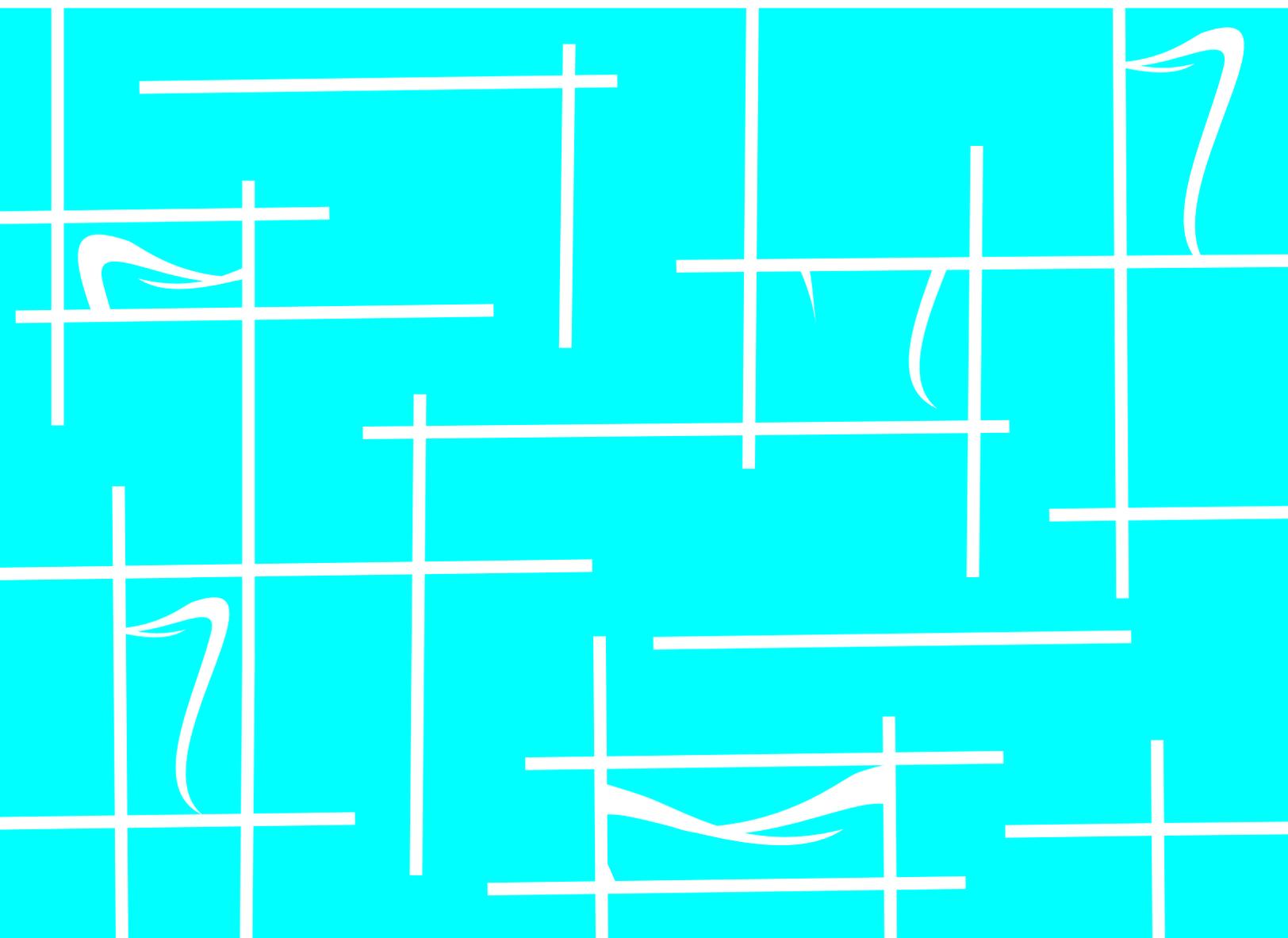


Ano XXI - Número 43 – Vol.1 – Janeiro/Junho de 2015 – Niterói (RJ) – Brasil



REVISTA
FLUMINENSE DE
ODONTOLOGIA

INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENCE DENTISTRY



uff Universidade
Federal
Fluminense

Revista Fluminense de Odontologia

Ano XXI - Número 43
Janeiro/ Junho de 2015

Diretor Científico e Fundador

Prof. Dr. Cresus Vinicius Depes de Gouvêa

Editor Científico:

Prof. Dr. Cresus Vinicius Depes de Gouvea - UFF

Editor Chefe:

Prof. Dr. Marcos da Veiga Kalil - UFF

Conselho Editorial

Prof.ª Dr.ª Ana Maria Gondim Valença - UFPB

Prof. Dr. Cresus Vinicius Depes de Gouvêa - UFF

Prof.ª Dr.ª Cristiane Salgado de Souza - UFS

Prof.ª. Dr.ª Eliane dos Santos Porto Barbosa - UFF

Prof. Dr. Elson Comark - UFRJ

Prof.ª Dr.ª Hilda Mª Montes R. de Souza - UERJ

Prof.ª Dr.ª Ivone de Oliveira Salgado - UFJF

Prof. Dr. José Galba Menezes Gomes - UNIFOR

Prof. Dr. José Luiz Lage Marques - USP

Prof. Dr. José Nelson Mucha - UFF

Prof. Dr. José Thadeu Pinheiro - UFPE

Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva - UFMS

Prof. Dr. Ricardo Carvalhaes Fraga - UFF

Prof. Dr. Sergio Kahn - FESO

Prof. Dr. Vicente De Paulo Aragão - UFCE

Prof. Dr. Helio Rogrigues Sampaio Filho - UERJ/UNIFESO/UVA

Prof. Dr. Luiz Alexandre M. S. Sassone - UERJ/UGF

Prof. Dr. Marcelo Mangelli Decnop Batista - UGF

Assistente Editorial

Prof. Dr. Gustavo André de Deus Carneiro Vianna - UFF

Prof. Dr. Gutemberg Heleno - UFF

Editores Associados

Prof. Dr. Aldair Stefanello Busato - ULBRA

Prof. Dr. Fernando Monteiro Aarestrup - UFJF

Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode - UNESP

Prof. Dr. José Mauro Grangeiro - UFF

Editores Ad Hoc

Prof.ª Dr.ª Mônica Diuana Calazans Maia - UFF

Editor de Layout

Gustavo Vicentis de Oliveira Fernandes - Universo

Assistente Técnico em Informática

Hélder Nascimento da Silva - UFF

Universidade Federal Fluminense

Revista Fluminense de Odontologia/International Journal Of Science Dentistry Cultural – Niterói, RJ

Ano XX n. 43 Janeiro/Junho 2015

Semestral 1994-2015

Resumo em Português e Inglês

ISSN 1413-2966 – ISSN-d 2316-1256

1. Odontologia – Periódicos I. Alternativa Editora e Produção Cultural

UFF/CNPq

Tiragem: 500 exemplares

CDD 617.6

SUMÁRIO

- 1** LASER DE ARGÔNIO E OS FATORES QUE ENVOLVEM A POLIMERIZAÇÃO DE UMA RESINA COMPOSTA *pág.1*
- 2** RESISTÊNCIA ADESIVA AO SUBSTRATO DENTINÁRIO: INFLUÊNCIA DE UM ATIVADOR DE CURA DUAL E FOTO UTILIZANDO ENSAIO TIPO PUSH OUT *pág.21*
- 3** ANÁLISE DO PERFIL DE ESCOAMENTO DOS CIMENTOS ENDODÔNTICOS: FILLCANAL E ENDOK *pág.37*
- 4** DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE OBTENÇÃO DE CÉLULAS-TRONCO MESENQUIMAIS PARA TERAPIA CELULAR EM ODONTOLOGIA *pág. 48*
- 5** APLICABILIDADE CLÍNICA DOS IMPLANTES DE PEQUENO DIÂMETRO UMA REVISÃO *pág.60*
- 6** EFEITOS DO TRATAMENTO PERIODONTAL SOBRE A POLPA *pág.72*
- 7** DIAGNÓSTICO DE MANCHAS ESCURAS EM SUPERFÍCIES OCLUSAIS RELATO DE CASO *pág.81*
- 8** CLAREAMENTO DENTAL EM DENTES VITAIS: UMA REVISÃO DE LITERATURA *pág.91*
- 9** CICATRIZAÇÃO DAS FERIDAS PERIODONTAIS: UMA REVISÃO DA LITERATURA *pág.99*
- 10** PROTOCOLO DE CIMENTAÇÃO DE ONLAY EM CERÂMICA A BASE DE DISSILICATO DE LÍTIUM *pág.110*

LASER DE ARGÔNIO E OS FATORES QUE ENVOLVEM A POLIMERIZAÇÃO DE UMA RESINA COMPOSTA



ARGON LASER AND THE FACTORS INVOLVING THE POLYMERIZATION OF A COMPOSITE RESIN

Carina Sinclér Delfino – Doutorado em
Dentística pela Universidade de São
Paulo; Professora Assistente da
Faculdade de Odontologia da
Universidade Cruzeiro do Sul, São
Paulo-SP, Brasil

Míriam Lacalle Turbino – Livre
Docente em Dentística pela
Universidade de São Paulo; Professora

Associada da Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo São
Paulo-SP, Brasil

Correspondência: Carina Sinclér
Delfino

Rua Anhanguera, 587 apto.72

São Paulo-SP CEP 01135-000

Tel(s): (11) 83975459

e-mail: casincler@hotmail.com

Categoria: Artigo Original de Pesquisa

Palavras-chave: argônio, resina composta, laser, propriedades mecânicas

Keyword: argon, composite resin, laser, mechanical properties

INTRODUÇÃO

O processo de polimerização da resina composta ocorre pela conversão das moléculas de monômeros em uma cadeia de polímeros, acompanhada pela aproximação destas moléculas, que depois de se unirem ocupam um volume menor que o inicial. Esta redução do volume total do material é conhecida como contração de polimerização. Embora a resina composta seja considerada um ótimo material restaurador estético direto, a excessiva contração de polimerização é um dos fatores que mais contribui para o

insucesso das restaurações (Ferracane, 2005; Sakaguchi, 1999), pois a contração de polimerização de uma resina composta gera tensões e deformações na interface dente-restauração (Ferracane & Mitchem, 2003).

Para fotoativar a resina composta, a luz halógena é a principal fonte utilizada, porém o aquecimento gerado pelos comprimentos de onda que não são utilizados, além de diminuir a vida média da lâmpada e de outros componentes, pode causar danos ao tecido pulpar (Uhl et al., 2003). Na tentativa de minimizar esses efeitos, novos equipamentos com fontes de laser de argônio foram propostos. A radiação laser é utilizada para fotoativação por meio do elemento químico argônio, que emite luz azul em faixas próximas de 480nm, apropriadas para ativação da canforquinona. As características de sua luz monocromática, coerente e colimada, promovem maior penetração em profundidade, apresentando como vantagem, a baixa capacidade de produzir raios infravermelhos, gerando menos calor para a estrutura dental (Fleming & Maillet, 1999).

Ao contrário das resinas autopolimerizáveis que se polimerizam de uma forma uniforme, desde que a mistura seja eficiente, as resinas fotopolimerizáveis polimerizam somente onde a luz as alcança. Isso significa que a luz é absorvida, dispersa e, conseqüentemente, atenuada durante a sua passagem através da massa de resina (Rueggeberg et al., 1994). Essa é a principal causa de divergência entre as duas fontes de luz, pois o laser apresenta colimação da luz, que resulta em uma mesma irradiância à distância, ou seja, os raios não divergem. Em contrapartida, a irradiância da luz halógena diminui com a distância, favorecendo a efetividade de ativação pelo laser (Rode et al., 2005).

Embora existam relatos na literatura (Fleming & Maillet, 1999; Blankenau et al., 1991; Lloret et al., 2004; Delfino et al., 2006) de que melhores propriedades mecânicas dos compósitos são obtidas com o laser de argônio, os resultados obtidos com essa nova fonte de luz ainda são muito controversos (Rode et al., 2005; Turbino et al., 2005; Rode et al., 2007). Porém, mesmo o laser de argônio apresentando um custo alto, algumas vantagens como menor



aquecimento, estreito comprimento de onda e colimação da luz, tornam seu uso clínico adequado para polimerização.

Considerando o constante desenvolvimento dos materiais odontológicos e o aprimoramento das técnicas para avaliação de suas propriedades, estudos são sempre necessários para consolidar novos conceitos e avaliar seu provável desempenho clínico, estudando possíveis alternativas para melhorá-los. Dessa forma, o objetivo desse estudo é realizar uma revisão da literatura para verificar, através dos trabalhos encontrados, o atual estágio da utilização do laser de argônio na polimerização de uma resina composta.

REVISÃO DE LITERATURA

Desenvolvidas por Bowen (1997), as resinas compostas foram introduzidas no mercado odontológico há aproximadamente 40 anos, e desde então, modificações tanto na fase orgânica como na fase inorgânica, têm permitido sua utilização numa variedade de procedimentos clínicos, propiciando restaurações com aspecto estético superior aos materiais anteriormente existentes.

Para aumentar o tempo de trabalho do cirurgião-dentista e diminuir o tempo de presa da resina composta, foram desenvolvidas as resinas compostas fotopolimerizáveis (Burke, 1985). Esse tipo de material apresenta como fonte essencial de polimerização uma unidade emissora de luz visível que é absorvida numa faixa específica de comprimento de onda, por um componente alfa-diquetona, geralmente a canforquinona. O processo de polimerização ocorre apenas em locais onde há incidência de luz com comprimento de onda de 400 a 500nm, pois este é o intervalo do pico de absorção da canforquinona, sendo que o seu comprimento de onda mais eficiente para a ativação da reação de polimerização situa-se no intervalo 468 a 470nm. Quando a canforquinona é ativada reage com um agente redutor (amina alifática) para produzir um radical livre. Este radical livre irá reagir com o monômero, possuidor de uma ligação dupla de carbono, iniciando a reação de



polimerização. Quanto maior a energia transferida ao material, maior número de moléculas de canforquinona será ativado. Desse modo, maior será a extensão da polimerização da resina composta (Rueggeberg & Jordan, 1993).

A maioria das resinas compostas necessita de uma fonte de luz para ativar sua polimerização (fotoativação). Os aparelhos de luz halógena são os mais utilizados pelos profissionais. Tal fato deve-se principalmente à sua comprovada efetividade e amplo espectro de luz (Burgess et al., 2002). Por outro lado, tais dispositivos aquecem-se demasiadamente, têm pequena vida útil e consomem muita energia elétrica, o que promoveu uma corrida para o desenvolvimento de novos equipamentos, ampliando as opções de formas de fotoativação.

A palavra laser tem sua origem de um acrônimo da língua inglesa e significa *Light Amplification by Emission of Radiation* (Pick, 1993) ou Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Os aparelhos de laser são constituídos por uma cavidade com espelhos planos e periféricos nas extremidades e podem ter na sua constituição como meio ativo um sólido (cristal ou vidro), um líquido (corante) ou um gás (CO₂). Assim sendo, cada tipo de laser produz um efeito específico (Dederich, 1993). Os lasers foram liberados pela *Food and Drug Administration* para utilização na cavidade bucal primeiramente em tecido mole (CO₂, Nd:YAG, argônio e diodo), sendo que o laser Nd:YAG também é utilizado nos tecidos duros.

Todos os tipos de lasers têm seu próprio lugar no espectro eletromagnético, o que ajuda a diferenciá-los. Os lasers de CO₂ e Nd:YAG estão na região do espectro infra-vermelho e são invisíveis. O laser de Argônio está no espectro visível e, portanto, pode ser visto a olho nu. Ainda, pela sua posição no espectro eletromagnético os lasers causam apenas injúrias térmicas quando entram em contato com os tecidos biológicos. Não há mudanças na estrutura atômica dentro das células, sendo assim, não há mutação genética. O mesmo não ocorre com outras formas de energia como a luz ultravioleta e os raios-X (Pick, 1993).



Em 1999, FLEMING & MAILLET, 1999, consideravam o laser de argônio uma fonte promissora, pois o comprimento de onda emitido por este laser é ótimo para a ativação da polimerização das resinas compostas. A ativação da canforquinona é iniciada por uma de luz azul com comprimento de onda dentro de uma faixa de 400 a 500nm, com maior pico de atividade em 480nm. As unidades de laser de argônio geram um comprimento de luz azul (monocromática) de 480nm com uma variação dentro de uma faixa de apenas 40 a 45nm.

Segundo FLEMING & MAILLET, 1999, pesquisas indicam que o laser de argônio promove alta profundidade e alto grau de polimerização, além de requerer menos tempo de fotoativação e aumento nas propriedades mecânicas das resinas polimerizadas. Porém, estas vantagens são contestadas por relatos de que o aumento da polimerização causada pelo laser pode resultar em aumento da contração, friabilidade e infiltração marginal.

Como a luz halógena é absorvida, dispersa e, conseqüentemente, atenuada durante a sua passagem através da massa de resina⁶, as superfícies mais próximas à fonte de irradiação de luz polimerizam mais eficientemente que aquelas mais profundas (Rode et al., 2005; Turbino, 2004). Podem surgir, dessa forma, camadas não polimerizadas ou parcialmente polimerizadas, o que acarreta inúmeros prejuízos à restauração, principalmente com relação às propriedades mecânicas. Em síntese, a qualidade de cura ou polimerização é determinada pelo grau de conversão do monômero em polímero, indicando a quantidade de grupos metacrilatos reativos que reagiram uns com os outros. Conseqüentemente, existe um alto grau de dependência entre o sucesso da restauração e a capacidade de polimerização da luz visível irradiada dentro de um determinado período de tempo.

Para compreender o comportamento clínico das restaurações confeccionadas com as resinas compostas disponíveis comercialmente, suas propriedades mecânicas são de grande importância (Ferracane & Greener, 1986; Navarrete et al., 2005; Witzel et al., 2005). Nem sempre altos valores de microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade, indicam que o



material apresentará bom desempenho clínico. O aumento do grau de conversão está relacionado com o aumento nos valores das propriedades mecânicas do material (Kirkpatrick, 2005). Foi demonstrado que o desenvolvimento de tensões de polimerização torna-se crítico próximo ao grau de conversão limite (Calheiros et al., 2006). Durante a reação de polimerização o material muda de viscoso (fase pré-gel) para predominantemente elástico (fase pós-gel), e sua capacidade para se acomodar à redução de volume diminui (Calheiros et al., 2006). Conseqüentemente, quando o material atinge o grau de conversão limite, o aumento da rigidez polimérica associado à contração volumétrica continua promovendo o desenvolvimento de tensões na interface adesiva (Braga & Ferracane, 2004).

Com o exposto, pode ser considerado que as propriedades mecânicas como microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade, devem ser utilizadas como parâmetros para obtenção de restaurações clinicamente favoráveis, mas não podem ser consideradas excluindo-se a tensão de contração. É necessário verificar até que ponto o aumento nas propriedades mecânicas não afeta a adesão na interface dente-restauração, pois restaurações clinicamente resistentes devem estar associadas à baixa microinfiltração marginal (Ferracane & Mitchem, 2003).

Para BRAGA & FERRACANE, 2002, está bem estabelecido que a amplitude do desenvolvimento da tensão de contração depende de fatores relacionados com a geometria do preparo cavitário (ou do espécime), bem como da composição e das características de polimerização do compósito. A tensão de contração tem sido avaliada por diferentes métodos. A distribuição da tensão em cavidades simuladas é obtida por meio de análise do elemento finito (Versluis & Tantbirojn, 1999) e análise fotoelástica (Kinomoto et al., 1999). Mensurações diretas da tensão são geralmente realizadas com o uso de medidores de tensão (Sakaguchi & Ferracane, 1998) ou com um tensilômetro (Ferracane & Mitchem, 2003; Pfeifer et al., 2006; Delfino et al., 2009).

A maioria dos trabalhos estudados utilizou um tensilômetro para mensurar a tensão de contração (Figura 1). Nesse tipo de método a resina composta é inserida entre dois bastões de vidro, um fixado na célula de carga e

o outro em uma garra móvel da máquina de ensaio universal. Um sistema de *feedback*, composto de um extensômetro fixado nos bastões, é usado para manter a distância entre os bastões constante e simular a situação de confinamento para contração da resina. Os valores registrados representam a força necessária para contrabalancear a contração axial da resina e manter a distância inicial entre os bastões (Braga & Ferracane, 2002).

