



CURSO DE ODONTOLOGIA

REBECA LOPES FREIRE ROCHA

**O DESAFIO DO BRUXISMO NO DESEMPENHO DOS
MATERIAIS EMPREGADOS EM PRÓTESE FIXA**

**THE CHALLENGE OF BRUXISM IN THE PERFORMANCE
OF MATERIALS USED IN FIXED PROSTHESIS**

SALVADOR
2020.1

REBECA LOPES FREIRE ROCHA

**O DESAFIO DO BRUXISMO NO DESEMPENHO DOS
MATERIAIS EMPREGADOS EM PRÓTESE FIXA**

THE CHALLENGE OF BRUXISM IN THE PERFORMANCE
OF MATERIALS USED IN FIXED PROSTHESIS

Artigo apresentado ao Curso de Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientadora: Profa. Dra. Lorena Marcelino Cardoso

SALVADOR
2020.1

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe Nádia Maria Lopes Rocha, por ser fonte de inspiração, por todo apoio nesses cinco anos e por estar sempre ao meu lado acreditando em mim.

Dedico este trabalho ao meu pai João Freire Rocha, por todo o incentivo durante a minha caminhada e pelos conselhos para continuar crescendo em minha profissão.

Dedico este trabalho à minha avó Maria de Lourdes de Brito Lopes, “In memoriam”, por toda proteção, por se fazer presente sempre e ter feito parte da minha vida de maneira inesquecível.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por toda proteção e pela minha saúde para que pudesse realizar este trabalho.

Aos meus pais, Nádya Maria Lopes Rocha e João Freire Rocha, por todo o companheirismo, apoio, amor e incentivo, por nunca terem medido esforços para me ver feliz, sei que posso contar com eles em todos os momentos da minha vida.

À minha avó Maria de Lourdes, “In memoriam” por todo amor, carinho e orgulho que sempre teve por mim.

As minhas amigas Michelle Villa, Yana Oliveira, Layse Sena e Katherine Góes, pela amizade, companheirismo e por tornar meus dias mais alegres e leves durante esses cinco anos.

A minha orientadora, Professora Dra. Lorena Marcelino Cardoso, pela disponibilidade sempre, por todos os ensinamentos com paciência e dedicação, e pela orientação maravilhosa contribuindo de forma brilhante para a realização desse trabalho.

À Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, e aos mestres professores por transmitirem seus conhecimentos com excelência contribuindo para a minha formação.

Aos meus pacientes, por toda confiança depositada e pela troca de ensinamentos durante toda essa caminhada.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	8
2. METODOLOGIA	9
3. REVISÃO DE LITERATURA	10
3.1 BRUXISMO	10
3.2 MATERIAIS DENTÁRIOS EM PRÓTESE FIXA	11
3.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS	12
3.4 RESTAURAÇÕES TOTALMENTE METÁLICAS	14
3.4.1 Ligas de prata-paládio	14
3.4.2 Ligas de ouro	15
3.4.3 Ligas de cobre-alumínio	15
3.5 RESTAURAÇÕES METALOCERÂMICAS	16
3.5.1 Ligas de níquel/cromo	16
3.5.2 Cerâmicas para aplicação em infra-estrutura metálica	16
3.6 CERÂMICAS PURAS	17
3.7 RESINAS LABORATORIAIS	18
4. DISCUSSÃO	21
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	25

REFERÊNCIAS

ANEXOS A - DIRETRIZES PARA AUTORES

ANEXOS B – ARTIGOS REFERENCIADOS

RESUMO

Hábitos parafuncionais, como o bruxismo, podem ser caracterizados por movimentos involuntários, rítmicos, não funcionais ou espasmódicos, os quais apresentam envolvimento do sistema mastigatório. O bruxismo pode se manifestar através do apertar e/ou ranger dos dentes e sua etiologia é complexa e multifatorial, podendo estar relacionado a fatores emocionais, distúrbios neurológicos e interferências oclusais. Como exemplos de consequências dessa parafunção, o indivíduo pode apresentar dor intensa na cabeça, alterações na articulação temporomandibular, desgastes e fraturas dentárias, além de fraturas em restaurações e próteses, representando um grande desafio ao cirurgião-dentista reabilitador oral. Para a realização dessa reabilitação oral, funcional, estética e fonética, restaurações, coroas, pontes e implantes podem ser utilizados. Para tanto, e com o foco em próteses fixas, dentre as modalidades da prótese dentária, muitos são os materiais empregados a exemplo das ligas metálicas, metal associado a cerâmicas, cerâmicas puras e resinas laboratoriais, apresentando, com suas respectivas características e propriedades mecânicas frente à imposição de cargas . Este estudo tem como objetivo revisar a literatura, nas bases de dados Bireme, Scielo, PubMed e Google Científico, sobre as propriedades dos materiais restauradores utilizados em prótese fixa frente ao desafio mecânico de pacientes portadores de bruxismo, visando a longevidade dessas restaurações e analisando de forma criteriosa quais materiais poderiam apresentar melhor desempenho em pacientes portadores dessa condição.

PALAVRAS-CHAVE: Bruxismo; Cerâmica; Prótese Parcial Fixa

ABSTRACT

Parafunctional habits, such as bruxism, can be characterized by involuntary, rhythmic, non-functional or spasmodic movements, which involve the masticatory system. Bruxism can manifest itself through the clenching and / or grinding of teeth and its etiology is complex and multifactorial, and may be related to emotional factors, neurological disorders and occlusal interference. As examples of the consequences of this parafunction, the individual may experience severe pain in the head, changes in the temporomandibular joint, dental wear and fractures, as well as fractures in restorations and prostheses, representing a great challenge to the oral rehabilitation dentist. For this oral, functional, aesthetic and phonetic rehabilitation, restorations, crowns, bridges and implants can be used. For this purpose, and with a focus on fixed prostheses, among the types of dental prosthesis, many are the materials used, such as metal alloys, metal associated with ceramics, pure ceramics and laboratory resins, presenting, with their respective characteristics and mechanical properties front the imposition of charges. This study aims to review the literature, in the Bireme, Scielo, PubMed and Google Científico databases, on the properties of restorative materials used in fixed prostheses in the face of the mechanical challenge of patients with bruxism, aiming at the longevity of these restorations and analyzing which materials could perform better in patients with this condition.

KEY WORDS: Bruxism; Ceramics; Fixed Partial Prosthesis

1. INTRODUÇÃO

O bruxismo é uma parafunção que, em decorrência da elevada carga imposta ao sistema mastigatório durante o apertamento ou da tensão cisalhante do ranger dos dentes, traz uma série de danos a esse sistema, dentre eles, os desgastes e fraturas das próteses parciais fixas. Portanto, com o intuito de alcançar a longevidade da prótese é necessária uma avaliação das propriedades mecânicas dos materiais dentários, para que o escolhido resista à sobrecarga oclusal que o bruxismo gera.

Para o reestabelecimento da estrutura dentária, total ou parcialmente destruída, perdida ou ausente, pode-se lançar mão de reabilitação bucal utilizando-se próteses dentárias, visando à recuperação da função, estética e fonética. Dentre as modalidades de próteses dentárias, a prótese fixa é instalada sobre dentes ou implantes, assim permanecendo e sendo submetida à função fisiológica diária e aos hábitos do indivíduo (1).

