como a fratura (MESQUITA et al., 2010).

O dióxido de zircônia é uma das cerâmicas mais resistentes e apresenta maior tenacidade a fratura, pois esta, é a medida de resistência à propagação de trincas sob um estado de tensão de tração. Além destas características, esta cerâmica apresenta boa biocompatibilidade, elevada estética, alta dureza, resistência ao desgaste, baixa condutividade elétrica e inércia química. Esta, garante a estabilidade química da superfície das restaurações, conseqüentemente não liberando elementos nocivos (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Com o intuito de elevar a resistência das cerâmicas, foram adicionados óxidos em sua composição, em que a incorporação da zircônia teve como resultado um aumento da resistência à flexão, proporcionando entre as cerâmicas, um dos maiores valores de tenacidade. Porém, resultou num sistema altamente opaco, por exemplo o In Ceram Zircônia que possui 69% de óxido de alumínio e 31% de óxido de zircônio. Sendo mais indicado para coroas unitárias e próteses fixas de três elementos em regiões posteriores (RAUT; RAO; RAVINDRANATH, 2011).

Em resposta a ocorrência de propagação de trincas em cerâmicas à base de alumina, surgiu a zircônia estabilizada por itria (Y-TZP). Esta apresenta maior procura devido a sua biocompatibilidade, estética, elevada resistência à fratura e baixo módulo de elasticidade (RAUT; RAO; RAVINDRANTH, 2011).

O dióxido de zircônio é um óxido cristalino branco do zircônio, um metal de baixa condutividade térmica, quimicamente inerte e bastante resistente a corrosão (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

As cerâmicas à base de zircônio apresentam melhores propriedades mecânicas que outros materiais como maior módulo de elasticidade, resistência flexural e dureza (PICONI; MACCAURO, 1999).

As cerâmicas a base de zircônio classificam-se em três etapas, de acordo com sua microestrutura: 1) zircônia totalmente estabilizada (FSZ)– há um grande acréscimo

óxidos estabilizadores (acima de 8% de óxido de itrio), em temperatura ambiente, para que sua estrutura cristalina se mantenha na forma cúbica; 2) zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) – e a zircônia composta de partículas nanométrica nas formas monoclinica e tetragonal precipitadas na matriz da zircônia cúbica; 3) zircônia tetragonal policristalina (TZP), que é constituída basicamente por pela fase tetragonal em temperatura ambiente (CHEVALIER et al., 2009).

A zircônia estabilizada por itrio (Y-TZP) apresenta densidade superior a 6,0g/cm³. Enquanto isso a tenacidade à fratura da zircônia monoclinica não estabilizada, densidade de 99,2%, é de 2,06 Mpa.m^{1/2}, a da Y-TZP é de aproximadamente 8 a 10,3 Mpa.m^{1/2}. Além de tenaz, o material é bastante resistente, apresentando resistência flexural ~ 900MPa. Apresenta dureza de 13 a 13,5 Gpa e coeficiente de expansão térmica (CET) relativamente baixo, 10,2 x 10⁻⁶/k (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A cerâmica tetragonal estabilizada com itria (Y-TZP) pode ser usada para a confecção de bráquetes ortodônticos, pinos intraradiculares, componentes para implante dentário, infraestrutura para coroas unitárias e prótese parcial fixa, infraestrutura para coroas e prótese parcial fixa totalmente cerâmicas na região anterior e posterior (DELLA BONA, 2009).

Durante a estabilização da zircônia por ítria, gera-se uma proporção bastante considerável de fase tetragonal metaestável. Ao ser submetido a uma tensão externa, forma-se uma trinca no material e acarreta a transformação da fase tetragonal para monoclinica. Esta transformação propicia o aumento da resistência e tenacidade da estrutura, pois a expansão volumétrica resultante acarreta uma força compressiva contra a trinca, não permitindo a sua propagação (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Para Giordano (2003), microtrincas podem surgir caso o aumento de volume proveniente da transformação da fase T-M for suficiente para ultrapassar o limite elástico do material. Sendo que elas não são danosas a estrutura, pois auxiliam na dissipação de trincas maiores, já que estas terão de mudar de direção e consequentemente perderão energia. Esta capacidade de dispersão das trincas maiores simula o que ocorre em dentes naturais.