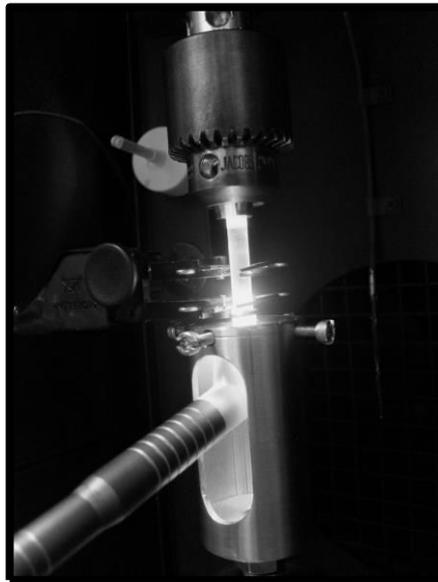


Figura 1 - Ilustração da metodologia do teste de tensão de contração, durante a fotoativação com laser de argônio.

Considerando as propriedades mecânicas avaliadas após a polimerização das resinas compostas, os testes de microdureza são os ensaios mais utilizados na literatura (Yoldas et al., 2004), pois a dureza é uma das propriedades mais utilizadas para comparar tanto os materiais restauradores, como os tecidos biológicos. É definida pela resistência do material à penetração e mensurada pela relação da força aplicada com a área de endentação.

Um dos testes de microdureza utilizados com grande frequência para avaliação da resina composta é o Vickers, que mede a diagonal da marca deixada pelo endentador (Figura 2) após a remoção da carga, ou seja, o valor



da microdureza é mensurado pelo grau de deformação permanente produzido na superfície do material ensaiado pela força (carga) transmitida pelo endentador (McCabe & Walls, 1998). O endentador Vickers apresenta forma de pirâmide (Figura 3) e ao tocar na superfície produz uma tensão que é dispersa pelo material. Esta dispersão da tensão dependerá do comportamento do material, ou seja, do limite de proporcionalidade desse material. O limite de proporcionalidade é a capacidade de o material retornar ao estado anterior, sem ocorrer deformação permanente sob uma força. Quando isso ocorre, a área da curva tensão-deformação é denominada região elástica ou zona elástica. Mas, quando a tensão é maior do que o limite de proporcionalidade, a deformação é permanente, logo a área da curva é denominada região plástica ou zona plástica (Powers & Sakaguchi, 2006).

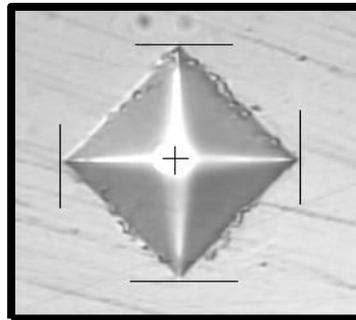


Figura 2 - Marca deixada pelo endentador Vickers no corpo-de-prova.

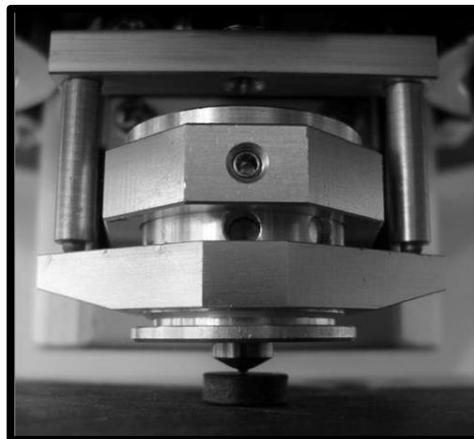


Figura 3 - Ilustração da metodologia do teste de microdureza durante a execução da marca com o endentador Vickers.



A resina composta, após a remoção da carga, mantém uma deformação residual denominada permanente. Esta deformação não coincide com o comportamento elástico, como se supõe ter a resina composta, mas sim, com o comportamento de um material viscoso, pois se deforma permanente e progressivamente em função da carga utilizada e do tempo de aplicação. Esse material é denominado viscoelástico (Lopez, 1993; Couto et al., 2000).

Lopez, 1993, durante a realização de uma revisão de microdureza em polímeros, comparando todos os testes realizados até a data de 1993, e levando em conta a grande variedade de cargas utilizadas, o formato do endentador, a precisão e a reprodutibilidade das medidas, observou que o método mais aceitável entre os estudados é o Vickers, pois o teste Knoop não penetra o suficiente, podendo assim, em algumas mensurações, ser sensível demais para superfícies irregulares. Como as resinas compostas apresentam na sua composição partículas de tamanhos e quantidades irregulares (Powers & Sakaguchi, 2006), talvez o endentador Knoop não seja adequado (Lopez, 1993; Uhl et al, 2004; Soprano, 2007).

Durante a utilização do laser de argônio para fotoativação com a técnica convencional contínua e a alternativa em pulso-espera, por meio dos métodos de inserção incremental (incrementos de 1mm) e em camada única, BELAN,2004, avaliou a microdureza Vickers de uma resina composta híbrida. A luz halógena foi utilizada como controle. Os corpos-de-prova tinham 2 ou 4mm de espessura. A microdureza foi aferida na superfície do corpo-de-prova oposta à superfície irradiada, com o objetivo de avaliar a polimerização em profundidade. Os resultados mostraram que para a fonte de luz halógena, na espessura de 2mm, todas as técnicas de inserção/fotoativação (camada única, incremental convencional e incremental em pulso-espera) apresentaram polimerização adequada. Porém, na espessura de 4mm, apenas a técnica de inserção incremental convencional apresentou polimerização satisfatória. A irradiação com laser de argônio, na técnica incremental em pulso-espera, não tornou a polimerização adequada, em nenhuma possibilidade testada.

Para RUEGGEBERG et al., 1994, não há diferença na microdureza para espessuras de até 2 mm de resina composta e De ARAÚJO et al., 2008,

observaram uma relação inversamente proporcional entre dureza e espessura da camada de resina composta, sendo que espessuras maiores que 2mm também apresentaram baixos valores de microdureza. Com relação à distância da ponta do equipamento de fotoativação, para RODE et al., 2007, um aumento na distância da ponta fotoativadora à superfície da resina composta promove uma diminuição nos valores de microdureza e no grau de conversão para os três tipos de fonte de luz estudados pelos autores (halógena, laser de argônio e LED).

Vários estudos têm demonstrado que o grau de conversão dos compósitos e, conseqüentemente, as propriedades físicas, estão diretamente relacionados com a quantidade de energia recebida pelo compósito, conhecida como dose de energia (Kirkpatrick, 2005; Calheiros et al., 2006). Porém, outros estudos mostram que não foi observada nenhuma relação linear entre dose de energia, módulo de elasticidade e microdureza (Sakaguchi & Ferracane, 2001; Versluis et al., 2004).

Como, clinicamente, as restaurações são submetidas a esforços mastigatórios, a resistência flexural é uma propriedade muito importante. Segundo BAN & ANUSAVICE, 1799, a resistência flexural é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca em sua forma pura. O teste de resistência flexural avalia a força necessária para a ruptura de uma determinada estrutura, com forma de paralelepípedo, quando apoiada em dois pontos, recebendo uma carga na sua porção mediana.

O módulo de elasticidade é a propriedade que expressa a rigidez de um material. Quanto maior o módulo de elasticidade, menor a capacidade do sistema de sofrer deformações elásticas que permitiriam o alívio das tensões (Davidson & Davidson-Kaban, 1998). Segundo alguns autores, durante a polimerização, o aumento do módulo de elasticidade ocorre até que o estágio de vitrificação seja atingido e a partir desse momento, mantém-se praticamente constante (Ferracane & Greener, 1986; Navarrete et al., 2005). No entanto, outros trabalhos não mostram relação linear entre dose de energia, módulo de

elasticidade e microdureza (Sakaguchi & Ferracane, 2001; Versluis et al., 2004; Bhamra & Fleming, 2008).

DELFINO et al., 2009, realizaram testes de flexão em três pontos (Figura 4) e verificaram que nenhuma diferença significativa foi observada nos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade entre o grupo polimerizado com laser de argônio 250mW por 10 segundos e os grupos polimerizados por 20 segundos (laser 200mW, laser 250mW e luz halógena).

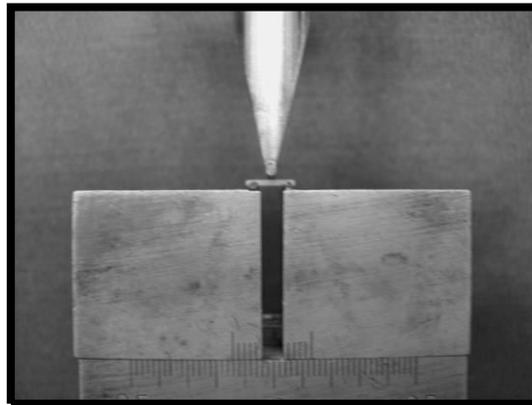


Figura 4 – Posicionamento do corpo-de-prova para o teste de dobramento em três pontos.

Os mesmos autores (DELFINO et al., 2009) observaram que o tempo para fotoativação da resina testada (Z-250) com laser de argônio, pode ser reduzido em 50% quando comparado com o grupo controle (luz halógena 20 segundos).

Associadas a esses achados, outras características do laser de argônio também favoreceriam sua utilização, como catalisador dos agentes de clareamento e como inibidor de lesões de cárie no esmalte ou na superfície radicular (Anderson et al., 2000; Westerman et al., 1999).

DISCUSSÃO

Os profissionais podem controlar algumas variáveis na utilização dos lasers. Ao optarem por realizar um tratamento com laser, devem considerar quais serão os parâmetros usados. Esses parâmetros incluem: comprimento de

onda (importante para determinar de que forma a luz afeta o tecido), potência (determina quantitativamente a extensão da reação), o tipo de emissão (contínua ou pulsada) e as propriedades ópticas do tecido. As propriedades ópticas do tecido, combinadas ao comprimento de onda do laser, determinam se a energia luminosa será absorvida ou não. Caso não seja absorvida, não causará efeito algum (Dederich, 1993).

Utilizando o laser de argônio para polimerização de resina composta, DELFINO et al., 2009, observaram menor valor de tensão de contração para a resina composta Z-250, polimerizada com laser de argônio 250mW por 10 segundos, quando comparada com a tensão encontrada em grupos polimerizados com laser de argônio 250mW por 20 segundos ou com luz halógena por 20 segundos. Para os autores esse fato ocorreu provavelmente devido ao menor valor de microdureza com a profundidade de 2mm nesse grupo. Segundo FERRACANE & MITCHEM, 2003, a baixa tensão de contração de uma resina composta promove uma menor tensão na interface adesiva, e isso resulta na formação de uma menor fenda marginal e, conseqüentemente, menor microinfiltração.

Avaliando o grau de polimerização de uma resina microparticulada e uma híbrida, polimerizadas com luz halógena convencional e com laser de argônio com potência de 1W, BLANKENAU et al., 1992, verificaram por meio da separação e quantificação do monômero restante usando um sistema de cromatografia líquida que a polimerização da resina microparticulada foi mais eficiente com o laser de argônio e que a resina híbrida apresentou resultados levemente melhores com laser, porém essa diferença não foi significativa.

Porém, comparando uma resina microhíbrida (Filtek Z-250) com uma resina nanoparticulada (Filtek Supreme – 3M), polimerizadas com luz halógena por 40 segundos e com laser de argônio 250mW por 20 segundos, DELFINO & TURBINO, 2008, concluíram que o laser de argônio está contra-indicado para polimerização da resina nanoparticulada estudada. Provavelmente, o pequeno tamanho das partículas pode dificultar a transmissão da luz, provocando um espalhamento da mesma e limitando a polimerização dessa resina. Na fotoativação com laser, a superfície irradiada da resina nanoparticulada

apresentou dureza estatisticamente menor, que a dureza da superfície irradiada com luz halógena. Sendo seu feixe colimado e monocromático (Fleming & Maillet, 1999), a reflexão da luz seria mais intensa, não atingindo as camadas inferiores. Outro fato seria que apesar de o laser ser uma luz colimada e coerente, com estreito espectro de luz, próximo ao pico de absorção da canforquinona, a sua intensidade pode não ter sido suficiente para atravessar o corpo da resina em espessura adequada para ativar o sistema de iniciação da reação de polimerização.

RODE et al., 2007, avaliando três fontes de luz (luz halógena, LED e laser de argônio) para fotoativação da resina composta Z-250, concluíram que as fontes de luz promoveram um grau similar de conversão e microdureza, desde que tivessem sido utilizados incrementos de até 1mm de espessura e que a fonte de luz estivesse no máximo a 3mm de distância da superfície da resina.

Avaliando a adesão de uma resina composta híbrida fotoativada com luz halógena, LED e laser de argônio ao substrato dental, DELFINO et al., 2006, observaram que não houve influência das fontes de ativação tanto para o esmalte, quanto para a dentina. Quando foi estudado apenas o substrato dentina, LLORET et al., 2004, também não encontraram diferença nos valores de resistência adesiva entre as fontes de fotoativação luz halógena e laser de argônio, utilizando a técnica de inserção incremental.

DELFINO et al., 2009, durante a realização de ensaios de microdureza Vickers e de flexão em três pontos (Figura 4), observaram que embora não tenha havido diferença significativa nos valores de microdureza, com 2mm de profundidade, entre as fontes de fotoativação (laser de argônio 200mW, laser de argônio 250 mW e luz halógena) quando o mesmo tempo foi utilizado (10 ou 20 segundos) nenhuma diferença significativa foi observada nos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade entre o grupo polimerizado com laser de argônio 250mW por 10 segundos e os grupos polimerizados por 20 segundos (laser 200mW, laser 250mW e luz halógena). Uma possível explicação para estes resultados seria que as propriedades dos materiais melhoram significativamente até certo limiar na formação da rede de polímero.

Acima desse ponto, aumentos na conversão não afetam significativamente o comportamento mecânico (Ferracane & Greener, 1986; Navarrete et al., 2005; Witzel et al., 2005), mas podem afetar a tensão de contração (Witzel et al., 2005).

Os mesmos autores (Delfino et al., 2009) observaram que o tempo para fotoativação da resina testada (Z-250) com laser de argônio, pode ser reduzido em 50% quando comparado com o grupo controle (luz halógena 20 segundos), pois o grupo fotoativado com laser de argônio 250mW por 10 segundos apresentou propriedades mecânicas adequadas e mínima tensão de contração. O menor tempo de polimerização (10 segundos) com a utilização do laser de argônio 250mW pode ser importante na prática clínica. Essa diminuição no tempo de polimerização pode estar relacionada com as características da luz laser (monocromática, coerente e colimada) que permite uma grande concentração de energia numa pequena área, com maior aproveitamento e maior poder de penetração em profundidade (Fleming & Maillet, 1999). Associadas a esses achados, outras características do laser de argônio também favoreceriam sua utilização, como catalisador dos agentes de clareamento e como inibidor de lesões de cárie no esmalte ou na superfície radicular (Anderson & Ellis, 2000; Westerman et al., 1999). Isto ocorre, pois após a irradiação com laser de argônio a superfície desses substratos se torna rica em cálcio, fosfato e fluoretos (Westerman et al., 1996). Segundo POWELL et al., 1992, a desmineralização do esmalte humano foi reduzida após a exposição ao laser de argônio. Seria um grande avanço, se durante a polimerização da resina composta, fosse promovido um aumento na resistência ácida do substrato circundante.

É imprescindível o conhecimento das vantagens e desvantagens dos novos métodos e equipamentos de fotoativação, assim como a sua influência no selamento marginal das restaurações, bem como na manutenção das propriedades mecânicas dos materiais restauradores.

Conforme os trabalhos avaliados, maiores doses de energia promovem maior desenvolvimento de tensões de contração e,

conseqüentemente, como foi dito anteriormente, podem comprometer a integridade da interface adesiva das restaurações (Ferracane & Mitchem, 2003; Calheiros et al. 2006; Braga & Ferracane, 2004). Portanto, a melhora das propriedades mecânicas não deve ocorrer à custa de um aumento na tensão de contração. Estudos clínicos devem ser realizados para aferir o real benefício da utilização do laser de argônio para polimerização de resinas compostas em restaurações diretas.

Os benefícios proporcionados pelo laser de argônio detectados nesta revisão de literatura são motivos de estímulo para que as pesquisas com o seu uso continuem, até que possa ser reduzido o seu custo.

CONCLUSÕES

Considerando os trabalhos apresentados nesta revisão de literatura, e dependendo dos parâmetros utilizados, pode ser observado que a fotoativação das resinas compostas com laser de argônio:

- pode promover uma menor tensão de contração;
- aumenta o grau de polimerização de resinas compostas microparticuladas;
- está contra-indicada para resinas nanoparticuladas;
- deve ser realizada com incrementos de até 1mm de espessura e com a fonte de luz no máximo a 3mm de distância da superfície da resina;
- não influencia a adesão da resina composta híbrida ao esmalte e à dentina;
- não deve ser realizada com a técnica incremental em pulso-espera;
- promove valores adequados de resistência flexural e módulo de elasticidade;
- diminui o tempo de fotoativação em 50% (10 segundos), quando comparado com o tempo necessário para fotoativação com luz halógena (20 segundos);
- pode inibir lesões de cárie no esmalte ou na superfície radicular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ferracane JL. **Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization.** Dent Mater 2005;21(1):36-42.
2. Sakaguchi RL. **A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications.** Compend Contin Educ Dent 1999;20(25):16-23.
3. Ferracane JL, Mitchem JC. **Relationship between composite contraction stress and leakage in class V cavities.** Am J Dent 2003;16(4):239-243.
4. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. **Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology.** Biomaterials 2003;24:1809-1820.
5. Fleming MG, Maillet WA. **Photopolymerization of composite resin using the argon laser.** J Can Dent Assoc 1999;65(8):447-450.
6. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. **Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite.** Oper Dent 1994;19:26-32.
7. Rode K, Freitas PM, Lloret PR, Turbino ML. **Comparação da fotoativação de uma resina composta com luz halógena, laser de argônio e LED por meio da microdureza.** Braz Oral Res 2005;19 Suppl:138.
8. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel T. **Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser.** Am J Dent 1991;4(1):40-42.
9. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. **Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser.** Braz Oral Res 2004; 18(3):271-275.
10. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Youssef MN, Turbino ML. **Adesão de uma resina composta ao esmalte e à dentina após a polimerização com luz halógena, LED e laser de argônio [resumo 040].** Rev Pós Grad USP 2006;13(4):364.
11. Turbino ML, Soprano V, Rode KM, Lloret PR, Youssef MN, Belan LC. **Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de argônio.** Braz Oral Res 2005;19 Suppl:231.

12. Rode K, Kawano Y, Turbino ML. **Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization.** Oper Dent 2007; 32(6):571-578.
13. Bowen RL. **Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate.** US P.I. 1962; 3066112 apud Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.
14. Burke FJT. **Light-activated composites: the current status.** Dent Update 1985;12(3):182-186.
15. Rueggeberg FA, Jordan DM. **Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite.** Int J Prosthodont 1993;6:364-370.
16. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. **Light curing- an update.** Compend Cont Educ Dent 2002;23 (10):889-896.
17. Pick RM. **Using lasers in clinical dental practice.** J Am Dent Assoc 1993;124(2):37-47.
18. Dederich DN. **Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?** J Am Dent Assoc 1993;124(2):57-61.

19. Turbino ML. **Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de argônio [livre-docência].** São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
20. Ferracane JL, Greener EH. **The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins.** J Biomed Mater Res 1986;20:121-131.
21. Navarrete N, Torres F, Vera-Graziano R, Villagrán-Muniz M. **The evolution of the longitudinal modulus during the photo-polymerization of a bis-GMA/TEGDMA resin by pulsed photo acoustic technique.** J Phys 2005;125:749-751.
22. Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. **Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials.** J Dent 2005;33:773-779.



23. Kirkpatrick SJ. **A primer on radiometry**. Dent Mater 2005;21:21–6.
24. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. **Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites**. Dent Mater 2006;22:799-803.
25. Braga RR, Ferracane JL. **Alternatives in polymerization contraction stress management**. Crit Rev Oral Biol Med 2004;15(3):176–184.
26. Braga RR, Ferracane JL. **Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics**. J Dent Res 2002;81(2):114-118.
27. Versluis A, Tantbirojn D. **Theoretical considerations of contraction stress**. Compend Cont Educ 1999;25:24-32.
28. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. **Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites**. J Dent 1999;27:383-389.
29. Sakaguchi RL, Ferracane JL. **Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate**. Dent Mater 1998;14:106-111.
30. Pfeifer CSC, Braga RR, Ferracane JL. **Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites**. Oper Dent 2006;31(5):610-615.
31. Delfino CS, Pfeifer CSC, Braga RR, Youssef MN, Turbino ML. **Shrinkage stress and mechanical properties of photoactivated composite resin using the argon ion laser**. Appl Phys B 2009; 96: 79–84.
32. Yoldas O, Akova T, Uysal H. **Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials**. Polymer Testing 2004; 23:343–346.
33. McCabe JF, Walls AWG. **Applied dental materials**. 8^a. ed. Oxford: Blackwell Science;1998.
34. Powers JM, Sakaguchi RL. **Craig's Restorative Dental Materials**. 12^a. ed. St Louis Missouri: Mosby Elsevier; 2006.