São empregados diversos materiais para a confecção de próteses fixas como, por exemplo, ligas metálicas, metal associado a cerâmicas (coroas metalocerâmicas), cerâmicas puras (metal free) e resinas laboratoriais. É de grande importância a análise das propriedades biomecânicas referentes a cada material restaurador no momento da sua escolha, frente às condições fisiológicas e peculiaridades de cada indivíduo, com o intuito de que o sucesso e longevidade da prótese sejam alcançados (2).

Considerando-se a sobrecarga oclusal à qual um paciente portador de bruxismo está sujeito e tendo-se em consideração a sua possibilidade de necessidades reabilitadoras, é fundamental ter-se o conhecimento acerca das propriedades mecânicas dos materiais restauradores disponíveis, a exemplo da resistência a cargas compressivas e tensões de cisalhamento, visando uma maior longevidade de restaurações e estruturas de suporte.

Diante da diversidade de materiais restauradores utilizados para a confecção da prótese fixa, este trabalho busca realizar um levantamento, através de revisão da literatura, das propriedades mecânicas desses materiais, colocando em foco a questão sobre quais apresentariam melhor desempenho em pacientes com bruxismo.

2. METODOLOGIA

Trata-se de uma revisão da literatura sobre os materiais empregados para a confecção de prótese fixa e o desafio do bruxismo, baseando-se na identificação, seleção e avaliação crítica de estudos científicos contidos em bases de dados eletrônicas e livros. A busca de artigos foi realizada nas bases eletrônicas BVSaúde (BVS), Scientific Electronic Library Online (SciELO), Pubmed e Google Científico, por meio das palavras-chave selecionadas segundo a classificação dos Descritores em Ciências de Saúde (DeCS): bruxismo, cerâmica, prótese parcial fixa, ligas dentárias, ligas metalocerâmicas, em português e bruxism, ceramics, fixed partial prosthesis, dental alloys, metaloceramic alloys, em inglês.

Para seleção dos artigos realizou-se, primeiramente, a leitura dos resumos das publicações selecionadas com o objetivo de refinar a amostra por meio de critérios de inclusão e exclusão. Foram incluídos artigos originais publicados entre 2010 e 2020, com exceção de dois artigos do ano de 2008, utilizados devido à sua relevância sobre o assunto abordado e de artigos dos anos de 1991, 1993, 2000 e 2003 devido às informações referentes aos valores das propriedades mecânicas de marcas comerciais. Os critérios de exclusão foram: ausência de resumo nas plataformas de busca online e ano de publicação inferior aos últimos dez anos, com exceção dos artigos mencionados anteriormente. No presente estudo foram selecionados, inicialmente, 23 artigos e concluiu-se com 37 artigos selecionados.

Foram incluídos, também, o livro Phillips de Materiais Dentários, do ano de 2005, devido à sua fundamentação sobre ligas metálicas e propriedades mecânicas e o livro Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão, do ano de 2008, no qual encontrou-se referência às cargas mastigatórias mensuradas em condições de bruxismo comparativamente às fisiológicas.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 BRUXISMO

O bruxismo é um hábito parafuncional caracterizado por movimentos não funcionais da mandíbula, através do ranger (movimentação excêntrica) e/ou apertar (travamento cêntrico) dos dentes. Pode acometer crianças, jovens e adultos e sua manifestação pode ocorrer de duas formas diferentes: bruxismo de vigília, quando ocorre durante o dia e bruxismo do sono, quando o indivíduo dorme (2) (3). Sua etiologia é considerada multifatorial e dentre as causas apontadas incluem-se a depressão, ansiedade, disfunção do sistema nervoso central, distúrbios do sono, tabagismo (1).

Este hábito parafuncional gera alguns impactos na cavidade bucal como desgastes dentários, fraturas dentárias e necessidade da utilização de coroas, pontes, implantes, restaurações diretas em resina composta e/ou inlays e onlays para reabilitação (1). Os indivíduos que rangem os dentes apresentam desgaste anormal destes e podem apresentar hipertrofia do músculo masseter (4). Já nos casos daqueles que realizam apertamento dentário há uma associação à dor miofascial mastigatória e à artralgia temporomandibular, podendo ser responsável pela dor ou tensão na região cervical (5). A magnitude da força mastigatória fisiológica de um indivíduo gira em torno de 9 a 18 Kg/pol³, já indivíduos que apresentam o bruxismo do tipo apertamento dentário alcançam valores acima de 165 Kg/pol³, cerca de 20 vezes superior (6).

Na movimentação excêntrica do bruxismo, o ranger dos dentes está relacionado com a contração muscular isotônica que consiste na variação da contração e extensão e beneficia a oxigenação dos tecidos. Já no travamento cêntrico o apertar dos dentes ocorre devido à contração muscular isométrica que consiste no constante comprimento da fibra e no favorecimento da formação de ácido láctico (7).

3.2 MATERIAIS DENTÁRIOS EM PRÓTESE FIXA

Ligas metálicas para a confecção de próteses fixas são utilizadas desde o século passado e podem ser constituídas pela mistura de elementos metálicos e/ou elementos não metálicos. As principais ligas empregadas na fundição em próteses metálicas podem ser divididas em três categorias: ligas altamente nobres (Au-Ag-Pd, Au-Pd-Cu-Ag), ligas nobres (Ag-Pd-Au-Cu, Ag-Pd) e ligas predominantemente de metais básicos (Ti Cp, Ti-Al-V, Ni-Cr-Mo-Be, Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Mo, Co-Cr-W, Cu-Al) (8).

As ligas utilizadas em próteses totalmente metálicas não são as mesmas utilizadas em próteses metalocerâmicas, devido à incapacidade das primeiras em formar camadas de óxidos finas e estáveis para obter adesão com a cerâmica, por possuírem baixa temperatura de fusão e não serem capazes de resistir às deformações sob temperaturas elevadas ou pela possibilidade de apresentarem o coeficiente de contração térmica inferior ao coeficiente das cerâmicas (8).

Quanto à classificação em relação à dureza, as ligas podem ser: tipo I, ligas moles para áreas que não apresentam tensões oclusais, não muito utilizadas por serem frágeis; tipo II, ligas médias, utilizadas onde a elevada resistência não é muito importante quando comparada ao brunimento das margens, a exemplo das restaurações metálicas fundidas; tipo III, as ligas duras, utilizadas em retentores, restaurações metálicas fundidas e pânticos de próteses fixas; tipo IV, ligas extra duras utilizadas em regiões de altas tensões, são duras e não dúcteis, porém seu custo elevado não permite mais a sua utilização (9).

A busca crescente por um sorriso belo e harmonioso devido ao que é mostrado diariamente pela mídia e, conseqüentemente, pelo padrão de beleza imposto pela sociedade, vem refletindo diariamente no exercício da Odontologia e na preferência absoluta por materiais estéticos que se estabeleceu. Tem-se, então, pesquisado e evoluído muito na busca de materiais que reproduzam, da forma mais similar, a dentição natural (10) (11).

As próteses metalocerâmicas, apesar de dificultarem o estabelecimento da estética natural do elemento dentário em função da necessidade de

mascamamento do metal, apresentam altas taxas de sobrevivência, em torno de 95%. Isso ocorre devido ao suporte que é dado à cerâmica através do metal, fazendo com que haja uma distribuição das tensões que são geradas nas forças mastigatórias, contribuindo assim para a sua longevidade (12).

