



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ

CAMPUS SOBRAL

CURSO DE ODONTOLOGIA

FRANCISCO BELCHIOR RODRIGUES DE VASCONCELOS

TIMÓTEO SOUSA LOPES

**A EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS CERÂMICOS A PARTIR DA AVALIAÇÃO
DA RESISTÊNCIA FLEXURAL: REVISÃO DE LITERATURA**

SOBRAL - CEARÁ

2018

FRANCISCO BELCHIOR RODRIGUES DE VASCONCELOS

TIMÓTEO SOUSA LOPES

**A EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS CERÂMICOS A PARTIR DA AVALIAÇÃO DA
RESISTÊNCIA FLEXURAL: REVISÃO DE LITERATURA**

Artigo científico apresentado ao curso de Odontologia da Universidade Federal do Ceará como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Odontologia.

Orientador: Hilmo Barreto Leite Falcão Filho

SOBRAL – CEARÁ

2018

A EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS CERÂMICOS A PARTIR DA AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL: REVISÃO DE LITERATURA

THE EVOLUTION OF CERAMIC SYSTEMS FROM THE EVALUATION OF FLEXURAL RESISTANCE: LITERATURE REVIEW

RESUMO

Introdução: As cerâmicas odontológicas caracterizam-se por duas fases: vítrea e cristalina. A proporção entre essas fases dita as propriedades mecânicas e ópticas do sistema cerâmico, sendo a adição de materiais de reforço à fase cristalina, ligada à grandeza da resistência flexural que é a habilidade de um material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem se fraturar. A relevância clínica desta propriedade se faz, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios. **Objetivo:** Realizar uma revisão da literatura acerca da avaliação da resistência flexural das cerâmicas odontológicas, avaliando assim a evolução desses sistemas. **Método:** Realizou-se busca nas bases de dados PubMed/SciELO, limitando-se a artigos de texto completo disponível em língua inglesa, no período dos últimos 10 anos. Os descritores utilizados foram: “dental porcelain and dental ceramics and material resistance”. Foram encontrados 19 artigos, dez desses selecionados a partir das leituras dos títulos e resumos. Realizou-se também pesquisa em amplo domínio, onde 14 artigos foram encontrados e selecionados. **Resultados:** As cerâmicas: feldspáticas, reforçadas com partículas de mica, por leucita, por dissilicato de lítio, policristalinas reforçadas por alumina, por zircônia e por “spinell” apresentam resistência flexural que aumenta em harmonia com o aumento da fase cristalina e mediante a própria composição do material utilizado. **Conclusão:** Os estudos evidenciaram a evolução dos sistemas cerâmicos com notória otimização da resistência flexural e de limitações iniciais de indicação desses sistemas, todavia novos estudos deverão ser conduzidos para investigar o comportamento desses materiais, considerando as inúmeras variáveis do ambiente biológico.

Palavras-chave: Porcelana dentária. Cerâmica dentária. Resistência de materiais.

ABSTRACT

Introduction: Dental ceramics are characterized by two phases: glassy and crystalline. The proportion between these phases dictates the mechanical and optical properties of the ceramic system, with the addition of reinforcing materials to the crystalline phase, linked to the magnitude of the flexural strength, which is the ability of a material to withstand the forces that cause its curvature without fracture. The clinical relevance of this property is made, especially, in the act of mastication, when different masticatory efforts occur. **Objective:** To review the literature on the evaluation of flexural strength of dental ceramics, thus evaluating the evolution of these systems. **Method:** We searched the PubMed / SciELO databases, limiting to full-text articles available in the English language, during the period of the last 10 years. The descriptors used were: "dental porcelain and dental ceramics and material resistance". We found 19 articles, ten of them selected from the readings of titles and abstracts. There was also extensive domain research, where 14 articles were found and selected. **Results:** Ceramics: feldspathic, reinforced with mica particles, leucite, lithium disilicate, alumina, zirconia and spinell reinforced polycrystalline have flexural strength that increases in harmony with the increase of the crystalline phase and through the composition of the material used. **Conclusion:** The studies evidenced the evolution of ceramic systems with notable optimization of flexural strength and initial limitations of indicating these systems, however new studies should be conducted to investigate the behavior of these materials, considering the innumerable variables of the biological environment.

Keywords: Dental porcelain. Dental ceramics. Material resistance.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	6
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	8
3 DESENVOLVIMENTO.....	8
3.1 CERÂMICAS FELDSPÁTICAS.....	9
3.2 CERÂMICAS REFORÇADAS.....	10
3.2.1 CERÂMICAS REFORÇADAS POR PARTÍCULAS DE MICA.....	11
3.2.2 CERÂMICAS REFORÇADAS POR LEUCITA.....	12
3.2.3 CERÂMICAS REFORÇADAS POR DISSILICATO DE LÍTIO.....	14
3.2.4 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR ALUMINA.....	16
3.2.5 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR SPINELL.....	18
3.2.6 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR ZIRCÔNIA.....	20
4 CONCLUSÃO.....	24
5 REFERÊNCIAS.....	25

1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas, além de se assemelharem ao esmalte dentário por suas propriedades mecânicas, ópticas e estabilidade química, possuem também: estabilidade de cor, alta resistência e durabilidade, excelente lisura superficial, resistência à abrasão, baixo acúmulo de placa bacteriana, coeficiente de expansão térmica e rigidez compatíveis com as estruturas dentais. (GOMES *et al*, 2008).

Foi no ano de 1774 que o francês, Alexis Duchateau, insatisfeito com sua prótese total confeccionada com dentes de marfim, decidiu trocá-las por novas próteses de cerâmica, por verificar a durabilidade e resistência ao manchamento e a abrasão deste material quando utilizado em utensílios domésticos. Com o auxílio do amigo Nicholas Dubois, as cerâmicas foram introduzidas na Odontologia. No final do século XIX surgiram as próteses parciais fixas em cerâmica, denominadas de coroas de jaquetas. (GOMES *et al*, 2008; BISPO, 2015)

Em 1950, a leucita foi adicionada à formulação original, criando as vitrocerâmicas, aumentando o coeficiente de expansão térmica e implementando sua fusão com algumas ligas áuricas na confecção de próteses parciais fixas e coroas totais. Em 1965, foram desenvolvidas na Inglaterra as porcelanas feldspáticas, às quais foram incorporadas 40 a 50% de cristais de alumina, com o objetivo de melhorar a resistência sem sacrificar a estética. Em 1976 uma nova técnica foi introduzida para aumentar ainda mais a resistência das coroas de jaqueta em alumina, onde se utilizava óxido de estanho durante o processo de confecção das peças. Posteriormente, cristais de dissilicato de lítio dispersos em uma matriz vítrea melhoraram as propriedades mecânicas das cerâmicas feldspáticas. (GOMES *et al*, 2008; BISPO, 2015)