35. Lopez J. **Microhardness Testing of Plastics: Literature Review Polymer Testing**. 1993;12:437-458.
36. Couto MGP, Couto Júnior MP, Nagem Filho H, Franscisoni PAS. **Estudo do “creep” em cinco resinas compostas fotopolimerizáveis**. Rev FOB 2000;8:37-42.
37. Uhl A, Michaelis C, Mills R W, Jandt K D. **The influence of storage in indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies**. Dent Mater 2004;20:21-28.
38. Soprano V. **Estudo de parâmetros para ensaios de microdureza em amálgama de prata, resina composta, dentina e esmalte bovinos [dissertação]**. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2007.
39. Belan LC. **Microdureza da resina composta ativada com luz halógena e laser de Argônio na técnica pulso-espera [tese]**. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
40. De Araújo CS, Schein MT, Zanchi CH, Rodrigues SA Jr, Demarco FF. **Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure**. J Contemp Dent Pract 2008;9(4):43-50.
41. Sakaguchi RL, Ferracane JL. **Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization**. J Esthet Restor Dent 2001;13:121–130.
42. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. **Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite**. Dent Mater 2004;20:543–553.
43. Ban S, Anusavice KJ. **Influence of test method on failure stress of brittle dental materials**. J Dent Res 1990;69(12):1791-1799.
44. Davidson CL, Davidson-Kaban SS. **Handling of mechanical stresses in composite restorations**. Dent Update 1998;25(7):274-279.
45. Bhamra GS, Fleming GJP. **Effects of halogen light irradiation variables (tip diameter, irradiance, irradiation protocol on flexural strength properties of resin-based composites**. J Dent 2008; 36(8):643-50.

46. Anderson JR, Ellis RW, Blankenau RJ, Beiraghi SM, Westerman GH. **Caries resistance in enamel by laser irradiation and topical fluoride treatment.** J Clin Laser Med Surg 2000;18(1):33-36.
47. Westerman GH, Hicks J, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL. **Combined effects of acidulated phosphate fluoride and argon laser on sound root surface morphology: an in vitro scanning electron microscopy study.** J Clin Laser Med Surg 1999;17(2):63-68.
48. Delfino CS, Turbino ML. **Microdureza de resinas compostas fotoativadas com laser de argônio: microhíbrida X nanoparticulada.** Braz Oral Res 2008;22 Suppl:304.
49. Westerman GH, Hicks MI, Flaitz CM, Powell GL, Balnkenau RJ. **Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an in vitro scanning electron microscopic study.** J Clin Pediatr Dent 1996;21:55-59.
50. Powell GL, Higuchi WI, Fox JL, Yu D, Blankenau R. **Argon laser effect on demineralization of human enamel.** SPIE 1992;1643:374-379.

**RESISTÊNCIA ADESIVA AO SUBSTRATO DENTINÁRIO; INFLUÊNCIA DE
UM ATIVADOR DE CURA DUAL E FOTO UTILIZANDO ENSAIO TIPO
“PUSH OUT”**

***ADHESIVE RESISTANCE TO THE DENTIN SUBSTRACT; DUAL AND PHOTO
CURE ACTIVATOR INFLUENCE USING THE PUSH OUT TEST***

Daniel de Mattos SALIM - Graduando
(a) do Curso de Odontologia da
Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Camilla Bottino da SILVA - Graduando
(a) do Curso de Odontologia da
Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Waldimir CARVALHO - Professor
Assistente, Subcoordenador do
Laboratório de Biotecnologia Aplicada
(LABA) da Universidade Federal
Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil

Cresus Vinicius Depes de GOUVÊA -
Professor Titular, Doutor e Diretor da
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Correspondência: Daniel de Mattos
Salim

Rua Benevenuto Soares. N° 19 Fundos.
Cep: 24120-040 – Fonseca, Niterói / RJ
(21)26253626. Cel.: (21) 98480983

E-mail: danielmsalim@gmail.com

Categoria: Artigo Original de Pesquisa

RESUMO

Objetivo: Avaliar a resistência de um sistema adesivo fotopolimerizável e dual, na união de uma restauração direta em compósito a dentina humana.

Metodologia: Vinte terceiros molares humanos foram utilizados nesta pesquisa. O esmalte oclusal foi removido até o limite da junção amelo-dentinária, um corte foi feito no terço médio, sobrando 2mm de espessura de dentina. Nos discos de dentina obtidos das coroas dentárias, foram realizadas duas cavidades esféricas de 2mm de diâmetro em cada espécime, com uma broca de aço de 2mm de diâmetro. A cavidade foi confeccionada até a broca transfixar a dentina. Os agentes resinosos utilizados para a condensação foram manipulados de acordo com as informações do fabricante. Os materiais foram inseridos no interior do preparo dentinário e os excessos foram removidos imediatamente após a inserção. Desta forma foi possível obter no mesmo bloco de dentina um grupo com sistema adesivo foto e um grupo com sistema adesivo dual, em um total de 40 cavidades, formando assim 4 grupos com 10 espécimes. O ensaio de cisalhamento por extrusão: *'push-out'* foi feito, até o momento da falha adesiva caracterizada pelo deslocamento dos agentes resinosos do preparo dentinário.

Resultados: A Análise da Variância (ANOVA) da Força Máxima mostrou nos quatro Grupos que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos (G1, G2, G3 e G4). A análise visual das imagens da microscopia eletrônica de varredura não detectou variações na homogeneidade, forma e espessura da linha de cimentação dos adesivos.

Conclusão: Em relação à resistência adesiva há semelhança entre os sistemas testados.

Palavras-chave: Adesivos Dentinários; Resistência ao Cisalhamento; Dentina.

ABSTRACT

Objective: Evaluate the bond strength of a light polymerized and a dual-adhesive system used for bonding a direct composite restoration to human dentin.

Method: Twenty human third molars were used in this research. Occlusal enamel was removed up to the amelo-dentinal junction limit. A cut was made in the middle third leaving dentin 2 mm thick. In the dentin discs obtained from the tooth crowns, two spherical cavities 2 mm in diameter were made in each specimen, using a steel bur 2 mm in diameter. The cavity was prepared until the bur transfixed the dentin. The resin agents used for condensation were manipulated in accordance with the manufacturers' instructions. The materials were inserted in the dentinal preparation and excesses were removed immediately after insertion. Thus it was possible to obtain a group with the light polymerized adhesive and dual adhesive system in the same dentin block, in a total of 40 cavities, thus forming 4 groups with 10 specimens each. The push-out shear test was performed, up to the time of adhesive failure, characterized by displacement of the resin agents from the dentinal preparation.

Results: The Analysis of Variance (ANOVA) of Maximum Force showed that in the four Groups there was no statistically significant difference ($p > 0.05$) among the groups (G1, G2, G3 and G4). Visual analysis of the scanning electron microscopy images detected no variations in homogeneity, shape and thickness of the cementation line of the adhesives.

Conclusion: As regards bond strength, there is similarity in the tested systems.

Key-Words: Dentinal Adhesives; Shear bond strength; Dentin.

INTRODUÇÃO

Adesão é a propriedade pela qual átomos ou moléculas de duas superfícies semelhantes ou diferentes se unem, mantendo-se em íntimo contato devido às forças intermoleculares existentes (FRANCCI et al., 2008). Os sistemas adesivos se tornaram ferramentas importantes em diversos procedimentos clínicos sendo parte fundamental da terapêutica restauradora. Independente do fato do material restaurador ser aplicado de forma direta ou indireta sobre a estrutura dental, as técnicas de união dos materiais restauradores ao dente é medida pelo sistema adesivo e o sucesso da técnica é definido pela adequada seleção dos sistemas adesivos (CARVALHO et al., 2004). Atualmente os sistemas adesivos apresentam grande sensibilidade de técnica. Cada sistema adesivo apresenta deficiência em algum aspecto, seja na permanência da lama dentinária na camada adesiva, presença de nanoinfiltração (NAKABAYASHI et al., 2000) ou quando não é possível remover toda a água que sustenta a trama colágena e que vai acelerar a degradação da camada híbrida que é uma zona de interdifusão entre o substrato e o monômero resinoso (VAN MEERBEEK et al., 2001).

A evolução da Odontologia tem proporcionado o surgimento de novas técnicas restauradoras e materiais inovadores. Com o desenvolvimento e aprimoramento dos materiais restauradores estéticos, os sistemas adesivos tornaram-se elementos fundamentais em diversas aplicações clínicas (CARVALHO et al., 2004). Os sistemas adesivos são os materiais responsáveis por produzir a adesão do material restaurador às estruturas dentais. São a combinação de monômeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades, diluentes resinosos e solventes orgânicos tais como acetona, etanol ou água (PEGORARO et al., 2004). Os monômeros resinosos podem ser hidrofílicos, os quais permitem que o adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, ou hidrofóbicos, que apresentam maior peso molecular, são mais viscosos e conferem maior resistência mecânica e estabilidade ao material (CARVALHO et al., 2004).

O surgimento dos sistemas de união na Odontologia possibilitou o desenvolvimento de inúmeras técnicas clínicas objetivando a maior conservação da estrutura dental hígida, sem necessidades de se confeccionar preparos cavitários com grande desgaste dos tecidos mineralizados (LAXE et al., 2007). Atualmente, os sistemas adesivos são indicados para restaurações estéticas de lesões cariosas, alteração de forma, cor e tamanho dos dentes, colagem de fragmentos, adesão de restaurações indiretas, selantes de fósulas e fissuras, fixação de braquetes ortodônticos, reparo de restaurações, reconstrução de núcleo para coroas, cimentação de pinos intra-radulares e para dessensibilização de raízes expostas (REIS, LOGUERCIO, 2009).

Enquanto a adesão ao esmalte é duradoura e efetiva, a união resina-dentina constitui-se um desafio para os pesquisadores, uma vez que este substrato é intrinsecamente úmido, tornando o procedimento adesivo altamente sensível (HALLER, 2000), desta forma, a união adesiva só será confiável quando executada sob rigoroso controle e um protocolo bem definido e executado (HILGERT et al., 2008).

A dentina é um tecido duro, elástico e avascular que envolve a câmara pulpar. É composta por aproximadamente 70% de material inorgânico, 20% de material orgânico e 10% de água, o que a caracteriza como um substrato heterogêneo (HALLER, 2000; CECCHIN et al., 2008)

O rápido progresso na tecnologia de adesivo dental influencia a moderna Odontologia Restauradora e embora dentes cariados e ou fraturados possam ser reconstruídos de forma quase imperceptível usando a tecnologia dos adesivos, a longevidade clínica de restaurações de resina composta ainda não é a desejada. Apesar dos avanços feitos em tecnologia adesiva durante os últimos 50 anos, a interface de união continua a ser o problema de um adesivo de enchimento, principalmente se a sorção de água é passada para desestabilizar o vínculo adesivo-dente. Neste contexto, vários aspectos devem ser considerados no que diz respeito à resistência e durabilidade do vínculo com os dois tecidos dentais duros, esmalte e dentina. Estes incluem a heterogeneidade da estrutura do dente e sua composição, as características da

superfície dental exposta após preparo, e as características do adesivo em si, como sua estratégia de interação com ambos os substratos básicos e suas propriedades físico-químicas. Além disso, todos os tipos de desafios químicos e mecânicos que lhe são inerentes ao meio bucal devem ser tomado em conta, como umidade, alterações na temperatura, pH, na dieta e hábitos relacionados com a mastigação (VAN MEERBEEK et al., 2010), sendo assim, as pesquisas que visem a esclarecer o comportamento dos diversos sistemas adesivos frente às suas inúmeras indicações de uso, passam a ter um destaque especial no cenário científico odontológico moderno.

Este estudo teve como objetivo avaliar resistência adesiva ao substrato dentinário, utilizando um agente de cura fotopolimerizável, em um sistema adesivo foto e dual, na união de uma restauração direta em compósito à dentina humana.

MATERIAL E MÉTODOS

O protocolo experimental para o presente estudo em dentes humanos, foi realizado no Laboratório de Biotecnologia Aplicada/UFF (LABA/UFF) e no Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica (LMME) da UFF/Volta Redonda. Inclui seleção de material biológico, materiais utilizados, manejo, procedimentos, baseando-se na norma ISO/TS 11405:2003. O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal Fluminense e aprovado sob o número 261/11.

Para a confecção dos corpos de prova foram utilizados vinte terceiros molares humanos superiores e inferiores, recém extraídos por indicações clínicas, livres de cárie, obtidos no Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil. Os dentes foram armazenados em solução de timol a 0,05% por até seis meses após a extração. A limpeza foi realizada com procedimento de raspagem da superfície externa, com instrumentos periodontais cureta McCall 13/14 e 17/18 (S.S.White Duflex, MG, Brasil). Quatro grupos experimentais de

10 espécimes foram formados para os ensaios mecânicos. Para a observação em microscopia eletrônica de varredura foram utilizadas 16 espécimes, 4 de cada grupo.

Descrição dos grupos com os materiais a serem utilizados

Grupos	Agente cimentante	Sistema adesivo
G1	Natural Look (DFL)	Natural Bond DE+ATV (DFL)
G2	Natural Look (DFL)	Natural Bond DE (DFL)
G3	Natural Flow (DFL)	Natural Bond DE+ATV (DFL)
G4	Natural Flow (DFL)	Natural Bond DE (DFL)

Os dentes foram incluídos em resina epóxica (Fibramix, RJ, Brasil), com ajuda do perfil de alumínio de uma polegada fixados em uma placa de vidro com selante (Cascola Silicone, Henkel Ltda, SP, Brasil) o conjunto foi levado a estufa, (De Leo, RS, Brasil) a 39°C. Após a polimerização da resina (aproximadamente 30 horas) foram obtidos cubos de resina com os dentes incluídos em seu interior, esses cubos foram posicionados na microcortadeira metalográfica de precisão (Labcut modelo 1010, Enfield, USA) onde o esmalte oclusal foi removido até o limite da junção amelo-dentinária. Este procedimento foi feito por meio de um corte perpendicular no longo eixo dos dentes com um disco diamantado de dupla face com uma rotação de 150rpm, além disso, em cada elemento foi feito um novo corte no terço médio sobrando 2mm de espessura de dentina. As superfícies superiores e inferiores do corpo de prova foram aplainadas em politriz lixadeira metalográfica pl02ed (Teclago, SP, Brasil) com uma lixa de carbureto de silício de granulação 600 (Teclago, SP, Brasil) sob água corrente e de acordo com a ISO 6344-1:1998. A homogeneidade da amostra foi conferida por rugosímetro SJ-201P (Mitutoyo, Tokyo, Japão). A espessura dos discos de dentina das coroas dentárias foram conferidas por meio de um paquímetro digital (DIGIMESS modelo YT202 de

alcance 150mm/6, SP, Brasil). Nos discos de dentina, foram realizadas duas cavidades esféricas de 2mm de diâmetro mensurada no paquímetro digital, com uma broca de aço de 2mm de diâmetro. A broca foi presa à haste superior de uma micro-retífica (Modelo Rexon Furadeira de bancada FG-13, SP, Brasil) e a cavidade confeccionada até a broca transfixar a dentina. Este procedimento foi feito sob refrigeração constante de água. No mesmo bloco foram testados um grupo com sistema adesivo foto e um grupo com sistema adesivo dual.

Condensação dos agentes resinosos: Protocolo

- Condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos.
 - Lavagem com água por 15 segundos.
 - Remoção do excesso de água com papel absorvente. (filtro de papel para café Melita®, SP, Brasil).
 - A aplicação do sistema adesivo foi feita de acordo com as instruções do fabricante.
- a) Adesivo dual (Grupos 1 e 3): O adesivo Natural Bond DE + ATV foi misturado em um pote Dappen com o adesivo Natural Bond DE, em uma proporção de uma gota do Natural Bond DE + ATV para duas gotas do Natural Bond DE; a mistura foi pincelada e esfregada com aplicadores descartáveis Microbrush (Vigodent, RJ, Brasil) em duas camadas sobre a dentina por 5 segundos, após 20 segundos a superfície foi submetida a jato de ar por 5 segundos para remover o solvente, obtendo-se uma superfície brilhante. Após a condensação do agente resinoso o adesivo foi fotoativado junto com o agente resinoso por 40 segundos.
- b) Adesivo fotopolimerizável (Grupos 2 e 4): A primeira camada foi pincelada e esfregada sobre a dentina por 5 segundos, após 20 segundos a superfície foi submetida a jato de ar por 5 segundos para remover o solvente, e então aplicada uma segunda camada, sendo fotoativada por 20 segundos obtendo

assim uma superfície brilhante. Após esse processo houve a condensação do agente resinoso e fotoativado por 40 segundos.

Ensaio Mecânico: Após a condensação dos agentes resinosos, o ensaio de cisalhamento foi realizado: 'push out' com velocidade de 0,5mm/min, através da Máquina de Ensaio Universal KRATOS (modelo K500SMP, SP, Brasil) com célula de carga de 100Kgf. O alinhamento de cada espécime foi feito para evitar distribuição desigual do estresse durante a aplicação da força, assim no teste de tensão foi aplicada uma carga lenta, homogênea e alinhada com um ângulo de 90° em relação à superfície planificada do substrato. O ensaio foi conduzido até o momento da falha adesiva caracterizada pelo deslocamento dos agentes resinosos do preparo dentinário.

A tabela 2 destaca a média dos dados obtidos.

RESULTADOS

As fotomicrografia de varredura (**figura 1 e 2**) mostra uma camada íntegra e homogênea, em ambos sistemas adesivos.

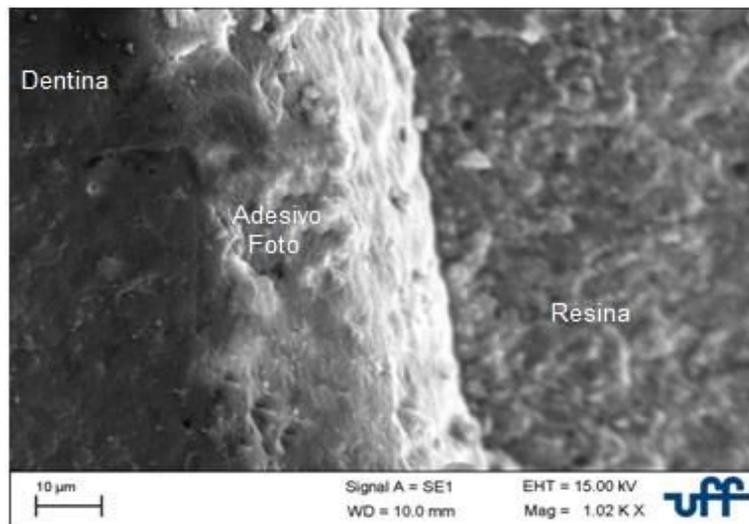


Figura 1: fotomicrografia de varredura da Dentina,

Camada de Adesivo Foto e Resina (1.002x).

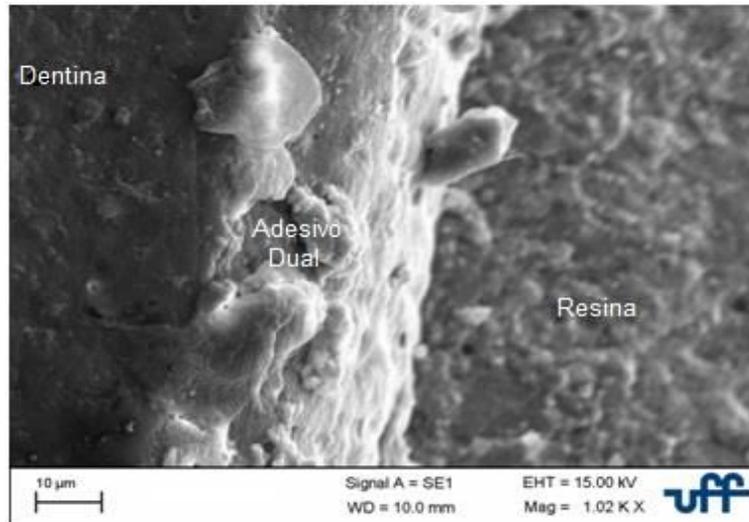


Figura 2: fotomicrografia de varredura da Dentina, Camada de Adesivo Dual e Resina (1.002x)

Para o ensaio *push out*, a célula de carga utilizada foi de 100kgf, com velocidade de deslocamento de 1mm/min, temperatura ambiente de 25°C com pré-carga de 5N. A força máxima necessária para deslocar a resina foi determinada.

