

CURSO DE ODONTOLOGIA

Cássia Jordana Telles

ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Santa Cruz do Sul

2017

Cássia Jordana Telles

ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC, como requisito parcial para a obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Clovis Irigoyen Ferrer

Santa Cruz do Sul

2017

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus pelo dom da vida, por iluminar minha trajetória e permitir que concluísse mais essa etapa.

Aos meus pais, Arno e Joicenara pela educação, pelo amor, pelos exemplos diários de humildade, dedicação e fé. Vocês que abdicaram de muitas coisas por mim. Que sonharam e lutaram para que esse sonho fosse possível, e nunca me deixaram desistir. À vocês minha eterna gratidão. Eu os amo!

Ao meu irmão Guilherme Henrique pelo amor, carinho e compreensão nesses cinco anos de graduação.

A minha vó Helena que por diversas vezes foi minha segunda mãe. Sempre presente e torcendo. Obrigada vó.

A minha amiga Karolina, pela amizade, pelo convívio diário, pelas conversas, festas, risadas e o companheirismo de sempre. Obrigada por aturar minhas loucuras e abstrair minhas irritações. Obrigada pelo apoio, pelo carinho e por dividir várias vezes tua família comigo. Levarei você para sempre no meu coração e morrerei de saudades.

Ao Douglas pela paciência, pelo carinho e por todo o apoio recebido durante a realização desse trabalho. És especial.

Ao meu orientador professor Dr. Clovis Irigoyen Ferrer pela grandeza com que ensina. Agradeço pela paciência e dedicação durante esse período. És uma pessoa íntegra e admirável.

Aos professores Me. Fabiano Panta e Helder Luiz Dettenborn que tenho tanta admiração e respeito, agradeço por aceitarem o convite para fazer parte da minha banca. Tenho certeza que terão muito a contribuir com esse trabalho.

A professora Carmen Piazza que se tornou uma grande amiga. Obrigada pelas nossas conversas, pelo convívio, pelo conhecimento transmitido. Tenho uma enorme admiração por ti.

À todos os professores que fizeram parte dessa jornada acadêmica e contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional.

Aos meus pacientes da graduação pela confiança e paciência.

E por fim, à todas as pessoas que fizeram parte dessa trajetória, meu muito obrigada.

*“Contemplar o belo é fazer das pequenas coisas um espetáculo aos
nossos olhos.”*
(Augusto Cury)

RESUMO

A zircônia é considerada uma biocerâmica com propriedades muito satisfatórias quando comparadas às restaurações convencionais. Além de que, podem ser confeccionadas peças protéticas totalmente livres de metal, e ao mesmo tempo, devolver a função e a estética ao paciente. O crescimento da exigência estética e o avanço dos materiais restauradores indiretos, vem proporcionando resultados satisfatórios na odontologia. A zircônia possibilita a adaptação de forma natural dos tecidos gengivais a coroa, além de apresentar biocompatibilidade aos tecidos dentários e não provocar reações de hipersensibilidade. Coroas a base de zircônia translúcida, prometem suprimir a vulnerabilidade ao lascamento de restaurações de múltiplas camadas, proporcionando estética e resistência mecânica simultaneamente. Atualmente, esse material vem sendo utilizado para a confecção de coroas totais, tanto para dentes anteriores, quanto posteriores. Há algumas divergências a respeito da longevidade clínica e cimentação da peça. Por isso, o objetivo desse estudo foi revisar a literatura sobre a zircônia translúcida, suas peculiaridades e o que ainda precisa ser estudado para se ter uma melhor confiabilidade clínica por parte dos profissionais e entender por que esse material pode ser tão promissor para o futuro da Odontologia.

Palavras Chave: Cerâmicas, Zircônia, Zircônia Translúcida, prótese dentária.

ABSTRACT

Zirconia is considered a bioceramic with very satisfactory properties when compared to conventional restorations. Besides that, prosthetic pieces totally free of metal can be made, and at the same time, return the function and aesthetics to the patient. The growth of the aesthetic requirement and the advance of the indirect restorative materials, has been giving satisfactory results in dentistry. The zirconia allows the natural union of the gingival tissues to the tooth, besides presenting biocompatibility to the dental tissues and not provoking reactions of hypersensitivity. Crowns based on translucent zirconia, promise to suppress the vulnerability to chipping of multiple layer restorations, providing aesthetics and mechanical strength simultaneously. Currently, this material has been used to make full crowns for both anterior and posterior teeth. There are some disagreements regarding clinical longevity and cementation of the piece. Therefore, the objective of this study was to review the literature on translucent zirconia, its peculiarities and what still needs to be studied in order to have a better clinical reliability on the part of the professionals and to understand why this material can be so promising for the future of Dentistry.

Keywords: ceramics, zirconia, translucent zirconia, dental prosthesis,

LISTA DE IMAGENS

Figura 01- Representação esquemática das três fases da zirconia. (A) Cúbica (b) tetragonal (c) monoclinica	12
Figura 02- Blocos de zircônia com variáveis em translucidez, resistência a flexão e cor	14
Figura 03- Pastilha de Dissilicato de Lítio para prensagem sobre estrutura de zircônia	16
Figura 04 – Desenho esquemático representando as quantidades de desgaste para uma coroa protética totalmente em zircônia	18
Figuras 05, 06, 07, 08 e 09 - Coroas anatômicas feitas totalmente em zircônia translúcida	19, 20
Figura 10 – Esquema da transformação martensítica	22
Figura 11 – Degradação em baixa temperatura	24
Figura 12- Envelhecimento da zircônia pela penetração de água	25
Figuras 13 e 14- Sistemas CAD/CAM	26
Figura 15 - Blocos de cerâmica de dissilicato de lítio	27
Figuras 16 – Adesivo que contém MDP	29
Figura 17 – Cimento Resinoso Autoadesivo	30

SUMÁRIO

LISTA DE IMAGENS	7
1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REFERENCIAL TEÓRICO	11
2.1 HISTÓRICO	11
2.2 ZIRCÔNIA	11
2.3 TIPOS DE ZIRCÔNIA UTILIZADAS NA ODONTOLOGIA	13
3 ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA	15
3.1 PROPRIEDADES	20
3.2 ENVELHECIMENTO	23
3.3 PROCEDIMENTOS DE FABRICAÇÃO E DESIGN (CAD/CAM).....	25
3.4 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E CIMENTAÇÃO.....	28
4 METODOLOGIA.....	31
4.1 TIPO DE ESTUDO.....	31
4.2 SELEÇÃO DO MATERIAL BIBLIOGRÁFICO	31
4.3 IDIOMAS	31
4.4 PERÍODO DE ABRANGÊNCIA DA BIBLIOGRAFIA	31
5 DISCUSSÃO	32
6 CONCLUSÃO	35
7 REFERÊNCIAS	36

1 INTRODUÇÃO

Há muito tempo, que as metalocerâmicas tem sido classificadas como material de primeira escolha para a confecção de próteses fixas unitárias ou múltiplas sobre dentes e/ou implantes. Porém, devido a característica estética de uma subestrutura metálica, e também a necessidade de propriedades mecânicas elevadas, principalmente em regiões de maiores cargas mastigatórias, novos sistemas cerâmicos foram criados para suprir essas deficiências (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

No entanto, a busca pela melhora na estética do sorriso mostra-se cada vez maior, o que faz com que o mercado odontológico invista em uma gama de pesquisas sobre materiais e técnicas, que juntos ofereçam, além de um melhor comportamento estético, propriedades mecânicas ideais. Com isso, a zircônia vem sendo aplicada nos tratamentos reabilitadores protéticos, quando a resistência mecânica e estética são desejadas (BISPO, 2015).

Cerâmicas modernas como a zircônia apresentam-se com um grande potencial, no que diz respeito a substituição dos materiais tradicionais usados nas reabilitações orais em próteses fixas unitárias ou múltiplas, devido a sua ótima resistência mecânica e a fratura. Além disso, possui alta biocompatibilidade e propriedades ópticas significativas (VAGKOPOULOU et al., 2016).

Segundo descrito em Bispo (2015), a zircônia possibilita a união de forma natural dos tecidos gengivais ao dente, além de apresentar biocompatibilidade aos tecidos dentários e não provocar reações de hipersensibilidade.

A zircônia é considerada um material cerâmico mecanicamente forte e resistente, porém em sua forma convencional, ela apresenta-se totalmente opaca. Nos últimos anos, a preocupação com a estética e a biocompatibilidade tem promovido cada vez mais o uso de restaurações metal free. A zircônia é, então, utilizada para a infraestrutura e para dar cor, camadas de porcelana são aplicadas. No entanto, foram relatados diversos problemas com essa camada de recobrimento, sendo um deles, a fratura da peça (NAKAMURA et al., 2016).