As cerâmicas policristalinas são materiais quebradiços e sofrem fraturas sem que

haja uma deformação plástica decorrente da aplicação de uma carga. A modalidade da fratura depende do mecanismo de propagação da trinca, e no caso da zircônia estabilizada por ítria, ela é caracterizada como uma fratura frágil. Nesta, as trincas podem ter sua propagação muito rápida e, uma vez iniciada, irão seguir espontaneamente sem que ocorra um aumento na tensão aplicada (CALLISTER, 2002).

Este tipo de fratura não pode ser restaurado, caracterizando-se num dano irreversível, obrigando a substituição da peça (MARTINS et al., 2010).

Apesar da Y-TZP apresentar um mecanismo de tenacificação que proporciona uma melhora nas suas propriedades mecânicas, este mesmo mecanismo é responsável pela degradação dessas propriedades no processo de envelhecimento conhecido como degradação em baixa temperatura. Esta, só ocorre em ambiente úmido e em baixas temperaturas (150-400 graus), na qual há uma transformação da fase tetragonal em monoclinica nos grão da superfície. Esta transformação se dá pelo crescimento dos grãos que acompanham a expansão do volume, originando tensões e microtrincas nos grãos adjacentes. A deterioração da superfície é intensificada pela presença da água. Com a expansão da zona de transformação, a quantidade de microtrincas aumenta, os grãos extruem e a superfície se torna mais aspera, acarretando na diminuição da resistência (DENRY; KELLY, 2008). Com isso, durante a cimentação de próteses fixas sobre pilares vitais, o cimento deve impedir que a superfície do material entre em contato com a umidade presente nos túbulos dentinários (MARTINS et al., 2010).

O processo de degradação pode ser intensificado por qualquer fator que interfira na estabilidade da zircônia, como o tamanho do grão (DENRY; KELLY, 2008), a quantidade de moderador (HANNINK; KELLY; MUDDLE, 2000), e a presença de tensões residuais (GUAZZATO et al., 2005).

Grãos acima do tamanho crítico são mais instáveis e conseqüentemente mais propício a degradação, ao contrário, os de menor tamanho (<0,8 micrômetro) apresentam menor degradação. No entanto, grãos bastante finos inibem o aumento da tenacidade por transformação, diminuindo as propriedades mecânicas. O tamanho do grão é afetado diretamente pela sinterização, já que elevadas temperaturas e longos períodos de sinterização produzem grãos maiores. Ao passo que menores concentrações de estabilizador resultam em menor estabilidade dos grãos tetragonais (DENRY; KELLY, 2008).

Apesar dos ajustes na superfície do material ser capaz de aumentar a tenacidade através da transformação de fase T-M, não se recomenda utilizar instrumentos abrasivos grosseiros, pois defeitos profundos podem anular os efeitos benéficos que as tensões compressivas apresentam (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Como consequência da diminuição da fase vítrea, a zircônia odontológica apresenta uma boa translucidez (CHEN et al., 2008). No entanto, a Y-TZP apresenta alta resistência à fratura e opacidade, tendo a sua indicação para a infraestrutura de trabalhos protéticos (TINSCHERT et al., 2004).

A incorporação da zircônia às cerâmicas, com a intenção de aumentar a sua resistência, proporcionou um aumento considerável da sua resistência à flexão, conferindo um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos. Em contrapartida, este sistema ficou altamente opaco, como no InCeram Zircônia que apresenta uma percentual aproximado de 69% de óxido de alumina e 31% de óxido de zircônio. Tendo sua principal indicação para região posterior (RAUT et al., 2011; SCHMITT et al., 2011).

A cerâmica estabilizada por ítrio (Y-TZP) surgiu como uma resposta às trincas que se formavam nas cerâmicas aluminizadas. A primeira vem sendo bastante difundida devido as suas propriedades mecânicas, estética, biocompatibilidade, reduzido módulo de elasticidade (RAUT et al., 2011).

A incorporação do óxido de ítrio a matriz da zircônia objetivou reduzir a propagação de trincas controlando a expansão volumétrica estabilizando a zircônia na fase tetragonal em temperaturas elevadas. O aumento do volume cria tensão de compressão da trinca e neutraliza a tensão externa. Fenômeno este conhecido como transformação e retardo na propagação de trincas. Fenômeno este que não impede o alastramento da trinca, ele torna apenas mais difícil a sua dispersão. Devido a sua resistência flexural, o dióxido de zircônia ou zircônia estabilizada por ítrio tem a sua indicação para a confecção de barras de prótese protocolo, infraestrutura de reabilitação de regiões extensas (CONRAD et al., 2007; RAIGRODDSKI et al., 2001; REICHEL et al., 2004).