A **tabela 1** relata a descrição estatística (média, d.p. (*), mínimo, máximo, mediana e a.i.q.(*)) da Força máxima, nos grupos. A **Figura 3: descreve o box plot.**

Grupo	n	Média	d.p. (*)	Mínimo	Máximo	Mediana	a.i.q. (*)
G1(*)	10	206.777	107.81	24.52	361.87	232.17	193.682
G2(*)	10	208.050	67.119	118.66	289.79	227.03	144.277
G3(*)	10	219.918	80.793	117.68	359.42	239.29	151.267
G4(*)	10	209.908	59.787	140.24	313.33	208.61	112.405

Tabela 1: Descrição Paramétrica, da Força máxima.

(*) d.p.: desvio padrão; a.i.q.: amplitude interquartílica

(*) G1 (Adesivo Dual e Resina Micro Híbrida); G2 (Adesivo Foto e Resina Micro Híbrida); G3 (Adesivo Dual e Resina Flow); G4 (Adesivo Foto e Resina Flow)

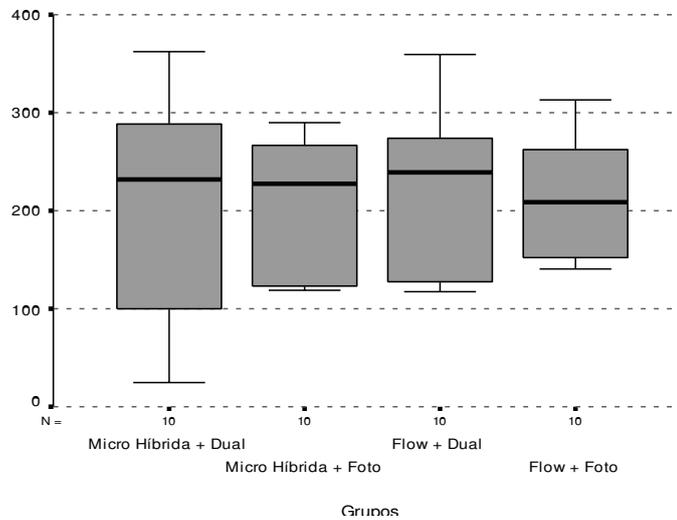


Figura 3: Descrição Gráfica (diagrama de caixa) (box plot)

Avaliação da normalidade dos dados

O teste de Shapiro-Wilk ao nível de significância $\alpha=0,05$ indica que os dados de cada Grupo satisfazem o critério de normalidade ($p>0,05$). A **Tabela 4** resume os achados. A Análise da Variância (ANOVA) da Força Máxima nos quatro Grupos indica inexistência de diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre os grupos. A **Tabela 5** da ANOVA resume os achados.

Grupos	Estatística de Shapiro-Wilk	Graus de liberdade	Valor-p
G1	0,961	10	0,772
G2	0,874	10	0,127
G3	0,930	10	0,451
G4	0,927	10	0,438

Tabela 2: Teste de Shapiro-Wilk

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Valor-p
Entre os grupos	1071,528	3	357,176	0,054	0,983
Nos grupos	236084,623	36	6557,906		
Total	237156,151	39			

Tabela 3: ANOVA para Força Máxima (N)

DISCUSSÃO

A literatura mostra uma série de trabalhos relacionando resistência adesiva ao substrato dentinário (HILGERT *et al.*, 2008; BUONOCORE 1955; CARVALHO *et al.*, 1994). O trabalho de ERICKSON 1989, foi pioneiro em demonstrar a relação entre resistência adesiva e área de união, porém somente em 1994 o assunto voltou a ser importante para os testes de resistência adesiva, com o surgimento da técnica de microtração (CARVALHO *et al.*, 1994).

Vários artigos científicos mostram a confecção dos corpos de prova por meio de corte através de um disco de diamante expondo a superfície plana da dentina sobre a qual foram realizados os procedimentos de adesão (PEGORARO *et al.*, 2004; CARVALHO *et al.*, 1994; SALVIO 2006).

No presente estudo o esmalte oclusal foi removido até o limite da junção amelo-dentinária. Um novo corte foi feito no terço médio, deixando 2mm de espessura de dentina remanescente. Nos discos de dentina coronária produzidos, foram feitas duas cavidades esféricas de 2mm de diâmetro até a broca transfixar a dentina (broca de aço de 2mm, DIN 338Polida, 50mm ponta ativa 23mm, Famastil, RS, Brasil). Após o preparo, os procedimentos de adesão foram feitos. Esta forma de preparo que tenta reproduzir uma condição clínica não foi encontrada na literatura.



A presente pesquisa se propôs a analisar a resistência de união dentina adesivo. Uma importante característica observada entre as publicações sobre resistência de união “*in vitro*” é a variabilidade de resultados. Além das diferentes metodologias empregadas, as características do substrato dentina são fatores que certamente afetam os resultados. Entre os fatores relacionados ao substrato, a concentração de cálcio (PERINKA *et al.*, 1992), espessura de dentina remanescente (PERINKA *et al.*, 1992), permeabilidade dentinária (PRATI *et al.*, 1997) e idade da dentina (TAGAMI *et al.*, 1993), encontram-se entre aqueles que produzem consideráveis diferenças na resistência de união. A resistência de união ao cisalhamento é dependente do tipo de dentina e do tipo de sistema adesivo utilizado (LIMA e CANDIDO 2012).

Após a aplicação dos agentes adesivos, condensação dos agentes resinosos e ensaio *push out*, foi observada através de fotomicrografia de varredura uma qualidade satisfatória do agente de união, havendo homogeneidade na forma e espessura da linha de cimentação e ausência de fendas dos adesivos foto e dual.

O ensaio *push out* gera falhas adesivas ou coesivas. Falhas adesivas são consideradas quando o agente de união se desprende da dentina, e falhas coesivas quando ocorre fratura na resina (micro-híbrida ou baixa viscosidade) (SINHORETI *et al.*, 1997). Neste trabalho falhas coesivas foram observadas em 100% das amostras. Os testes estatísticos mencionados comprovaram a inexistência de diferença estatisticamente significativa da força máxima nos quatro grupos.

Nos testes pelo método convencional de cisalhamento acontecem uma alta frequência de falhas coesivas) (SINHORETI *et al.*, 1997). Os testes de cisalhamento são os testes mais frequentemente empregados pelos autores para a avaliação da resistência adesiva de materiais à estrutura dentária. Em um levantamento de 50 trabalhos publicados, 80% empregaram os testes de cisalhamento, nas suas diversas formas, para a avaliação da resistência adesiva. Isso provavelmente se explique pela simplicidade do método e

facilidade de adequação aos diferentes equipamentos disponíveis nos diversos laboratórios (AL-SALEHI , BURKE 1997)

É fundamental manter a técnica adequada para se obter o melhor resultado. Estudos *in vitro* e *in vivo* são importantes para o aperfeiçoamento das técnicas de adesão.

CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo é lícito concluir que os sistemas adesivos testados se comportaram de maneira semelhante em termos de adesividade ao substrato dentinário.

AGRADECIMENTOS

Ao Laboratório de Biotecnologia Aplicada/UFF (LABA/UFF) na pessoa do técnico Marcos Antonio Teixeira Gomes e Wellington Rodrigo dos Santos Casemiro.

Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica (LMME) da UFF/Volta Redonda, na pessoa do técnico Responsável do LMEV Luis Celso da Silva e da Professora Coordenadora técnica do LMEV, Andersan dos Santos Paula.

Ao PIBIC/CNPq (Programa Institucional de Bolsas de Iniciação/ Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico)

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Francci C, Lodovici E, Witzel MF, Sato CT, Dutra HR. **Adesão. In: Fonseca AS. (Org.). Odontologia estética a arte da perfeição.** 1°. ed. São Paulo: Artes Médicas; 2008. p. 1-33.
2. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG. et al. **Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica.** Biodonto 2004, 2(1):1-89.
3. Nakabayashi N, Pashley DH. **Hibridização dos tecidos dentais duros.** São Paulo: Quintessence, 2000. p. 129.
4. Van Meerbeek B, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. **Adhesives and cements to promote preservation dentistry.** Oper. Dent. 2001; 6:119-44.
5. Carvalho RM, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Pashley DH. **Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de microtração.** Rev Odontol FOB. 1994; 2(3):77-82.
6. Laxe LAC, Brum SC, Oliveria RS, Goyatá FR. **Sistemas adesivos autocondicionantes.International.** Journal of Dentistry 2007; 6(1):25-9.
7. Reis A, Loguercio AD. **Materiais dentários restauradores diretos: dos fundamentos à aplicação clínica.** São Paulo: Santos, 2009. p. 423.
8. Haller B. **Recent developments in dentin bonding.** Am. J. Dent. 2000; 13(1):44-50.
9. Hilgert LA, et al. **Adhesive procedures in daily practice: essential aspects.** **Compend.** Contin. Educ. Dent. 2008; 29(4):208-15.
10. Cecchin D, et al. **Influência da profundidade dentinária na resistência à microtração de sistemas adesivos de condicionamento ácido total e autocondicionante.** Rev. Odontol. Ciên. 2008; 23(2):150-5.
11. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A. et al. **Relationship between bond strength tests and clinical outcomes.** Dent. Mater.

- 2010; 26(2):100-21.
12. Buonocore MG. **A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.** J. Dent. Res. 1955; 34(6):849-53.
 13. Carvalho RM, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Pashley DH. **Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de microtração.** Rev Odontol FOB. 1994; 2(3):77-82.
 14. Erickson RL, Glasspoole EA, Rtief DG. **Influence of test parameters on dentin bond strength measurements.** J. Dent. Res. 1989; 68(1):374.
 15. Salvio LA. **Resistência da união e qualidade de camada híbrida segundo a forma de interação dos sistemas adesivos com a dentina.** [Tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas. São Paulo; 2006.
 16. Perinka L, Sano H, Hosoda H. **Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs. bond strength of dentin adhesives.** Dent. Mater. 1992; 8(1):229-33.
 17. Prati C, Pashley DH. **Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems.** Amer. J. Dent. 1997; 5(1):33-8.
 18. Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. **Effect of aging on dentin bonding.** Amer. J. Dent. 1993; 6(3):145-7.
 19. Lima DM, Candido MSM. **Effect of dentin on the shear bond strength of different adhesive systems.** RGO. Rev Gaúcha Odontol. 2012; 60(2):149-55.
 20. Sinhorette MAC, Goes MF, Consani S, Correr Sobrinho L. **Resistência ao Cisalhamento da União de Sistemas Adesivos Sobre Dentina.** Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent. 1997; 51(3):251-255.
 21. Al-Salehi SK, Burke FJ. **Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength.** Quintessence 1997; 28(11):717-23.

ANÁLISE DO PERFIL DE ESCOAMENTO DOS CIMENTOS ENDODÔNTICOS: FILLCANAL E ENDOK

PROFILE ANALYSIS OF FLOW OF CEMENT ENDODONTIC: FILLCANAL AND ENDOK

Ana Gabriela Serejo Nascimento -
Graduanda do Curso de Odontologia da
Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Bianca Nascimento Corrêa - Graduanda
do Curso de Odontologia da
Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Jéssica Barbosa Kaizer - Graduanda do
Curso de Odontologia da Universidade
Federal Fluminense (UFF), Niterói/RJ,
Brasil

Vinícius F. Ferreira - Professor Adjunto
do Departamento de Estatística da

Universidade Federal Fluminense
(UFF), Niterói/RJ, Brasil

Marcos da Veiga Kalil - Professor
Adjunto do Departamento de
Odontoclínica da Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal
Fluminense (UFF), Niterói/RJ, Brasil

Correspondência:

Endereço para correspondência: rua
Cel. Moreira César 229, 1809, Icaraí,
Niterói - RJ, CEP 24.230-052

E-mail: odontok@gmail.com

Categoria: Artigo Original de Pesquisa

RESUMO

O escoamento de um cimento obturador constitui um fator importante no desempenho clínico do material. O objetivo do trabalho foi avaliar o perfil de escoamento de dois cimentos, utilizando-se o método da extensibilidade de acordo com a especificação 57 da ADA para cimentos obturadores. Foram



comparados os cimentos FillCanal (TECHNEW) com o Endo K (cimento desenvolvido pelo Departamento de Endodontia da Universidade Federal Fluminense com uma formulação que contém hidróxido de cálcio e cimento Portland). Foram realizadas cinco repetições para cada cimento analisado, os quais foram manipulados na consistência clínica ideal. Obteve-se um volume de 1 mL que foi colocado centralmente em uma placa de vidro. Sobre o cimento, colocou-se uma placa de vidro e carga adicional, totalizando 160 gramas. Em seguida, o conjunto foi levado à estufa a 37°C, sendo avaliado nos tempos iniciais, após 10 e 30 minutos, 1 hora e meia, 2, 4, 24, 48 e 72 horas. Foram medidos os diâmetros maiores e menores do disco com o auxílio de um paquímetro digital. Os resultados foram analisados por meio do modelo estatístico ANOVA, sendo considerados altamente significativos ($p < 0,05$). O cimento Endo K apresentou viscosidade de $29,62 \pm 4,35$ (por unidade), enquanto o FillCanal $42,26 \pm 4,67$. Entretanto, até 10 minutos, ambos apresentaram o mesmo comportamento (Tukey; $p=0,64$). As médias finais foram $54,42 \pm 4,49$ para o FillCanal que escoou até 4 horas, enquanto o Endo k com média final de $30,46 \pm 4,42$ e 30 minutos de escoamento.

Palavras Chave: Odontologia, Materiais dentários, Microbiologia

ABSTRACT

The flow of a obturator cement is an important factor in the clinical performance of the material. The objective of this study was to evaluate the flow profile of two cements, using the method of extensibility according to the ADA specification 57 for obturators cements. The cement FillCanal (Technew) was compared with Endo K (cement developed by the Laboratory of Oral Microbiology - Department of Endodontics, Federal University Fluminense with a formulation containing calcium hydroxide and Portland cement). There were five repetitions for each analyzed cement, which were manipulated at optimal clinical consistency. The results were analyzed using ANOVA statistical model, being considered highly significant ($p < 0,05$). The cement viscosity of Endo K

showed $29,62 \pm 4,35$ (per unit) whereas the FillCanal $42,26 \pm 4,67$. However, up to 10 minutes, both showed the same behavior (Tukey, $p = 0,64$).

Key-Words: Odontology, Dental Materials, Microbiology

INTRODUÇÃO

Dentre os pontos críticos da obturação dos canais radiculares, destaca-se a seleção do cimento obturador. Suas propriedades físico-químicas são fundamentais para que o objetivo final da terapia endodôntica seja alcançado (Skinner RL, 1987). O objetivo da obturação do sistema de canais radiculares é o total preenchimento dos espaços vazios no interior do dente, os quais foram gerados através do processo de sanificação dos canais (Soares I, 2001).

Novos cimentos e novas técnicas de obturação estão sendo pesquisados na tentativa de se conseguir o desejável selamento apical. As novas tendências dos cimentos estão relacionadas à penetração nos túbulos dentinários abertos, à neutralização ou destruição de microrganismos e seus subprodutos, à união das fases orgânica e inorgânica da dentina, ao fortalecimento do sistema radicular e à indução de resposta cementária regenerativa (Estrela C, 2004).

Um cimento endodôntico ideal deve apresentar entre outras propriedades, baixa viscosidade e bom escoamento, para preencher as irregularidades do canal radicular e os espaços existentes entre os cones de guta-percha e as paredes dentinárias, e promover a obtenção de um bom selamento do sistema de canais radiculares (Siqueira et al., 2000). Diversas metodologias têm sido utilizadas para estudar a capacidade de escoamento dos cimentos endodônticos. As recomendações da *American Dental Association* buscam verificar as propriedades físicas dos cimentos endodônticos. Diferentes especificações e adaptações das mesmas também são encontradas na literatura como referências para a execução dos testes de escoamento. A especificação nº 57 da *American Dental Association* determina, para o teste de escoamento, que um volume de 0,5 ml de cimento seja colocado entre duas placas de vidro, e um peso de 100 gramas seja posicionado sobre a

placa. Após dez minutos do início da espatulação do cimento faz-se a mensuração do diâmetro do disco comprimido. Segundo essa especificação, um cimento endodôntico apresenta bom escoamento quando alcança taxa maior ou igual a 25mm (American Dental Association, 1983)

O objetivo do trabalho foi analisar o escoamento do cimento Endofill (TECHNEW) e Endok (cimento desenvolvido pelo Laboratório de Microbiologia Oral- Departamento de Endodontia da Universidade Federal Fluminense com uma formulação que contém hidróxido de cálcio e cimento Portland).

DESENVOLVIMENTO COM FUNDAÇÃO TEÓRICA

A propriedade do escoamento é um fator determinante no sucesso de uma obturação hermética do sistema de canais radiculares. Um bom cimento endodôntico deve ter as seguintes características: ser biocompatível, bem tolerado pelos tecidos perirradiculares, preencher irregularidades do canal, auxiliar no controle bacteriano, auxiliar no assentamento do principal material obturador, ter sua adesividade aumentada diante da remoção da smear layer e melhorar a possibilidade de obtenção de um selamento impermeável. Se o cimento tiver baixa viscosidade, terá bom escoamento, porque preenche irregularidades do canal e espaços entre materiais e parede dentinária. O bom escoamento, aliado a ação antimicrobiana, melhora a capacidade de descontaminação do canal, eliminando microrganismos presentes em áreas não alcançadas pela instrumentação (Siqueira et al., 2000).

De acordo com Grossman (1976), a propriedade de escoamento é definida como a consistência do cimento que confere capacidade de penetração nas estreitas irregularidades da dentina, e que constitui um importante fator na obturação de canais laterais ou acessórios. Novos cimentos e novas técnicas de obturação estão sendo pesquisados na tentativa de se conseguir o desejável selamento apical. As novas tendências dos cimentos estão relacionadas à penetração nos túbulos dentinários abertos, à neutralização ou destruição de microrganismos e seus subprodutos, à união das fases orgânica e inorgânica da dentina, ao fortalecimento do sistema

radicular e à indução de resposta cementária regenerativa (Estrela, 2004). Através do desenvolvimento do cimento endodôntico Endok, faz-se necessário a análise do escoamento deste, assim como analisar também o escoamento do FillCanal.

METODOLOGIA

A análise foi realizada utilizando o método da extensibilidade de acordo com a especificação 57 da ADA para cimentos obturadores. Foram comparados os cimentos FillCanal (TECHNEW) com o Endo K (cimento desenvolvido pelo Laboratório de Microbiologia Oral - Departamento de Endodontia da Universidade Federal Fluminense). Foram realizadas cinco repetições para cada cimento analisado, os quais foram manipulados na consistência clínica ideal de acordo com o fabricante. Obteve-se um volume de 1 mL que foi colocado centralmente em uma placa de vidro. Sobre o cimento, colocou-se outra placa de vidro e uma carga adicional, totalizando 160 gramas. Em seguida, o conjunto foi levado à estufa a 37°C, sendo avaliado nos tempos iniciais, após 10 e 30 minutos, 1 hora e meia, 2 horas, 4 horas, 24 horas, 48 horas e 72 horas. Foram medidos os diâmetros maiores e menores do disco com o auxílio de um paquímetro digital. Os resultados foram analisados por meio do modelo estatístico ANOVA, sendo considerados altamente significativos ($p < 0,05$).



Figura 1a - Materiais utilizados - placa de vidro de 6 cm X 12 cm, espátula nº 24, peso de 150g, seringa de 20 ml, paquímetro digital.



Figura 1b - Cimento FillCanal - pó e líquido.



Figura 1 - Manipulação do cimento.



Figura 2 - Estufa.

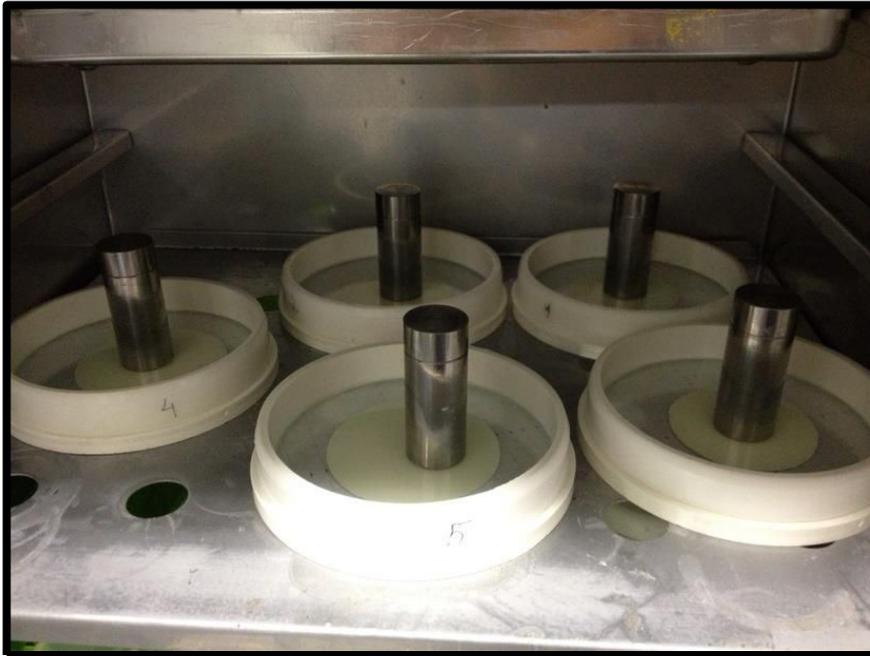


Figura 3 - Placas com cimento e peso dentro da estufa.