Com base neste fato, a zircônia, foi desenvolvida com diferentes níveis de translucidez. O uso desta, pode possibilitar coroas protéticas com um maior índice de resistência, e com isso dispensando as camadas de porcelanas. Além de que, elas

podem produzir um menor desgaste na dentição oposta, quando comparadas as cerâmicas vítreas por exemplo (NAKAMURA et al., 2016).

A zircônia translúcida é exclusiva para uso clínico. Outro fator importante, é que elas são produzidas pelos sistemas **CAD/CAM** (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing – Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador*) que favorece o designer das estruturas dentárias (HARADA et al., 2016).

Conforme descrito em Castro-Aguilar; Mattamorales; Orellana-Valdivieso (2014), as restaurações em zircônia translúcida, possibilitam a confecção de coroas em espaços pequenos, e conseqüentemente preparos dentários conservadores, quando comparada a outros tipos de peças protéticas metalocerâmicas.

Sendo assim, este trabalho busca revisar a literatura sobre a zircônia translúcida, entender como esse material comporta-se na cavidade oral, as suas propriedades químicas, mecânicas, óticas e biocompatibilidade com o meio fisiológico. Dessa forma, adquirindo o conhecimento necessário para se ter segurança e confiabilidade quando desejar-se utilizar a zircônia para diferentes tipos de reabilitações protéticas.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 HISTÓRICO

Há décadas, foram descobertos os minerais de zircônio, cujo nome é oriundo do termo árabe *zargon*, que quer dizer: dourado em cor. Martin Heinrich Klaproth químico alemão, foi quem descobriu o metal de dióxido de zircônia no ano de 1789 (VAGKOPOULOU et al, 2016).

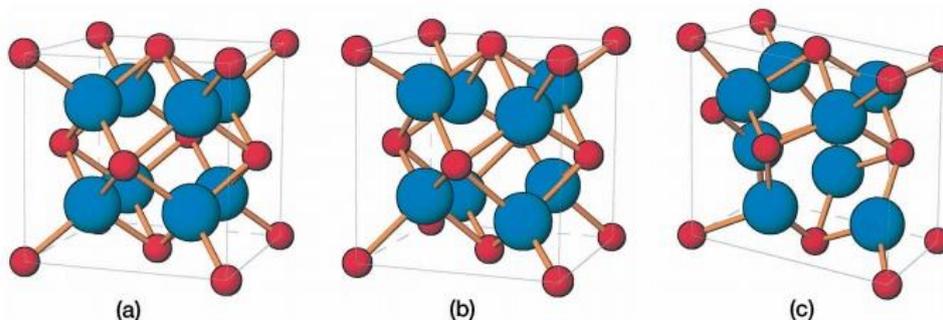
No final da década de 1960 foram iniciadas as primeiras pesquisas da zircônia como um biomaterial. Com isso, trabalhos vem sendo realizados com foco nas cerâmicas de zircônia parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP – zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio), que possuem alta biocompatibilidade e resistência à fratura melhorada (VAGKOPOULOU et al, 2016).

Desde então, na odontologia, a zircônia tem sido vista como um ótimo material para restaurações protéticas por apresentar propriedades mecânicas superiores quando comparadas com metais e outros tipos de cerâmicas. Além disso, ela é utilizada para materiais biomédicos na confecção de próteses ortopédicas, por exemplo (KHAMVERDI, Z. MOSHIRI, Z., 2013).

2.2 ZIRCÔNIA

A zircônia é uma cerâmica policristalina, que apresenta-se em três formas: monoclinica (M), tetragonal (T) e cúbica (C) (FIGURA 01). Em seu estado puro encontra-se sob a forma *Amorfa – pó negro azulado* ou *Cristalina – metal branco, dúctil*. Entre as cerâmicas consideradas policristalinas, a zircônia não causa alteração no paladar e nem reações alérgicas, apresenta biocompatibilidade com os tecidos dentários, e propicia uma correta adaptação dos tecidos gengivais ao dente de maneira natural (BISPO, 2015).

Figura 01 – Representação esquemática das três fases da zircônia. (A) Cúbica (b) tetragonal (c) monoclinica. Podemos observar nas imagens o arranjo das moléculas nos diferentes tipos de fase da zircônia.



Fonte: HANNIK *et al.*, 2000.

A fase cúbica é considerada estável acima de 2.370°C e apresenta propriedades mecânicas moderadas. Já a fase tetragonal é estável entre 1.170°C e 2.370°C e possibilita a obtenção de uma cerâmica com propriedades mecânicas melhoradas, e a fase monoclinica, que é estática em temperatura ambiente e até 1.170°C, tem um desempenho mecânico menor, e dessa forma pode contribuir para a redução da coesão das partículas cerâmicas, e assim, da densidade (VAGKOPOULOU *et al*, 2016).

Segundo Ali (2014), na última década, a zircônia propiciou um rápido desenvolvimento da odontologia sem metal com força de material melhorada, estética e alta biocompatibilidade para uma ampla gama de aplicações clínicas promissoras. Possui um lugar único entre as cerâmicas de óxido devido às suas excelentes propriedades mecânicas advindas do mecanismo de endurecimento de transformação de fase, ou seja, a transformação de fase tetragonal-monoclinica.

Todas as restaurações cerâmicas provaram ser uma alternativa promissora para as restaurações metalúrgicas, principalmente devido à sua excelente estética, estabilidade química e biocompatibilidade. As restaurações de zircônia tornaram-se muito populares devido às suas propriedades mecânicas únicas que possibilitaram a sua utilização em restaurações de longo período de tempo (EBEID, K. 2014).

Em estudos realizados *in vitro* de coroas de zircônia em camadas, ou seja, com camadas de porcelana, a resistência à fratura foi principalmente limitada à cerâmica de revestimento. Em aplicações clínicas, a cerâmica de revestimento também mostrou ser o elo mais fraco nas reconstruções suportadas por zircônia (HARA *et al*, 2014).

A zircônia na odontologia, tem suas aplicações crescentes a próteses dentárias, pinos intra-canais, brackets ortodônticos e implantes (SHIRAISHI; WATANABE, 2016).

2.3 TIPOS DE ZIRCÔNIA UTILIZADAS NA ODONTOLOGIA

Dentre os diversos tipos de sistemas cerâmicos a base de zircônia disponíveis no mercado, três são utilizados na prática clínica odontológica: a Zircônia Parcialmente Estabilizada com Magnésio (Mg-PSZ), a Zircônia Infiltrada por Alumina (ZTA) e a Zircônia Tetragonal Policristalina Estabilizada com ítrio (3Y-TZP) (ALI *et al.*, 2014).

A Mg-PSZ tem como estabilizador o óxido de magnésio (MgO) porém, em menor quantidade do que realmente é necessário para a sua total estabilização. Comercialmente a quantidade de MgO está entre 8 e 10mol%. Devido à dificuldade de obtenção de Mg-PSZ, precursores livres de óxido de silício (SiO₂), silicatos de magnésio podem se formar e acabar diminuindo o conteúdo de Mg nos grãos e promover a transformação tetragonal-monoclínica. Isto pode resultar numa perda de propriedades mecânicas. A utilização deste material não tem sido bem sucedida devido à sua porosidade relacionada ao tamanho dos grãos (30-60 µm), podendo induzir ao desgaste e baixa estabilidade quando comparado com a 3Y-TZP (ANDREIUOLO, R. GONÇALVES, S.A. DIAS, K.R.H.C., 2011).

A Zircônia reforçada por alumina (ZTA), apresenta uma diferença em sua composição, que é a estabilidade da fase tetragonal, o que não irá depender somente do uso de estabilizadores e sim, pelo tamanho e morfologia das partículas (ALI *et al.*, 2014). Com isso, acarretou num aumento da resistência flexural, com um dos maiores valores de tenacidade, entre os sistemas cerâmicos até então produzidos. A ZTA era utilizada para confecção de subestruturas protéticas, mas devido a formação de trincas nas zircônias aluminizadas, fez-se necessário a criação da zircônia estabilizada por ítrio (BISPO, 2015).

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio é a mais estudada e utilizada em odontologia. Ela é composta por uma matriz de grãos de zircônia transformáveis (t-Zr) que são estabilizadas pela adição de 3mol% de óxido de Ítrio (Y₂O₃). Conforme sua temperatura de sinterização, o fenômeno de degradação é

evitado, retardando assim a disseminação de fissuras subcríticas, mostrando alta densidade e baixa porosidade (FIGURA 02) (ALI et al., 2014).

Existem teorias que explicam que a causa da deficiência no revestimento cerâmico da infraestrutura das zircônias, é ocasionada pelos desequilíbrios no coeficiente de expansão térmica entre a infraestrutura e a cerâmica de recobrimento. Também são citadas as tensões térmicas. Logo, coroas monolíticas de zircônia translúcida vem sido estudadas e utilizadas para otimizar essas deficiências (CASTRO-AGUILAR; MATTAMORALES; ORELLANA-VALDIVIESO., 2014).

Figura 02 – Blocos de zircônia com variáveis em translucidez, resistência a flexão e cor.