Quando incorporado a zircônia, os estabilizadores de fase (óxido de magnésio, cálcio e ítrio) tinham a missão de conter a expansão volumétrica que era responsável

pela formação das trincas durante a transição de fases (monoclínica-tetragonal) que acontece no durante o resfriamento após a sinterização. Na zircônia parcialmente estabilizada, os cristais tetragonais metaestáveis dispersos na matriz, ao sofrerem um estresse proveniente do avanço de uma trinca, transformam-se em na fase monoclínica. Este fenômeno confere uma maior resistência à zircônia (GARVIER et al., 1975).

Para Zhang (2014), a translucidez da zircônia esta diretamente ligada ao tamanho do grão na sua composição. Para se obter translucidez semelhante a porcelanas dentais, é preciso que o tamanho do grão entre na escala nanométrica devido à alta berrifrigência. Para o autor, o tamanho do grão da zircônia deve se manter abaixo do 100 nm, pois estaria abaixo da faixa de luz visível (400-700 nm), obtendo assim, uma zircônia de translúcida a transparente.

Para Kobayashi et al. (1981), o processo de envelhecimento da zircônia ou a degradação a baixa temperatura (low temperature degradation) é o processo pelo qual a zircônia estabilizada por 4,5 a 6% mol de ítria, sofre transformação tetragonal para monoclínica de maneira lenta. No entanto progressiva e generalizada até levar a uma falha catastrófica, sempre em presença de água e com temperatura variando entre 150-400 °C.

As cerâmicas policristalinas à base de zircônia são classificadas, segundo a sua microestrutura, em três tipos: FSZ (fully stabilized zirconia), nesta a zircônia encontra-se na fase cúbica, sendo obtida adicionando-se grande quantidade de óxido de ítrio. PSZ (partially stabilized zirconia), esta é constituída de partículas nanométricas nas fases monoclínica ou tetragonal, precipitadas na matriz cúbica. Estes materiais são obtidos através da adição de óxido de cálcio e magnésio. A TZP (tetragonal zirconia polycrystals) é a cerâmica mais utilizada na odontologia, sendo constituída essencialmente pela fase tetragonal. Sua estabilização se dá pela adição de óxido de ítrio originando a Y-TZP (CHEVALIER; GREMILLARD, 2009).

O comportamento das cerâmicas à base de zircônia está associado ao aumento de tenacidade por transformação de fase. A zircônia pode assumir três fases de acordo com a temperatura: temperatura ambiente a 1170 °C, encontra-se na fase monoclínica. Entre 1170 a 2370°C, fase tetragonal. E acima de 2370°C até o ponto de fusão, fase cúbica (CHEVALIER; GREMILLARD, 2009; HANNINK; KELLY; MUDDLE, 2000).

Com a finalidade de se estabilizar a fase tetragonal a temperatura ambiente, são adicionados óxidos a matriz da zircônia. Quando esta encontra-se estabilizada e é submetida a alguma tensão (mastigação, desgaste e polimento), ocorre uma transformação da fase tetragonal para a monoclinica. Como esta ocupa um volume maior (3 a 5%) do que a as partículas tetragonais, ocorre a geração de tensão de compressão formando as microtrincas no entorno do defeito, dificultando a propagação de trinca capaz de levar a fratura do material. Este mecanismo é o principal fator pelo qual a Y-TZP é a que apresenta as melhores propriedades mecânicas (KELLY, 2008).

A microestrutura da Y-TZP é constituída por grãos com diâmetro variando entre 0,2 a 0,5 micrometro, dependendo da temperatura de sinterização (BORBA et al.,2011; DENRY; KELLY, 2008). Esta cerâmica apresenta valores de resistência à flexão entre 700 e 1500 Mpa, tenacidade a fratura 4,4 e 9,4 Mpa.m^{1/2} (8, 10-18). Já valores de dureza ~12GPa e módulo de elasticidade entre 220 e 240 Gpa (DENRY; KELLY, 2008; GUAZZATO et al., 2004).