As cerâmicas puras vêm sendo utilizadas com maior frequência em indivíduos que visam a estética, devido à capacidade de assemelhar-se ao dente natural, através da reprodução óptica e textura do esmalte e da dentina (13). Além disso, a saúde periodontal e pulpar são preservadas por conta da biocompatibilidade das cerâmicas (11). No que diz respeito às propriedades mecânicas, as cerâmicas puras possuem um desempenho comprometido quando submetidas às tensões de tração, porém outros aspectos como tenacidade à fratura, dureza e módulo de elasticidade necessitam ser analisados para determinar a sua longevidade (14).

As resinas laboratoriais ou resinas indiretas foram desenvolvidas na década de 90, são materiais que possuem elevada carga inorgânica na sua composição, possibilitando melhores propriedades físicas para seu emprego em prótese fixa. Podem ser indicadas para inlays, onlays e laminados. Podem ser classificadas em primeira geração, compostas por resina microparticulada e segunda geração, compostas por 33% de matriz resinosa e 66% de partículas inorgânicas, sendo indicadas apenas para reabilitações dentárias totais ou parciais (15).

Diante do exposto, vale salientar que cada material apresenta características e propriedades mecânicas, funcionais e estéticas específicas, as quais necessitam ser analisadas de forma criteriosa no intuito de obter longevidade da prótese frente aos aspectos individuais do paciente, em especial os portadores de bruxismo.

3.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS

Os materiais dentários utilizados em prótese fixa apresentam propriedades mecânicas, dentre as quais se salientam as relacionadas a situações de deformação ou fratura do material devido a uma força aplicada, representadas por medidas da resistência desse material. Portanto, a

resistência constitui uma propriedade mecânica de grande importância no projeto da prótese dentária por estar diretamente relacionada à sua eficácia perante tensões geradas, sem que ocorra fratura ou deformação permanente, garantindo função adequada, segura e contribuindo para sua longevidade (16).

Assim como em outros contextos, na Odontologia, as cargas incidentes ou tensões, que representam a força aplicada por unidade de área, variam de acordo com a natureza dessa força e a forma do objeto, sendo divididas em tensões trativas (geradas por força de tração), tensões compressivas (geradas por força de compressão) e tensões cisalhantes (geradas por força de cisalhamento ou de flexão). Uma deformação estará presente sempre que houver tensão e pode ser classificada em deformação elástica ou deformação plástica. A deformação elástica ocorre quando o objeto recupera sua forma original após ser removida a força, enquanto na plástica o objeto não recupera sua forma original após a remoção da força, resultando em uma deformação permanente (16).

A tensão máxima exercida sobre um material dentário necessária para causar sua fratura é denominada de resistência mecânica. Dentre as propriedades de resistência mecânica, pode-se destacar a resistência à fadiga e a resistência ao impacto, ambas de grande relevância aplicadas a materiais dentários utilizados em pacientes que apresentam bruxismo. Grande parte das fraturas em próteses dentárias ocorre de forma progressiva, dependendo de diversos ciclos de carregamento após o surgimento da trinca. Esta, por sua vez é gerada em um defeito pelo qual se perpetua até que haja uma fratura repentina (16).

A fratura precoce da prótese dentária pode estar relacionada a valores de tensão muito inferiores à resistência máxima à tração do material, uma vez que diversos ciclos de tensão geram lentamente defeitos microscópicos que podem culminar com a. Vale ressaltar que a indução da tensão de tração em presença de um ambiente aquoso reduz a quantidade de ciclos de carregamento capazes de gerar uma falha por fadiga, quando se refere às cerâmicas que contém vidro em sua composição, e que, materiais frágeis com superfícies rugosas apresentam limite de resistência à fadiga inferior ao de materiais com superfícies polidas (16).

A escolha dos materiais dentários deve seguir critérios para que estes possam corresponder às demandas de forma satisfatória e, se possível, previsível em pacientes que apresentam o bruxismo. Para tanto, é necessário observar se os valores de resistência à tração estão disponíveis, caso não estejam, os valores de resistência à flexão podem ser utilizados, pois refletem um modo de fratura por tração. Com o intuito de realizar comparação entre os materiais dentários, faz-se necessário a obtenção dos mínimos valores de resistência que possuem, possibilitando também a elaboração de uma prótese capaz de resistir à fratura. A obtenção da magnitude de forças mastigatórias do paciente auxiliaria na previsibilidade das tensões que seriam induzidas nos materiais dentários, mas o tempo sob condições clínicas reais ainda continua sendo o melhor teste (16).

3.4 RESTAURAÇÕES TOTALMENTE METÁLICAS

As restaurações metálicas são confeccionadas a partir da combinação de dois ou mais metais, formando ligas que necessitam apresentar propriedades adequadas para o uso clínico, tais como: dureza superficial, compatibilidade biológica, resistências à corrosão, à compressão e à oxidação e baixa contração de fundição (9). É importante que seja obtida uma espessura de redução do preparo mínima de 0,5 milímetros para a confecção das restaurações totalmente metálicas, a fim de permitir a preservação das propriedades mecânicas informadas pelo fabricante do material. Contudo, devido à crescente busca pela estética, houve um decréscimo no uso de restaurações metálicas durante a década passada e as restaurações metalocerâmicas em dentes posteriores passaram a ser mais utilizadas.

3.4.1 Ligas de prata-paládio:

As ligas de prata-paládio fazem parte dos metais nobres, são brancas e compostas de prata, com pelo menos 25% de paládio (8), e são utilizadas em próteses fixas unitárias, coroas totais e espigões radiculares. Um exemplo

de marca comercial disponível no mercado é a PALAD PD-AG da LA CROIX (Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil), classificada como liga tipo III (extra-dura) e que apresentanda resistência à flexão de 373 MPa (17) (tabela 1).

3.4.2 Ligas de ouro:

As ligas de ouro ou áuricas fazem parte das ligas altamente nobres e apresentam quatro classificações em relação à dureza: tipo I, macia; tipo II, média; tipo III, dura e tipo IV, extra dura. Possuem uma excelente resistência à corrosão e ao manchamento em meio bucal, devidos ao alto teor de ouro junto ao paládio e à platina. A adição de cobre é responsável por melhorar as propriedades mecânicas de algumas ligas tipo III e IV (18).

Em virtude do aumento do custo do ouro após a década de setenta, foram criadas também ligas alternativas, contendo menor conteúdo de ouro e maior conteúdo de paládio (18). BioPortadur da Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein, Liechtenstein), é um exemplo de marca comercial presente no mercado, composta por uma liga de fundição de alto teor de ouro e que apresenta resistência à tração correspondente à 540 MPa (tabela 1) (19).

3.4.3 Ligas de cobre-alumínio:

As ligas de cobre-alumínio são compostas de 85% de cobre, 9,5% de alumínio e podem apresentar até 4% de níquel, 4% de ferro e baixa quantidade de manganês. Possuem boa resistência mecânica, porém baixa resistência à corrosão e ao manchamento. No meio bucal, a liga mantém a sua coloração metálica dourada na região que tem contato com o bolo alimentar ou com a língua, ou seja, onde existe auto-limpeza, fazendo com que os produtos que se formem na corrosão não permaneçam, contudo, na região onde não existe auto-limpeza, a liga sofre escurecimento (19). Exemplo de marca disponível no mercado é a GOLDENT LA da AJE Comércio e Representações Ltda (São Paulo, São Paulo, Brasil), a qual apresenta tensão de ruptura de 367,01 MPa (tabela 1) (20).