Fonte: <http://www.odontomega.com.br/produto/ZirkOM-ZZ/694>

Informações dos blocos de zircônia conforme especificações e recomendações do fabricante:

ZirkOM ST - Super Translucent: Resistência flexural elevada com translucidez intermediária, ideal para copings, estruturas, coroas e fixas.

ZirkOM SHT - Superior High Translucent: Translucidez otimizada para realizar trabalhos completamente anatômicos, desde coroas unitárias até fixas.

ZirkOM SHTC - Superior High Translucent Color: Zircônia pré-pigmentada para agilizar o trabalho do laboratório. Com translucidez de 41%, é ideal para restaurações totalmente anatômicas.

ZirkOM SHTM - Superior High Translucent Multi: Zircônia pré-pigmentada multi camadas. Mesma translucidez da zircônia SHT (41%) e mesma resistência de 1000MPa. Não necessita de líquido de coloração, após a sinterização adquire a cor desejada (A2 na cervical gradualmente se transformando em A1 na incisal). Pode ser maquiada ou estratificada normalmente.

ZirkOM AT – Anterior: Nível de translucidez único, para realização de restaurações em anteriores ou em fixas de até 3 elementos em região de molar.

ZirkOM ATM - Anterior Multi: Material altamente translúcido para dentes anteriores com efeito multi camadas. A transição entre as cores da cervical, dentina e incisal é feita de maneira suave e natural. Incrível economia de tempo, eliminando a etapa de coloração da zircônia.

3 ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA

A estrutura dentária quando perdida, necessita ser reestabelecida. No entanto, é preciso escolher materiais, que possuam propriedades satisfatórias para substituir essa estrutura natural. E que assim, devolvam função e estética para o paciente.

A translucidez afeta o aspecto geral do dente, sendo assim, o esmalte é mais translúcido do que a dentina, enquanto a cor da dentina é a responsável pela cor do dente. Pode-se utilizar materiais restauradores opacos para esconder as estruturas dentárias escurecidas. Porém, para uma capacidade de cobertura maior, os materiais dentários de alta translucidez são usados para substituir o esmalte, e para isso, é necessária uma excelente combinação entre a área restaurada e a estrutura do dente. Os materiais dentários à base de vidro ou de vitrocerâmica são altamente translúcidos e recomendados para uso na zona estética (KANCHANAVASITA et al., 2013).

Dentes tratados endodonticamente com estrutura dentária insuficiente, muitas vezes necessitam serem restaurados com coroas protéticas. Caso não haja dentina suficiente para suporte, um núcleo é utilizado para oferecer suporte e retenção para a coroa. Tradicionalmente, núcleos metálicos são os de primeira escolha dos cirurgiões-dentistas para esta finalidade. Porém, quando restaurações em cerâmicas são aplicadas, as peças de metal podem afetar negativamente os resultados estéticos (ÖZKURT; İŞERİ; KAZAZOĞLU, 2010).

Quando necessita-se mascarar dentes escurecidos, pinos ou núcleos de metal, a opacidade aumentada da zircônia é desejada. No entanto, camadas de cerâmicas translúcidas devem ser aplicadas, a fim de reproduzir o aspecto natural do dente (INOKOSHI et al., 2014).

Como descrito em Matsuzaki et al. (2015), cada vez mais busca-se a excelência no quesito estética, com isso, as restaurações livres de metal vem ganhando força dia após dia.

Subestruturas de alta resistência de restaurações à base de zircônia são amplamente utilizadas por causa das suas excelentes propriedades mecânicas. Para obter-se um resultado estético satisfatório, uma camada de porcelana é adicionada sob esse material (FIGURA 03). No entanto, foram relatados trincas e fraturas nessa

camada de revestimento e um alto desgaste dos dentes antagonistas. Por essas razões, a zircônia translúcida foi desenvolvida para suprir ou quase erradicar estas deficiências (PASSOS et al., 2014).

Figura 03 - Pastilha de Dissilicato de Lítio para prensagem sobre estrutura de zircônia.



Fonte: <http://www.odontomega.com.br/produto/Amber-LiSi-POZ---Press-Over-Zirconia/706#prettyPhoto>

A alta translucidez da zircônia está intimamente ligada a quantidade e ao tipo de aditivos, a temperatura de sinterização, às condições atmosféricas durante o processo de sinterização e aos métodos de aquecimento (JURIŠIĆ et al., 2015).

O uso da tecnologia digital em Odontologia tem aumentado dia após dia, como por exemplo, o uso dos sistemas **CAD/CAM** (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing – Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador*), que além de permitirem novas possibilidades de planejamento e fabricação, melhoram a previsibilidade dos tratamentos em virtude da visualização virtual da restauração que será fabricada (HARADA et al., 2016).

O emprego maior da zircônia na odontologia, deve-se a utilização dos sistemas CAD/CAM. Com ele, coroas anatômicas monolíticas em zircônia translúcida aumentou. Como a literatura reporta, essas peças protéticas retratam uma excelente resistência a fratura, sem a cerâmica de revestimento (JI et al., 2015; HARADA et al., 2016).

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) possui ótimas propriedades físicas, mecânicas e térmicas, além de alta resistência mecânica, tenacidade à fratura, dureza e resistência ao desgaste. É resistente à corrosão em meio ácido e alcalino, além de apresentar módulo de Young próximo ao do aço inoxidável e coeficiente de expansão térmica similar ao do ferro. Essas boas propriedades mecânicas estão ligadas ao alto conteúdo de fase tetragonal (VAGKOPOULOU et al, 2016).

A utilização da zircônia monolítica é uma excelente opção para reabilitações de dentes anteriores e também posteriores. Com isso, uma das grandes vantagens é a eliminação da fratura que ocorre na cerâmica de revestimento, além de que podem ser produzidas pelos sistemas CAD/CAM. Vale salientar também, que outro benefício em relação as metalocerâmicas é a possibilidade de confeccionar coroas com espaços pequenos, onde permite preparos dentários conservadores (CASTRO-AGUILAR; MATTAMORALES; ORELLANA-VALDIVIESO., 2014).

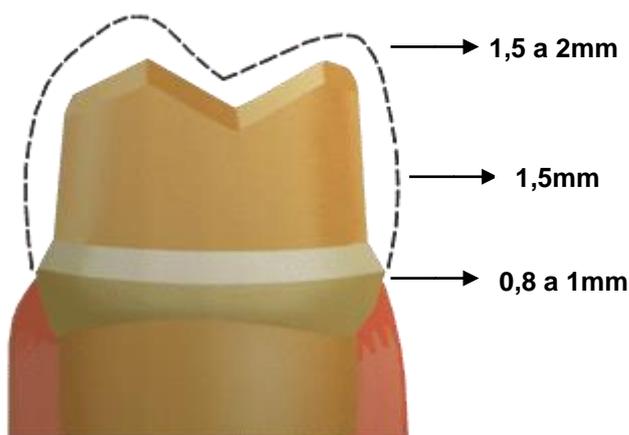
Segundo os autores Harada et al. (2016) e Ting et al. (2014), a resistência à fratura de coroas monolíticas em zircônia com espessura de 1 mm é equivalente à de uma coroa metalocerâmica. A espessura recomendada para coroas totais fundidas é de 0,5 mm e, conseqüentemente, coroas monolíticas fabricadas em zircônia poderiam ser excelentes opções para restaurações estéticas conservadoras, uma vez que seria necessária a redução oclusal de apenas 1 mm associada à redução marginal de 0,5 mm. A translucidez apresentada por coroas monolíticas fabricadas em zircônia também é adequada nas espessuras previamente citadas, o que possibilita resultados estéticos satisfatórios.

Em termos de resistência e retenção, o comportamento mecânico das coroas totalmente em zircônia, é essencialmente influenciado pela precisão da sua estrutura. Na prática clínica, o ajuste marginal e interno estabelece a durabilidade da restauração. Por isso, a má adaptação cervical das restaurações aumenta a retenção de placa e altera a composição da flora, o que pode ocasionar doença periodontal (SACHS et al., 2014).

Em estudos onde analisou-se a longevidade das infraestruturas de zircônia de próteses fixas, foram observados as taxas de sobrevivência de 93% após 3 anos segundo Peláez *et al*, (2010), de 95,2% durante 3 anos segundo Rinke *et al*. (2013a), de 92% no estudo de Schmitt *et al*. (2012) após 5 anos e de 83,4% após 7 anos de preservação segundo Rinke *et al*. (2013b).

Segundo os autores Peláez et al. (2010), Rinke et al. (2013a) e Rinke et al. (2013b), o desgaste sugerido no chanfro é de 0,8 a 1mm. Na porção oclusal, redução de 1,5 a 2mm e axial de 1,5mm (PELÁEZ et al., 2010). Já Rinke et al. (2013a), realizaram redução oclusal de 1,5mm e 4° a 6° de convergência nas paredes do preparo. Nos estudos realizados por Rinke et al. (2013b), o preparo apresentou uma convergência de 6° a 8° e 1,5 a 2mm de redução oclusal. Schmitt *et al.* (2012) não relataram os padrões de desgastes utilizados para a confecção dos preparos, porém, observa-se valores de desgaste semelhantes entre os autores. (FIGURA 04)

Figura 04 – Desenho esquemático representando as quantidades de desgaste para uma coroa protética totalmente em zircônia.