Apesar da Y-TZP possuir um mecanismo de tenacificação que aumenta as suas propriedades mecânicas, este mesmo mecanismo pode provocar um comportamento indesejável: degradação das propriedades mecânicas a baixa temperatura (low temperature degradation- LTD) (DENRY; KELLY, 2008).

Em um estudo, foi observado que os grãos da superfície da Y-TZP apresentavam uma mudança de fase T-M, em ambiente úmido e baixa temperatura (150-400°C). Esta transformação se dava por um processo de nucleação e crescimento dos grãos, consequentemente aumento de volume, provocando tensões e microtrincas nos grãos vizinhos. Esta degradação da superfície é intensificada pela presença da água. Com isso, ocorre um aumento das microtrincas, extrusão dos grãos e aumento da rugosidade da superfície, o que leva a diminuição da resistência (CHEVALIER; GREMILLARD, 2008; DENRY; KELLY, 2008).

Fatores como o tamanho do grão, quantidade de estabilizador e a presença de tensões residuais podem afetar a estabilidade da zircônia tetragonal (KIM, 2010; KOSMAC, 1999; DEVILLE; CHEVALIER; GREMILLARD, 2006). Grãos acima do tamanho crítico são menos estáveis e sofrem maior degradação, enquanto com tamanho menor (<1 micrômetro) apresenta menor degradação (HEUR et al., 1982). Tamanho bastante reduzido (<0,2 micrômetro) limitam o aumento da tenacidade por

transformação levando a uma redução das propriedades mecânicas (COTTOM, 1986).

O processo de sinterização interfere diretamente no tamanho do grão, sendo que altas temperaturas e longos período de sinterização resultam em maior tamanho do grão (DENRY; KELLY, 2008).

Tensões residuais podem ocorrer durante a usinagem, alterações térmicas, acabamento e polimento sobre a Y-TZP encontram resultados controversos sobre o comportamento mecânico da cerâmica. Alguns estudos mostram que estes procedimentos podem tensões de compressão na superfície da cerâmica melhorando suas propriedades mecânicas. No entanto, também podem gerar defeitos profundos que ultrapassam a camada de compressão, elevando a susceptibilidade à degradação em baixas temperaturas (GUAZATTO et al., 2005; KIM et al., 2010; KOSMAC et al., 1999).

O processo de aquisição da zircônia parcialmente estabilizada mais utilizado é o 3Y-TZP. Policristais de zircônia tetragonal estabilizado por ítria (3% mol) resultam num material de elevada dureza e tenacidade usado em sistemas como o LAVA, CERCON, PROCERA e YZ CERAM. O In Ceram Zircônia utiliza a céria como agente dopante da zircônia, porém pouco se conhece sobre a influência que a céria exerce sobre as propriedades da zircônia. No entanto, sabe-se que o sistema Ce-ZrO₂ possui propriedades superiores aos sistemas que utilizam o MgO e CaOe parece não apresentar envelhecimento (DENRY; KELLY, 2008; LUGHI; SERGO, 2010).

3 DISCUSSÃO

Dependendo do agente estabilizante a ser incorporado a matriz da zircônia, pode-se obter as seguintes fases: Monoclínica, cúbica e Tetragonal. Quando a concentração desse agente fica em torno de 8-12% do peso, obtêm-se a fase cúbica. Porém, percentuais entre 3-5%, consegue-se a fase tetragonal (temperatura ambiente) que quando sob tensão, tem um aumento de volume conhecido como tenacificação por transformação (DENRY; KELLY, 2008; PICONE; MACCAURO, 1999). Aumento este, em torno de 4,5%, responsável pela compressão da trinca, retardando-a. Além do mais, esse aumento de volume é responsável pela elevação das propriedades mecânicas da zircônia (GARVIE; HANNINK, 1975; GUAZZATO ET AL., 2004).

Para Giordano (2003) e Stevens (1986), além da tenacificação por transformação, o aumento de volume pode exceder o limite plástico da zircônia e formar microtrincas. Estas ajudam a dissipar a energia e mudar a direção de uma trinca de maior volume.

A estabilidade química e dimensional, elevada resistência e alta dureza, fizeram da zircônia um dos materiais mais utilizados na odontologia (ANDREIOULO; GONÇALVES; DIAS, 2011). Já para Volpato et al. (2014), além destas características, a sua alta biocompatibilidade não oferece risco citotóxico local e sistêmico. Além disso, ela é responsável pela baixa adesão bacteriana, contribuindo para o sucesso do tratamento e preservação do tecido periodontal adjacente a restauração (MANICOME; IOMMETTI; RAFAELLI, 2007; SCARANO et al., 2004).