Figura 4 - Medição do diâmetro de escoamento do cimento com paquímetro digital.

RESULTADO COM DISCUSSÃO

O estudo demonstrou que o cimento Endo K apresentou viscosidade de $29,62 \pm 4,35$ (por unidade), enquanto o FillCanal $42,26 \pm 4,67$. Entretanto, até 10 minutos, ambos apresentaram o mesmo comportamento (Tukey; $p=0,64$). As médias finais foram $54,42 \pm 4,49$ para o FillCanal que escoou até 4 horas, enquanto o Endo k com média final de $30,46 \pm 4,42$ e 30 minutos de escoamento.

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, o cimento FillCanal obteve um melhor escoamento comparado ao cimento Endo K.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Skinner RL, Himel VT. **The sealing ability of injection-molded thermoplasticized gutta-percha with and without the user of sealers.** J Endod. 1987; 13(7):315-7.
2. Soares I, Goldberg F. **Endodontia: técnica e fundamentos.** porto Alegre: Artmed; 2001.
3. Estrela C. **Ciência endodôntica.** São Paulo: Artes Médicas; 2004.
4. . Siqueira JF, Jr., Favieri A, Gahyva SM, Moraes SR, Lima KC, Lopes HP. **Antimicrobial activity and flow rate of newer and established root canal sealers.** J Endod 2000 May;26(5):274-7.
5. Grossman LI. **Physical properties of root canal cements.** J Endod. 1976; 2 (6): 166 - 75.

6. American Dental Association. **Specification nº 57 for Endodontic filling materials.** 1983.
7. Alonso FS; Gomes CC; Freitas LF; Gomes IC; Pinto SS; Penina P. **Análise comparativa do escoamento de dois cimentos endodônticos: Endofi II e AH plus.** UFES Rev. Odontol., Vitória, v.7, n.1, p.48-54, jan./abr.; 2005.
8. De Deus G. et al. **Penetração intratubular de cimentos endodônticos.** Pesq. Odontol. Brasil., v. 4, n. 16, p. 332-336, out./dez. 2002.
9. AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION. **Endodontic sealing materials. Council on dental material, instruments and equipment.** Chicago, USA, n. 57, p. 6-8, 14 Dec. 1993.
10. Pécora, J. D. **Influência da espatulação de dois cimentos à base de óxido de zinco e eugenol na obturação de canais laterais.** Pesq. Odontol. Brás., v. 16, n. 2, p. 127-130, abr./jun. 2002.
11. Andinós LAC; Camões ICG; Freitas LF; Santiago CN; Gomes CC. **Avaliação do escoamento e radiopacidade de dois cimentos Endodônticos / Evaluation of flow and radiopacity of two root canal sealers.** Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo; 23(1): 15-22, jan-abr; 2011.
12. Sydney GB; Ferreira M; Deonizio MDA; Leonardi DP; Batista A. **Análise do perfil de escoamento de seis cimentos endodônticos / Analysis of the flow profile of six endodontic cements.** RGO, Porto Alegre, v. 57, n.1, p. 7-11, jan./mar. 2009.
13. Moraes SH, Zytkevitz E, Ribeiro JC, Heck AR, Aragão EM. **Cimento endodônticos: tempo de presa e escoamento de dois cimentos obturadores de canais radiculares.** Rev Gauch Odontol. 1989; 37(6): 455-9.

14. Savioli RN, Silva RG, Pécora JD. **Determinação do escoamento de alguns cimentos endodônticos**. Rev Odont Univ Ribeirão Preto. 2000; 3(1): 17-20.
15. Sampaio JMP, Sato EFL. **Avaliação da fluidez de vários materiais obturadores de canais radiculares**. Rev Inst Odont Paulista. 1984; 2(5): 1-5.
16. Almeida JFA. **Avaliação de diferentes cimentos endodônticos quanto ao escoamento, obturação e selamento marginal em canais laterais artificialmente produzidos em dentes humanos [dissertação]**. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2005.

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE OBTENÇÃO DE CÉLULAS- TRONCO MESENQUIMAIS PARA TERAPIA CELULAR EM ODONTOLOGIA

DEVELOPMENT OF A PROTOCOL FOR THE OBTENTION OF MESENCHYMAL STEM CELLS FOR CELL THERAPY IN DENTISTRY

Wesley Luiz Barros da Silva -
Mestrando em Clínica Odontológica
(UFF) - Programa de Pós-graduação em
Clínica Odontológica, Universidade
Federal Fluminense

Gutemberg Gomes Alves - Doutor em
Bioquímica Médica, Professor do
Departamento de Biologia Celular e
Molecular do Instituto de Biologia da
Universidade Federal Fluminense

Luciana Domênico Queiroz -
Graduanda em Biomedicina (UFF),
Unidade de Pesquisa Clínica, Hospital
Antônio Pedro, Universidade Federal
Fluminense

Vinícius Schott Gameiro - Doutor em
Ortopedia e Traumatologia (USP),
Professor do Hospital Antônio Pedro

(UFF), Hospital Universitário Antônio
Pedro

José Mauro Granjeiro - Especialista
Sênior em Metrologia (INMETRO) e
Professor Adjunto da Faculdade de
Odontologia (UFF)

Adriana Brandão Ribeiro Linhares -
Doutora em Ciências (UFRJ), Pós-
Doutoranda do Programa de Ciências
Médicas (UFF)

Correspondência:

Endereço para correspondência: Rua
Marques de Paraná, 303/4º andar do
prédio da emergência - Centro - Niterói
- Rio de Janeiro - Brasil - CEP: 24033-
900. Telefones: 21 2629-9255/9258 -
Email: gutopepe@yahoo.com.br

Categoria: Artigo Original de Pesquisa

RESUMO

O padrão ouro para reconstrução óssea em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial compreende técnicas que envolvem a utilização de osso autógeno, as quais, apesar de possuírem grandes vantagens, também apresentam importantes limitações. Por isso, atualmente, muito tem se investigado o uso de novos biomateriais para aplicação em cirurgia odontológica. Com esse pensamento, a proposta para criação de novos materiais eficientes e com alta biocompatibilidade já tem sido buscada com a associação de materiais inteligentes servindo de suporte para células osteoprogenitoras, caracterizando assim avanços na área de bioengenharia e Terapia Celular, voltados à reconstrução óssea em Odontologia. No entanto, essas técnicas demandam uma fonte adequada de células e um protocolo que permitam a obtenção de células funcionais para o processo de regeneração óssea. No presente estudo, o objetivo foi desenvolver e avaliar um protocolo simplificado de obtenção de Células-Tronco Mesenquimais, sem o uso de centrifugação diferencial. Esse protocolo permitiu obter células que, quando avaliadas suas características morfológicas e seu comportamento *in vitro*, foram capazes de iniciar o processo de mineralização, indicando assim que essas células possuem um potencial uso em Terapia Celular na Odontologia.

Palavras Chave: Terapia Celular; Células-Tronco; Métodos

ABSTRACT

The gold standard for bone reconstruction in Maxillofacial Surgery includes techniques involving the use of autogenous bone grafts which, even though possessing great advantages, also presents some limitations. Therefore, much effort has been put on the investigation of the use of novel biomaterials for applications in surgery in dentistry. In this regard, the proposal for

development of efficient new biocompatible materials has been sought with the combination of smart materials serving as scaffold for progenitor cell, thus characterizing advances in bioengineering and Cell Therapy, focused on bone reconstruction in dentistry. However, these techniques demand an adequate supply of cells and a protocol that allows for obtaining functional cells for the process of bone regeneration. In this study, the objective was to develop and evaluate a simplified protocol for the obtaining of Mesenchymal Stem Cells, without differential centrifugation steps. This protocol allowed for the isolation of cells which, when evaluated for morphological characteristics and their behavior in vitro, were able to begin the process of mineralization, thus indicating that these cells have a potential use in therapy cell in dentistry.

Keywords: Cell Therapy, Stem Cells; Methods

INTRODUÇÃO

Um dos materiais mais utilizados em Odontologia para reconstrução em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial é o osso autógeno, considerado padrão ouro por sua grande capacidade de revascularização e aceitação ao sítio receptor (CHIM e GOSAIN, 2009). Apesar disso, devido a limitações na quantidade de material disponível, bem como riscos de morbidade nos sítio doador, muito tem se investido no desenvolvimento de novos biomateriais para o uso em cirurgias odontológicas (SALGADO et al., 2011). Nessa busca pelo desenvolvimento de novos materiais com aumentada biocompatibilidade e eficiência em terapias ósseas, já foi proposta a criação de materiais inteligentes (ZAMBUZZI et al., 2011), com investigação e associação dos materiais com moléculas bioativas (GRANJEIRO et al., 2005), tratamentos de superfície ou mesmo com esses materiais servindo como suporte para células, configurando assim avanços em bioengenharia com o uso da terapia celular.

Nesse contexto, o uso da terapia celular para reconstrução e regeneração óssea na Odontologia tem se tornado bastante promissor (DESCHASEAUX, POINT e SENSEBE, 2010). Mas, para que ele ocorra, um dos maiores problemas é possuir uma fonte adequada e protocolos que permitam a obtenção de células de fato comprometidas com a diferenciação osteogênica, permitindo assim a reconstrução de um defeito pela formação de osso novo. A utilização de Células-Tronco (CTs) tem sido indicada nesses casos, pois elas possuem capacidade de autorrenovação, ou seja, podem se multiplicar, mantendo seu estado indiferenciado; habilidade de se diferenciarem em mais de uma linhagem celular do tipo mesodérmico e, tipos celulares não mesodérmicos, como células neurais e hepatócitos e capacidade de originar células funcionais nos tecidos, derivadas da mesma linhagem (ZHANG et al., 2012). Essas Células-Tronco podem ser divididas em três classes: embrionária, fetal e adulta.

Presentes em tecidos maduros, as CT-adultas, que ao contrário das CT-embrionárias, não são capazes de manter suas propriedades por longos períodos em cultura e podem ser induzidas à diferenciação com a administração de fatores de crescimento apropriados ou outros sinais externos. Uma das fontes mais utilizadas para extração da CT- adulta é a medula óssea . Nesse tecido, podem ser encontrados dois tipos de CT: as CT-hematopoiéticas e as CT-mesenquimais (CTMs), que são comumente separadas por sistemas de centrifugação diferencial utilizando gradientes de densidade (GNECCHI e MELLO, 2009). As CTMs, dentre as Células-Tronco adultas, ocupam uma posição de destaque, por serem células multipotentes que, quando submetidas a diferentes estímulos, podem originar células de origem mesodérmica, como osteoblastos, representando assim, grande o interesse em seu uso em Terapia Celular para reconstrução e regeneração óssea em Cirurgia Bucomaxilofacial (MAO et al., 2006). No entanto, novos protocolos são necessários, envolvendo metodologias mais simples, com menor dependência de equipamentos sofisticados, facilitando assim a difusão do uso destas células em terapia celular em odontologia.

No presente trabalho, apresentamos um novo protocolo para obtenção dessas células independente do uso de sistemas de separação por centrifugação diferencial, avaliando morfológicamente a capacidade das células obtidas em iniciar o processo de mineralização *in vitro*.

MATERIAIS E MÉTODOS

Obtenção do Infiltrado de Medula Óssea

A extração do infiltrado de Medula Óssea, para obtenção das Células-Tronco Mesenquimais, foi realizada através de procedimento cirúrgico de artroplastia de um paciente adulto e saudável na cabeça femoral, por aspiração. Este projeto tem aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Antônio Pedro (Protocolo CEP CCM/HUAP n° 232/08).

Isolamento das Células Tronco Mesenquimais

Com a obtenção do infiltrado de medula óssea acrescido com heparina, distribuimos o volume de 20 ml em dois tubos de ensaio de 15 ml e aguardamos por 45 minutos. Após esse tempo, observamos a presença de três fases, uma maior localizada na parte basal do tubo que compreende grande concentração de hemácias, uma intermediária bastante estreita, região onde se localiza as células mononucleares e uma fase na superfície com o plasma sanguíneo.

Com auxílio de uma pipeta com ponta bem fina, aspiramos cuidadosamente à região intermediária, onde se localizam as células mononucleares, e transferimos para uma garrafa de cultura 25cm³ acrescida de 10 ml de meio DMEM (Dulbecco's Modified Eagle's Medium) suplementado com 20% de Soro Fetal Bovino (SFB). O DMEM foi utilizado para ajudar na eliminação de parte das hemácias que, por ventura, foram aspiradas junto com as células mononucleares. A garrafa de cultura foi então levada à estufa de CO₂ a 37°C, por 24h.

Cultivo das Células Tronco Mesenquimais

Após as etapas de isolamento, com as células aderidas e espreiadas, a manutenção foi realizada com o meio de cultura IMDM (Iscove's Modified Dulbecco's Medium com 10% de Soro Fetal Bovino (SFB) até as células atingirem estágio de confluência.

Plaqueamento das Células Tronco Mesenquimais

Após atingir a confluência, as células foram tripsinizadas para então serem plaqueadas. Neste procedimento necessitou-se de placas de 24 poços cada uma para determinada data (21 e 28 dias de cultivo), na qual as células foram separadas em duas diferentes variáveis cada qual com quadruplicatas: controle negativo (DMEM sem antibiótico com 10% de SFB), ou na presença de meio de mineralização (DMEM + 3mM de Glicerofosfato + 50µg/mL de Ácido Ascórbico). Foi preciso para tal 25.000 células por poço, contadas em câmara de Neubauer e colocadas sob lamínulas de Termanox. Após o plaqueamento o meio utilizado em todos os poços foi DMEM s/ antibiótico e 10% SFB. Os meios foram trocados de 3 em 3 dias, e na primeira troca o meio inicial já foi substituído pelos meios citados acima.

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) das CTMs

Para a análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) foi realizado fixação, pós-fixação, desidratação das células, secagem ao ponto crítico e metalização. Após cada placa atingir seu tempo experimental (21 e 28 dias) foi utilizada primeiramente fixação com o fixador Karnovsky. Substituíram-se de forma rápida os meios pelo fixador, deixando-o agir por 30 minutos.

Após 30 minutos, foi realizada a pós-fixação, retirado o fixador, lavou-se os poços duas vezes com o cacodilato de sódio, e acrescentou-se o tetróxido de ósmio 1% por 15 minutos, após isso se lavou os poços três vezes com o cacodilato de sódio.

Para a desidratação utilizou-se Álcool Etílico a 15%, que permaneceu por 7 minutos e então foi substituído por soluções de concentrações crescentes de Álcool Etílico a 30% , 50%, 70%, 90%, 95% e 100%, cada uma também permaneceu por 7 minutos. Subsequindo, realizou as etapas de secagem em aparelho de Ponto Crítico e depois metalização com camada de ouro no aparelho Metalizador. Após esses procedimentos as amostras foram levadas para serem observadas ao MEV.

RESULTADO

O presente trabalho propõe um protocolo mais simplificado para a obtenção de Células-Tronco Mesenquimais. Com a obtenção do infiltrado de Medula Óssea e distribuição dele em um tubo de ensaio obtivemos, após aplicação desse protocolo, a presença de três fases dentro do tubo de ensaio como demonstrado na Figura 1.

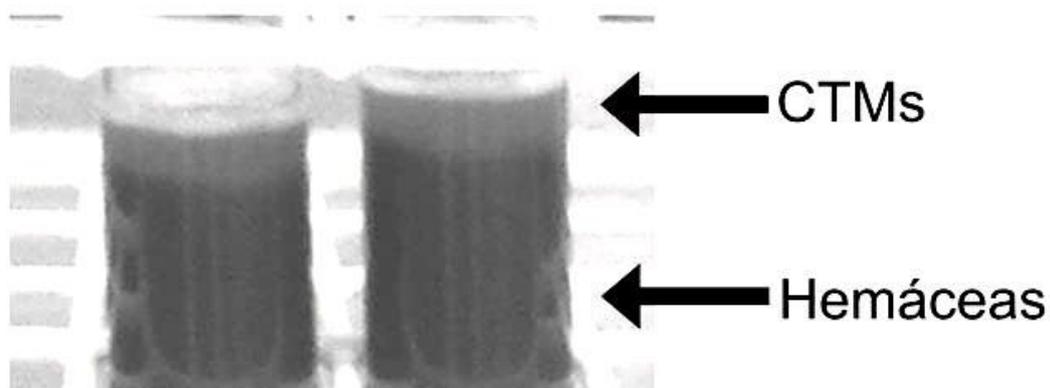


Figura 1. Tudo de ensaio contendo infiltrado de Medula Óssea. Após o tempo de 45 minutos percebeu-se a formação de 3 fases separadas pelo gradiente de concentração. A fase superior contendo plasma sanguíneo, a intermediária que compreende as células mononucleares e a inferior com hemácias.

Após a extração da camada intermediária, notou-se que essa camada foi capaz de promover um suficiente número de células aderentes. Essa camada serviu de material inicial para o cultivo e posterior plaqueamento. Após a adesão inicial, percebeu-se que essas células foram capazes de proliferar, gerando um número considerável de células com características morfológicas típicas de CTMs; fusiformes, grandes e com núcleo centralizado, como apresentado na Figura 2A. Outra característica típica das CTMs visualizada em cultura foi a capacidade de se agruparem formando nichos, como apresentados pela Figura 2B.

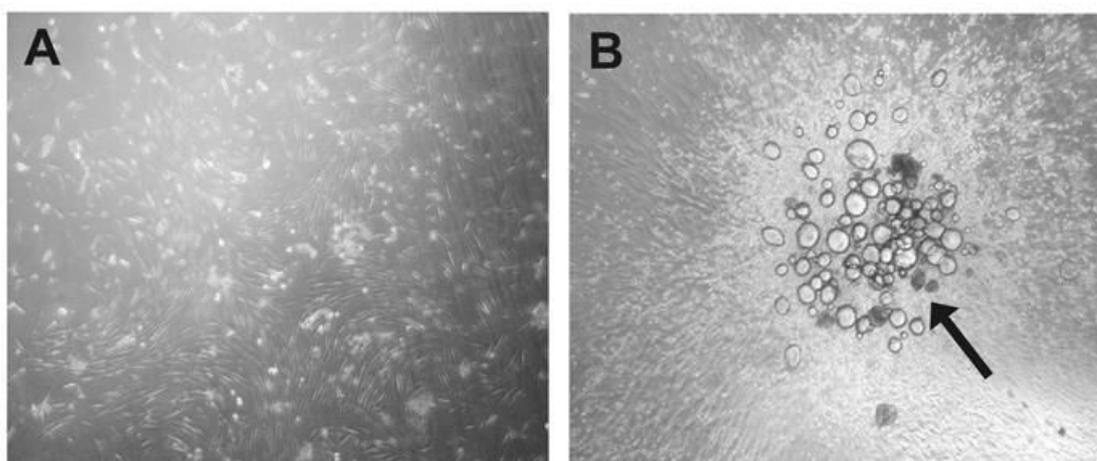


Figura 2. (A) Microscopia Ótica com aumento de 100x mostrando células aderentes. (B) Microscopia Ótica com aumento de 100x indicando formação de nicho celular.

Com a análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), foi possível analisar pelas Figuras 3A e 3B os aspectos morfológicos característicos de CTMs, e se essas células obtidas pelo protocolo eram capazes de responder a indução de mineralização presente no meio de cultura. Com as imagens obtidas, permitiu-se visualizar que, após 21 dias de cultura, houve formação de vesícula de material mineral no grupo de células tratadas com o meio de mineralização, como apresentado na Figura 3C.

Figura 3. Microscopia Eletrônica de Varredura. (A) Células do grupo controle em 28 dias. (B) Células do grupo tratado com meio de mineralização 21 dias. (C) Célula do grupo tratado com meio de mineralização em 21 dias indicando a presença de vesícula de mineralização.