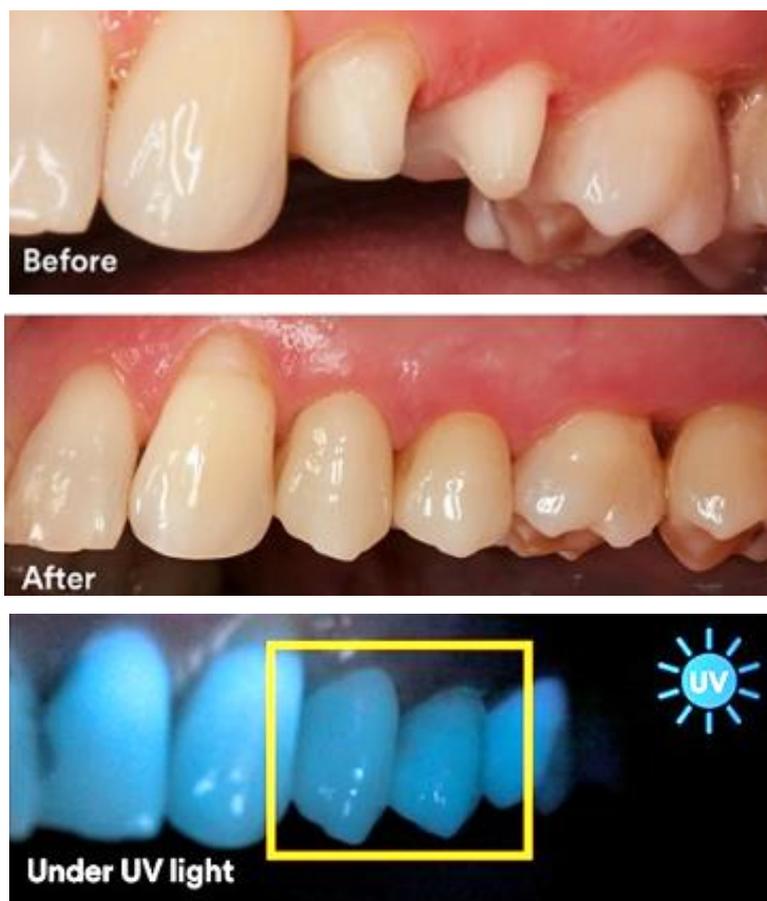
Fonte: <http://maxiclin.com.br/tratamentos/proteses-dentarias/>

Alguns estudos laboratoriais equipararam a resistência a fratura entre restaurações de zircônia translúcida com aquelas revestidas por camadas de porcelanas. No estudo de Rosentritt et al. (2012), foram avaliados quatro grupos de infraestruturas de zircônias de três elementos. Também foram incluídas no estudo, um grupo onde a zircônia utilizada, no caso, a Prettau®, permitiu a confecção de próteses fixas de contorno completo. Todos os grupos passaram por simulação de cinco anos de vida clínica. Desses, três grupos apresentaram lascamento da cerâmica de revestimento durante o processo de envelhecimento, nenhuma amostra monolítica sofreu fratura. As trincas e fraturas ocorreram na maioria dos grupos testados, então

os autores observaram que isso é um problema inerente das próteses com infraestrutura feitas com zircônia.

Beuer et al. (2012) observaram que as coroas de zircônia monolítica, adquiriram maior resistência à fratura quando comparada às coroas de zircônia revestidas. Além de que, a superioridade é clara em relação as propriedades óticas de translucidez, uma vez que as coroas anatômicas tem um aspecto muito próximo aos dentes naturais, transmitindo cor e fluorescência satisfatórias (FIGURAS 05, 06, 07, 08 E 09). Esse fenômeno deve-se à dificuldade da transmissão de luz nas restaurações que possuem duas ou mais interfaces.

Figuras 05, 06, 07, 08 e 09 – Nas imagens a seguir, o antes e depois das coroas dos dentes 24 e 25 feitas em zircônia translúcida. Na sequência observa-se a cor, translucidez, fluorescência com a luz ultravioleta das mesmas, muito semelhantes aos dentes naturais.





Fonte: 3M, 2017.

Preis et al. (2011), verificaram que as restaurações de zircônia monolítica, obtiveram excelentes resultados sob a influência de diferentes tratamentos de superfície e procedimentos de ajuste. As superfícies rugosas ou danificadas devem ser evitadas, porque podem ocasionar um aumento de trincas, lascamento e fraturas. O polimento após os ajustes e desgastes é fundamental.

3.1 PROPRIEDADES

Como descrito anteriormente, a zircônia possui três fases: monoclinica, tetragonal e cúbica. O que irá determinar essas fases são os agentes estabilizadores que são adicionados a zircônia. Os mais comuns são: Magnésio, Alumina e Ítrio. O material puro em uma temperatura ambiente, tem sua estrutura monoclinica que permanece estável até 1170°C. Já a zircônia tetragonal é formada a partir de 1170°C a 2370°C e a cúbica surge com temperaturas acima de 2370°C até o ponto de fusão 2680°C (ALI et al., 2014).

A concentração do agente estabilizador tem um papel importante no desempenho do material sob fadiga. Quando adicionada uma grande quantidade (8-12%, por exemplo) uma fase cúbica totalmente estabilizada pode ser produzida, o que inviabilizará a transformação de fase tetragonal-monoclinica, resultando num pior desempenho. No entanto, ao adicionar quantidades menores (3-5% em peso), é produzida zircônia tetragonal parcialmente estabilizada (AMOROSO et al., 2012).

Para transformar a zircônia em fases do tipo tetragonal e cúbico, é necessário aumentar a temperatura. A mudança de estrutura é reversível e provoca mudanças dimensionais que podem causar rachaduras no material. Quando começa a esfriar,

depois de ter passado por altas temperaturas, são geradas grandes tensões que podem levar ao óxido de zircônio puro para a fratura (LI et al., 2016).

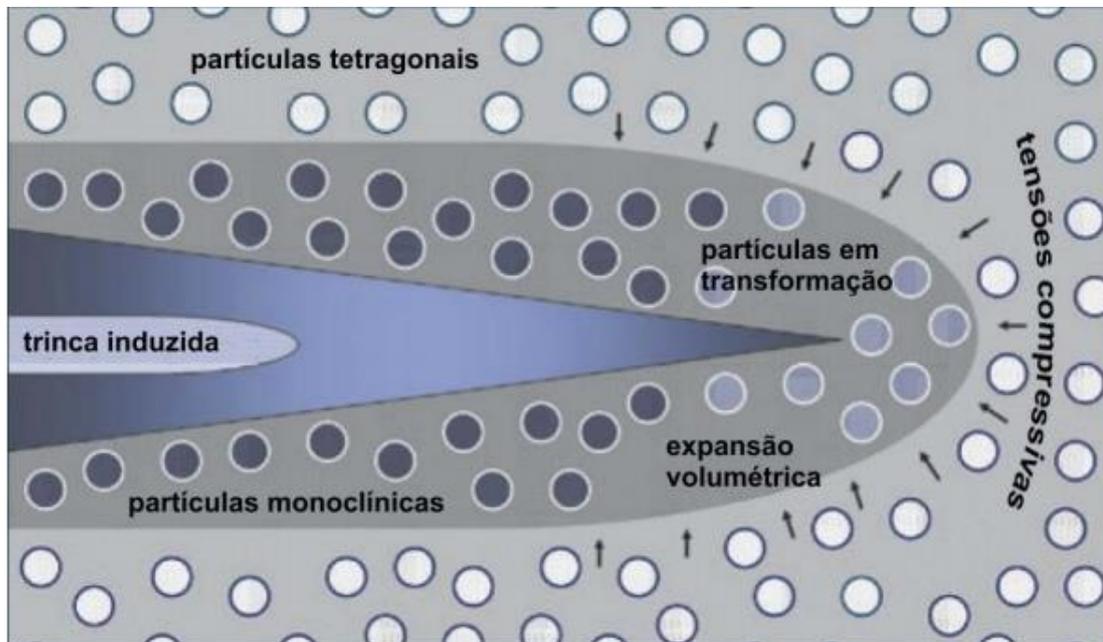
A adição de 2 a 3% de óxido de ítrio estabiliza parcialmente a fase tetragonal e, a partir do pó de base, são feitos os blocos de zircônia estabilizados com ítrio. O principal interesse no uso de ítrio (Y₂O₃) como estabilizador é a possibilidade de obter cerâmica formada quase completamente por zircônia na fase tetragonal à temperatura ambiente. As coroas de zircônia de ítrio parcialmente estabilizadas apresentam propriedades mecânicas superiores devido à resistência, à flexão e valores de resistência à fratura de 1600 MPa e 9 MPa / m^{1/2}, respectivamente (CASTRO-AGUILAR; MATTAMORALES; ORELLANA-VALDIVIESO., 2014).