O fenômeno do envelhecimento da zircônia se dá pela transformação da fase T-M dos grãos que estão na superfície em contato com a água, formando as microtrincas. Abrindo passagem para a entrada de uma quantidade maior de umidade (LUGHI; SERGO, 2010). Já Kosmac et al. (1999) afirmaram que tratamentos na superfície da zircônia pode provocar modificações nas suas propriedades físicas, que quando exposta a umidade, ocorre o envelhecimento da zircônia.

A adição de óxido de ítrio à zircônia tem como finalidade a estabilização na fase tetragonal elevando a sua tenacidade à fratura da Y-TZP (LUTHARDT et al., 1999). Para Sorensen (2004), a ausência de fases vítrias na microestrutura da zircônia evita a

degradação pela saliva e a propagação de uma trinca. Já Christel et al. (1989) foram mais além por apresentar valores mensurados da zircônia variando entre 900 a 1200MPa.

Quando é adicionado óxido de itrio a zircônia pura com a finalidade de estabilizar a fase cúbica ou tetragonal, obtêm-se um material polifásico conhecido como zircônia estabilizada. A estabilização na fase tetragonal é responsável pela alta tenacidade à fratura da Y-TZP. (LUTHARDT et al., 1999).

Para Luthardt (1999), a adição de óxido de ítrio a zircônia pura tem a finalidade de estabilizar a fase cúbica ou tetragonal. Esta última é a responsável pela elevação da tenacidade à fratura da Y-TZP. Além do óxido de ítrio, o MgO, CaO e o CeO são estabilizantes da zircônia em temperatura ambiente, com isso são obtidos valores de resistência mecânica e tenacidade a fratura como o aço (GUPTA; LANGE; BECHTOLD, 1978).

Para Stevens (1986), o aumento do volume da zircônia é responsável pelo surgimento de microtrincas em torno da partícula transformada. Com isso, pode haver um prejuízo às propriedades da zircônia. Por outro lado, como as tensões internas podem absorver as tensões externas e com isso, melhorar as propriedades mecânica da zircônia. Para Evans e Heuer (1980), a trinca se propaga sob tensão e gera um campo de tensão em torno da partícula transformada. Devido a isso, ocorre uma transformação martensítica (T-M), criando um estado de compressão na matriz. Consequentemente, ocorre um aumento da tenacidade da zircônia.

Para Stevens (1981), tratamentos na superfície da zircônia são responsáveis pela transformação T-M gerando tensões na superfície, melhorando suas propriedades mecânicas. Além disso, defeitos na superfície são mais prejudiciais do que os internos.

Para Anusavice, Shen e Rawls (2013) não se recomenda usar instrumentos abrasivos grosseiros, já que defeitos profundos podem anular os efeitos benéficos que as tensões compressivas.

Segundo Denry e Kelly (2008), o tamanho do grão é um dos fatores que pode interferir na estabilidade da zircônia. Além do mais, grãos que se encontram acima do tamanho crítico (>0,8 micrômetros) são mais instáveis. Já os que estão abaixo do tamanho crítico, degradam-se menos. Porém, os bastante finos inibem o aumento da

tenacidade por transformação. Reduzindo as suas propriedades mecânicas.

Para Zhang (2014), a translucidez da zircônia esta diretamente ligada ao tamanho do grão na sua composição. Para se obter translucidez, é preciso que o tamanho do grão entre na escala nanométrica devido à alta berrifrigência. Para o autor, o tamanho do grão da zircônia deve se manter abaixo do 100 nm, pois estaria abaixo da faixa de luz visível (400-700 nm), obtendo assim, uma zircônia de translúcida a transparente.

A incorporação da zircônia à cerâmica tornou o sistema bastante opaco, o que prejudicou os tratamentos mais estéticos (RAUT et al., 2011; SCHMITT et al., 2011). Já para Chen et al. (2008), a redução da fase vítrea, tornou a zircônia odontológica com uma boa translucidez. Para Tinschert et al. (2004), devido a sua opacidade, a Y-TZP teve a sua principal indicação a infraestrutura de trabalhos protéticos.