DISCUSSÃO

O uso de Células Tronco Mesenquimais tem se difundido cada vez mais como ferramenta promissora em reconstrução de defeitos ósseos em Cirurgia Bucomaxilofacial (DESCHASEAUX, PONT e SENSEBE, 2010). Grande parte dos trabalhos com essas células usam como técnica para isolamento celular a separação por gradiente de concentração, usando o sistema Ficoll Paque. No presente trabalho, propomos um protocolo simplificado para a obtenção de Células Tronco Mesenquimais de qualidade similar.

Em nosso trabalho, as principais diferenças comparando a técnica de isolamento apresentada com técnicas já estabelecidas por outros trabalhos (GNECCHI e MELO, 2009), são a capacidade de obtenção das Células Tronco Mesenquimais sem a necessidade de uso de reagentes que promovem a separação dessas células por gradiente de densidade no infiltrado de medula obtido, também, não necessitando, o uso de aparelhos que promovem a separação automática dessas células. Com isso, as principais vantagens obtidas são: (i) a diminuição de etapas laboratoriais atribuídas pela técnica descrita, (ii) facilidade de execução, (iii) não necessitar de grandes aparatos tecnológicos e (iv) a redução de custos do processo.

Para que essas células sejam consideradas de fato Células Tronco Mesenquimais existem uma série de fatores a serem considerados e verificados (BYDLOWSKI et al., 2009). Destes fatores, dois puderam ser abordados no presente estudo. O primeiro deles é em relação ao fato de que, as Células Tronco Mesenquimais possuem a característica de se aderir quando

em cultivo, como mostrado na **Figura 1A**. Pelo fato de serem células aderentes, já as diferenciam de outras células que não possuem essa capacidade, como outras células de origem hematopoiética, que não interessantes para uso em terapia celular. Pode ser observada pela **Figura 1A** que as células obtidas apresentam as principais características morfológicas de Células Tronco Mesenquimais (CTMs), grandes e fusiformes com núcleo centralizado (BYDLOWKI e Cols, 2009). Outro aspecto típico de cultura de CTMs pode ser visualizado na Figura 1B com a formação de nichos. As CTMs possuem o comportamento de interagir com seu micro-ambiente formando nichos. Esses nichos envolvem, além das próprias CTMs, outros tipos celulares que liberam fatores de sinalização. Esse comportamento típico também é observado em seu sítio no osso, fato que reproduz as mesmas características do seu nicho fisiológico (TONG e LINHENG, 2006).

Outro grande e importante fator é a capacidade que as Células Tronco Mesenquimais (CTMs) possuem de responder a estímulos externos de mineralização (ZHANG et al.). Como mostrado na **Figura 3C**, as CTMs responderam aos estímulos produzidos pelo meio de mineralização, na qual foram cultivadas, com a formação de vesículas e sinais de deposição, que podem ser formação de Fosfato de Cálcio, após o período de 21 dias em cultura. Esse período de 21 a 28 dias compreende um relevante tempo para o início da deposição de material mineral em cultura *in vitro* de células ósseas (CZEKANSKA et al., 2012). No entanto, a formação dessas vesículas não foi observada no grupo controle com a **Figura 3A**, tratadas com meio de cultura comum. Estes fatos indicam que as células utilizadas em nosso trabalho também possuem o potencial de responder ao estímulo externo do meio de cultura e foram direcionadas a secretar vesículas, etapa fundamental do processo de mineralização durante o tratamento de defeitos ósseos. Futuros estudos precisam encontrar outro fator importante, que é a presença de marcadores de superfície específicos de Células Tronco Mesenquimais. Do mesmo modo, é necessário avaliar a potencial associação dessas células com arcabouços para aplicar seu uso no tratamento de defeitos ósseos com Terapia Celular em Cirurgia Bucomaxilofacial.



CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstra que, a partir do protocolo proposto, é possível obter células indiferenciadas, com grande capacidade de mineralização, tendo portanto um potencial uso na terapia celular em odontologia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. H. Chim and A. K. Gosain. Biomaterials in Craniofacial Surgery: Experimental Studies and Clinical Application. J CRANIOFAC SURG, Vol. 20, No. 1, 2009, pp. 29-33.
2. P. Salgado, P. Sathler., et al. Bone Remodeling, Biomaterials And Technological Applications: Revisiting Basic Concepts, J Biomater Nanobiotechnol, Vol. 2 No. 3, 2011, pp. 318-328.
3. Zambuzzi, Willian F., et al. Intracellular signal transduction as a factor in the development of "smart" biomaterials for bone tissue engineering. Biotechnol. Bioeng. 108.6 (2011): 1246-1250.
4. GRANJEIRO, J. M. et al. Bone morphogenetic proteins: from structure to clinical use. Braz J Med Biol Res, v. 38, n. 10, p. 1463-1473, 2005.
5. Deschaseaux F, Pontikoglou C, Sensebe L. Bone regeneration: The stem/progenitor cells point of view. J Cell Mol Med. 2010;14:103-15.
6. Zhang, Li, et al. Development of bone marrow mesenchymal stem cell culture in vitro. Chinese Med J-Peking 125.9 (2012): 1650-1655.
7. Gneccchi, Massimiliano, and Luis G. Melo. "Bone marrow-derived mesenchymal stem cells: isolation, expansion, characterization, viral transduction, and production of conditioned medium." Stem Cells in Regenerative Medicine. Humana Press, 2009. 281-294.
8. Mao, J. J., et al. "Craniofacial tissue engineering by stem cells. J DENT RES 85.11 (2006): 966-979.

9. Bydlowski, Sergio P., et al. Características biológicas das células-tronco mesenquimais. Rev Bras Hematol Hemoter 3. supl 1 (2009): 25-35.
10. Tong Yin and Linheng Li. The Stem Cell Niches in bone. J. Clin. Invest, vol 116, n. 5, p.1195-1201, 2006.
11. Czekanska, E. M., et al. In search of an osteoblast cell model for in vitro research. Eur Cell Mater 24.4 (2012): 1117.



APLICABILIDADE CLÍNICA DOS IMPLANTES DE PEQUENO DIÂMETRO – UMA REVISÃO

CLINICAL APPLICABILITY OF SMALL DIAMETER IMPLANTS – A REVIEW

Guilherme Diaz de Oliveira - Graduado em Odontologia pela Universidade Federal Fluminense – UFF

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense - UFF

Igor Guimarães Barros Paulinelli dos Santos - Graduado em Odontologia pela Universidade Federal Fluminense – UFF

Correspondência:

Endereço para correspondência: Estrada da Caroba 855, apt. 101, Campo Grande, Rio de Janeiro. CEP: 23085-590.

Carolina Miller Mattos de Santana, Professora Adjunto de Periodontia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense – UFF

E-mail: guidocgrj@gmail.com

Ronaldo Barcelos de Santana - Professor Associado de Periodontia,

Tel.: (21) 3394-1091

Categoria: Artigo Original de Revisão

Palavras-chave: Implantes dentários , mini-implantes , osseointegração

Key Words: Dental implants, mini implants, osseointegration

INTRODUÇÃO

O número de tratamentos com implantes dentários cresce a cada dia, seja para a substituição de elementos unitários ou múltiplos. Essa tendência se dá em função da conscientização dos pacientes acerca dos benefícios que os implantes odontológicos oferecem, amparados na grande taxa de sucesso no tratamento com o uso desses materiais. Entretanto, o uso de implantes para pacientes com rebordos alveolares de dimensões limitadas permanece um desafio.

Nesse contexto, uma importante alternativa terapêutica visando evitar ou reduzir a extensão de procedimentos cirúrgicos complementares, é o uso de implantes dentários com diâmetro reduzido. Os implantes de diâmetro padrão comercialmente disponíveis no mercado possuem plataformas com diâmetro de 3,75 a 4,1 mm. Alternativamente, implantes com diâmetros abaixo de 3.75 mm, conhecidos como mini-implantes ou implantes de pequeno diâmetro também são oferecidos (JACKSON, B.J. ET AL.; 2011).

Historicamente, esses implantes foram introduzidos para sustentar próteses provisórias em casos em que a carga imediata nos implantes definitivos é contraindicada, como em pacientes com baixa qualidade óssea e casos em que procedimentos adicionais são necessários, como o uso de enxerto e membranas (JACKSON, B.J. ET AL.; 2011, ALMEIDA, E.O. ET AL.; 2011) . No entanto, com uma boa funcionalidade, eles evoluíram como dispositivos de estabilização de longo prazo, devido aos resultados satisfatórios e às elevadas taxas de sucesso. Esse prognóstico favorável se aplica a diversas modalidades de tratamento protético, seja para suportar próteses fixas unitárias, bem como próteses fixas de múltiplos elementos e ainda próteses totais removíveis definitivas. (KRENNMAIR, G. ET AL.; 2008, HEBERER, S. ET AL.; 2011).

Em conjunto com o aumento de casos selecionados para a utilização dessa ferramenta, questionamentos acerca da utilização dos implantes de pequeno diâmetro e sua aplicabilidade clínica se tornam evidentes. A verdade é que os poucos estudos disponíveis não foram suficientes para solucionar

todas as dúvidas e responder a todas as questões que cercam a seleção do diâmetro do implante.

Sendo assim, o objetivo desta revisão bibliográfica é discutir os principais questionamentos a respeito da aplicabilidade desses implantes tais como: Implantes de pequeno diâmetro suportam a carga oclusal? Quando esses implantes são indicados com segurança para os pacientes? Podem ser instalados em todas as regiões? Pode ser reabilitado com todos os tipos de prótese? Para tal propósito, foram realizadas pesquisas em 2 bases de dados: Pubmed e Scielo, e foram selecionados 20 artigos.

REVISÃO DE LITERATURA

Implantes de pequeno diâmetro, implantes de diâmetro estreito ou mini-implantes dentários são denominações utilizadas para descrever os implantes com diâmetros abaixo de 3.75 mm (JACKSON, B.J. ET AL.; 2011).

Um autor (ALMEIDA, E.O. ET AL.; 2011) avaliou a utilização dos mini implantes de forma temporária para permitir o uso imediato de dentaduras temporárias e para evitar cargas sobre o implante definitivo. Neste artigo, avaliaram visualmente a cicatrização da mucosa adjacente ao implante permanente por um período de 4 meses. Seis pacientes (grupo controle) receberam dois implantes definitivos na região de caninos mandibulares e tiveram suas próteses reembasadas com material macio e seis pacientes (grupo teste), além dos dois implantes definitivos, receberam dois implantes provisórios e tiveram suas próteses adaptadas sobre esses imediatamente. Comparando os tecidos moles entre os dois grupos, houve diferenças significativas na segunda semana de pós-operatório em favor do grupo de estudo. Comparando os implantes dos dois grupos (estudo/controle), 2 implantes de dois pacientes distintos do grupo controle tiveram mobilidade, enquanto que todos os implantes (100%) no grupo de estudos não demonstraram nenhuma mobilidade.

Em outro estudo (CHIAPASCO, M. ET AL.; 2012), implantes Straumann

Roxidol® (3.3) instalados em regiões com deficiência óssea horizontal foram acompanhados por 24 meses. Neste trabalho, 18 pacientes receberam 51 implantes que foram reabilitados tanto com próteses fixas (16 pacientes, 45 implantes) como removíveis (dois pacientes, 6 implantes). Apenas quatro implantes de um único paciente receberam carregamento imediato, os demais foram carregados em um período entre dois a doze meses. Todos os implantes osseointegraram e em todos foi concluído o planejamento protético. A reabsorção óssea periimplantar variou entre 0 e 1 mm ao final do estudo. Nenhuma complicação protética foi observada.

Outro estudo (GECKILI, O. ET AL.; 2013) avaliou a taxa de sucesso de 159 implantes de diâmetro 3.3-3.5 mm, sendo 71 instalados na maxila e 88 na mandíbula, por um período de 5 anos. Foi encontrada uma taxa de sucesso de 98.7%.

Em um trabalho (ARISAN, V. ET AL.; 2010) com mini-implantes Straumann® e Xive®, de 3.3 e 3.4 mm respectivamente, foram instalados 316 implantes, sendo 161 na maxila e 155 na mandíbula. Os implantes de pequeno diâmetro foram acompanhados clinicamente e radiograficamente por um período de 9 anos e 92,3% dos implantes instalados obtiveram longevidade e sucesso clínico. Um outro estudo¹⁶ avaliou o desempenho clínico de 48 implantes Straumann® de 3.3 mm, sendo 8 restaurados com coroas unitárias e 40 com próteses parciais fixas. Desses, 15 implantes foram instalados na região de maxila e 33 em mandíbula; e obtiveram uma taxa de sucesso de 80 e 100%, respectivamente, após o acompanhamento de 5 anos.

Um estudo longitudinal (ROMEO E. ET AL.; 2006) de 7 anos realizado na Itália propôs uma avaliação clínica e radiográfica de implantes de 3,3 mm de diâmetro, com o objetivo de comparar o prognóstico destes implantes com os de diâmetro padrão (4,1 mm de diâmetro); dois comprimentos de implante foram considerados para ambos os diâmetros (10 mm e 12 mm). Foram acompanhados 122 implantes de pequeno diâmetro em 68 pacientes, destes 99 mini-implantes apoiaram próteses parciais fixas e 23 próteses unitárias. Além disso, 120 pacientes receberam 208 implantes de diâmetro padrão. Dos

330 implantes, somente 6 falharam (1,8%). As falhas foram: três implantes de 3,3 X 10 mm; dois implantes de 4,1 X 10 mm e um implante de 4,1 X 12 mm. Destes, 4 implantes foram colocados em osso tipo IV; 1 implante em osso tipo III e o outro em osso tipo II. Por isso, as taxas de sucesso de implante de pequeno diâmetro e implante de diâmetro padrão não foram consideradas estatisticamente diferentes. Mas, de acordo com os autores, os resultados sugerem que implantes de pequeno diâmetro podem ser usados com sucesso em pacientes parcialmente desdentados e que possuam indicação para tal.

O uso destes implantes em região de incisivos laterais superiores se mostrou segura tanto em procedimentos com carga imediata como nos casos de um estágio (DEGIDI M. ET AL.; 2009). Outra área onde o uso destes implantes é pertinente é a região de incisivos inferiores devido à falta de espaço natural. Um autor relatou o uso de implantes de 2.4 mm para reabilitar região de incisivo lateral superior com anodontia congênita (MAZOR Z. ET AL.; 2004). Mais dois trabalhos foram encontrados analisando as duas áreas juntas e dos 59 implantes instalados somente um falhou, mostrando uma alta taxa de sucesso (BALAJI A. ET AL.; 2010, FROUM SJ. ET AL.; 2007).

Uma região crítica para a terapia com implantes estreitos é a região posterior, devido à grande carga oclusal. Um único relato foi encontrado abordando somente esta região e este não apresentou acompanhamento do caso após a instalação da prótese (JACKSON BJ. ET AL.; 2011). Nenhum trabalho foi encontrado abordando a região posterior de maxila especificamente. Outros três trabalhos foram encontrados abordando o mesmo tema, mas sem selecionar regiões específicas para o estudo. No primeiro deles, 52 implantes de 2.9 mm de diâmetro foram instalados em 44 pacientes em diferentes regiões. Ao final de um período de 5 anos somente 3 implantes foram perdidos (VIGOLO P. ET AL.; 2000). Em um segundo estudo, 510 implantes com diâmetros entre 3.0 e 3.5 mm foram instalados em 237 pacientes e após um período de 8 anos somente 3 foram perdidos, dos quais dois foram instalados em sítios pós-extração e submetidos à carga imediata (DEGIDI M. ET AL.; 2008). O terceiro estudo acompanhou por 5 anos 32

pacientes que receberam 32 implantes de 2.4 mm submetidos a carga imediata em diversas regiões. Ao final do período somente um implante foi perdido (MAZOR Z. ET AL.; 2004).

Um outro estudo foi encontrado abordando diversas modalidades protéticas, dentre elas, as próteses fixas unitárias. Neste trabalho com acompanhamento de 7 anos, 94 implantes com diâmetro de 2.90 ou 3.25 mm foram instalados e submetidos a carga imediata com coroas provisórias. Ao final do estudo somente 4 foram perdidos, dos quais, 2 em um paciente fumante (VIGOLO P. ET AL.; 2004). No último estudo, dos 48 implantes instalados, 8 foram destinados ao suporte de coroas unitárias. Após 5 anos de acompanhamento, dois desses implantes, instalados em região de molar superior, foram perdidos devido a fratura. Um terceiro implante foi perdido no estudo em consequência de periimplantite, porém, sem distinguir o tipo de prótese (YALTIRIK M. ET AL.; 2011).

Além de próteses unitárias, os implantes de pequeno diâmetro se mostram efetivos em sustentar a longo prazo próteses fixas de múltiplos elementos. Foi encontrado um estudo prospectivo que avaliou o uso de restaurações imediatas suportadas por 93 implantes de pequeno diâmetro (3.0 mm) em região posterior de 40 pacientes (48 em maxila e 45 em mandíbula). Todos os implantes foram espiantados por próteses provisórias. Próteses definitivas foram colocadas 6 meses depois. Após 48 meses, todos os implantes apresentavam sucesso (DEGIDI M. ET AL.; 2009). Outro estudo avaliou este tema e acompanhou os pacientes por 7 anos. Ao final deste período, dos 98 implantes somente 5 foram perdidos, dos quais, 4 haviam sido instalados em osso tipo 4 na maxila e o quinto, após ser substituído por um implante mais longo, apresentou sucesso (VIGOLO P. ET AL.; 2004).

Foram encontrados três estudos abordando as próteses totais removíveis suportadas por implantes estreitos. Um deles comparou o nível de conforto e a capacidade de mastigação entre próteses totais convencionais e as estabilizadas por implantes de pequeno diâmetro. Para isso o autor triou sete pacientes que receberam, cada um, três implantes na região anterior de

mandíbula e tiveram suas próteses modificadas para se encaixar nos implantes pelo sistema o-ring. O estudo mostrou que os pacientes se sentiam muito mais confortáveis e confiantes utilizando suas próteses apoiadas em implantes transitórios do que apoiadas somente em mucosa (OHKUBO C. ET AL.; 2006). Os outros dois estudos se assemelham mais entre si. Foram dois estudos prospectivos que acompanharam 55 pacientes utilizando próteses totais removíveis suportadas por implantes de pequeno diâmetro imediatamente após a cirurgia de instalação em região anterior de mandíbula. Em um desses estudos 22 pacientes receberam 108 implantes e foram acompanhados por 2 anos. Somente 6 implantes foram perdidos ao fim do estudo e todos em indivíduos fumantes (Brandt R. ET AL.; 2012). No outro estudo 28 pacientes receberam 112 implantes e foram acompanhados por 3 anos. Somente 4 implantes foram perdidos ao final deste período sendo dois deles de um paciente que removeu a prótese logo após a cirurgia e passou a se alimentar diretamente sobre os implantes (Elsyad MA. ET AL.; 2011).

DISCUSSÃO

A literatura ainda é bastante vaga em relação ao uso dos implantes estreitos e os poucos trabalhos encontrados não são muito específicos quanto a escolha do sítio cirúrgico ou da modalidade protética. Apesar disso, não se pode deixar de notar o grande índice de sucesso presente nos estudos, o que já torna possível afirmar que estes implantes são uma ferramenta promissora no campo da reabilitação oral.

Inicialmente, esses implantes eram utilizados de forma provisória tanto para próteses totais quanto para próteses parciais (ALMEIDA EO. ET AL.; 2011). Tais implantes eram carregados imediatamente, já que somente seriam removidos quando as próteses definitivas estivessem prontas. Este aspecto foi responsável por uma grande controvérsia quanto ao emprego destes implantes, uma vez que precisariam de tempo para a osseointegração e, deste modo, poder suportar carga. É importante frisar, no entanto, que os implantes

de pequeno diâmetro, em especial, possuem uma superfície de contato menor que os implantes de maior diâmetro, resultando, portanto, em eventual estabilidade inicial menor.

Uma grande preocupação se concentrou na resistência destes implantes à carga oclusal, já que seu diâmetro reduzido desperta dúvidas em relação ao desempenho clínico dos mesmos. Alguns estudos puderam esclarecer melhor esta questão ao apresentar casos de implantes de 2.4 a 3.5 mm de diâmetro sendo instalados em diferentes regiões e acompanhados por 5 (YALTIRIK M. ET AL.; 2011, GECKILI O. ET AL.; 2013), 7 (ROMEO E. ET AL.; 2006) e até 9 anos (ARISAN, V. ET AL.; 2010). A taxa de sucesso variando de 92 a 100% obtida pelos trabalhos credencia o uso definitivo desses implantes.