Segundo Putra et al. (2016), as cerâmicas clássicas de Y-TZP, apresentam instabilidade hidrotérmica ou degradação a baixa temperatura. Isso se dá, pela presença de água e baixa temperatura por um longo período de tempo, onde ocorre a transformação da fase tetragonal-monoclínica. Esse fenômeno se dá na superfície da cerâmica de revestimento, onde desencadeia o aumento de volume dos grãos, induzindo a rugosidade superficial, microfissuração e perda de resistência. Desta forma, a indicação de coroas totais de zircônia monolítica tem aumentado de maneira bem significativa.

A transformação de fase se dá por um aumento de volume de 4,5%, onde originam-se tensões compressivas nas regiões próximas à extremidade da trinca e atrás dela que tendem a fechá-la, dificultando seu crescimento. Desta forma, a energia associada à propagação da trinca é parcialmente dissipada pelas transformações martensíticas que geram tensões compressivas causadas pelo aumento volumétrico, num mecanismo conhecido como tenacificação por transformação induzida por tensão (PANADERO et al., 2014).

O aumento volumétrico da transformação martensítica produz um campo de tensões ao redor da partícula transformada que pode ser suficiente para exceder o limite de elasticidade do material, levando à formação de microtrincas nos contornos dos grãos da fase monoclínica recém-transformada. Essas microtrincas também funcionam como mecanismo reforçador, pois tem capacidade de defletir a propagação na ponta das trincas maiores, absorvendo parte de sua energia e contribuindo ainda mais para o aumento da tenacidade, sendo este mecanismo dependente de tamanho crítico de grão da zircônia (FIGURA 10) (VAGKOPOLOU et al., 2016; ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

Figura 10 – Desenho esquemático da transformação de fase tipo martensítica da zircônia ocorrendo na extremidade da fenda.



Fonte: VAGKOPOULOU et al., 2016.

As propriedades mecânicas da zircônia se mostraram superiores quando comparada as outras cerâmicas para uso dentário. Tem resistência à fratura entre 6 e 10 MPa m^{1/2}, que é quase duas vezes maior que a de cerâmica de óxido de alumínio. Isso deve-se ao endurecimento transformacional, que dá à zircônia suas propriedades mecânicas únicas. Tem uma resistência à flexão de 900-1200MPa e uma resistência à compressão de 2000 MPa. Além de uma capacidade de carga média de 755N para restaurações de zircônia (ALI et al., 2014).

Como relata Vagkopoulou et al. (2016), a zircônia parcialmente estabilizada com ítrio possui propriedades excelentes, como alta resistência, dureza, tenacidade à fratura, bom comportamento friccional, resistência ao desgaste, isolamento térmico, resistência a corrosão por ácidos, baixa condutividade térmica, módulo de elasticidade similar ao aço e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro. Por isso, coroas totalmente em zircônia vêm sendo cada vez mais empregadas na clínica odontológica. Além das suas propriedades mecânicas e físicas, que são superiores aos outros materiais cerâmicos, a Y-TZP apresenta alta biocompatibilidade com o meio

fisiológico, não causa alterações no paladar e nem reações alérgicas, e ainda propicia uma correta adaptação dos tecidos gengivais ao dente de maneira natural (FLINN et al., 2016).

Buscando melhorar essa condição, que materiais a base de zircônia foram criados com propriedades óticas melhoradas e alta translucidez. Aos poucos, a opacidade passou a ser reduzida, com a aplicação de camadas mais finas de cerâmica, porém, ainda não era o suficiente. A partir disso, coroas inteiramente de zircônia passaram a ser produzidas, eliminando assim quaisquer tipo de material para dar a estética final (CARDEN, 2011; MARCHACK et al., 2011; RINKE; FISCHER, 2013).

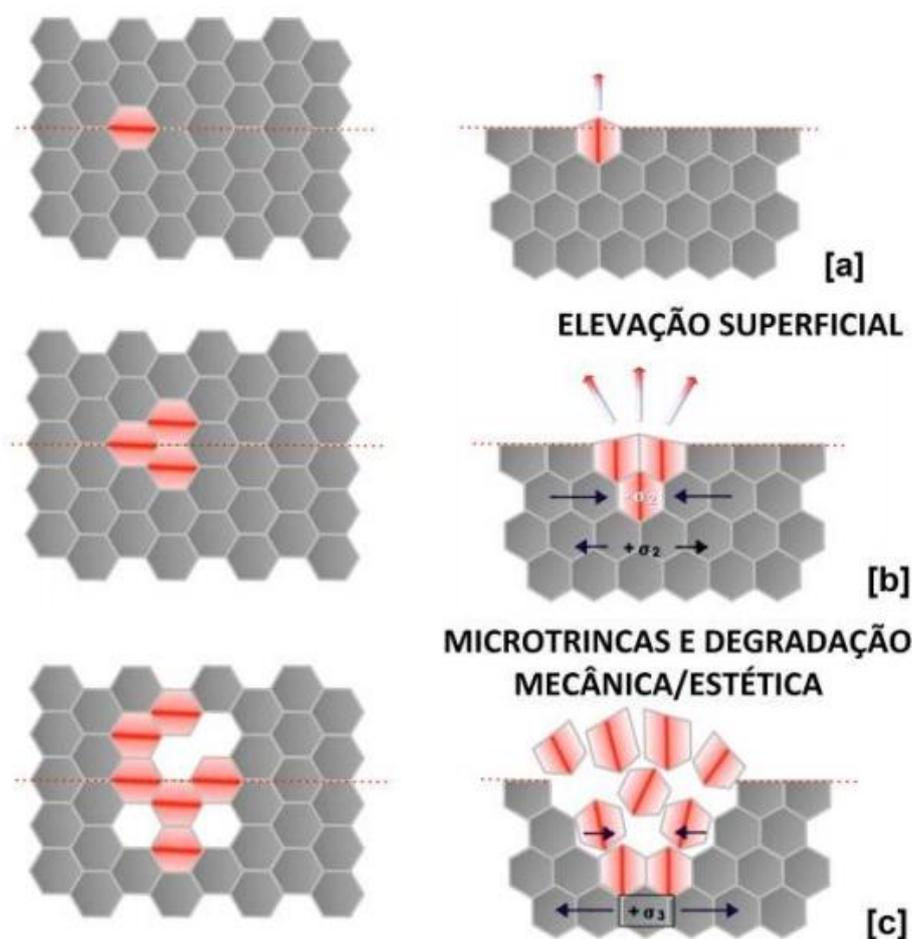
3.2 ENVELHECIMENTO

O envelhecimento ou degradação a baixa temperatura, em inglês – *LTD (Low temperature degradation)* nada mais é do que a degradação da cerâmica Y-TZP em baixa temperatura. Quando ocorre a transformação natural e progressiva da fase tetragonal para monoclinica, acarreta na diminuição das suas propriedades mecânicas (VAGKOPOULOU et al., 2016).

A deterioração da superfície do material, envolve asperização, formação de microfissuras, aumento no desgaste, diminuição de grãos, geração de detritos de partículas e possíveis falhas prematuras (ILIE; STAWARCZYK, 2014).

Sendo assim, quando ocorre a transformação de fase [a], há o aumento de volume do grão, resultando em uma subsequente elevação da superfície [b]. Unindo-se a isso, a presença de água rapidamente provoca a degradação do material, resultando em microtrincas e a diminuição da estética superficial da zircônia [c] (FIGURA 11) (MONACO, 2013).

FIGURA 11 – Processo de degradação em baixa temperatura



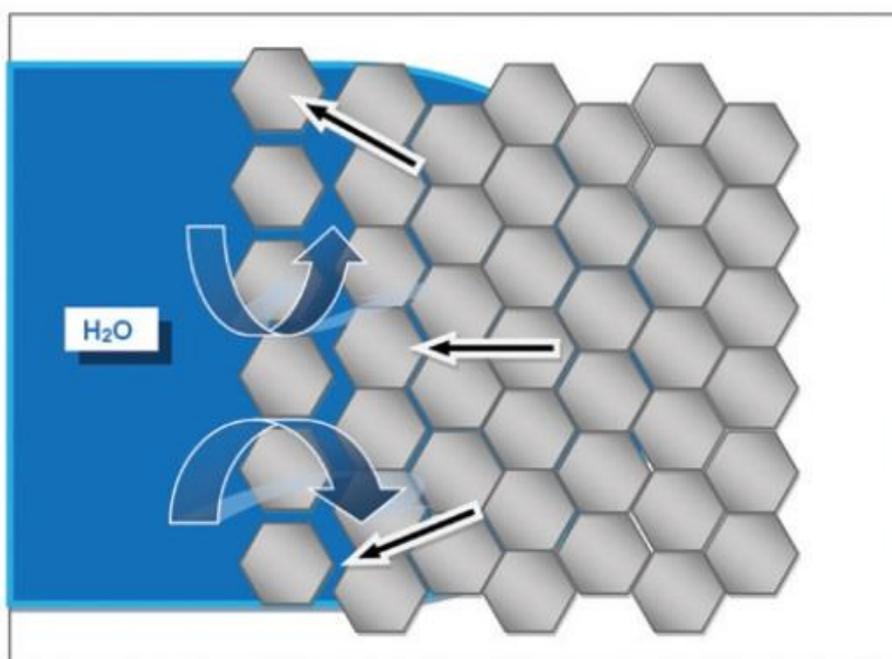
Fonte: MONACO, 2013.