A tenacificação por transformação associada a transformação de fase cristalina é o fator responsável pela elevação das propriedades mecânicas da Y-TZP, o que a torna uma das principais cerâmicas mais utilizada na odontologia. Todavia, este mesmo mecanismo pode resultar na degradação das propriedades mecânicas em baixa temperatura. Fatores como o tamanho do grão, quantidade de estabilizador e as tensões residuais podem estar associados a essa degradação (GIORDANO, 2003; STEVENS, 1981).

4 CONCLUSÃO

A tenacificação por transformação associada a transformação de fase cristalina é o fator responsável pela elevação das propriedades mecânicas da Y-TZP, o que a torna uma das principais cerâmicas mais utilizada na odontologia. Todavia, este mesmo mecanismo pode resultar na degradação das propriedades mecânicas em baixa temperatura. Fatores como o tamanho do grão, quantidade de estabilizador e as tensões residuais podem estar associados a essa degradação.

A Y-TZP apresenta uma excelente biocompatibilidade e estética, baixa adesão de placa bacteriana e características mecânicas comparáveis às dos metais;

Em reabilitação oral, a zircônia pode ser utilizada para a confecção de próteses fixas, como implantes e seus componentes, subestruturas de restaurações unitárias ou múltiplas;

O uso de subestruturas em metal e em zircônia apresenta resultado bastante parecidos. Porém, a zircônia apresenta melhor estética e biocompatibilidade.

As zircônias, em comparação as demais cerâmicas, possuem um aumento da densidade, da microdureza e da tenacidade a fratura em decorrência do aumento da temperatura e tempo de sinterização. Além do mais, o tamanho do grão é maior quando sinterizado na faixa de temperatura de 1530°C e 1600°C. Com a diminuição da porosidade e o aumento do tamanho do grão, observou-se um aumento da translucidez.

ZIRCONIA IN DENTISTRY AND ITS MAIN ADVANTAGES: A LITERATURE REVIEW

Henderson Diogo das Neves Rito
Thulio Pessoa

ABSTRACT

The use of zirconia stabilized by yttria, as PPF infrastructure material, Implantodontology and Orthodontics, has been gradually increasing due to its mechanical characteristics comparable to steel's, such as high resistance to compression and tenacity to fracture, besides having good biocompatibility, aesthetics and low plaque adhesion. Due to tensile mechanism related to phase transformation, zirconia stabilized by yttria has the highest mechanical properties in relation to dental ceramics. In its pure state, zirconia can be found in three forms: monoclinical, tetragonal and cubical.

Keywords: Zirconia. Dental Ceramics. 3Y-TZP. Aesthetics

REFERÊNCIAS

ANDREIUOLO, R.; GONSALVES, S.A.; DIAS, K.R.H. A Zirconia na odontologia Restaurada. **Rev. Bras. Odontol.** Rio de Janeiro, v.68, n.1, p.49-53, 2011.

ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. P. **Materiais dentários**. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

ALI, S.A. et al. Properties and Application. **Pak. Oral Dent. J.** Islamabad, v.34, n. 1, p.178-183, Mar. 2014.

BELO, Y. D. et al. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. **Cerâmica**, São Paulo, v. 59, n. 352, p. 633-639, Dez. 2013.

BEUER, F. et al. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. **Quintessence Int.** Berlin, v.41, n.8, p. 631-637, Sept. 2010.

Borba, M. D. et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dent. Mater.** v.27, p.710,2011.

CALES, B.; STEFANI, Y. Mechanical Properties and Surface of Retrieved Zirconia Femoral hip Joint after na Implantation time of two Three-year. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, Norwell, v.5, n.6, p. 376-380, 1994

CALLISTER JR, W. D. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. 5ed. Rio de Janeiro. **Livros Técnicos e Científicos Editora S.A.**, 2002.

CHEVALIER, J. et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. **Journal of the American Ceramic Society.** v. 92, n. 9, p.1901-1920, 2009.

CHEN, Y. M. et al. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. **Dental Materials.** v.24, n.11, p.1506-1511, nov. 2008

COTTOM, M. J. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% Y₂O₃ determined by Vickers indentation, **Scripta Mater.** v.34, p.809,1996.

CONRAD, H.J.; SEONG, W.J.; Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. **J. Prosthet Dent.** v.98, n.5, p. 389-404, 2007.