No final do século XX, diversos sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, a fim de proporcionar a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal. Em 1995, criando-se os compósitos cerâmicos, foi desenvolvido um sistema para infraestrutura infiltrado por vidro, com 70 a 85% de partículas de alumina, aumentando a resistência flexural. A partir de então, vários sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, sempre com o intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material. (BISPO, 2015)

As cerâmicas odontológicas são fundamentalmente estruturas inorgânicas, constituídas primariamente por oxigênio (O) com um ou mais elementos metálicos ou semimetálicos. (ANDRADE *et al*, 2017). São caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A matriz vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO₄), sendo a proporção Si:O relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana; essa mesma matriz é responsável pelas propriedades ópticas do material. Já a

quantidade e natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas. (GOMES *et al*, 2008).

Contemporaneamente, devido ao número de materiais cerâmicos disponíveis no mercado, podemos classificá-los: quanto ao método de processamento - estratificação, prensagem, infiltração de vidro, CAD/CAM (Computer Assisted Design/ Computer Assisted Machine) e MAD/MAM (Manual Assisted Design/ Manual Assited Machine); quanto à microestrutura - feldspática, fluorapatita, feldspática reforçada com leucita, dissilicato de lítio, alumina e policristalinas de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP); quanto à forma de apresentação - pó, pastilha e bloco; e finalmente, quanto à sensibilidade ao ácido hidrófluorídrico em - condicionáveis e não condicionáveis. Contudo, não existe um único sistema totalmente cerâmico passível de ser empregado em todas as situações clínicas. (MARTINS *et al*, 2010; BISPO, 2015).

Melhorias nas propriedades mecânicas das cerâmicas foram alcançadas pelo aprimoramento do método de processamento e pela introdução de maiores frações e de novas fases cristalinas. Esses reforços introduzidos à cerâmica apresentam características específicas na busca do aumento da tenacidade e resistência flexural. (MARTINS *et al*, 2010)

Segundo Martins *et al* (2010), a resistência flexural é definida como a habilidade de um material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem se fraturar ou sofrer deformação excessiva. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração, expondo esse material a fadiga. Esta mesma ideia é compartilhada por Oliveira Júnior *et al* (2011), onde eles afirmam que dentre as propriedades mecânicas, a resistência flexural trata-se de uma medida de tensão e resistência à fratura, em que os resultados irão denotar características de resistência da prótese nas mais diversas situações clínicas.

Alves R. e Gil (2015), enfatizaram que a resistência flexural é essencial para garantir a longevidade das estruturas e o sucesso do tratamento reabilitador com materiais específicos como as cerâmicas odontológicas, sendo essa característica um dos quesitos que devem ser avaliados quando se busca novos materiais ou mesmo compreender o comportamento dos já existentes.

Diante da grande evolução ocorrida ao longo das últimas décadas, a variedade de produtos comerciais disponíveis no mercado e a relevância do conhecimento aprofundado sobre uma das principais características destes materiais odontológicos, o objetivo deste estudo foi realizar uma revisão da literatura acerca da avaliação da resistência flexural das cerâmicas

odontológicas, e tomando como base essa propriedade, discorrer sobre a evolução dos sistemas cerâmicos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo caracterizou-se por uma busca bibliográfica nas bases de dados eletrônicos PubMed/SciELO, limitando-se a busca a artigos de texto completo disponível e em língua inglesa, no período dos últimos 10 anos. Os descritores utilizados para busca foram: “dental porcelain and dental ceramics and material resistance”. Foram encontrados 19 artigos, e dez desses selecionados com base nas leituras dos títulos e resumos; se não ficou claro que o estudo se referia às propriedades mecânicas o mesmo foi excluído. Foi realizada também, pesquisa em amplo domínio, seguindo os mesmos critérios, com exceção dos idiomas selecionados, optando-se por inglês ou português, onde 14 artigos foram encontrados e selecionados. Utilizou-se também um livro base sobre materiais dentários.

3. DESENVOLVIMENTO

Vale considerar que os estudos selecionados são ensaios clínicos laboratoriais, que não simularam todas as condições encontradas na cavidade oral e relativizaram as forças mastigatórias, não utilizando critérios extras. Apenas Pertesen e Liu (2016) tentam simular melhores condições de aplicação das forças mastigatórias, através da aplicação de força em dois eixos. Os trabalhos apresentam diferentes métodos e sistemas de avaliação da resistência flexural dos sistemas cerâmicos apresentados, sendo que o mais utilizado foi o Teste de Três Pontos, que consiste num teste de resistência de uma barra do material apoiada em cada extremidade, sofrendo aplicação de uma força central. (PHILLIPS, 2009). A variabilidade do teste pode ocorrer devido às condições empregadas ou quanto ao tipo de máquina utilizada. (DULLABH *et al*, 2017). O maquinário de teste vai variar também, quanto a velocidade, em milímetros por minuto, de aplicação de força, sendo essa força medida em Newtons (N). Outro teste utilizado foi o Teste Biaxial de Resistência à Flexão, que difere do teste anterior apenas por usar formato das amostras diferentes (círculos ao invés de retângulos) e no tipo de máquina empregada.

Os valores apresentados por cada estudo variam a partir de cada teste empregado, sendo que alguns vão apresentar valores iguais, mesmo não tendo sido realizados nas mesmas condições. O importante é considerar que o objetivo não foi avaliar o método de obtenção dos valores da resistência flexural, mas sim a evolução da resistência das cerâmicas odontológicas

frente o desenvolvimento dos novos materiais e como eles influenciavam a propriedade mecânicas das cerâmicas, em especial a resistência flexural.

3.1 CERÂMICA FELDSPÁTICA (CF)

As CF convencionais apresentam resistência flexural de 60 MPa em média, enquanto as confeccionadas através da tecnologia CAD-CAM apresentam resistência flexural de aproximadamente 100 MPa. (CAMPOS, 2016)

Segundo Züge (2018), as CF, apresentavam, como principal limitação a baixa resistência flexural, em torno de 70 MPa. Já conforme Andrade *et al* (2017) as CF apresentam resistência flexural de 60 MPa.