Estudos de Bispo (2015) mostram que o tamanho da partícula e as variações na pressão, podem deteriorar a superfície da zircônia, gerando irregularidades e lascas, diminuindo a resistência mecânica, além de aumentar o envelhecimento da cerâmica, com a infiltração de água, rompendo as ligações entre o oxigênio e a zircônia e entre o oxigênio e o ítrio. Dessa forma, a reação em cascata do aumento da rugosidade, penetração da água e degradação, desestabilização do grão de zircônia, modificação para a fase monoclinica com aumento de tamanho e enucleação do material, explicariam a diminuição da resistência mecânica (FIGURA 12).

Para Ali et al. (2014), o envelhecimento está associado à falta de polimento das coroas protéticas confeccionadas em zircônia, já que o mesmo também leva ao aumento do desgaste e microfissuras. Sendo assim, um polimento adequado das

estruturas é fundamental, uma vez que esse processo bem executado, dificultará a degradação da peça, e ainda diminuir o acúmulo de biofilme.

Figura 12 - O envelhecimento da zircônia se dá pela penetração de água após surgirem rugosidades e microtrincas nas camadas superficiais, que permitem com que mais água seja permeada às camadas mais profundas com conseqüente enfraquecimento interno do material.



Fonte: BISPO, 2015.

3.3 PROCEDIMENTOS DE FABRICAÇÃO E DESIGN (CAD/CAM)

Os sistemas **CAD/CAM** (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing – Desenho assistido por computador/Manufatura assistida por computador*), foram introduzidos na Odontologia após o ano de 1980. Eles são utilizados para coletar informações, criar designs e fabricar uma ampla gama de produtos, como peças protéticas (HARADA et al., 2016).

Hoje no mercado, encontra-se várias marcas de sistemas CAD/CAM compostos por diferentes tipos de scâners, softwares para processamento de dados e fresadoras (FIGURAS 13 e 14). A zircônia demanda dessa tecnologia para a sua utilização na maioria dos trabalhos. A diversidade de pontas diamantadas acarretou no melhoramento da tecnologia de fresagem, facilitando a utilização de peças de zircônia

e de outros materiais cerâmicos, que possuem excelentes capacidades de usinagem e uma boa resistência física (RAJAN et al., 2015).

Figuras 13 e 14 – Sistemas CAD/CAM



Fonte: SIRONA, 2017.



Fonte: NobelProcera, 2017.

Para o processamento das cerâmicas de zircônia Y-TZP, são utilizadas as técnicas de usinagem por meio de design/fabricação assistida por computador (CAD/CAM) onde a principal técnica de processamento é a usinagem macia, que utiliza blocos de zircônia parcialmente sinterizados ou pré-sinterizados, e a usinagem dura, utilizando blocos de zircônia totalmente sinterizados (KOHORST *et al.*, 2011; MIYAZAKI; HOTTA, 2011).

A usinagem macia é o método mais utilizado atualmente, baseado na usinagem de blocos de zircônia parcialmente sinterizados ou pré-sinterizadas por meio de uma tecnologia CAD/CAM. Estes blocos são usinados com um aumento de

20 a 30% e posteriormente são sinterizados a uma temperatura de aproximadamente 1500°C, sofrendo então, um encolhimento de 20 a 30% durante este processo até alcançarem a sinterização final com adequada resistência (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011; MIYAZAKI; HOTTA, 2011).

Os blocos utilizados apresentam a identificação da sua densidade em um código de barras presente na peça, tornando possível a perfeita compensação, de contração da sinterização, no processo de usinagem da peça (FIGURA 15) (RAJAN et al., 2015).

Figura 15 – Blocos de cerâmica de dissilicato de lítio para fresagem e usinagem no CAD/CAM.



Fonte: <http://www.odontomega.com.br/produto/Rosetta-SM---Dissilicato-de-litio-CAD-CAM>

Já a usinagem dura envolve a conformação de um bloco de zircônia totalmente sinterizado diretamente na dimensão desejada, resultando em um material com uma maior homogeneidade. As peças utilizadas para este tipo de fresagem normalmente sofrem a prensagem isostática a calor. Pontos negativos levantados em relação a este tipo de usinagem envolvem a necessidade de um maior número de brocas e um equipamento mais robusto com instrumentos de corte com rigidez adequada um maior tempo para a confecção das peças é necessária, sendo de aproximadamente 2 horas, contra apenas 15 minutos necessários para os blocos parcialmente sinterizados (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011; RAJAN et al., 2015).

Um dos sistemas que utiliza este modo de preparo das peças de zircônia é o Precifit (Popp Dental Laboratory, Grendale Wisconsin, EUA). Uma alternativa para a confecção de peças de zircônia em sistemas CAD/CAM é utilizada pelo sistema

Procera® onde, após a obtenção da imagem digitalizada do preparo, é confeccionado um troquel com 20 a 30% de aumento e, sobre este troquel um pó cerâmico de zircônia parcialmente sinterizada é prensado. Depois de usinada, a peça é removida e sinterizada, sofrendo, então, a contração de 20 a 30% e alcançando a sua densidade máxima (ANDREIUOLO; GONÇALVEZ; DIAS, 2011).

Em se tratando de sistemas manuais, a infraestrutura é fabricada manualmente em cera ou compósito, sendo posta em uma máquina pantográfica após a conclusão. Primeiramente, os braços de cópia destas máquinas copiam o padrão de cera, enquanto os braços de corte, contendo brocas carbides de carboneto usinam o bloco de zircônia pré-sinterizado selecionado. A peça final é aumentada para compensar o encolhimento durante a fase de sinterização. Utilizando os sistemas CAM, exige-se também um enceramento da infraestrutura, sendo então digitalizada por feixe de laser, transformado em um design digital, em seguida usinados em um aparelho CAM e por fim sinterizadas em um forno (KOHORST *et al.*, 2011; RAJAN *et al.*, 2015).

3.4 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E CIMENTAÇÃO

Um dos problemas encontrados pelos cirurgiões-dentistas que utilizam a zircônia, é a dificuldade da adesão correta com substratos sintéticos ou tecidos naturais, devido as técnicas adesivas tradicionais à base de sílica que não tem apresentando-se de forma eficaz (THOMPSON *et al.*, 2011; ALI *et al.*, 2014; SARIDAG, TAK, ALNIACIK, 2013).

A ausência de sílica em sua composição faz com que a ligação da zircônia à estrutura dentária utilizando cimentos resinosos convencionais seja difícil (ALI *et al.*, 2014). O aumento das propriedades mecânicas da zircônia é acompanhado por uma redução da sua matriz vítrea e teor de sílica, fazendo com que o material seja ácido-resistente (MATTIELLO *et al.*, 2013).

As técnicas convencionais utilizadas para o tratamento de superfície em vários materiais são: condicionamento ácido (ácido fluorídrico ou fosfórico), abrasão com diamante ou instrumentos rotatórios, abrasão à ar com alumina, aplicação de diferentes tipos de laser e uma combinação de técnicas que produzem uma superfície mais áspera (THOMPSON *et al.*, 2011; KHAMVERDI; MOSHIRI 2013).

As restaurações de zircônia, necessitam de uma rugosidade superficial para ter uma boa retenção mecânica e uma ligação química com o monômero adesivo em

primers ou cimentos resinosos. Um monômero ácido adesivo como o MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato), como por exemplo o Clearfil Se Bond® (FIGURA 16), se liga as cerâmicas à base de zircônia, para que ocorra a reação química. O grupo éster fosfatado do monômero ácido ocasiona uma ligação química a óxidos metálicos (ALI et al., 2014), dessa forma, indicado para a utilização em restaurações cerâmicas à base de zircônia (THOMPSON et al., 2011; MATTIELLO et al., 2013; ALI et al., 2014) ou aplicação de primer cerâmico contendo um monômero ácido adesivo como pré-tratamento antes da cimentação de zircônia (ALI et al., 2014).

Figura 16 – Adesivo que contém MDP.