CRISP, R.J. Et al. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: Three-year results. **Dent. Mater.** Tokyo, v. 28, n. 3, p. 229-236, Mar. 2012.

CHRISTEL, P.A.; HELLER, M J. P.; TORRE, C. N.; PEILLE, J. **Biomed. Mater. Res.** v.23, p.45, 1989.

DELLA BONA, A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II - The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and factography. **Journal of Applied Oral Science.** v.13, n.2, p.101-9, 2005.

DENRY, I.; KELLY, J.R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials.** v.24, p. 299-307, 2008.

DEVILLE, J.; CHEVALIER, L.; GREMILLARD. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. **Biomater.** v.27, p.2186, 2006.

EVANS, A.G, HEUER, A.H., Transformation toughening in ceramics: martensitic transformation in crack –TIP stress fields. **J. Americ Ceram Soc.** v.63, n.5-6, p. 241-248, 1980.

GARVIE, R.C.; HANNINK, R.H.; PASCOE, R.T. **Ceramic steel Nature.** v.258, p. 703-4, 1975.

GIORDANO, R.CAD/CAM: Anoverview of Machines and Materials. **Journal of Dental Technology.** Sept.: 20-30, 2003.

GOMES, E. A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. Ceramic in dentistry: current situation. **Cerâmica, São Paulo,** v. 54, n. 331, p. 319-325, set. 2008.

GUAZZATO, M. et al. Strenght, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. **Biomaterials.** v.25, p. 5045-52, 2004.

GUPTA, T. K., LANGE, F. F., BECHTOLD, J. H. Effect of stress-induced phase transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. **J. Mater. Sci.** v.13, p. 1464-1470, 1978.

HANNINK, R. H. J.; KELLY, P. M.; MUDDLE, B. C. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. **Journal of American Ceramic Society.** v. 83, p. 461- 87, 2000.

HEFFERNAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. **J. Prosthet. Dent.,** St. Louis, v.88, n.1, p.4-9, July 2002.

HEUER, N. et al. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. **J. Am. Ceram. Soc.** v.65, p.642, 1982.

KIM, N. S.; et al. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/ CAM zirconia, **J. Dent. Res.** v.89, n.91, 2010.

KOBAYASHI, K.; KUWAJIMA ,H.; MASAKI, T. Phase change and mechanical

properties of zro₂-y₂o₃ solid electrolyte after ageing. **Solid State Ion.**v.3-4, n.0, p.489-93,1981.

KOSMAC, C. et al. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic, **Dent. Mater.** v.15, p.426, 1999.

LUGHI, V.; SERGO, V. Low temperature degradation aging of zirconia: A critical review of the relevants in dentistry. **Dental Materials.** v.26,p.807-20, 2010.

LUTHARDT, R.G.; SANDKUHL, O.B. Reitz, Eur. **J. Prosthodont. Restor. Dent.** v.7, n.113,1999.

MANICONE, P.F.; IOMMETTI, P.R.; RAFFAELLI, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. **J. Dent.**, Cardiff, v. 35, n. 11, p.819-826,Nov.2007.

MARTINS, L. M. et al. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. **Cerâmica,** v.56, p.148-155, 2010.

MESQUITA, A.M.M., ASSUNCAO E SOUZA, R.O., MIYASHITA, E. Implantodontia Clínica Baseada em Evidencia Científica. Cap. 2 Zirconia em prótese sobre implante, p.57-80, 2010

ÖRTORP, A.; KIHIL, M. L.; CARLSSON, G. E. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **J. Dent.**, Cardiff, v. 37, n. 9, p. 731-736, Sept.2009.

OKESON, JEFFREY P. **Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares.** Artes Médicas, 2ª Edição, 1992.

PELÁEZ, J. et al. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 107, n. 6, p. 373-379, June 2012.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zircônia as a ceramic biomaterial, a review. **Biomaterials.** 20: 1-25, 1999.

PICONI, C.; RIMONDINI, L.; CERRONI, L. Aplicações da zircônia em odontologia, Rio de Janeiro: Amolca, p. 136, 178-179, 188, 2012.

POGGIO, C. E.; DOSOLI, R.; ERCOLI, C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 107, n. 5, p. 316-321, 2012.

RAIGRODSKI, A.J.; CHICHE, G.J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. **J Prosthet Dent.** v.86, p.520-5,2001.