Como exemplos de CF sem qualquer reforço cristalino adicional pode-se citar a VITABLOCS® Mark II (Vita® Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) que de acordo com Nishioka *et al* (2018) e Petersen e Liu (2016) exibem resistência flexural de 76,8 e 103,8 MPa respectivamente; já Li *et al.* (2014) apresentam a VITABLOCS® Mark II produzida através da tecnologia CAD-CAM que apresentou resistência flexural no valor de 100-160 MPa. A Vitadur Alpha® (Vita®), segundo Oliva *et al* (2009), possui uma resistência flexural de 44,91 MPa.

Tabela 1 – Resumo dos dados apresentados sobre as CF.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Campos (2016)	Não informado	60 - 100
Andrade <i>et al</i> (2017)	Não informado	60
Züge (2018)	Não informado	70
Nishioka <i>et al</i> (2018)	VITABLOCS® Mark II	76,8
Petersen e Liu (2016)	VITABLOCS® Mark II	103,8
Li <i>et al.</i> (2014)	VITABLOCS® Mark II	100-160
Oliva <i>et al</i> (2009)	Vitadur Alpha®	44,91

A CF foi o primeiro material cerâmico a ser empregado na odontologia. Consiste essencialmente numa mistura de feldspato de potássio ou feldspato de sódio e sílica, apresentam translucidez e coeficiente de expansão térmica linear semelhante aos dentes. (CAMPOS, 2016; ANDRADE *et al*, 2017)

Apesar disso, mediante o exposto observa-se que as CF apresentam baixa resistência flexural variando entre 44,91 a 160 MPa e possuindo, a partir da análise de todas as referências, uma média aritmética de 80,78 MPa.

Essa baixa resistência flexural é justificada porque as CF quando aquecidas a altas temperaturas, sofrem sinterização formando uma estrutura complexa, com núcleos cristalinos embebidos em uma matriz. Esses núcleos atuam como estrutura de reforço, tornando as CF convencionais mais resistentes que os vidros comuns. A natureza vítrea e a falta de estrutura regular desse material são responsáveis pela sua translucidez e características ópticas, mas também responsável por sua fragilidade. (CAMPOS, 2016)

Por conta da baixa resistência das CF sua indicação limitou-se apenas para coroas unitárias anteriores em situações de pequeno stress oclusal, *inlays*, *onlays*, facetas laminadas ou a áreas posteriores quando associadas a estruturas metálicas ou subestruturas cerâmicas de alta resistência. (GARCIA *et al*, 2011; CAMPOS, 2016; ZÜGE, 2018)

3.2 CERÂMICAS REFORÇADAS

Com base no princípio de que quanto maior a quantidade de matriz cristalina, maior a resistência da cerâmica, foram então propostas as cerâmicas reforçadas, que apresentam maior proporção de fase cristalina quando comparadas com as cerâmicas convencionais. Cristais de mica, leucita, dissilicato de lítio, alumina, “spinell” e zircônia são os mais comumente empregados para atuarem como agentes de reforço da fase cristalina, diminuindo a propagação de trincas nas cerâmicas quando submetidas a tensões, o que aumenta, desta forma, a sua resistência. (ZÜGE, 2018)

As cerâmicas reforçadas se diferenciam das feldspáticas convencionais pela origem de sua estrutura cristalina. Essas cerâmicas passam por um processo térmico conhecido como ceramização ou devitrificação em que há uma cristalização controlada, estimulando o crescimento (enucleação e aumento de cristais) no interior da estrutura amorfa. Esses cristais interrompem a propagação de trincas no interior do material quando esse é submetido a forças oclusais o que aumenta, desta forma, a sua resistência melhorando significativamente as propriedades mecânicas com um todo. (MARTINS *et al*, 2010; CAMPOS, 2016).

3.2.1 CERÂMICAS REFORÇADAS COM PARTÍCULAS DE MICA

Esse grupo de cerâmicas tem como principal representante a cerâmica Dicor[®] (Dentsply[®]) introduzida no mercado nacional no início da década de 1980 que foi uma cerâmica reforçada, por meio da adição ou da precipitação de cristais de fluormica tetrasílica ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$). (GOMES *et al*, 2008; OLIVA *et al*, 2009; MARTINS *et al*, 2010; GARCIA *et al*, 2011)

Conforme Gomes *et al* (2008) a porcelana Dicor[®] mostra-se com resistência flexural de aproximadamente 90 a 120 MPa e em harmonia, Garcia *et al* (2011) também declararam que a resistência desse material era de aproximadamente 90 a 120 MPa.

Em desenvolvimento a isso produziu-se a cerâmica Dicor MGC[®] (Dentsply[®]) que tem até 70% de fase cristalina, em comparação com o teor cristalino de 45% de Dicor[®], o que pode explicar o aumento da resistência flexural para cerca de 229 MPa. (LI *et al*, 2014)

Embora tanto Dicor[®] quanto o Dicor MGC[®] tenham sido muito bem estudados, os materiais não estão mais no mercado. (LI *et al*, 2014)

Tabela 2 – Resumo dos dados apresentados sobre as cerâmicas reforçadas com partículas de mica.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Gomes <i>et al</i> (2008)	Dicor [®]	90 - 120
Garcia <i>et al</i> (2011)	Dicor [®]	90 - 120
Li <i>et al</i> (2014)	Dicor MGC [®]	229

Procurando atender as exigências funcionais, pesquisas evoluíram em busca de cerâmicas estruturalmente mais resistentes, por meio da adição ou da precipitação de maior quantidade de fase cristalina o que originou novas classes de sistemas cerâmicos. As cerâmicas reforçadas com partículas de mica foram desenvolvidas para proporcionar mais resistência quando comparadas às CF convencionais. Essas cerâmicas contêm 45%-70% da fase cristalina com cristais de fluormica tetrasílica ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$), o que justifica a melhora na resistência flexural se comparada às CF convencionais. (GARCIA *et al*, 2011; LI *et al*, 2014; ANDRADE *et al*, 2017; ZÜGE, 2018)

Essa melhora na resistência flexural pode ser constatada analisando que as cerâmicas reforçadas com partículas de mica apresentaram resistência flexural variando entre 90 a 229 MPa com uma média aritmética de 146,3 MPa.