Alguns estudos (JACKSON BJ. ET AL.; 2011, YALTIRIK M. ET AL.; 2011) relataram a imprevisibilidade clínica dos implantes estreitos instalados na região posterior, sobretudo suportado por coroas unitárias. Entretanto, existe discordância na literatura quanto ao tema (DEGIDI M. ET AL.; 2009), uma vez que já foi relatada elevada taxa de sucesso com o uso de implantes de pequeno diâmetro para suportar prótese parcial fixa em região posterior. Estudos adicionais ainda são necessários para esclarecer estas discrepâncias.

Além disso, os implantes estreitos se apresentam como uma importante ferramenta para reabilitar regiões de incisivos laterais superiores (DEGIDI M. ET AL.; 2009).

Alguns trabalhos nos mostraram que o fator oclusal não deve ser a única preocupação na hora de se planejar uma terapia com implantes estreitos. Algumas áreas podem não ser indicadas devido a características histológicas, como o tipo de osso, que influencia diretamente na estabilidade primária, esta que é um dos pontos chave no sucesso da implantoterapia (HEBERER S. ET AL.; 2011, YALTIRIK M. ET AL.; 2011, VIGOLO P. ET AL.; 2004). Em alguns casos, os implantes estreitos são a única opção dentro da implantodontia, seja por falta de espaço entre os dentes adjacentes ou por estreitamento demasiado do rebordo alveolar (VIGOLO P. ET AL.; 2004).



De acordo com a literatura encontrada, o tipo de prótese associada a estes implantes também pode ser bastante diversificado. Ao contrário do que se poderia imaginar, os implantes estreitos não estão associados somente às restaurações unitárias, mas também a prótese parcial fixa e a próteses totais fixas e removíveis (Krennmair G. ET AL.; 2008, DEGIDI M. ET AL.; 2009, Ohkubo C. ET AL.; 2006, Elsyad MA. ET AL.; 2011) representando, até mesmo, uma alternativa mais simples a sistemas protéticos comumente usados como overdenture sustentadas por o-ring. Essa conduta oferece ao paciente maior conforto pós-operatório e maior confiança quanto a reabilitação protética de arcadas completamente edêntulas.

Os implantes de pequeno diâmetro podem ser utilizados com segurança tanto na maxila, quanto na mandíbula, sem prejuízo à estabilidade do implante e ao sucesso clínico do mesmo. Apesar de diversos trabalhos terem apresentado alguma falha em ambos os arcos dentários, alguns autores encontraram uma taxa de insucesso um pouco maior na maxila (YALTIRIK M. ET AL.; 2011) e outros na mandíbula (ROMEO E. ET AL.; 2006).

A condição sistêmica e os hábitos do paciente devem sempre ser levados em consideração na elaboração do plano de tratamento de qualquer paciente, principalmente o paciente que será submetido a um tratamento com o uso de implantes dentários, sobretudo no que se refere ao tabagismo (VIGOLO P. ET AL.; 2004, BRANDT R. ET AL.; 2012).

CONCLUSÃO

Com base na revisão de literatura apresentada, pode concluir que:

pacientes que apresentam rebordos alveolares de dimensões limitadas e/ou condições de saúde em que procedimentos minimamente invasivos são necessários, podem usufruir dos implantes de diâmetro reduzido para reabilitação protética;

a qualidade óssea é um importante parâmetro a ser avaliado quanto ao uso dos mini-implantes;

podem ser usados para substituir dentes unitários com espaço interdental limitado nas regiões de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, assim como para reabilitação de áreas edêntulas tanto na região anterior, quanto na região posterior, no entanto, a reabilitação com coroas unitárias na região posterior deve ser melhor avaliada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - Jackson BJ. **Small Diameter Implants: Specific Indications and Considerations for the Posterior Mandible: A Case Report.** *Journal of Oral Implantology*. 2011; Special Issue, Vol. 37:56-164.
- 2 - Almeida EO, Filho AG, et al. **The use of transitional implants to support provisional prostheses during the healing phase: A literature review.** *Quintessence International*. 2011.42(1):19-24.
- 3 - Krennmair G, Krainhöfner M, et al. **Provisional Implants for Immediate Restoration of Partially Edentulous Jaws: A Clinical Study.** *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:717–725.
- 4 - Heberer S, Hildebrand D, et al. **Survival rate and potential influential factors for two transitional implant systems in edentulous patients: a prospective clinical study.** *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011 ;38:447–453.
- 5 - Chiapasco M, Casentini P, et al. **Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: Prospective study on 18 consecutive patients.** *Clin Oral Implants Res* 2012;23:1136–1141.

- 6 - Geckili O, Mumcu E, et al. **Radiographic Evaluation of Narrow Diameter Implants after 5 years of clinical function: A Retrospective Study.** The Journal of Oral Implantology .2013;39(S1):273-279.
- 7 - Arisan, V, Bo" lu" kbas_i, et al. **Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study.** Clinical Oral Implants Research .2010.21: 296–307.
- 8 - Romeo E, Lops D,et al. **Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study.** Clinical Oral Implants Research .2006.17: 139–148.
- 9 - Degidi M, Nardi D, et al. **Immediate versus one-stage restoration of small-diameter implants for a single missing maxillary lateral incisor: a 3-year randomized clinical trial.** J periodontol .2009;80:1393-1398.
- 10 - Mazor Z, Steigmann M,et al. **Mini-implants to reconstruct missing teeth in severe ridge deficiency and small interdental space: a 5-year case series.** Implant Dentistry .2004.13:336–341
- 11 - Balaji A, Mohamed JB, et al. **A pilot study of mini implants as a treatment option for prosthetic rehabilitation of ridges with sub-optimal bone volume.** J. Maxillofac. Oral surg.2010; 9(4):334–338.
- 12 - Froum SJ, Cho SC, et al. **Narrow-Diameter Implants: A restorative option for limited interdental space.** Int J Periodontics Restorative Dent. 2007; 27: 449-455.
- 13 - Vigolo P, Givani A. **Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study.** J prosthet dent .2000 ; 84:50-4.
- 14 - Degidi M, Piattelli A, et al. **Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants.** J periodontol .2008;79:49-54.
- 15 - Vigolo P, Givani A, et al. **Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study.** Int j oral maxillofac implants .2004;19:703–709.

16 - Yaltirik M, Gökçen-Röhlig, et al. **Clinical Evaluation of Small Diameter Straumann Implants in partially Edentulous Patients: A 5-Year Retrospective Study.** *Journal of Dentistry.* 2011; 8(2): 75-80.

17 - Degidi M, Nardi D, et al. **Immediate restoration of small-diameter implants in cases of partial posterior edentulism: a 4-year case series.** *J periodontal.* 2009; 80:1006-1012.

18 - Ohkubo C, Kobayashi M, et al. **Evaluation of transitional implant stabilized overdentures: a case series report.** *Journal of oral rehabilitation.* 2006;33: 416–422.

19 - Brandt R, Hollis S, et al. **Short-term objective and subjective evaluation of small-diameter implants used to support and retain mandibular prosthesis.** *The journal of the tennessee dental association.*2012;92(1):34-8.

20 - Elsyad MA, Gebreel AA, et al. **The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study.** *Journal of Oral Rehabilitation .*2011 ;38; 827–834.



EFEITOS DO TRATAMENTO PERIODONTAL SOBRE A POLPA

EFFECTS OF PERIODONTAL TREATMENT ON PULP

Ronaldo B. SANTANA, CD, MScD,
DSc †*

Carolina Miller Mattos de SANTANA,
CD, MO, DO †

Kamila Araújo SALES, CD †

† Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Faculdade de Odontologia. Universidade Federal Fluminense. Niteroi, Rio de Janeiro, Brasil

Endereço para correspondência: Prof.
Dr. Ronaldo B Santana

Universidade Federal Fluminense

Faculdade de Odontologia

Rua São Paulo 28 – Praça do
Valonguinho, Niterói – Rio de Janeiro –
Brasil - 24000000

E-mail: rbarsantana@ig.com.br

Categoria: Artigo Original de
Revisão

RESUMO

A ocorrência de alterações inflamatórias no tecido pulpar e a ocorrência clínica de sensibilidade dentária após a instrumentação radicular de dentes expostos a doença periodontal sugerem a possibilidade do tratamento periodontal influenciar o estado pulpar. Deste modo, uma polpa vital submetida a dano repetido, embora esteja inicialmente clinicamente assintomática, pode deteriorar rapidamente para um estado doente ou necrótico. Cuidados

especiais devem ser tomados durante a terapia periodontal ativa e, especialmente, durante a terapia de manutenção e controle em dentes com doença periodontal avançada, especialmente aqueles com demanda restauradora. O presente estudo tem por objetivo revisar a literatura sobre os efeitos do tratamento periodontal sobre o tecido pulpar.

UNITERMOS: Relação endo-pério, histopatologia pulpar, doença periodontal.

ABSTRACT

The occurrence of inflammatory reactions on the pulp and the clinical finding of root sensitivity following instrumentation via scaling and root planning of periodontally-affected teeth suggest that there is a possibility that the periodontal treatment may influence the pulp state. Thus, a vital pulp subjected to repetitive damage, although initially clinically asymptomatic, may rapidly deteriorate to a diseased or necrotic state. Especial care should be taken during active and, especially, supportive periodontal care in teeth with advanced periodontal disease and with restorative needs. The present study has the goal of reviewing the literature on the effects of periodontal therapy on the pulp tissues.

KEY WORDS: Relationship endodontics periodontics, pulp histopathology, periodontal disease

INTRODUÇÃO

A formação de placa bacteriana sobre a superfície radicular leva à liberação de produtos tóxicos que podem ter acesso à polpa por meio do forame apical, de canais laterais e acessórios, e por zonas permeáveis da dentina ou cimento. A ocorrência de alterações inflamatórias no tecido pulpar e

a ocorrência clínica de sensibilidade dentária após a instrumentação radicular de dentes expostos a doença periodontal sugerem a possibilidade do tratamento periodontal influenciar o estado pulpar. Deste modo, uma polpa vital submetida a dano repetido, embora esteja inicialmente clinicamente assintomática, pode deteriorar rapidamente para um estado doente ou necrótico. Cuidados especiais devem ser tomados durante a terapia periodontal ativa e, especialmente, durante a terapia de manutenção e controle em dentes com doença periodontal avançada, especialmente aqueles com demanda restauradora. O presente estudo tem por objetivo revisar a literatura sobre os efeitos do tratamento periodontal sobre o tecido pulpar.

REVISÃO DE LITERATURA

Lesões periodontais são caracterizadas clinicamente por perda de inserção, bolsas periodontais profundas, sangramento e/ou supuração durante a sondagem e mobilidade dentária em casos de perda de inserção avançada. Presença de fatores locais tais como acúmulo de placa e cálculo também podem estar presentes, especialmente em casos de periodontite crônica, entretanto, algumas formas de periodontites agressivas podem não apresentar acúmulo significativo de fatores locais. Radiograficamente, a doença periodontal caracteriza-se por áreas de perda óssea de forma vertical ou horizontal, com distribuição localizada ou generalizada. A doença periodontal é sítio-específica, entretanto, a ocorrência de destruição periodontal localizada a único sítio na cavidade oral é incomum. Deste modo, as características descritas acima tendem a ser encontradas em vários sítios simultaneamente, o que pode servir como um fator de diagnóstico diferencial com as lesões de origem endodôntica, as quais tendem a ser limitadas a sítios únicos. Abscessos periodontais poderiam ser diferenciados de abscessos de origem endodôntica baseado em critérios clínicos e microbiológicos. Abscessos periodontais são coleções purulentas associadas a obliteração de vias de drenagem de uma bolsa periodontal. Drenagem de supuração através do sulco gengival pode ser

um achado comum a ambas as lesões de origem endodôntica quanto as de origem periodontal, entretanto, dentes acometidos de abscesso periodontal geralmente apresentam vitalidade pulpar, enquanto dentes acometidos de abscessos endodônticos devem, obrigatoriamente, apresentar polpa não vital.

Foi sugerido que o risco de ocorrência de necrose pulpar é significativamente aumentado quando a doença periodontal envolve o ápice radicular (Bergenholtz & Lindhe, 1978) ou diante da atuação de cofatores de agressão (Chan et al., 1998). Abou-Rass hipotetizou sobre a existência de uma condição pulpar a qual foi denominada de “polpa estressada” (Abou-Rass, 1982). Segundo o autor, essa condição descreve uma polpa vital a qual foi submetida a dano repetido e que embora clinicamente assintomática possa deteriorar rapidamente para um estado doente ou necrótico (Abou-Rass, 1982). Deste modo, as alterações pulpares moderadas, induzidas pela doença periodontal, podem se tornar severas com a superposição de outros fatores de agressão tais como raspagem e alisamento radicular, trauma oclusal, cáries ou tratamento restaurador (Abou-Rass, 1982). Os objetivos globais da terapêutica periodontal baseiam-se em eliminar e/ou controlar os fatores etiológicos; paralisar a progressão da doença; regenerar as estruturas lesadas; manter o periodonto saudável e funcional a longo prazo; e atender aos anseios do paciente quanto a obtenção de saúde oral, ao conforto da mastigação e a estética (Santana et al., 1999). Tratamento de lesões periodontais são baseados na eliminação e controle do biofilme dental presente sobre as superfícies radiculares. O método básico de tratamento periodontal consiste na perturbação mecânica do biofilme por meio de instrumentação mecânica da superfície radicular (raspagem e alisamento radicular). Em situações específicas a instrumentação radicular pode ser executada por meios cirúrgicos como recurso para se obter acesso direto as superfícies radiculares localizadas subgengivalmente.

Os procedimentos de raspagem e alisamento radicular removem os depósitos bacterianos, cemento e, eventualmente, dentina da superfície radicular (O'Leary, 1986), podendo expor os canalículos dentinários (Adriaens et al., 1988). Exposição dos canalículos dentinários à bolsa periodontal e suas bactérias, pode resultar na invasão bacteriana na dentina (Adriaens et al., 1988), a qual poderia ocorrer mesmo com a camada de cemento estando íntegra (Adriaens et al., 1988).

Em um estudo em roedores, Hattler e Listgarten (1984) relataram que raspagem e alisamento radiculares profundos poderiam afetar a polpa, induzindo a modificações atróficas, e levar a um aumento na velocidade de dentinogênese.

Em um estudo em macacos, Berg et al. (1990) avaliaram as reações teciduais na polpa e periodonto após o tratamento, por meio de raspagem e alisamento radicular independentemente ou associado com aplicação de ácido cítrico ou carbonato/peróxido, de lesões periodontais induzidas. Foi observado que as reações pulpares eram geralmente limitadas à produção de dentina irregular na porção da polpa vizinha à lesão periodontal. Estudos em animais relataram respostas pulpares adversas mais frequentes e severas em dentes de felinos tratados por condicionamento ácido e cirurgia periodontal (Ryan, PC et al, 1981). Tais reações foram causadas, teoricamente, devido a exposição de canalículos dentinários (Rankow, HJ, Krasner, 1996) que puderam ser infectados por bactérias (Adriaens et al., 1988), induzindo lesões inflamatórias na polpa. Um estudo em seres humanos sugeriu que raspagem e alisamento radicular profundos poderiam exercer uma possível influência negativa sobre a polpa e induzir modificações atróficas (Hattler & Listgarten, 1984). Em contrapartida, diversos outros estudos em animais e em seres humanos não sustentam estes achados (Bogle et al, 1988; Gantes et al, 1988; Nilveus & Selvig, 1988). Deste modo, o significado prático de tais observações é desconhecido uma vez que a permeabilidade da camada dentinária é controlada pela obliteração dos túbulos dentinários por meio do smear layer resultante da instrumentação radicular¹⁴, pela formação de dentina secundária,



pela presença física das extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, e pelo fluxo e ação imune do fluido intratubular (Zehnder, 2001).

Além disso, danos pulparem resultantes de instrumentação periodontal, parecem ser de baixa magnitude e de efeito transitório. Evidências clássicas e recentes parecem sustentar essa conclusão. Diversos estudos longitudinais bem controlados demonstraram os efeitos benéficos da raspagem e alisamento radicular como um método eficaz e seguro de tratar-se a doença periodontal (Bergenholtz & Nyman, 1986; Hirschfeld & Wasserman, 1978; Lindhe et al., 1984) e sustentam a ausência de alterações pulpares significativas após instrumentação periodontal (Bergenholtz & Nyman, 1986; Hirschfeld & Wasserman, 1978).

Em um estudo clínico, Cortellini e Tonetti (2001) relataram resultados de defeitos intra-ósseos de 208 pacientes, portadores de doença periodontal avançada (perda de inserção maior que 9mm) tratados por RTG e mantidos por até 4 anos e revelaram que tratamento periodontal não resultou em alterações de vitalidade pulpar da amostra estudada. Desse modo, instrumentação periodontal por meio de raspagem e alisamento radicular, realizada isoladamente ou em conjunto com terapia periodontal cirúrgica, parece não exercer efeitos deletérios significativos ou duradouros sobre a fisiologia pulpar em dentes com defeitos intra-ósseos profundos.

Recentemente o estudo clínico controlado de Miranda et al (2013) demonstrou que lesões de furca avançadas em dentes molares que foram submetidas a tratamento periodontal cirúrgico não desenvolveram alterações endodônticas até seis meses após a terapia ativa, a despeito de terapia de manutenção e controle mensal. Em conformidade com os resultados de Cortellini e Tonetti (2001) instrumentação periodontal por meio de raspagem e alisamento radicular, realizada isoladamente ou em conjunto com terapia periodontal cirúrgica, parece não exercer efeitos deletérios significativos ou duradouros sobre a fisiologia pulpar em dentes multirradiculares com lesões de furca.

CONCLUSÃO

A ocorrência clínica de sensibilidade dentária após a instrumentação radicular de dentes expostos a doença periodontal sugerem a possibilidade do tratamento periodontal influenciar o estado pulpar. Estudos clínicos em seres humanos demonstraram que a instrumentação periodontal por meio de raspagem e alisamento radicular, realizada isoladamente ou em conjunto com terapia periodontal cirúrgica, parece não exercer efeitos deletérios significativos ou duradouros sobre a fisiologia pulpar na maioria dos dentes unirradiculares com defeitos intra-ósseos profundos e multirradiculares com lesões de furca. É sugerida a monitoração cuidadosa do estado pulpar em dentes com envolvimento periodontal severo durante as terapias periodontais ativa e de manutenção e controle visando o diagnóstico precoce e respectivo manejo clínico das eventuais alterações pulpares.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bergenholtz,G; Lindhe,J . Effect of experimentally induced marginal periodontitis and periodontal scalling on the dental pulp. J Clin Periodontol 1978; 55: 59-73.
2. Chan CP, Tseng S-C, Lin CP, Huang C-C, Tsai TP, Chen CC. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth- A clinical report of 64 cases in chinese patients. J Endodont 1998; 24.
3. Abou-Rass M. The stressed pulp condition: an endodontic-restorative diagnostic concept. J Prosth Dent 1982; 48: 264-267.
4. Santana,RB; Gusman, H and VanDyke, TE. Clinical evaluation of combined regenerative techniques in human furcation defects. J Dent Res 1999; 78:381.
5. O'Leary, TJ . The impact of research on scalling and root planning. J Periodontol 1986; 57: 69-75.

6. Adriaens ,P et al . Bacterial invasion in root cementum and radicular dentin of periodontally diseased teeth in humans: a reservoir of periodontopathic bacteria. *J Periodontol* 1988; 59: 220-230.
7. Hattler,AB ; Listgarten,MA . Pulpal responses to root planning in a rat model. *J Endod* 1984;10 : 471-476.
8. Berg,JO et al . Cellular reactions in pulpal and periodontal tissues after periodontal debridement. *J Clin Periodontol* 1990; 17:164-173.
9. Ryan,PC et al. The pulpal response to citric acid in cats. *J Clin Periodontol* 1981;11:633-643.
10. Rankow,HJ, Krasner PR. Endodontic applications of Guided Tissue regeneration in Endodontic Surgery . *J Endod* 1996; 22: 34 -43.
11. Bogle,G et al . New connective tissue attachment in beagles with advanced natural periodontitis. *J Periodont Res* 1988; 18:220-228.
12. Gantes,B et al. Treatment of periodontal furcation defects II.Bone regeneration in mandibular class II defects. *Journal of Clinical Periodontology*. 1988; 15: 232-239.
13. Nilveus,R ; Selvig,KA. Pulpal reactions to the application of citric to root planned dentin in beagles. *J Clin Periodontol* 1988; 18: 420-428.
14. Polson AM, Frederick GT, Ladenheim S, Hanes PJ. The production of a root surface smear layer by instrumentation and its removal by citric acid. *J Periodontol* 1984 ; 55:443-446.
15. Zehnder M. Endodontic infection caused by localized aggressive periodontitis: a case report and bacteriologic evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001; 92:440-445.
16. Bergenholtz, G; Nyman, S. Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol* 1986; 55: 63-68.
17. Hirschfeld L, Wasserman B. A long-term survey of tooth loss in 600 treated periodontal patients. *J Periodontol* 1978; 49: 225 – 237.
18. Lindhe J, Westfelt E, Nyman S et al. Long term effect of surgical/non-surgical treatment of periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1984; 11:448-458.