3.5 RESTAURAÇÕES METALOCERÂMICAS

Alguns critérios para a confecção da prótese metalocerâmica, visando à obtenção da resistência do conjunto, necessitam ser seguidos, como 0,3mm a 0,5 mm de espessura da infraestrutura metálica sobre os pilares; mínimo de 1,2 mm e máximo de 2,0 mm de espessura da cerâmica e 0,3 mm a 0,5 mm de espaço para a solda entre superfícies a serem soldadas (22). As ligas utilizadas para restaurações metalocerâmicas necessitam apresentar características específicas como possuir potencial de união à cerâmica, temperatura de fusão elevada em relação à cerâmica e coeficientes de expansão e contração térmica compatíveis com os das cerâmicas (18).

3.5.1 Ligas de níquel-cromo:

A presença do cromo confere a essa liga resistência à corrosão no meio bucal, pois, quando o metal entra em contato com o oxigênio, forma uma camada de óxido que impede o comprometimento do brilho do metal (18). O níquel apresenta propriedades alergênicas, as quais são perdidas quando há um conteúdo mínimo de 20 % de cromo na liga, tornando-a estável e resistente à corrosão (22).

Podem ser citadas como exemplos as marcas comerciais HB28 da HighBond (Indaiatuba, São Paulo, Brasil), com resistência à tração de 806 MPa (23); e a Ligga N da Vipi (Pirassununga, São Paulo, Brasil), apresentando resistência à tração de 821 MPa (24). Os valores de resistência informados pelos fabricantes, portanto, variam de 806 à 821 MPa (tabela 1).

3.5.2 Cerâmicas para aplicação em infra-estrutura metálica:

As cerâmicas feldspáticas são indicadas para restaurações metalocerâmicas. Tendo em vista a melhoria de união entre a cerâmica e o metal, foi necessária a incorporação de maiores concentrações de leucita nessas cerâmicas (25). A IPS Classic da Ivoclar Vivadent (Barueri, São Paulo,

Brasil), apresenta resistência à flexão média de 80 MPa, de acordo com o fabricante (26), enquanto a Vitadur Alpha da Vita (Bad Säckingen, Baden-Württemberg, Alemanha) apresenta resistência à flexão de 90 Mpa (27) (tabela 2).

3.6 CERÂMICAS PURAS

As cerâmicas puras são classificadas através da sua fase cristalina em cerâmica vítrea; cerâmica alumínica; cerâmica contendo elevado conteúdo de alumina, de espinélio infiltrada por vidro e de zircônia; cerâmica feldspática; cerâmica reforçada por leucita e alumina densamente sinterizada (25).

A cerâmica feldspática é um vidro composto por feldspato de potássio e acrescido de quartzo, pode ser classificada em cerâmica de alta, média, baixa e ultrabaixa fusão. Podem ser indicadas para restaurações metalocerâmicas e totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (25).

A Cerâmica Dicor da Dentsplay Sirona (York, Pensilvânia, Estados Unidos), é classificada como cerâmica de fundição composta por vidro e pode ser indicada para confecção de inlays, onlays, laminados e coroas unitárias anteriores e posteriores (25).

O sistema IPS Empress faz parte dos sistemas cerâmicos prensados, é composto por cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita (Sistema IPS Empress I) ou dissilicato de lítio (Sistema IPS Empress II). O Sistema IPS Empress I apresenta resistência flexural de 97 a 180 MPa. Já o IPS Empress II varia de 300 a 400 MPa (25).

Existem também os sistemas cerâmicos fresados, que utilizam a usinagem como método de fabricação. A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) pertence a esse grupo e é o material passível de ser substituinte das metalocerâmicas, pois apresenta resistência à flexão de 900-1200 MPa e tenacidade a fratura de 9-10 MPa/m^{1/2}, sendo assim, quase o dobro do valor das cerâmicas de alumina e quase três vezes maior que o valor das cerâmicas de dissilicato de lítio. O In-Ceram Alumina faz parte do sistema cerâmico infiltrado por vidro e o Procera AllCeram faz parte dos sistemas

cerâmicos fresados, estes possuem alta translucidez e são mais resistentes do que as cerâmicas de dissilicato de lítio (28).

Para a confecção das cerâmicas puras, são necessários alguns critérios como profundidade do preparo marginal de aproximadamente 1 mm, com redução circular de 1,5 mm, redução da coroa clínica na borda incisal e na oclusal de aproximadamente 2 mm e expulsividade da cavidade sem a presença de ângulos agudos, preconizando o término de chanfro (29).

Dois exemplos de marcas comerciais de cerâmicas puras são a cerâmica Dicor da Dentsply Sirona (York, Pensilvânia, Estados Unidos), a qual apresenta resistência à flexão de 90 a 120 MPa. E a cerâmica In-Ceram Spinel da Vita (Bad Sackingen, Baden-Wurttemberg, Alemanha), apresentando resistência à flexão de 280 a 380 MPa (25). Podendo-se inferir que a segunda possui resistência à flexão superior à (tabela 2).

3.7 RESINAS LABORATORIAIS

As resinas laboratoriais são classificadas em primeira e segunda geração. As de primeira geração, como a Dentacolor da Kulzer (Barra Funda, São Paulo, Brasil) apresentam resistência flexural de 70-75 Mpa (15), já as resinas laboratoriais de segunda geração, a exemplo do Conquest da Jeneric Pentron (Varsóvia, Polónia), apresentam resistência flexural de 160 Mpa (15) (tabela 2). Para a confecção de inlays e onlays sem comprometimento das propriedades do material, é necessária redução, de acordo com a área envolvida, da forma que se segue: caixa oclusal com profundidade de 2,0 mm e paredes expulsivas, redução das cúspides de contenção cêntrica de no mínimo 2,0 mm e de 1,5 mm nas cúspides de não contenção cêntrica e largura mínima para o ístimo oclusal de 1,5 mm a 2,0 mm.

Visando a confecção de restaurações indiretas através da fresagem pelo sistema CEREC®, em 1997 foram criados os blocos de resina composta pré-polymerizáveis a exemplo da Paradigm MZ100 Block da 3M (Minnesota, Grandes Lagos, Estados Unidos), composta por matriz orgânica contendo BIS-GMA e TEGDMA junto a 85% de partículas que apresentam cerâmicas ultra finas de sílica-zircônia (30).

Tabela1: Marcas comerciais de ligas metálicas e suas propriedades mecânicas.