Esse sistema cerâmico ainda apresentava uma resistência insuficiente para uso na região posterior, ficando somente indicado para a confecção de coroas unitárias anteriores, *inlays*, *onlays* e facetas laminadas, sendo atualmente pouco ou não empregado. (GARCIA *et al*, 2011; GOMES *et al*, 2008)

3.2.2 CERÂMICAS REFORÇADOS POR LEUCITA (CRL)

Com o objetivo de melhorar a resistência das CF, foram adicionadas partículas de leucita, partículas essas que conforme Martins *et al*, 2010 proporcionaram uma resistência flexural de 120 MPa para esses sistemas.

Segundo Andrade *et al* (2017), as CRL apresentaram uma resistência flexural de aproximadamente 180 MPa. Já Silva *et al* (2017) apontam que as CRL apresentam resistência flexural de 164 MPa.

Um grande número de sistemas totalmente cerâmicos reforçados por leucita tem sido correntemente utilizado nos tratamentos restauradores, onde citamos os seguintes sistemas:

Finesse All-Ceramic[®] (Dentsply[®]) é uma CRL, introduzida no mercado na década de 1990. O valor de resistência flexural é de aproximadamente 120 MPa. (GARCIA *et al*, 2011). Não obstante Oliva *et al* (2009) reportaram a resistência flexural para a CRL Finesse All-Ceramic[®] processada por injeção, de 93,98 MPa, em comparação com o processo de sinterização convencional onde a resistência é de 79,16 MPa.

O sistema IPS Empress I (Ivoclar North América, Amherst, NY, EUA), é um sistema cerâmico *metal-free*, constituído por dióxido de silicone, quantidades menores de dióxido de alumínio e reforçado com leucita. (DULLABH *et al*, 2017)

O sistema IPS Empress I apresenta resistência flexural variando entre 97 a 180 MPa. Gomes *et al* (2008) e, da mesma forma, Garcia *et al* (2011), apontaram valores diferentes para o sistema Empress I, estando a sua resistência flexural entre 97 e 180 MPa. Já, Oliva *et al* (2009), afirmam que a resistência flexural da cerâmica Empress I é de aproximadamente 112 MPa.

O sistema ProCAD[®] (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi introduzido em 1998. É uma CRL, similar em estrutura à cerâmica IPS Empress I e apresenta resistência flexural de 129,5 MPa. (LI *et al*, 2014; PETERSEN E LIU, 2016)

A cerâmica VitaPress Omega 900[®] (Vita[®]), também é uma CRL composta por partículas de granulometria fina, o que proporciona elevada dureza superficial próxima do esmalte, com comportamento favorável aos dentes antagonistas e resistência flexural de 130 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

O sistema OPC[®] (Jeneric/pentron, Inc.[®], Wallingford, CT, EUA), lançado no mercado nos anos 1990, é feito de cerâmica reforçada por pequenos cristais de leucita (55-60%). A resistência flexural é de aproximadamente 140 a 156 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

O sistema Optec HSP[®] (Jeneric/pentron, Inc.[®], Wallingford, CT, EUA) é uma CRL que contém mais de 45% de cristais de leucita tatragonal numa matriz de vidro. A resistência flexural está entre 120-130 MPa. (GARCIA *et al*. 2011) e 103,8 Mpa (OLIVA *et al*, 2009).

Tabela 3 – Resumo dos dados apresentados sobre as CRL.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Martins <i>et al</i> (2010)	Não informado	120
Andrade <i>et al</i> (2017)	Não informado	180
Silva <i>et al</i> (2017)	Não informado	164
Garcia <i>et al</i> (2011)	Finesse All-Ceramic [®]	120
Oliva <i>et al</i> (2009)	Finesse All-Ceramic [®]	79,16 - 93,98
Gomes <i>et al</i> (2008)	IPS Empress I	97 - 180
Garcia <i>et al</i> (2011)	IPS Empress I	97 - 180
Oliva <i>et al</i> (2009)	IPS Empress I	112
Petersen e Liu (2016)	ProCAD [®]	129,5
Garcia <i>et al</i> (2011)	VitaPress Omega 900 [®]	130
Garcia <i>et al</i> (2011)	OPC [®]	140 - 156
Garcia <i>et al</i> (2011)	Optec HSP [®]	120 - 130
Oliva <i>et al</i> (2009)	Optec HSP [®]	103,8

Os sistemas cerâmicos reforçados por leucita são materiais vítreos reforçados pela adição de aproximadamente 35-55% em peso desses cristais. A resistência flexural dessas cerâmicas é superior à resistência das porcelanas feldspáticas, ou seja, com melhores qualidades mecânicas. (ANDRADE *et al*, 2017; MARTINS *et al*, 2010)

Esta diferença evidencia-se a partir da análise dos sistemas cerâmicos reforçados por leucita que demonstraram resistência flexural variando entre 79,16 a 180 MPa, apresentando, a partir da análise da tabela 3, uma média aritmética de 130,45 MPa, quase o dobro da média encontrada para as CF.

Segundo Andrade *et al* (2017) a resistência flexural das CRL pode ser de até três vezes superior à resistência das porcelanas feldspáticas. Isso se dá pela composição e porcentagem de leucita adiciona a fase cristalina desse sistema cerâmico.

As CRL têm sua utilização indicada para trabalhos unitários: coroas, facetas laminadas, *inlays* e *onlays*, devido as suas propriedades mecânicas. (AMOROSO *et al*, 2012; CAMPOS, 2016; ANDRADE *et al*, 2017; ZÜGE, 2018)

3.2.3 CERÂMICAS REFORÇADAS POR DISSILICATO DE LÍTIO (CRDL)

Os sistemas cerâmicos reforçados por cristais de dissilicato de lítio foram desenvolvidos para o aumento da resistência flexural das cerâmicas odontológicas e apresentam resistência flexural de 300 a 400 MPa. (ANDRADE *et al*, 2017; ESQUIVEL-UPSHAW *et al* 2013).

De acordo com Martins *et al* (2010), Duque *et al* (2013), LI *et al* (2014), Bispo (2015), Mounajjed *et al* (2016) e Silva *et al* (2017), os sistemas cerâmicos reforçados por dissilicato de lítio exibem a seguinte resistência flexural: 400, 350, 350-450, 400, 440 e 365 MPa, respectivamente.

O sistema IPS Empress 2 (Ivoclar North América, Amherst, NY, EUA) foi introduzido no mercado em 1999 para solucionar o principal problema de Empress 1 que era a baixa resistência flexural e as indicação apenas à restaurações isoladas. (DULLABH *et al*, 2017; GARCIA *et al* 2011)

Em concordância, Gomes *et al* (2008) e Amoroso *et al* (2012), declararam que o sistema IPS Empress 2 apresenta resistência flexural variando entre 300 a 400 MPa.

O sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) estão disponíveis na forma de lingotes para injeção e blocos para usinagem. A transformação da microestrutura possibilita todas as propriedades físicas finais, com resistência flexural em média de 360 MPa para o sistema fresado e de 400 MPa para o sistema injetado. (CAMPOS, 2016). Para Silva *et al* (2017), o valor da resistência flexural da CRDL de referência, IPS e.max Press, é diferente, sendo de 342 MPa. Já para Nishioka *et al* (2018), a CRDL IPS e.max CAD apresenta resistência flexural média de 295,2 MPa.

Tabela 4 – Resumo dos dados apresentados sobre as CRDL.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Andrade et al (2017)	Não informado	300 - 400
Esquivel-Upshaw et al (2013)	Não informado	300 - 400
Duque et al (2013)	Não informado	350
Li et al (2014)	Não informado	350-450
Mounajje et al (2016)	Não informado	440
Martins et al (2010)	Não informado	400
Bispo (2015)	Não informado	400
Silva et al (2017)	Não informado	365
Dullabh et al (2017)	IPS Empress 2	300 - 400
Garcia et al (2011)	IPS Empress 2	300 - 400
Gomes et al (2008)	IPS Empress 2	300 - 400
Amoroso et al (2012)	IPS Empress 2	400
Campos (2016)	IPS e.max Press	360 - 400
Campos (2016)	IPS e.maxCAD	360 - 400
Silva et al (2017)	IPS e.max Press	342
Nishioka et al (2018)	IPS e.maxCAD	295,2

As CRDL ($\text{SiO}_2\text{Li}_2\text{O}$) possuem cerca de 60 a 65% desses cristais em sua fase cristalina. Esse sistema contém feldspato, que fornece translucidez; caulim, que fornece plasticidade; quartzo, compondo a fase cristalina e dissilicato de lítio, que melhora a resistência flexural. (DUQUE *et al*, 2013; ANDRADE *et al*, 2017)

Essa melhora na resistência flexural pode ser observada, pois os sistemas cerâmicos reforçados por dissilicato de lítio apresentam resistência flexural entre 295,2 a 440 MPa, apresentando, a partir da análise das referências utilizadas, uma média aritmética de 368,88 MPa.

Segundo Martins *et al* (2010), as CRDL trouxeram um ganho na resistência flexural sendo cerca de 4 vezes mais resistentes do que as feldspáticas. Já Andrade *et al* (2017) dizem que as CRDL podem ser até sete vezes mais resistente quando comparado as CF convencionais.

Um excelente exemplo para comprovar e justificar o aumento da resistência flexural das CRDL em comparação com as CRL é o sistema IPS Empress. O sistema IPS Empress 2 foi desenvolvido com um processo de fabricação idêntico ao IPS Empress 1, mas com a inclusão de um núcleo de vidro de cristais de dissilicato de lítio variando entre 60 a 65%, essa porcentagem superior de estrutura de reforço acrescida à fase cristalina e a própria composição química do dissilicato de lítio em comparação com a leucita, melhoraram suas propriedades mecânicas, especialmente a resistência flexural. (DULLABH *et al*, 2017; GARCIA *et al* 2011)

As CRDL, além de serem indicadas para *inlays*, *onlays*, coroas unitárias e facetas laminadas, também passaram a ser indicadas, devido a suas propriedades mecânicas, para próteses parciais fixas de três elementos anteriores até segundo pré-molar. (DUQUE *et al*, 2013; MARTINS *et al*, 2010; CAMPOS, 2016; ANDRADE *et al*, 2017; ZÜGE, 2018)

3.2.4 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR ALUMINA (CPRA)

Conforme Martins *et al* (2010), a incorporação de alto conteúdo de óxido de alumínio nas cerâmicas odontológicas foi realizado desejando um aumento na resistência flexural desses sistemas, o que consoante o autor transformou esse sistema num material capaz de suportar cargas flexionais de 699 MPa.

Já Amoroso *et al* (2012) e Andrade *et al* (2017) afirmaram que as CPRA possuem resistência flexural de 650 Mpa enquanto Duque *et al* (2013) demonstraram que as CPRA têm uma resistência flexural de 500 Mpa e Bispo (2015) de 450 a 600 MPa.

A In-Ceram Alumina[®] (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) foi introduzida no mercado em 1995. Seus valores de resistência flexural variam de 450 a 600 MPa. (SILVA, 2012).

Segundo Gomes *et al* (2008) e Esquivel-Upshaw *et al* (2013), a In-Ceram Alumina[®] apresentou resistência flexural entre 236 e 600 MPa; enquanto Dullabh *et al* (2017), mostram uma variação entre 352 a 600 MPa, Li *et al* (2014) entre 450 e 600 MPa e Petersen e Liu (2016) indicaram como resultado o valor 314 MPa.

A Techceram[®] (Ivoclar/Vivadent AG[®], Schaan, Liechtenstein) foi lançada no mercado em 1996, sendo composta por cerâmica à base de alumina com resistência flexural de 300 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

O sistema Procera[®] (Nobel Biocare, Zurique, Suécia) foi desenvolvido na década de 1980, sendo esse sistema composto de partículas de óxido de alumínio puro, densamente sinterizado. O procedimento de confecção do Procera AllCeram[®] é baseado no sistema CAD-

CAM e sua medida de resistência flexural é de 600 MPa. (GARCIA *et al*, 2011; LI *et al* 2014). Gomes *et al* (2008), Esquivel-Upshaw *et al* (2013) e Dullabh *et al* (2017), afirmaram que o Sistema Procera AllCeram[®] apresentou resistência flexural entre 480-700 MPa.