Fonte: <http://www.kotaimp.com/produtos-2/clearfil-se-bond-kuraray-2/>

Para que a superfície da zircônia fique mais rugosa, o tratamento de forma mecânica é uma opção. As técnicas que podem ser empregadas, são: papel abrasivos ou discos/rodas de carbetto de silício ou carborundum (SiC) ou de óxido de alumínio (Al₂O₃), partículas de jateamento utilizando óxido de alumínio ou partículas abrasivas com tamanhos que variam de 50 a 250 µm e a utilização de brocas diamantadas (BISPO, 2015).

Estes tratamentos de superfície, têm de ser feitos antecedente a cimentação da peça protética. Se saliva, sangue ou gesso entrar em contato com a superfície da cerâmica, deve-se aplicar ácido fosfórico a 37% por 60 segundos, onde é o método mais eficaz para desinfecção da cerâmica. A limpeza com água e/ou álcool não está indicada (MAEDA et al., 2014).

Cimentos tradicionais como o fosfato de zinco ou ionomérico modificados, garantem uma fixação clínica adequada, porém, a cimentação adesiva, como exemplo o cimento resinoso autoadesivo RelyX U200[®], uma evolução do RelyX Unicem[®] (3M ESPE) (FIGURA 17) é a de escolha por proporcionar maior retenção e adaptação marginal, ocasionando uma maior resistência à fatura (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

Figura 17 – Cimento resinoso autoadesivo RelyX U200[®] (3M ESPE).



Fonte: 3M, 2017.

4 METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho foi baseada em uma pesquisa bibliográfica, utilizando como instrumento de pesquisa análise e interpretação de artigos, revistas e livros.

4.1 TIPO DE ESTUDO

Revisão de Literatura.

4.2 SELEÇÃO DO MATERIAL BIBLIOGRÁFICO

A seleção do material bibliográfico foi realizada conforme as seguintes palavras chaves: *zirconia translucency*, *zircônia*, *cerâmicas*, *prótese dentária*. A busca de artigos científicos foi obtida através da Biblioteca Central da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC. Este estudo tomou por base a literatura científica nacional, internacional e acadêmica, publicada sob a forma de artigos e dissertações. Foram utilizadas as bases bibliográficas: MEDLINE (Literatura nacional e internacional da área médica e biomédica), BBO (Bibliografia Brasileira de Odontologia), SCIELO (Scientific Electronic Library Online), PUBMED (Publicações Médicas), e Portal de Periódicos CAPES/MEC.

4.3 IDIOMAS

Português (BR) e Inglês.

4.4 PERÍODO DE ABRANGÊNCIA DA BIBLIOGRAFIA

A bibliografia consultada foi a partir do ano de 2000 até 2017.

5 DISCUSSÃO

Nos últimos anos, a zircônia para uso na Odontologia vem sendo estudada e aperfeiçoada. Esse material despertou a curiosidade dos pesquisadores e promete ser uma das cerâmicas que proporcionam propriedades mecânicas superiores a todos os materiais restauradores existentes no mercado (VAGKOPOULOU et al., 2016).

Como descrito por ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS. (2011) a utilização da zircônia como um biomaterial odontológico, surgiu a partir da sua boa estabilidade química e dimensional, resistência mecânica, dureza e um módulo de elasticidade igual ao do aço inoxidável.

Restaurações em zircônia quando comparadas às metalocerâmicas, por exemplo, apresentam propriedades mecânicas excelentes, boa estabilidade química, alta biocompatibilidade com os tecidos orais, além de ter uma cor parecida com os dentes naturais (NAKAMURA et al., 2016. HARADA et al., 2016).

Uma das maiores vantagens da coroas protéticas totalmente em zircônia, é a ausência de *chipping*, ou seja, o lascamento da cerâmica. Pois, não há necessidade de aplicar um outro tipo de revestimento cerâmico, um dos maiores problemas de falha da peça relatados na literatura (ALI et al., 2014; HARA et al., 2014; EBEID et al., 2014).

As aplicabilidades clínicas do material são restritas às próteses fixas dentárias, *abutments* para próteses sobre implantes, brackets ortodônticos, implantes, pinos intra-canais (SHIRAIISHI; WATANABE, 2016) e também para confecção de próteses ortopédicas na área biomédica (KHAMVERDI, Z. MOSHIRI, Z., 2013).

Segundo Kanchanasita et al. (2013) e Inokoshi et al., (2014), a zircônia convencional por ser branca e opaca, é considerada ideal quando se deseja mascarar estruturas escurecidas. Já a zircônia translúcida é utilizada para dar translucidez e imitar a estrutura natural do dente, melhorando a estética de forma muito satisfatória (JURISIC et al., 2015).

Coroas protéticas metalocerâmicas foram e ainda são muito utilizadas, porém, como descrito por Matsuzaki et al. (2015), Passos et al., (2013), Ji et al. (2015) além dos quesitos estéticos, estas passaram a apresentar reações de corrosão, gosto metálico, sensibilidade e problemas mecânicos. Dessa forma as coroas em zircônia translúcida, suprem essas necessidades, mantendo suas propriedades mecânicas, e se sobressaindo na estética e translucidez das coroas, dando um resultado final muito próximo aos dentes naturais.

As propriedades em geral da zircônia mostraram-se superiores em relação a outros tipos de cerâmicas dentárias (RINKE; FISCHER, 2013; ALI et al., 2014). Apresenta uma resistência à fratura quase duas vezes maior que a cerâmica de óxido de alumínio, além de resistência ao desgaste, dureza, isolamento térmico, módulo de Young próximo ao do aço, e coeficiente de expansão térmica similar ao ferro (VAGKOPOULOU et al., 2016, FLINN et al., 2016, TING et al., 2014).

Os autores Castro-Aguilar; Mattamorales; Orellana-Valdivieso (2014) e Sachs et al. (2014) a precisão da estrutura em coroas anatômicas de zircônia tem grande influência no comportamento mecânico destas. Por isso, o ajuste marginal e interno da peça, pode de certa forma estabelecer a vida útil da restauração.

Um dos problemas ainda encontrados, é o envelhecimento ou LTD da zircônia. Apesar de muitos estudos, ainda é um ponto a ser melhor esclarecido. (VAGKOPOULOU et al., 2016). O que reporta a literatura é que ele se dá pela vagarosa transformação da fase tetragonal-monoclínica, ocasionando a formação de microtrincas e rugosidade superficial, onde a água se infiltra nas camadas subsuperficiais, gerando conseqüente perda de resistência mecânica (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011; PUTRA et al., 2016; NAKAMURA et al., 2016).

Para Bispo (2015) e Monaco (2013) o processo de envelhecimento está intimamente ligado às variações no equilíbrio de parâmetros microestruturais, como concentração de estabilizante, sua distribuição na peça, tamanho de grão e concentração de defeitos.

Já para Vagkopoulou et al. (2016), a adição de pequenas quantidades de sílica ou a cobertura com ítrio, parecem ser benéficas no LTD. O cério quando adicionado a zircônia, também parece apresentar resultados satisfatórios, uma vez que apresenta tenacidade superior e quase nenhuma degradação. Porém, mais estudos precisam ser realizados para se ter resultados mais precisos.

Uma das falhas da zircônia mais mencionadas pelos autores na literatura, é aquela que diz respeito à fratura da porcelana de revestimento (ALI et al., 2014; Bispo 2015; ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011; VAGKOPOULOU et al., 2016; CASTRO-AGUILAR; MATTAMORALES; ORELLANA-VALDIVIESO., 2014). Em seus estudos de acompanhamento de PEÁLEZ *et al.* (2010); SCHMITT *et al.* (2012); RINKE *et al.* (2013a); RINKE *et al.* (2013b), a maior incidência da falha, foi gerada pela ruptura da cerâmica de revestimento.

Por outro lado, não foram observadas nenhuma fratura das infraestruturas confeccionadas em zircônia. A adaptação marginal das restaurações tiveram sucessos de 90% Peláez *et al.*, (2010) e 96% Rinke *et al.* (2013a). Logo, a utilização da zircônia como material para fabricação de infraestruturas é indicada por todos autores.

A respeito da cimentação, Schmitt *et al.* (2012) e Rinke *et al.* (2013a) utilizaram cimentos de ionômero de vidro para a cimentação das suas peças, KetacCem (3M ESPE) e Dyract Cem Plus® (Dentsply) Ultra XLV® respectivamente. Peláez *et al.*, (2010) utilizou o cimento resinoso RelyX Unicem® (3M ESPE) para a cimentação e Rinke *et al.* (2013b) realizou a cimentação das suas peças com Fosfato de Zinco. A utilização fosfato de zinco como opção, utilizada por Rinke *et al.* (2013b) apresentou índices de perda de retenção da peça mais elevados, sendo definido pelo autor como um fator crítico quando associado à zircônia.