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	RESISTÊNCIA À FLEXÃO (Mpa)	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (Mpa)	TENSÃO DE RUPTURA (Mpa)	RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO (Mpa)	RESISTÊNCIA À UNIÃO (Mpa)
Ligas de Ag-Pd	PALAD Pd-Ag (LA CROIX)	373	NI	NI	NI	NI
	NI (33)	NI	NI	NI	NI	36,51
	NI (32)	NI	NI	T1 492,9±38,8 T2 473,5±37,3	NI	NI
Ligas de Au	BioPortadur (Ivoclar Vivadent)	NI	540	NI	NI	NI
	NI (33)	NI	NI	NI	NI	41,66
Ligas de Ni-Cr	HB28 (HighBond)	NI	806	NI	NI	NI
	LIGGAN (Vipi)	NI	821	NI	NI	NI
	NI (32)	NI	NI	T1 489,3±55,6 T2 511,8±45,2	NI	NI
	NI (33)	NI	NI	NI	NI	37,41
Liga de Co-Cr	NI (32)	NI	NI	T1 725,2±70,7 T2 785,2±36,0	NI	NI
Liga de Cu-Al (+ Nb + Si)	EXPERIMENTAL (20)	NI	NI	560,22	NI	NI
Ligas de Cu-Al	GOLDENT LA(AJE Comércio e Representações Ltda) (20)	NI	NI	367,01	NI	NI
	DURACAST MS (20)	NI	NI	308,71	NI	NI

* NI = não informado

Tabela 2: Marcas comerciais de materiais estéticos e suas propriedades mecânicas.

MATERIAL	MARCA	RESISTÊNCIA À FELXÃO	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	TENSÃO DE RUPTURA	RESISTÊNCIA À UNIÃO
	COMERCIAL	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)
Cerâmica feldspática	IPS Classic (IvoclarVivadent)	80	NI	NI	NI
	Vitadur Alpha (Vita)	90	NI	NI	NI
	Interlayer-HP (34)	NI	NI	NI	227.19 ± 13.33
Cerâmica Pura	Dicor (Dentsplay Sirona) (25)	90-120	NI	NI	NI
	In-Ceram Spinel (Vita) (25)	280-380	NI	NI	NI
Cerâmica híbrida	NI (37)	126,5	NI	NI	NI
Cerâmica feldspática fundida sobre metal	NI (34)	NI	NI	NI	63,10 ± 28.00
Cerâmica de vidro reforçada com leucita	NI (36)	36	NI	NI	NI
Cerâmica à base de dissilicato de lítio	NI (36)	55	NI	NI	NI
Resina Laboratorial	Dentacolor (Kulzer, 1ª geração)	70-75	NI	NI	NI
	Conquest (JenericPentron, 2ª geração)	160	NI	NI	NI
Resina composta híbrida	NI (37)	210,4	NI	NI	NI
Resina nano cerâmica	NI (37)	218,1	NI	NI	NI

* NI = não informado

4. DISCUSSÃO

Devido à falta de estudos comparativos na literatura e marcas comerciais com dados completos das propriedades fornecidos pelos fabricantes, houve uma dificuldade de acesso às informações que apresentassem os valores relacionados às propriedades mecânicas de forma uniforme e completa, o que inviabilizou o estabelecimento de uma comparação ampla e homogênea entre os materiais, e destas com as cargas oclusais durante uma parafunção tipo o bruxismo nas suas manifestações.

De acordo com Cavanatti, 2016 a dor no bruxismo em vigília é mais acentuada, pois ocorre de forma estática através da contração isométrica dos músculos, fadigando mais rapidamente do que na contração isotônica muscular (31). A magnitude da sobrecarga oclusal gerada na parafunção alcançam valores acima de 165 Kg/pol³ (6). Nesse contexto, as propriedades mecânicas dos materiais restauradores são dados de suma importância na consideração da longevidade do trabalho reabilitador, portanto devem ser analisadas no momento da escolha do material mais adequado frente às condições de cada paciente, em especial aqueles que apresentam o bruxismo.

Olivieri, 2000 analisou a influência da temperatura de fundição sobre a microestrutura e propriedades mecânicas como alongamento, tensão de ruptura, limite convencional de escoamento e dureza das ligas de AgPd, CoCr e NiCr. Os resultados foram baseados em duas temperaturas, T1 referindo-se à temperatura recomendada pelo fabricante e T2 à temperatura acima do recomendado. A liga AgPd obteve tensão de ruptura em T1 $492,9 \pm 38,8$ MPa e T2 $473,5 \pm 37,3$ MPa; liga CoCr em T1 $725,2 \pm 70,7$ MPa e T2 $785,2 \pm 36,0$ MPa; liga NiCr em T1 $489,3 \pm 55,6$ MPa e T2 $511,8 \pm 45,2$ MPa (32). O valor encontrado para a liga AgPd foi superior ao demonstrado na tabela 1 de 373 MPa do presente estudo e o aumento para T2 levou ao aumento da tensão de ruptura da liga CoCr e NiCr.

Sobrinho, 1991 comparou propriedades químicas e físicas entre uma liga experimental e duas ligas comerciais à base de cobre. Os resultados relacionados à tensão de ruptura foram 560,22 MPa para a liga de cobre-alumínio acrescida de nióbio e silício (EXPERIMENTAL), 367,01 MPa para a

liga a base de cobre (GOLDENT LA) e 308,71 MPa para a segunda liga a base de cobre (DURACAST MS) (20). Esse valor citado para a liga à base de cobre (GOLDENT LA) é o mesmo lançado na tabela 1. Portanto, analisando a tabela 1 pode-se perceber que este valor é superior aos valores encontrados para a liga de ouro e de prata-paládio presentes na mesma tabela.

Azevedo, 2017 avaliou clinicamente a longevidade das próteses fixas metalocerâmicas durante um período de quatro anos, buscando analisar a incidência de fraturas frente a influências de alguns fatores, a exemplo do bruxismo. O resultado demonstrou que a taxa de sucesso das instalações foi de 87,8% e a taxa de sobrevivência foi de 89,1% (12).

Scolaro, 2003 em seu estudo, comparou algumas combinações de ligas de ouro, ligas de níquel-cromo, ligas de prata-paládio, ligas de titânio e cerâmicas através de testes de cisalhamento com interface plana para determinar a resistência dessa união. Os resultados apresentaram como valores da resistência de união, liga de ouro 41,66 MPa, liga de níquel-cromo 37,41 MPa, prata-paládio 36,51 MPa (33). No entanto, Gonçalves, 2011 realizou ensaios de fadiga em espécimes metalocerâmicos analisando a resistência da ligação entre liga de CoCrMo e Cerâmica opaca sob duas configurações. Os valores obtidos foram $63,10 \pm 28,00$ MPa para cerâmica feldspática fundida sob metal e $227,19 \pm 13,33$ MPa para cerâmica feldspática (Interlayer-HP) (34). Essa diferença de valores entre os estudos pode estar associada à liga metálica utilizada pelo estudo de Gonçalves e à sua metodologia acrescentar ensaios térmicos. Os valores encontrados para a liga de níquel-cromo foram inferiores aos demonstrados na tabela 1, de 806 MPa, contra 821 MPa do presente estudo.

Guilardi et al, 2017, realizaram um estudo *in vitro* caracterizando e comparando o efeito de diferentes regimes de envelhecimento nas características da superfície, estabilidade estrutural e resistência à flexão, através da análise de Weibull, a qual é utilizada como medida da distribuição da resistência, demonstrando a confiabilidade do material, a zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP). O resultado do estudo confirma que a Y-TZP avaliada apresenta alta resistência aos efeitos do envelhecimento, visto que nenhum dos diferentes regimes de envelhecimento a diferentes

intensidades de transformação de fases promoveu um efeito deletério na rugosidade da superfície e resistência à flexão do material (35).