Tabela 5 – Resumo dos dados apresentados sobre as CPRA.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Duque <i>et al</i> (2013)	Não informado	500
Andrade <i>et al.</i>(2017)	Não informado	650
Amoroso <i>et al</i> (2012)	Não informado	650
Martins <i>et al</i> (2010)	Não informado	699
Bispo (2015)	Não informado	450 – 600
Silva (2012)	In-Ceram Alumina [®]	450 – 600
Gomes <i>et al</i> (2008)	In-Ceram Alumina [®]	236 – 600
Dullabh <i>et al</i> (2017)	In-Ceram Alumina [®]	352 – 600
Petersen e Liu (2016)	In-Ceram Alumina [®]	314
Esquivel-Upshaw <i>et al</i> (2013)	In-Ceram Alumina [®]	236 – 600
Li <i>et al</i> (2014)	In-Ceram Alumina [®]	450 – 600
Garcia <i>et al</i> (2011)	Techceram [®]	300
Garcia <i>et al</i> (2011)	Procera AllCeram [®]	600
Li <i>et al</i> (2014)	Procera AllCeram [®]	600
Dullabh <i>et al</i> (2017)	Procera AllCeram [®]	480 – 700
Gomes <i>et al</i> (2008)	Procera AllCeram [®]	487 – 699
Esquivel-Upshaw <i>et al</i> (2013)	Procera AllCeram [®]	487 – 699

As cerâmicas policristalinas apresentam variação, de acordo com o seu principal componente de reforço, que pode ser por alumina, isso significa que a cerâmica apresenta conteúdo de (Al₂O₃) variando entre 70 até 99%, sua composição consiste em duas fases tridimensionais interpenetradas: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de lantânio), sendo sua confecção baseada em estrutura de alumina porosa que, posteriormente, é infiltrada por vidro. Esse reforço apresenta a desvantagem de uma grande

redução na translucidez, porém melhora significativamente as propriedades mecânicas como a resistência a fratura e a flexão. (AMOROSO *et al*, 2012; DUQUE *et al*, 2013; ANDRADE *et al*, 2017)

Esse aumento significativo pode ser notado, já que as CPRA apresentam resistência flexural entre 236 a 700 MPa a partir da análise de todas as referências, com média aritmética de 528 MPa.

Segundo Martins *et al* (2010), as CPRA representam um aumento de 4 a 6 vezes na resistência flexural em relação a Dicor[®]

A alta porcentagem de partículas de óxido de alumínio na fase cristalina no sistema In-Ceram Alumina (70% a 85%) e no sistema Procera AllCeram[®] (Até 99%) representam o principal motivo desse aumento significativamente grande na resistência flexural dessas cerâmicas policristalinas em comparação com as CF, CRL e CRDL (GARCIA *et al*, 2011; LI *et al* 2014).

As CPRA, por conta do seu alto valor de resistência flexural, estão indicadas para confecção de infraestruturas para coroas totais anteriores e posteriores, além de próteses fixas de até três elementos até canino ou 1º molar, dependendo do sistema cerâmico (marca comercial) utilizado. (GARCIA *et al*, 2011; ANDRADE *et al*, 2017; DULLABH *et al*, 2017)

3.2.5 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR SPINELL (CPRS)

Buscando equilibrar as vantagens e desvantagens das CPRA, foram desenvolvidas as CPRS. Essas cerâmicas apresentam resistência flexural entre 280-380 MPa. (ANDRADE *et al*, 2017). Para Sanghera *et al* (2011), a resistência desse sistema cerâmico apresenta valores que variam entre 180 a 350 MPa.

O principal representante desse material de reforço é o sistema In Ceram Spinell[®] que é composto por alumina e magnésio ($MgAl_2O_4$ - aluminato de magnésio), a resistência flexural é de 280 a 380 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

Destaca-se também os valores de resistência flexural reportados por Li *et al* (2014) e Petersen e Liu (2016) referentes ao In Ceram[®] Spinel que são de 350 e 339,5 MPa, seguindo essa ordem.

Tabela 6 – Resumo dos dados apresentados sobre as CPRS.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Andrade et al (2017)	Não informado	280 – 380
Sanghera et al (2011)	Não informado	180 – 350
Garcia et al (2011)	In Ceram Spinell®	280 – 380
Li et al (2014)	In Ceram Spinell®	350
Petersen e Liu (2016)	In Ceram Spinell®	339,5

As cerâmicas com alto conteúdo de spinell, contém espinélio de magnésio ($MgAl_2O_4$) como principal fase cristalina, com traços de alfa-alumina, ela foi desenvolvida para promover melhores resultados estéticos, em comparação com a cerâmica anterior, as CPRA, pois as CPRS proporcionam uma melhora na translucidez da cerâmica, devido ao baixo índice de refração do aluminato de magnésio e da matriz vítrea permitindo melhorar os aspectos estéticos. Porém, ao se melhorar as características estéticas, aumentando a porcentagem de composição da sua fase vítrea esse sistema teve em contrapartida uma diminuição na sua resistência flexural. (ANDRADE *et al*, 2017).

O que se pode observar mediante análise da tabela seis, visto que as cerâmicas com alto conteúdo de spinell apresentam resistência flexural variando entre 180 a 380 MPa e apresentando uma média aritmética de 322,9 MPa.

O valor inferior de resistência flexural de In Ceram Spinell® se comparado com os sistemas In Ceram Alumina® (aproximadamente 25% inferior) e In Ceram Zircônia®, se dá devido a diferença de quantidade de matriz cristalina presente em cada sistema, tanto que apesar dessa diferença diminuir as propriedades mecânicas de In Ceram Spinell® em comparação com os demais sistemas, proporciona em equivalência a obtenção de um material com maior translucidez em relação ao In Ceram Alumina® e In Ceram Zircônia®. (GARCIA *et al*, 2011; GOMES *et al*, 2008;)

O In-Ceram Spinell® é adequado para as regiões anteriores da boca, restaurações coronárias parciais e coroas unitárias anteriores, devido à sua translucidez aumentada. O material tem resistência flexural inadequada para uso nas regiões posteriores. (GOMES *et al*, 2008; ANDRADE *et al*, 2017; DULLABH *et al*, 2017)

3.2.6 CERÂMICAS POLICRISTALINAS REFORÇADAS POR ZIRCÔNICA (CPRZ)

Por fim, existem as CPRZ que podem ser parcialmente estabilizadas ou estabilizadas com óxido de ítrio, sendo atualmente considerados os materiais cerâmicos com os maiores valores de resistência. (MARTINS *et al*, 2010; DULLABH *et al*, 2017)

De acordo com Martins *et al* (2010), Amoroso *et al* (2012) e Andrade *et al* (2017) os sistemas cerâmicos com zircônia parcialmente estabilizada proporcionam resistência flexural de 800, 890 e entre 420 e 700 MPa, nessa ordem.

A *In Ceram Zircônia*[®], uma cerâmica policristalina com reforço de zircônia parcialmente estabilizada exibe valores de resistência flexural de 750 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

Gomes *et al* (2008), Esquivel-Upshaw *et al* (2013), Li *et al* (2014) e Dullabh *et al* (2017) reportaram resistência flexural para o sistema In-Ceram Zircônia[®] em grandezas de 421 a 800, 421 a 800, 700, e 600-800 MPa, respectivamente.