Segundo Bispo (2015) e Ali *et al.* (2014) ainda não se tem um único protocolo a ser seguido para a cimentação, pois encontra-se uma ausência da técnica que promova um condicionamento superficial eficaz. Alguns métodos como o jateamento com óxido de alumínio, silicatização, primers específicos para zircônia e cimentos resinosos com monômeros fosfatados MDP (10-metacriloxidecil dihidrogênio fosfato), que se liga a metais e óxidos metálicos, têm sido propostos. Para seu processamento, a zircônia demanda da tecnologia CAD/CAM, onde esta favorece o designer das estruturas dentárias de coroas monolíticas, melhorando a estética, adaptações mecânicas da peça, e um trabalho de qualidade e mais rápido. Em contrapartida, tem-se o custo maior para fabricação das peças (RAJAN *et al.*, 2015; MYAZAKI, HOTTA, 2011).

6 CONCLUSÃO

Após esse estudo é possível concluir que:

- O conhecimento individualizado da zircônia torna mais fácil a compreensão das indicações e limitações do material para a sua utilização na resolução de casos de próteses dentárias.

- As principais indicações da zircônia envolvem procedimentos que abrangem praticamente todos os estágios da confecção de próteses fixas, desde a confecção de implantes totalmente de zircônia até a confecção da infraestrutura das restaurações.

- A zircônia apresenta uma estética elevada se comparada com os metais, e a zircônia translúcida se sobressai neste quesito, além de apresentar propriedades superiores em relação as metalocerâmicas e até mesmo as restaurações em zircônias convencionais.

- A zircônia é um material comprovadamente indicado para uso restaurador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos.

7 REFERÊNCIAS

ALI, S. A. et al. Zirconia: Properties and Application - Review. *Pakistan Oral & Dental Journal*, v. 34, n. 1, p. 178-183, 2014.

AMOROSO, A. P. et al. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*, v.33, n.2, p. 19-25, 2012.

ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. A zircônia na Odontologia Restauradora. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 68, n. 1, p. 49-53, 2011.

BEUER, F. et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials Journal* , v. 28, p. 449-456, 2012.

BISPO, Luciano Bonatelli. Cerâmicas odontológicas: vantagens e limitações da zircônia. *Rev. bras. odontol.* Rio de Janeiro, v. 72, n. 1/2, p. 24-9, 2015.

CARDEN, R. A. A changing direction in dentistry: full-contour zirconia. *Journal of Dental Technology*, v. 15, n. 05, p. 14-16, 2011.

CASTRO-AGUILAR, E. G. MATTA-MORALES, C. O. ORELLANA-VALDIVIESO, O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Rev Estomatol Herediana*, v.24, n.4, p. 278-286, 2014.

EBEID, K. et al. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. Academy of Dental Materials. *Dental Materials Journal*, v.30, n.12, p. 24-33, 2014.

FLINN, D. B. et al. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, v. 117, n.2, p. 303-309, 2016.

HANNIK, R. H. J.; KELLY, P. M.; MUDDLE, B. C. Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramic. *Journal of the American Ceramic Society*, v. 83, n. 3, p. 461-487, 2000.

HARA, T. et al. Wear performance of bovine tooth enamel against translucent tetragonal zirconia polycrystals after different surface treatments. *Dental Materials Journal*, v. 33, n. 6, p. 811-817, 2014.

HARADA, K. et al. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 116, n. 2, p. 257-263, 2016.

ILIE, N.; STAWARCZYK, B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal Of Dentistry*, v. 42, p. 684-690, 2014.

INOKOSHI, M. et al. Meta-analysis of bonding Effectiveness to Zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, v. 93, n. 4, p. 329-334, 2014.

JI, M. K, et al. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *Journal Adv Prosthodont*, v. 7, n. 4, p. 271-277, 2015.

JURIŠIĆ, S.; JURIŠIĆ, G.; ZLATARIĆ D. K. In vitro procjena i usporedba translucencije dvaju različitih potpuno keramičkih sustava. *Acta stomatol Croat*, v.49, n. 3, p. 195-203, 2015.

KANCHANAVASITA, W. et al. Contrast Ratio of Six Zirconia-Based Dental Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, v. 23, p. 456-461, 2013.

KHAMVERDI, Z.; MOSHIRI, Z. Zirconia: An Up-to-date Literature Review. *DJH*, v. 4, n. 1, p. 1-15, 2013.

KOHORST et al., Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clinical Oral Investigations*, v. 15, n. 4, p. 527-536, 2011.

LI, H. et al. Influence of object translucency on the reading accuracy of an intraoral scanner dust free: a laboratory study. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 13, n. 10 p. 1-11, 2016.

MAEDA, et al. Association of different primers and resin cements for adhesive bonding to zirconia ceramics. *J Adhes Dent* v.16, p. 289-95. 2014.

MARCHACK, B. W. et al. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *Journal Prosthet Dent*, v. 106, n. 30, p. 145-152, 2011.

MATTIELLO, R. D. L. et al. A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*, v. 13, p. 1-10, 2013.

MATSUZAKI, F. et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental Materials Journal*, v. 34, n. 6, p. 910-917, 2015.

MIYAZAKI, T., HOTTA Y.. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, v. 5, n. s1, p. 97-106, 2011.

MONACO, Carlo. Zirconia in Dentistry. Tese (PhD program: "materials engineering", Department of Civil, Chemical, Environment and Materials Engineering – DICAM – Faculty of Engineering) – *Alma Mater Studiorum Universita' Di Bologna*, 2013.

NAKAMURA, T. et al. Translucency and low-temperature degradation of silica-doped zirconia: A pilot study. *Dental Materials Journal*, v. 35, n. 4, p. 571–577, 2016.

ÖZKURT, Z.; İŞERİ, U.; KAZAZOĞLU, E.; Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dental Materials Journal*, v. 29, n.3, p. 233-245, 2010.

PANADERO, R. A. et al. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *Oral Medicine and Pathology*, v. 6, n. 1, p. 66-73, 2014.

PASSOS, P. S. et al. In Vitro Wear Behavior of Zirconia Opposing Enamel: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, v. 00, p. 1-9, 2014.

PELÁEZ, J. et al., A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 107, n. 6, p. 373-379, 2010.

PREIS, V. et al. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials Journal*, v. 27, n. 8, p. 796–804, 2011.

PUTRA, A. et al. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016.

RAJAN, N. B. et al. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, v. 15, n. 2, p. 173-178, 2015.

RINKE, S. et al. Practice-based clinical evaluation of metal–ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 40, n. 3, p. 228-237, 2013a.

RINKE, S. et al. Prospective Evaluation of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 7-Year Clinical Results. *The International journal of prosthodontics*, v. 26, n. 2, p. 164-171, 2013b.

ROSENTRITT, M., et al. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig*, v. 16, n. 3, p. 935-943, 2012.

RINKE, S.; FISCHER, C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int*, v. 44, n. 8, p. 557-566, 2013.

SACHS, C. et al. Full-arch prostheses from translucent zirconia: Accuracy of fit. *Dental Materials*, 2014.

SARIDAG, S.; TAK, O.; ALNIACIK, G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol August*, v. 2, n. 3, p. 40-47, 2013.

SCHMITT, J. et al Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 5-Year Clinical Results of a Prospective Clinical Trial, *The International journal of prosthodontics*, v. 25, n. 6, p. 585-589, 2012.

SHIRAISHI, T.; WATANABE, I.; Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dental Materials Journal*, v. 32, n. 5, p. 1-8, 2016.

THOMPSON, J. Y. et al., Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials*, v. 27, n. 1, p. 71-82, 2011

TING, S. et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 35, p. 93-101, 2014.

VAGKOPOULOU, T. et al. Zircônia na Odontologia: descobrindo a natureza de uma futura biocerâmica. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, v. 1, n.4, p. 696-718, 2016.

SIRONA. Disponível em:

<http://www.sirona.com/en/products/digitaldentistry/restorations-with-cerec/?tab=3720>. Acesso em outubro de 2017.

3M. Disponível em: https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~/3M-Lava-Esthetic-Fluorescent-Full-Contour-Zirconia-Disc?N=5002385+3291669973&rt=rud. Acesso em outubro de 2017.

NobelProcera. Disponível em: <https://www.nobelbiocare.com/pt/pt/home/products-and-solutions/prosthetics/cad-cam-with-nobelprocera.html>. Acesso em outubro de 2017.

Odontomega. Disponível em: <http://www.odontomega.com.br/produto/Amber-LiSi-POZ---Press-Over-Zirconia/706#prettyPhoto>. Acesso em outubro de 2017.

Odontomega. Disponível em: <http://www.odontomega.com.br/produto/Rosetta-SM---Dissilicato-de-litio-CAD-CAM>. Acesso em outubro de 2017.

Odontomega. Disponível em: <http://www.odontomega.com.br/produto/ZirkOM-ZZ/694>. Acesso em outubro de 2017.

Kotaimp. Disponível em: <http://www.kotaimp.com/produtos-2/clearfil-se-bond-kuraray-2/>. Acesso em outubro de 2017.

Maxiclin. Disponível em: <http://maxiclin.com.br/tratamentos/proteses-dentarias/>. Acesso em novembro de 2017.