No entanto, Vicari et al, 2019 avaliaram o comportamento à fadiga de duas cerâmicas reforçadas com cristal, cerâmica de vidro reforçada com leucita e à base de dissilicato de lítio, através do teste de resistência à flexão de três pontos. Os valores de resistência flexural foram de 36 MPa para cerâmica de vidro reforçada com leucita e 55 MPa para cerâmica à base de dissilicato de lítio, após 10^4 ciclos (36). Os resultados apresentados variaram, possivelmente devido à metodologia utilizada por cada estudo, já que no estudo de Guilardi et al, 2017 além do teste de resistência à flexão ter sido realizado através da análise de Weibull, foi verificado o comportamento da cerâmica sob combinações de regimes (27).

As cerâmicas podem gerar desgastes em antagonistas naturais, portanto é necessário que sua superfície não seja muito polida e nem apresente problemas referentes a vitrificação. Esse desgaste se torna acelerado na presença do bruxismo e deve ser monitorado regularmente visando à eliminação de contatos em único ponto e contatos deslizantes em movimentos centrados e excêntricos. O esmalte e a cerâmica devem ser polidas (9).

Kiatlin et al, 2016 investigaram os parâmetros de Weibull e a probabilidade de fratura de compósitos diretos, indiretos e compósitos CAD/CAM. Foi obtido como resultado para resistência à flexão uma média de 210,4 MPa para resina composta híbrida, uma média de 218,1 MPa para resina nano cerâmica e uma média de 126,5 MPa para cerâmica híbrida (37). Portanto, segundo o valor de 160 MPa da resistência à flexão referente a resina laboratorial de segunda geração, de acordo com o fabricante, demonstrado na tabela 2, os valores obtidos por esse estudo são superiores para resina composta híbrida e resina nano cerâmica.

Para a escolha do material restaurador a ser utilizado em pacientes portadores do bruxismo, é importante que seja observado e levado em consideração a sua resistência mecânica, para que consiga suportar as tensões e cargas elevadas a que os dentes são submetidos durante essa parafunção. De acordo com a tabela 1, pode-se observar que as ligas metálicas apresentam os maiores valores de resistência, mas frustra visualizar a quantidade de informações não disponíveis que inviabilizam as bases para o

estabelecimento de um adequado critério comparativo que fornecesse o subsídio necessário para justificar uma escolha.

Os materiais estéticos, compilados na tabela 2, de modo geral, apresentaram valores de resistência inferiores quando comparados às ligas metálicas (tabela1). Porém, devido à dificuldade da obtenção de valores relativos às mesmas propriedades para todos os materiais, só é possível estabelecer parâmetros comparativos adequados entre eles.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Devido à dificuldade da obtenção dos valores das propriedades mecânicas necessárias a uma completa avaliação da resistência dos materiais junto à literatura e em dados fornecidos por fabricantes, não foi possível uma avaliação comparativa dentro de parâmetros semelhantes entre todos os materiais abordados.

Dentre as restaurações metálicas, a liga à base de ouro apresenta uma maior vantagem em relação à resistência ao desgaste. As cerâmicas maquinadas possuem maior resistência quando comparadas aos outros tipos de porcelanas. As restaurações metalocerâmicas utilizando ligas de níquel/cromo juntamente com cerâmicas feldspáticas apresentam uma boa resistência mecânica. Devido à maior quantidade de carga inorgânica presente nas resinas laboratoriais de segunda geração, estas possuem propriedades mecânicas melhores do que as resinas laboratoriais de primeira geração, sendo opção de escolha.

Não existe o material ideal que conjugue resistência e estética para bruxômanos. Portanto, o material de 1ª escolha, em termos de durabilidade, dentre os apresentados no presente estudo, seriam as restaurações metálicas e dentre os materiais estéticos seriam as cerâmicas puras. Mais estudos são necessários para melhor avaliar o comportamento dos materiais, confeccionados de forma tecnicamente adequada, frente à adversidade de reabilitarem um paciente com parafunção do tipo bruxismo.

REFERÊNCIAS

1. Alharby A, Alzayer H, Almahlawi A, Alrashidi Y, Azhar S, Sheikho M, et al. Parafunctional Behaviors and Its Effect on Dental Bridges. *J Clin Med Res* [acesso em 25 outubro 2018]. 2018;10(2):73–6. Available from: <http://www.jocmr.org/index.php/JOCMR/article/view/3304>
2. Granell-Ruíz M, Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Román-Rodríguez JL, Solá-Ruíz MF. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2014;19(5):e426–32.
3. Calderan MF, Silva TC, Honório DR, Oliveira TM, Machado MAM. Fatores Etiológicos do bruxismo do sono: Revisão de literatura. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 2014 [acesso em 8 de julho de 2020]; 26(3): [243/9]. Disponível em: <http://publicacoes.unicid.edu.br/index.php/revistadaodontologia/article/view/308/205>.
4. Macedo CR. Bruxismo do sono. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008;13(2):18-22.
5. Branco RS, Branco CS, Tesch R de S, Rapoport A. Frequência de relatos de parafunções nos subgrupos diagnósticos de DTM de acordo com os critérios diagnósticos para pesquisa em disfunções temporomandibulares (RDC/TMD). *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2008;13(2):61–9.
6. Okeson, Jeffrey P. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. Capítulo 7, Etiologia dos Distúrbios Funcionais do Sistema Mastigatório; p.123.
7. Silva FR. A acupuntura no tratamento do bruxismo. Monografia. São Paulo: Escola Brasileira de Medicina Chinesa; 2011.
8. Anusavice KJ, Cascone P. Fundição Odontológica e Soldagem de Ligas. In: Anusavice KJ, Phillips, *Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Ltda, 2005. p.533-586.
9. Costa AAS. Pacientes com Desgaste Dentário e Tratamento com Prótese Fixa. [Dissertação]. Fernando Pessoa: Universidade de Fernando de Pessoa, 2013.

10. Moura RBB ST. Sistemas cerâmicos metal free: tecnologia CAD/CAM – revisão de literatura. Rev Interdiscip. 2015;8(1):220–6.
11. Da Silva PLP, Lemos GA, Bonan RF, Queiroz JRC, Batista AUD. Sobrevida de prótese parcial fixa posterior em zircônia: revisão sistemática de estudos clínicos com até 7 anos de acompanhamento. [publicação online]; 2016 [acesso em 10 outubro 2018]. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0366-69132016000100011&script=sci_abstract&tlng=pt.
12. Azevedo FP. Incidência de fraturas em próteses fixas: estudo retrospectivo. (análise da sobrevivência de próteses metalocerâmicas após um período mínimo de quatro anos em função) Tese. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo; 2017.
13. Kazmi SMR, Iqbal Z, Muneer UM, Riaz S, Zafar MS. Different pontic design for porcelain fused to metal fixed dental prosthesis: Contemporary guidelines and practice by general dental practitioners. [publicação online]; 2018 [acesso em 16 de outubro de 2018]. Disponível em: https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.4103/ejd.ejd_232_18.
14. Tavares TE. Características biomecânicas e estéticas entre infraestruturas metálicas e de cerâmicas modificadas para próteses fixas unitárias e em ponte. Monografia. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, 2017.
15. Ebeling APV. Cerômeros odontológicos e sua utilização na prática clínica. Trabalho de Conclusão de Curso. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2018.
16. Anusavice KJ. Propriedades Mecânicas dos Materiais Dentários. In: Kenneth J. Anusavice. Phillips, Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Ltda, 2005. p.69-97.
17. La Croix SP, João M. Estudo de uma liga alternativa de prata-paládio para uso odontológico. Revista Brasileira de Odontologia, 1993 [acesso 18 de maio de 2020]; L(6). Disponível em: <https://lacroix.com.br/lpp.htm>.
18. Muench L. Ligas metálicas para fundição odontológica. 2010 [acesso em 10 de janeiro de 2020]. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3539503/mod_resource/content/0/G_o%2020%20-%20Ligas%20Met%C3%A1licas.pdf.