Segundo Nishioka *et al* (2018) a cerâmica com policristais de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítrio ZIRCONIA YZ[®] HT, apresenta resistência flexural média de 635 MPa.

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) foi desenvolvida mais recentemente para superar problemas relacionados ao corte de camadas de porcelana aplicadas sobre zircônia. A Y-TZP apresenta desempenho superior entre as cerâmicas odontológicas, devido ao alto nível de resistência de 1000 MPa. (SILVA *et al*, 2017)

De acordo com os autores Gomes *et al* (2008), Martins *et al* (2010), Amoroso *et al* (2012), Duque *et al* (2013), Belo *et al* (2013), Esquivel-Upshaw *et al* (2013), Li *et al* (2014), Bispo (2015) e Oyar e Durkan (2018), os sistemas cerâmicos com Y-TZP exibem a seguinte resistência flexural: 900-1200, 1150, 900-1200, 1000-1500, 700-1500, 900-1500, 900-1200, 1200 e 800-1200 MPa, respectivamente.

Os implantes dentários de zircônia atualmente utilizados são constituídos pela cerâmica do tipo Y-TZP, detentora de elevadas capacidades de resistência flexural, aproximadamente 1200 MPa. (BARROS, 2016).

O sistema Procera AllZircon[®] (Nobel Biocare, Zurique, Suécia) foi desenvolvido na década de 1980, composto por zircônia estabilizada por ítrio. Seu procedimento de confecção é baseado no sistema CAD-CAM e a média de resistência flexural é de 800 MPa. (GARCIA *et al*, 2011)

O sistema Cercon[®] (Dentsply[®]) foi introduzido no mercado em 2001, como uma cerâmica composta por zircônia com transformação estrutural quando é submetida a uma força.

Com o uso de aditivos como o óxido de ítrio, a zircônia pode manter uma estrutura cristalina tetragonal à temperatura ambiente. Sua resistência flexural pode variar entre 586,92 MPa (DULLABH *et al* 2017) e 900 MPa (GARCIA *et al*, 2011)

O sistema Lava All-Ceramic System[®] (3M ESPE[®], St. Paul, MN, EUA) emprega a tecnologia CAD/CAM, e possui estética e biocompatibilidade satisfatórias. A resistência flexural pode variar de de 866,44 MPa (DULLABH *et al*, 2017) a 1.250 MPa (GARCIA *et al.*, 2011).

Tabela 7 – Resumo dos dados apresentados sobre as CPRZ.

AUTOR	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
Martins <i>et al</i> (2010)	Parcialmente estabilizada	800
Andrade <i>et al</i> (2017)	Parcialmente estabilizada	420 – 700
Amoroso <i>et al</i> (2012)	Parcialmente estabilizada	890
Garcia <i>et al</i> (2011)	In-Ceram Zirconia [®]	750
Gomes <i>et al</i> (2008)	In-Ceram Zirconia [®]	421 – 800
Dullabh <i>et al</i> (2017)	In-Ceram Zirconia [®]	600 – 800
Esquivel-Upshaw <i>et al</i> (2013)	In-Ceram Zirconia [®]	421 - 800
Li <i>et al</i> (2014)	In-Ceram Zirconia [®]	700
Nishioka <i>et al</i> (2018)	VITA ZIRCONIA YZ [®] HT	635
Silva <i>et al</i> (2017)	Y-TZP	1000
Belo <i>et al</i> (2013)	Y-TZP	700 – 1500
Gomes <i>et al</i> (2008)	Y-TZP	900 – 1200
Amoroso <i>et al</i> (2012)	Y-TZP	900 – 1200
Duque <i>et al</i> (2013)	Y-TZP	1000 – 1500
Martins <i>et al</i> (2010)	Y-TZP	1150
Oyar e Durkan (2018)	Y-TZP	800 – 1200
Esquivel-Upshaw <i>et al</i> (2013)	Y-TZP	900 – 1500
Li <i>et al</i> (2014)	Y-TZP	900 – 1200
Bispo (2015)	Y-TZP	1200
Barros (2016)	Y-TZP para implantes	1200
Garcia <i>et al</i> (2011)	Procera AllZircon [®]	800
Garcia <i>et al</i> (2011)	Cercon [®]	900
Dullabh <i>et al</i> (2017)	Cercon [®]	586,92
Garcia <i>et al</i> (2011)	Lava All-Ceramic system [®]	1250
Dullabh <i>et al</i> (2017)	Lava All-Ceramic system [®]	866,44

A zircônia é biocompatível, permite a integração dos tecidos gengivais ao dente de forma natural e não produz reações de hipersensibilidade. É uma cerâmica de desenvolvimento recente sendo composta de óxido de zircônio altamente sinterizado (95%), que são preparados em temperaturas de sinterização muito mais altas do que as usadas em outros sistemas cerâmicos, apresentando-se parcialmente estabilizada ou estabilizada com óxido de ítrio, é altamente resistente devido à sua microestrutura completamente cristalina. A adição desse óxido resultou em um aumento colossal da resistência flexural comparado às CF, conferindo os maiores valores de resistência flexural entre os materiais cerâmicos. (MARTINS *et al*, 2010; DUQUE *et al*, 2013; ANDRADE *et al*, 2017; DULLABH *et al*, 2017)

Esse colossal aumento é percebido à análise da tabela sete, onde podemos observar que as cerâmicas policristalinas reforçadas por zircônia apresentam resistência flexural variando entre 420 a 1500 MPa, apresentando, a partir da análise de todas as referências, uma média aritmética de 916,37 MPa.

O propósito do desenvolvimento dos sistemas *In Ceram Zircônia*[®] e Procera AllZircon[®] que foi atender a demanda para confecção de próteses parciais fixas de três elementos para região posterior e a grande porcentagem de partículas de zircônia na fase cristalina, sendo o sistema *In Ceram Zircônia*[®] composto pela adição de 33-35% de zircônio parcialmente estabilizado ao *In Ceram Alumina*[®] e o sistema Procera AllZircon[®] composto por 90% zircônio estabilizado por ítrio a justificativa de tamanho aumento na resistência flexural dessas cerâmicas policristalinas em comparação com as CF convencionais, CRL, CRDL e as próprias CPRA. (GARCIA *et al*, 2011; LI *et al* 2014; DULLABH *et al*, 2017).