RAUT, A.; RAO, P. L.; RAVINDRANATH, T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. **Indian Journal of Dental Research.** v.22, n.1, p.140-3, 2011.

REICHEL, K. Virtual Reality by Cerec inLab Framework. **Int J Comput Dent.** v.7, p. 8595, 2004.

SAILER, I. et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, Chicago, v. 20, n. 4, p. 383-388, 2007.

SCARANO, A. et al. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. **J. Periodontol.**, Chicago, v.75, n.2, p. 292-296. Feb. 2004.

SCHMITT, J. et al. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather edged margin preparations: A 3-year follow-up of a prospective clinical trial. **Int. J. Prosthodont.**, Chicago, v.23, n.2, p.107-109,2010.

SCHMITT, J.; et al. Surface characteristics of zirconia-based posterior restorations: clinical and scanning electron microscopic analysis. **J Can Dent Assoc.** v.77, 2011; 77: b31.

SORENSEN, J.A. **Quintessence Dent. Technol.** v.26, p.57, 2004.

STEVENS, R., Zirconia: second phase particle transformation toughening of ceramics. **Trans Brit Ceram Soc.** v.80, p. 81-85, 1981.

STEVENS, R. Introduction to Zirconia – Zirconia and zirconia ceramics. In:magnesium elektron publication. v. 113: p. 1-51, 1986.

TINSCHERT, J. et al. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. **International Journal of Computerized Dentistry.** v.7, n.1, p.25-45, 2004.

VAGKOPOULOU, T. Et al. Zirconia in dentistry: Part.1 Discovering the nature of an upcoming bioceramic. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Berlin, v.4, n.2, p. 130-151, 2009.

VOLPATO, C.A.M. et al. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. In: Sikalidis, C. (Ed). *Advances and environment.* (S.I.): InTech, Cap. 17, 2011.

ZHANG, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. **Dent Mater.** 2014; 30(10): 1195–203.

ANEXO 1

Eu, Paula Andréa de Melo Valença, declaro para os devidos fins e para fazer prova junto à **Faculdade SETE LAGOAS – FACSET**, que realizei a revisão de normas técnicas e metodológicas do TCC / Monografia, intitulado “**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO DA LITERATURA**”, de autoria de **Henderson Diogo das Neves Rito**, do curso de **Especialização Lato Sensu em Prótese Dentária, pela Faculdade Sete Lagoas – FACSET**, consistindo em correção de citações, referências bibliográficas e normas metodológicas.

Por ser verdade, firmo a presente,

Recife, 07 de fevereiro de 2019.



Paula Andrea de Melo Valença

CPF: 020.321.594-06

ANEXO 2

Eu, Bruna Stefânia Cavalcanti de Souza, declaro para os devidos fins e para fazer prova junto à **Faculdade SETE LAGOAS – FACSET**, que realizei a correção da língua inglesa do abstract do TCC / Monografia, intitulado “**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO DA LITERATURA**”, de autoria de **Henderson Diogo das Neves Rito**, do curso de **Especialização Lato Sensu em Prótese Dentária, pela Faculdade Sete Lagoas – FACSET**, consistindo em correção de citações, referências bibliográficas e normas metodológicas.

Por ser verdade, firmo a presente,

Recife, 07 de fevereiro de 2019.



Bruna Stefânia Cavalcanti de Souza

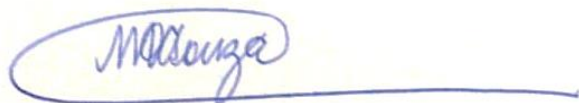
CPF:073.112.894-08

ANEXO 3

Eu, Maria de Fátima de Souza, declaro para os devidos fins e para fazer prova junto à **Faculdade SETE LAGOAS – FACSET**, que realizei a revisão de língua portuguesa do TCC / Monografia, intitulado “**ZIRCÔNIA ODONTOLÓGICA E SUAS PRINCIPAIS VANTAGENS: REVISÃO DA LITERATURA**”, de autoria de **Henderson Diogo das Neves Rito**, do curso de **Especialização Lato Sensu em Prótese Dentária, pela Faculdade Sete Lagoas – FACSET**, consistindo em correção de citações, referências bibliográficas e normas metodológicas.

Por ser verdade, firmo a presente,

Recife, 07 de fevereiro de 2019.



Maria de Fátima de Souza

CPF:696.695.974-04