19. IvoclarVivadent. BioPortadur working instructions. [manual técnico]. 2018. Disponível em: <https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/bioportadur>. Acessado em: 16 de março de 2020.
20. Sobrinho LC. Ligas do sistema Cu-Al-Zn-Nb, Cu-Al e Cu-Zn (estudos da corrosão química e de algumas propriedades físicas). [Tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Campinas da Universidade Estadual de Campinas; 1991.
21. Borges TF, Barros VDM, Fontoura DC, Martins LO, Rosa RM, Vaz RR. Prótese fixa metalocerâmica utilizada para reabilitação oral. 2014;1558:13–5.
22. Santos MP. Ligas metálicas Odontológicas. [Trabalho de Conclusão de Curso]. São José do Rio Preto: ETEC Philadelpho Gouvêa Netto; 2010.
23. HighBond. Liga de Ni-Cr para Metalocerâmica HB28 working instructions. [manual técnico]. 2009. Disponível em: <http://www.highbond.com.br/>. Acessado em: 19 de outubro de 2019.
24. Vipi. LIGGA-N working instructions. [manual técnico]. 2013. Disponível em: <http://www.vipi.com.br/>. Acessado em: 18 de outubro de 2019.
25. Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. 2008 [acesso em 8 de julho de 2020]. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0366-69132008000300008.
26. Ivoclar Vivadent. IPS classic working instructions. [manual técnico]. 2014. Disponível em: <https://www.ivoclarvivadent.in/en-in/p/all/products/metal-ceramics/ips-classic>. Acessado em: 10 de março de 2020.
27. Araújo JLN. Análise “In Vitro” da rugosidade superficial apresentada pelas porcelanas Omega 900 e Vitadur após a utilização de três diferentes sistemas de polimento. [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2003.
28. Andreiuolo RF, Costa JBF, Dias KRHC, Sabrosa CE, et al. Próteses parciais fixas totalmente cerâmicas: fatores que determinam sucesso e fracasso. Revista Brasileira de Odontologia, 2012 [acesso 18 de outubro de 2019]; 69(1): [97-101]. Disponível em: <http://revista.aborj.org.br/index.php/rbo/article/viewFile/379/307>.

29. Mesquita VT, Pompeu MH, Dias AHM. O novo conceito em prótese fixa estética. *Jornal Ilapeo*, 2013 [acesso em 14 de junho de 2020]; 07(02): [76-82]. Disponível em: <http://www.naeo.com.br/artigos/last1/protese fixaestetica.pdf>.
30. Penkuhn AH. Evolução da resina composta e seu uso como material restaurador indireto. Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2013.
31. Cavinatti MA. Bruxismo, sonolência excessiva diurna, dor muscular, e qualidade de vida de portadores de DTMs. Trabalho de Conclusão de Curso. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; 2016.
32. Olivieri KAN. Análise química e microestrutural, determinação das propriedades mecânicas e dureza de ligas odontológicas (AgPd, CoCr e NiCr) fundidas em diferentes temperaturas. [Dissertação]. São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; 2000.
33. Sclaro JM. Estudo comparativo da resistência de união entre seis cerâmicas e quatro ligas metálicas utilizando testes de cisalhamento. [Tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 2003.
34. Gonçalves SIS. Resistência à Fadiga de Ligações metal-cerâmico em Restaurações Dentárias com Recurso a Interfaces Compósitas. [Dissertação de Mestrado]. Guimarães: Universidade do Minho; 2011.
35. Guilardi LF, Pereira GKR, Wandscher VF, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal: Effects of different aging regimens. *Brazilian Oral Research*, 2017 [acesso em 15 de abril de 2020]; 31(94). Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242017000100280&lng=en&tlng=en.
36. Vicari CB, Magalhães BO, Griggs JA, Borba M. Fatigue Behavior of Crystalline-Reinforced Glass-Ceramics. *American college of prosthodontists*, 2019 [acesso em 18 de abril de 2020]; 28(1): [297-303]. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29315956/>.
37. Lim K, Yap AUJ, Agarwalla SV, Tan KBC, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal Of Applied Oral Science*. 21 de junho de 2016; 24(5): 447-52.

ANEXO A - DIRETRIZES PARA AUTORES

Diretrizes para Autores

INSTRUÇÕES GERAIS

1. O manuscrito deverá ser escrito em idioma português, de forma clara, concisa e objetiva.
2. O texto deverá ter composição eletrônica no programa Word for Windows (extensão doc.), usando-se fonte Arial, tamanho 12, folha tamanho A4, espaço 1,5 e margens laterais direita e esquerda de 3 cm e superior e inferior de 2 cm, perfazendo um máximo de 15 páginas, excluindo referências, tabelas e figuras.
3. O número de tabelas e figuras não deve exceder o total de seis (exemplo: duas tabelas e quatro figuras).
4. As unidades de medida devem seguir o Sistema Internacional de Medidas.
5. Todas as abreviaturas devem ser escritas por extenso na primeira citação.
6. Na primeira citação de marcas comerciais deve-se escrever o nome do fabricante e o local de fabricação entre parênteses (cidade, estado, país).

ESTRUTURA DO MANUSCRITO

1. Página de rosto

1.1 Título: escrito no idioma português e inglês.

1.2 Autor(es): Nome completo, titulação, atividade principal (professor assistente, adjunto, titular; estudante de graduação, pós-graduação, especialização), afiliação (instituição de origem ou clínica particular, departamento, cidade, estado e país) e e-mail. O limite do número de autores é seis, exceto em casos de estudo multicêntrico ou similar.

1.3 Autor para correspondência: nome, endereço postal e eletrônico (e-mail) e telefone.

1.4 Conflito de interesses: Caso exista alguma relação entre os autores e qualquer entidade pública ou privada que possa gerar conflito de interesses, esta possibilidade deve ser informada.

Observação: A página de rosto será removida do arquivo enviado aos avaliadores.

2. Resumo estruturado e palavras-chave (nos idiomas português e inglês)

2.1 Resumo: mínimo de 200 palavras e máximo de 250 palavras, em idioma português e inglês (Abstract). O resumo deve ser estruturado nas seguintes divisões:

- Artigo original: Objetivo, Metodologia, Resultados e Conclusão (No Abstract: Purpose, Methods, Results, Conclusions).

- Relato de caso: Objetivo, Descrição do caso, Conclusão (No Abstract: Purpose, Case description, Conclusions).

- Revisão de literatura: a forma estruturada do artigo original pode ser seguida, mas não é obrigatória.

2.2 Palavras-chave (em inglês: Key words): máximo de seis palavras-chave, preferentemente da lista de Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) ou do Index Medicus.

3. Texto

3.1 Artigo original de pesquisa: deve apresentar as seguintes divisões: Introdução, Metodologia (ou Casuística), Resultados, Discussão e Conclusão.