Além disso, a própria composição da zircônia e sua forma tetragonal policristalina estabilizada com ítrio justificam essa evolução no aumento da resistência flexural desses sistemas. A zircônia existe sobre três formas polimórficas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A transformação termomecânica induzida para a fase monoclinica ajuda no sucesso obtido desse material, essa transformação gera um aumento de volume na ordem de 4% gerando tensões compressivas superficiais impedindo a propagação de trincas como uma resistência adicional, mecanismo conhecido como tenacificação. (BISPO, 2015)

Maior relevância existe ainda a adição de óxido de ítrio à zircônia pura com o objetivo de estabilizar a fase tetragonal na temperatura ambiente, gerando um material polifásico conhecido como zircônia estabilizada. A estabilização na fase tetragonal é responsável pelas excelentes propriedades mecânicas da Y-TZP. A Y-TZP não possui fases vítreas devido à microestrutura policristalina, o que evita o fenômeno de sua degradação ou

desestabilização pela saliva e conseqüente aumento da propagação de trincas. (GOMES *et al*, 2008)

As CPRZ apresentam opacidade semelhante à das ligas metálicas. Esse fato contraindica este material para próteses fixas na região anterior, todavia, devido a sua excelente resistência flexural tem sua indicação apropriada para regiões posteriores, tanto para coroas unitárias como para próteses fixas de três até oito elementos além de também poder serem utilizadas em *abutments* para próteses sobre implantes. (GARCIA *et al*, 2011; BISPO, 2015; ANDRADE *et al*, 2017; ZÜGE, 2018)

Além disso, Oyar e Durkan (2018) mostraram uma nova indicação para esse sistema cerâmico, onde eles citam que as restaurações de zircônia são capazes de suportar as altas forças mastigatórias associadas ao bruxismo e outras parafunções.

4. CONCLUSÃO

De acordo com este estudo pode-se concluir que a principal evolução tecnológica das cerâmicas odontológicas ocorreu nas propriedades mecânicas, principalmente a resistência flexural, que pode significar maior longevidade das restaurações e que os altos valores dessa propriedade ampliaram significativamente as possibilidades de indicações e otimizaram os resultados estéticos conseqüentemente, visto que a partir do aumento da resistência flexural pode se passar de situações que eram atendidas apenas por coroas metalo-cerâmicas para coroas totalmente cerâmicas. Embora com evidências importantes, novos estudos deverão ser conduzidos para se investigar o comportamento desses materiais, considerando as inúmeras variáveis do ambiente biológico instável que podem estar submetidos.

5. REFERÊNCIAS

ALVES REZENDE, M. C. R.; GIL, G. R. F., Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas: influência do tempo de prensagem, armazenagem pós-polimerização e envelhecimento. **Arch Health Invest** 4(6): 37-41. 2015.

AMOROSO, A. P *et al.* CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v.33, n.2, p. 19-25, Julho/Dezembro, 2012

ANDRADE, A. O. *et al* CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: CLASSIFICAÇÃO, PROPRIEDADES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS. **SALUSVITA**, Bauru, v. 36, n. 4, p. 1129-1152, 2017.

BARROS, S. H. M., O USO DA ZIRCÔNIA NA PRÁTICA ODONTOLÓGICA REABILITADORA. **RSBO** v. 6, n. 2, 2016.

BELO, Y. D. *et al* Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. **Cerâmica** 59; 633-639. 2013.

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

CAMPOS, L. C. M., Sistemas cerâmicos para confecção de laminados: Revisão de literatura. **Revista RFO UPF**, Passo Fundo, v. 18, n. 2, p. 242-256, maio/ago. 2016.

DULLABH, H. *et al* Biaxial flexural strength of three ceramic oxide core materials. **SADJ** March, Vol 72 no 2 p56 - p61. 2017.

DUQUE, E. A. P. *et al* COMPARISON OF THE RESISTANCE OF THREE CERAMIC SYSTEMS IN ANTERIOR FIXED PROSTHETIC SEGMENTS. A FINITE ELEMENT ANALYSIS. **Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia** - Vol. 25 N.o 1 - Segundo semestre, 2013.

ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. *et al* Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic–Ceramic and Metal–Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results. **Journal of Prosthodontics** 23; 73–82. 2014.

GARCIA, L. F. R. *et al* Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. **RGO - Rev Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, v.59, suplemento 0, p. 67-73, jan./jun., 2011.

GOMES, E. A. *et al*. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica** 54; 319-325. 2008.

LI, R. W. K. *et al* Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. **Journal of Postodontic research**. 58; 208 – 21. 2014.

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

MOUNAJJED, R.; LAYTON, D. M.; AZAR, B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. **Dental Materials Journal** 2016.

NISHIOKA, G. *et al* Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. **Braz. Oral Res.**; 32:e53. 2018.

OLIVA, E. A. *et al* Resistência à flexão de porcelanas feldspáticas convencionais processadas por injeção. **Rev Odontol UNESP**, Araraquara, v. 38, n. 5, p. 318-23, set./out. 2009.

OLIVEIRA JUNIOR, N. M. *et al*, Resistência à flexão de uma resina acrílica após a incorporação de um polímero antimicrobiano. **Rev Odontol UNESP**, Araraquara. maio/jun.; 40(3): 131-135. 2011.

OYAR, P.; DURKAN, R. Effect of Cavity Design on the Fracture Resistance of Zirconia Onlay Ceramics. **Nigerian Journal of Clinical Practice**. Volume 21. Issue 6. June. 2018.

PETERSEN, R.; LIU, P.; 3D-WOVEN FIBER-REINFORCED COMPOSITE FOR CAD/CAM DENTAL APPLICATION. **Sampe J. Author manuscript; available in PMC.** 16 September 2016.

PHILLIPS. **Materiais Dentários.** 12. ed. Elsevier, 2009. Cap. 4, p. 48-69. Cap. 18, p. 418-474.

SANGHERA, J.; *et al* Transparent ceramics for high-energy laser systems. **Optical Materials.** 33; 511–518. 2011.

SILVA, L. H., *et al* Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. **Braz. Oral Res.**;31(suppl):e58. 2017.

SILVA, W. T., Cerâmicas Odontológicas. Considerações históricas e sua evolução ao longo dos anos. **J Appl Oral Sci**; 11(1): 69-75.2012.

ZÜGE, B.; A EVOLUÇÃO DAS CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: UMA REVISÃO DE LITERATURA. **Rev Odontol Bras Central** 21(58); 2018.