- Introdução: deve ser objetiva e apresentar o problema, justificar o trabalho e fornecer dados da literatura pertinentes ao estudo. Ao final deve apresentar o(s) objetivo(s) e/ou hipótese(s) do trabalho.

- Metodologia (ou Casuística): deve descrever em seqüência lógica a população/amostra ou espécimes, as variáveis e os procedimentos do estudo com detalhamento suficiente para sua replicação. Métodos já publicados e consagrados na literatura devem ser brevemente descritos e a referência original deve ser citada. Caso o estudo tenha análise estatística, esta deve ser descrita ao final da seção.

Todo trabalho de pesquisa que envolva estudo com seres humanos deverá citar no início desta seção que o protocolo de pesquisa foi aprovado pela comissão de ética da instituição de acordo com os requisitos nacionais e internacionais, como a Declaração de Helsinki.

O número de registro do projeto de pesquisa na Plataforma Brasil/Ministério da Saúde ou o documento de aprovação de Comissão de Ética equivalente internacionalmente deve ser enviado (CAAE) como arquivo suplementar na submissão on-line (obrigatório).

Trabalhos com animais devem ter sido conduzidos de acordo com recomendações éticas para experimentação em animais com aprovação de uma comissão de pesquisa apropriada e o documento pertinente deve ser enviado como arquivo suplementar.

- Resultados: devem ser escritos no texto de forma direta, sem interpretação subjetiva. Os resultados apresentados em tabelas e figuras não devem ser repetidos no texto.

- Discussão: deve apresentar a interpretação dos resultados e o contraste com a literatura, o relato de inconsistências e limitações e sugestões para futuros estudos, bem como a aplicação prática e/ou relevância dos resultados. As inferências, deduções e conclusões devem ser limitadas aos achados do estudo (generalização conservadora).

- Conclusões: devem ser apoiadas pelos objetivos e resultados.

3.2 Relatos de caso: Devem ser divididos em: Introdução, Descrição do(s) Caso(s) e Discussão.

4. Agradecimentos: Devem ser breves e objetivos, a pessoas ou instituições que contribuíram significativamente para o estudo, mas que não tenham preenchido os critérios de autoria. O apoio financeiro de organização de apoio de fomento e o número do processo devem ser mencionados nesta seção. Pode ser mencionada a apresentação do trabalho em eventos científicos.

5. Referências: Deverão respeitar as normas do International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver Group), disponível no seguinte endereço eletrônico: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

a. As referências devem ser numeradas por ordem de aparecimento no texto e citadas entre parênteses: (1), (3,5,8), (10-15).

b. Em citações diretas no texto, para artigos com dois autores citam-se os dois nomes. Ex: "De acordo com Santos e Silva (1)...". Para artigos com três ou mais autores, cita-se o primeiro autor seguido de "et al.". Ex: "Silva et al. (2) observaram...".c. Citar, no máximo, 25 referências para artigos de pesquisa, 15 para relato de caso e 50 para revisão de literatura.

d. A lista de referências deve ser escrita em espaço 1,5, em sequência numérica. A referência deverá ser completa, incluindo o nome de todos os autores (até seis), seguido de "et al."

e. As abreviaturas dos títulos dos periódicos internacionais citados deverão estar de acordo com o Index Medicus/ MEDLINE e para os títulos nacionais com LILACS e BBO.

f. O estilo e pontuação das referências devem seguir o formato indicado abaixo

Artigos em periódicos: Wenzel A, Fejerskov O. Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars. *Caries Res* 1992;26:188-93.

Artigo em periódicos em meio eletrônico: Baljoon M, Natto S, Bergstrom J. Long-term effect of smoking on vertical periodontal bone loss. *J Clin Periodontol* [serial on the Internet]. 2005 Jul [cited 2006 June 12];32:789-97. Available from: <http://www.blackwell-synergy.com/doi/abs/10.1111/j.1600-051X.2005.00765.x>

Livro: Paiva JG, Antoniazzi JH. Endodontia: bases para a prática clínica. 2.ed. São Paulo: Artes Médicas; 1988.

Capítulo de Livro: Basbaum AI, Jessel TM, The perception of pain. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. Principles of neural science. New York: McGraw Hill; 2000. p. 472-91.

Dissertações e Teses:

Polido WD. A avaliação das alterações ósseas ao redor de implantes dentários durante o período de osseointegração através da radiografia digital direta [tese]. Porto Alegre (RS): Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 1997.

Documento eletrônico: Ueki N, Higashino K, Ortiz-Hidalgo CM. Histopathology [monograph online]. Houston: Addison Books; 1998. [Acesso em 2001 jan. 27]. Disponível em <http://www.list.com/dentistry>.

Observações: A exatidão das citações e referências é de responsabilidade dos autores. Não incluir resumos (abstracts), comunicações pessoais e materiais bibliográficos sem data de publicação na lista de referências.

6. Tabelas: As tabelas devem ser construídas com o menu “Tabela” do programa Word for Windows, numeradas consecutivamente com algarismos arábicos na ordem de citação no texto (exemplo: Tabela 1, Tabela 2, etc) e inseridas em folhas separadas após a lista de referências. O título deve explicativo e conciso, digitado em espaço 1,5 na parte superior da tabela. Todas as explicações devem ser apresentadas em notas de rodapé, identificadas pelos seguintes símbolos, nesta seqüência: *, †, ‡, §, ||, **, ††, ‡‡. Não sublinhar ou desenhar linhas dentro das tabelas, nem usar espaços para separar colunas. O desvio-padrão deve ser expresso entre parênteses.

7. Figuras: As ilustrações (fotografias, gráficos, desenhos, quadros, etc) serão consideradas como figuras. Devem ser limitadas ao mínimo indispensáveis e numeradas consecutivamente em algarismos arábicos segundo a ordem em que são citadas no texto (exemplo: Figura 1, Figura 2, etc). As figuras deverão ser inseridas ao final do manuscrito, após a lista das legendas correspondentes digitadas em uma página única. Todas as explicações devem ser apresentadas nas legendas, inclusive as abreviaturas existentes na figura.

a. As fotografias e imagens digitalizadas deverão ser coloridas, em formato tif, gif ou jpg, com resolução mínima de 300dpi e 8 cm de largura.

b. Letras e marcas de identificação devem ser claras e definidas. Áreas críticas de radiografias e microfotografias devem estar isoladas e/ou demarcadas. Microfotografias devem apresentar escalas internas e setas que contrastem com o fundo.

c. Partes separadas de uma mesma figura devem ser legendadas com A, B, C, etc. Figuras simples e grupos de figuras não devem exceder, respectivamente, 8 cm e 16 cm de largura.

d. As fotografias clínicas não devem permitir a identificação do paciente. Caso exista a possibilidade de identificação, é obrigatório o envio de documento escrito fornecendo consentimento livre e esclarecido para a publicação.

e. Figuras reproduzidas de outras fontes já publicadas devem indicar esta condição na legenda, e devem ser acompanhadas por uma carta de permissão do detentor dos direitos.

f. OS CASOS OMISSOS OU ESPECIAIS SERÃO RESOLVIDOS PELO CORPO EDITORIAL

ANEXO B – ARTIGOS REFERENCIADOS

Os artigos referenciados seguem em anexo por e-mail.