19. Cortellini P, Tonetti MS. Evaluation of the effect of tooth vitality on regenerative outcomes in infrabony defects. *J Clin Periodontol* 2001; 28:672-679.
20. De Miranda JL, Santana CM, Santana RB. Influence of endodontic treatment in the post-surgical healing of human Class II furcation defects. *J Periodontol* 2013;84:51-57.





DIAGNÓSTICO DE MANCHAS ESCURAS EM SUPERFÍCIES OCLUSAIS – RELATO DE CASO

DIAGNOSIS OF DARK SPOTS IN OCCLUSAL SURFACES - CASE REPORT

Thaís Ferreira Borges de Freitas -
Graduada em Odontologia – UFF,
Discente no curso de Especialização em
Ortodontia, Smile Cursos

Odontológica, UFF; Professor Adjunto
da disciplina de Clínica Integrada da
FOUFF

Gustavo Oliveira dos Santos - Doutor
em Dentística, UERJ; Mestre em
Clínica Odontológica, UFF; Professor
Adjunto da disciplina de Clínica
Integrada da FOUFF

Endereço para correspondência: Estrada
Caetano Monteiro, 1032, bloco 02, apto
303, Pendotiba – Niterói, RJ
(21) 991431996

Raphael Vieira Monte Alto - Doutor em
Dentística, UERJ; Mestre em Clínica

E-mail: thais.fborges@hotmail.com

Categoria: Artigo Original de Relato
de caso clínico

RESUMO

A Diariamente na clínica odontológica, nos deparamos com fossas oclusais apresentando lesões cariosas e sulcos pigmentados. Manchas delineando fossas, sulcos e fissuras podem representar apenas coloração exógena ou presença de lesão cariosa ativa ou inativa. O diagnóstico diferencial é essencial para determinar a conduta clínica a ser realizada. A inspeção visual, quando realizada da maneira correta, se mostra eficaz para

ajudar a decidir quanto à provável situação de atividade de cárie do paciente. Objetivou-se neste trabalho, através da inspeção visual, diagnosticar corretamente as manchas escuras encontradas nas fossas oclusais de diferentes elementos dentários em um mesmo paciente, bem como descrever a intervenção restauradora realizada.

Palavras-chave: Sulcos pigmentados; Lesão cariiosa; Dentística restauradora.

ABSTRACT

Daily in the dental clinic, we face occlusal pits representing carious lesions and pigmented grooves. Stains outlining pits, grooves and cracks may represent an exogenous coloring or the presence of active or inactive carious lesions. The differential diagnosis is essential to determine the clinical approach to be undertaken. Visual inspection, when performed properly, shown effective in helping to decide the situation of patient's caries activity. The objective of this study was, by visual inspection, properly diagnose the dark spots found on the occlusal pits of different teeth in the same patient. and describe the restorative intervention performed.

Keywords: Grooves pigmented; Carious lesions; Restorative dentistry.

INTRODUÇÃO

O aspecto da cárie oclusal vem se modificando com o tempo, devido às mudanças na prevenção, o que torna cada vez mais difícil sua detecção.



Vários fatores estão relacionados com a prevalência de cárie, dentre os quais, aqueles relacionados com a macromorfologia dos dentes na superfície oclusal. As características peculiares das faces oclusais dos dentes molares e pré molares, com cicatrículas e fissuras retentivas, fazem destas superfícies as mais susceptíveis à cárie, e também onde se encontram maiores dificuldades na detecção clínica da lesão.

O diagnóstico da lesão de cárie pode ser encarado como um desafio, já que o padrão, prevalência e comportamento dessa doença se alterou com o uso de fluoretos. Assim, os problemas não se encontram atualmente nas lesões avançadas, mas principalmente nas lesões incipientes. O diagnóstico deve ser realizado visualmente com base na coloração ou cavitação. Embora o exame visual seja o método de escolha para detectar lesões oclusais em esmalte, existe muita dificuldade em relacionar a pigmentação ao longo da fissura com presença de cárie inativa, coloração externa do esmalte ou lesão de cárie oculta em dentina.

Esmalte pigmentado pode representar apenas uma alteração superficial do esmalte sadio. A superfície pode também estar pigmentada devido à inativação de lesões ou pela presença de selamento biológico.

NYVAD e FEJERSKOV (1997) relataram que além das características visuais no diagnóstico de cárie oclusal, outros fatores devem ser considerados, como o exame da cavidade bucal e a realização de anamnese, para ajudar a decidir quanto à provável situação de atividade de cárie do paciente. Estabelecer o diagnóstico correto é quase sempre um processo difícil, uma vez que os resultados são mais prováveis do que certos, sobretudo se considerar que além de identificar a presença ou ausência de uma doença, deve-se precisar o estágio em que se encontra.

A maior dificuldade no diagnóstico da cárie oclusal é determinar se a linha escura delineando fossas, sulcos e fissuras é apenas coloração exógena ou presença de lesão cariiosa.



Objetivou-se neste trabalho, através da inspeção visual, diagnosticar corretamente as manchas escuras encontradas nas fossas oclusais de diferentes elementos dentários em um mesmo paciente.

RELATO DO CASO

Paciente do sexo masculino, 23 anos de idade, compareceu à Clínica Integrada da FO-UFF para tratamento odontológico. No exame clínico foi observada a presença de manchas escuras nas superfícies oclusais de molares e pré molares superiores. Todos os elementos se apresentavam assintomáticos.

Após profilaxia, com luz adequada e os dentes secos, observou-se que o primeiro molar apresentava mancha de cor castanho, sem brilho e com contornos esbranquiçados, caracterizando a presença de cárie ativa. Além disso, com o uso de sonda de ponta romba, observou-se presença de cavidade. Devido à translucidez do esmalte, conseguimos visualizar o acometimento da dentina subjacente pela lesão cariosa. Por todas as circunstâncias encontradas, fica evidente a necessidade de intervenção restauradora no elemento citado.

Após isolamento absoluto, deu-se início a remoção do tecido cariado com brocas esféricas, e posteriormente, colher de dentina. Depois de removido todo tecido amolecido e opaco, observou-se a presença de dentina reparadora, caracterizada por apresentar tecido escuro, endurecido e brilhoso. Opta-se por manter a dentina reparadora, já que a mesma não representa riscos futuros para o elemento tratado.

Com a cavidade preparada, o condicionamento ácido foi realizado com Ácido Fosfórico Condac 37% (FGM) durante 15 segundos e posteriormente lavado com água pelo dobro do tempo. O Sistema Adesivo Ambar (FGM) foi aplicado com auxílio do microbrush e fotopolimerizado. A reconstrução do elemento foi feita apenas com resina microhíbrida Opallis A2 (FGM). Os incrementos de resina foram inseridos respeitando a Técnica Incremental e Fator C.



Depois de restaurado, o acabamento e polimento foram dados utilizando discos de lixa Diamond PRO (FGM), discos de feltro Diamond Flex (FGM) e pasta de polimento diamantada Diamond Excel (FGM).

Em relação aos outros elementos que apresentavam sulcos pigmentados, foi realizada aplicação de flúor. O paciente recebeu instruções de higiene oral, orientação sobre dietas cariogênicas e ficou ciente da necessidade de acompanhamento periódico.

DISCUSSÃO

O aspecto da cárie oclusal vem se modificando com o tempo, devido às mudanças na prevenção, o que torna cada vez mais difícil sua detecção. Assim, os problemas para o seu diagnóstico não se encontram atualmente nas lesões avançadas, mas principalmente nas lesões incipientes.

Vários fatores estão relacionados com a prevalência de cárie, dentre os quais, aqueles relacionados com a macromorfologia dos dentes na superfície oclusal (CARVALHO et al 1989).

A inspeção visual é um bom método para superfícies lisas, mas questionável para superfícies oclusais. A radiografia interproximal é um bom método para detectar cárie oculta em dentina, mas nem sempre é adequada para lesões oclusais em esmalte (PITTS 1991).

Para o desenvolvimento da cárie alguns fatores importantes têm de estar presentes e se interrelacionar: hospedeiro susceptível, dieta, microbiota e tempo. Além disso, deve-se traçar o estilo de vida do paciente, as condições sociais, culturais e econômicas, os hábitos dietéticos, o uso de medicamentos, tipo de emprego e escolaridade, influência familiar e comportamento. A análise de todos esses fatores define o perfil de risco à cárie do paciente, sendo de fundamental importância para o diagnóstico da doença. (BASTING et al. 1999; PINELLI et al. 1999).

Os parâmetros mais importantes para a estimativa da atividade de cárie são a aparência clínica e os locais das lesões ou cavidades, e se o processo da doença nesses locais está em atividade ou paralisado. (ANGMAR-MANSSON



et al. 1998). Para que se faça o diagnóstico, é necessária uma boa iluminação, além de dentes limpos e secos.

A lesão inicial é caracterizada pela perda de translucidez do esmalte, que adquire aspecto de uma lesão branca, com superfície rugosa e sem brilho e ausência de cavitação. Esta característica traduz o desequilíbrio ocorrido entre fases de perda e ganho de minerais pelo esmalte. Lesões incipientes de cárie podem regredir quando o equilíbrio entre as fases de desmineralização e remineralização é favorecido. (BURNETT, 2000; PINELLI et al. 1999).

O próximo estágio de desenvolvimento da lesão é visto como uma linha escura ao longo da base da fissura. Neste estágio pode ser difícil diferenciar da mancha exógena, particularmente em pacientes adultos ou fumantes. Se a lesão progredir, envolve a destruição de dentina. Isto costuma estar acompanhado de um colapso do esmalte. Este esmalte pode apresentar uma cavidade clinicamente visível, ou permanecer praticamente intacto, mas com a lesão na dentina progredindo. (PITTS, 1991).

A maior dificuldade no diagnóstico da cárie oclusal é determinar se a linha escura delineando fossas, sulcos e fissuras é apenas coloração exógena ou presença de extensa lesão dentinária.

Sulcos pigmentados são lesões cariosas inativas não cavitadas, que apresentam uma coloração que vão do castanho ao preto, e se formam devido à remineralização da lesão, com incorporação de pigmentos exógenos e minerais (NEVILLE 2009).

As manchas extrínsecas podem ser removidas com o tratamento da superfície. (NEVILLE 2009). As principais causas de pigmentação extrínseca nos dentes, sulcos e fissuras são causadas por ferro, alimentos, bebidas e bactérias. (COSTA et al 1997).

CONCLUSÕES

1. Nem todas as manchas escuras presentes em superfícies oclusais representam presença de cárie em atividade.

2. A anamnese auxilia a definir o perfil de risco à cárie do paciente.
3. O diagnóstico diferencial é essencial para determinação do protocolo de tratamento.

4.



Fig.1 - Foto inicial: possível observar acometimento da dentina subjacente no primeiro molar



Fig.2 - Remoção da cárie realizada com broca diamantada e posteriormente com colher de dentina



Fig.3 - Presença de dentina reparadora ao final do preparo da cavidade

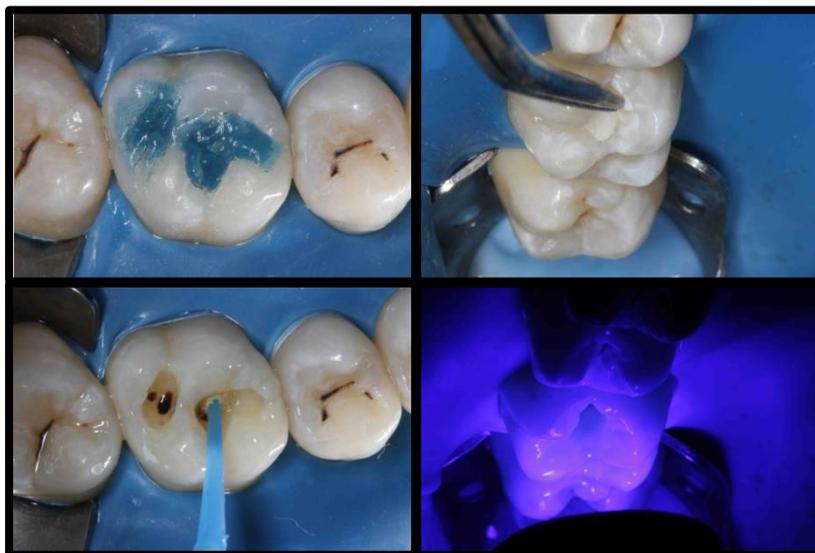


Fig.4 - Etapas do condicionamento ácido e do sistema adesivo utilizados



Fig.5 - Inserção de resina seguindo a Técnica Incremental



Fig.6 - Restauração concluída

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. NYVAD, B.; FEJERSKOV, O. Assessing the stage of caries lesions activity on the basis of clinical and microbiological examination. *Community Dent. Oral Epidemiol.* v. 25, Feb. 1997.
2. CARVALHO JC, Ekstrand KR, Thylstrup A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption. *J Dent Res*, May. 1989.
3. BASTING, RT & Serra, MC Occlusal caries: diagnosis and non invasive treatments. *Quintessence International*, 30: 174-178, 1999.
4. PINELLI, C.; SERRA, M. C. Diagnóstico de cárie. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, São Paulo, v.53 mar./abr. 1999.
5. ANGMAR-MANSSON, B.; AL-KHATEEB, S.; TRANAEUS, S. Caries diagnosis. *J. Dent. Educ.*, Washington, v.62, Oct. 1998.
6. BURNETT JR., L. H. et al. Doença cárie: manifestações clínicas, diagnóstico e terapêutica. In: CONCEIÇÃO, E. N. et al. *Dentística Saúde e Estética*. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2000.

7. NEVILLE, B. et al. *Patologia Oral e Maxilofacial*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

8. COSTA, SC; IMPARATO, JCP; FRANCO, AEA; CAMARGO, MCF. Estudo da ocorrência de manchas extrínsecas negras em crianças e sua relação ao baixo índice de cárie dental. Rev. Facul. Odontol. Santo Amaro 1997.



CLAREAMENTO DENTAL EM DENTES VITAIS: UMA REVISÃO DE LITERATURA

DENTAL BLEACHING IN VITAL TEETH [REVIEW]

Felipe Vieira da Costa - Graduado em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil

Departamento de Odontoclínica, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil

Endereço para correspondência:

Gustavo Oliveira dos Santos - Professor Adjunto de Clínica Integrada, Departamento de Odontoclínica, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal Fluminense, Niterói, Rio de Janeiro, Brasil

Felipe Vieira da Costa

Endereço: Rua Lopes Trovão, número 108, apartamento 102, bloco B, Niterói / RJ, Brasil - CEP: 24220071

Telefone: 21 981776702 / E-mail: felipec@id.uff.br

Raphael Vieira Monte Alto - Professor Adjunto de Clínica Integrada,

Categoria: Artigo Original de Revisão

RESUMO

No panorama atual, a busca pelo bem estar é cada vez mais difundida através de toda a população mundial. Como parte integrante deste “bem estar”, encontra-se a estética bucal, que pode ser alcançada através de um tratamento

clareador. O presente estudo propõe uma revisão da literatura com o objetivo de demonstrar ao profissional da odontologia os reais efeitos dos agentes clareadores sobre as estruturas dentais. Nesse contexto, segundo os autores abordados, o tratamento clareador, quando executado de maneira abusiva, em altas concentrações de peróxido de hidrogênio ou carbamida por longos períodos de tempo, causa alterações no esmalte, polpa e dentina. A utilização de calor ou fontes luminosas, como LEDs ou luz halógena, para a ativação da substância clareadora, também afeta o órgão dental.

PALAVRAS-CHAVE: Peróxido de Hidrogênio, Clareamento Dental, Polpa Dentária, Estética

ABSTRACT

In the current scenario, people look for welfare and as a part of this "welfare" there is oral aesthetics, which can be achieved by a dental bleaching treatment. The present study proposes a literature review in order to demonstrate to dental professionals the real effects of bleaching agents on dental structures. In this context, according to the authors approach, the bleaching treatment when run from an abusive manner at high hydrogen peroxide or high carbamide peroxide concentrations for long period of time causes changes in the enamel, dentin and pulp. The use of heat or light sources such as LEDs or halogen light for activation of the bleaching substance also affects the dental unit.

KEY WORDS: Hydrogen peroxide, Tooth bleaching, Dental Pulp, Esthetics

INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O clareamento dental é um dos procedimentos clínicos mais indicados, satisfatórios e quase sempre menos invasivo, para dentes vitais que apresentam alteração de cor intrínseca, mas que não apresentam



comprometimento de forma, contorno, alinhamento e textura superficial original (BARATIERI et al., 1994).

A cor dos dentes é influenciada por uma combinação entre cores intrínsecas e a presença de manchas extrínsecas que se formam na superfície dental (WATTS e ADDY, 2001; JOINER, 2004; JOINER, 2006a; HEDGE et al., 2012). A reflexão da luz e a sua absorção pelo esmalte e pela dentina aumentam a cor intrínseca da estrutura dental e por conta da translucidez do esmalte ser maior, as propriedades da dentina determinam a maior parte da coloração dental (MUIA, 1985). Manchas extrínsecas tendem a se desenvolver em áreas de difícil acesso à escovação e, frequentemente, são formadas pelo tabagismo ou por conta da ingestão de alimentos ricos em corantes, como por exemplo, o vinho tinto, além do uso prolongado de certos agentes catiônicos como a clorexidina, ou de metais como estanho e ferro (WATTS e ADDY, 2001).

Existem variados métodos que podem ser utilizados para melhorar a cor dos dentes, como dentifrícios específicos, limpeza profissional para remover manchas e cálculo dental, clareamento interno de dentes não vitais, clareamento externo de dentes vitais, microabrasão do esmalte, e restaurações, como coroas totais e facetas (JOINER, 2006a; JOINER, 2006b).

A prática do clareamento dental em dentes vitais tornou-se popular a partir da publicação de Haywood e Heymann (1989), que introduziram a técnica do clareamento caseiro, empregando agentes clareadores à base de peróxido de carbamida em concentrações mais baixas que os agentes de uso em consultório (10% a 16%) ou peróxido de hidrogênio (1,5% a 7,5%). Estes agentes químicos são utilizados pelos pacientes em aplicações diárias de 1 a 8 horas com moldeira personalizada, por períodos que podem variar de 2 a 4 semanas. A partir dos anos 90 a técnica se popularizou e os clínicos passaram a empregá-la rotineiramente. Apesar de caracterizar uma modalidade de tratamento mais lenta do que àquela realizada em consultório, tem sido amplamente empregada até os dias atuais, principalmente pela sua praticidade

e baixo custo (COSTA e HUCK, 2006). O clareamento é realizado com diferentes técnicas e concentrações de peróxido (MARSON et al., 2008).

Os principais fatores que afetam a eficácia do clareamento dental pelo peróxido são a concentração da substância e o tempo do tratamento. No geral, grandes concentrações são mais rápidas que menores concentrações. Entretanto, os produtos com menores taxas de peróxido podem alcançar a mesma eficácia que os produtos com maiores taxas através de tratamentos mais longos (JOINER, 2006a).

Antes do início do tratamento, é importante que o profissional saiba avaliar o paciente que necessita realmente do tratamento clareador. Pacientes com patologias, como por exemplo, lesões periapicais, estão contraindicados ao tratamento. É necessário também, avaliar a real expectativa do paciente. Quando o resultado esperado pode não ser alcançado, o profissional deve informar ao paciente que o clareamento pode não atingir suas expectativas. A boa vontade do indivíduo, que precisa ter a disponibilidade para longas sessões na cadeira para que o procedimento seja realizado, além de muitas vezes ainda ser necessária à cooperação com o tratamento caseiro, se faz indispensável. E por fim, é preciso perceber o grau de envolvimento e de responsabilidade do paciente para com o tratamento que necessita de mudanças em sua dieta original, afim de não pigmentar a estrutura dental (HEDGE et al., 2012).

O procedimento de clarear o elemento dental é possível devido à permeabilidade da estrutura dental aos agentes clareadores, e ao baixo peso molecular de alguns componentes químicos ativos, tal como o peróxido de hidrogênio. Estes dois fatores isoladamente, ou em conjunto, parecem facilitar a livre difusão dos agentes clareadores pelos tecidos dentais. Alguns autores mostraram que o peróxido de hidrogênio, mesmo em baixas concentrações, penetra muito facilmente no esmalte e se difunde em profundidade na dentina para alcançar a polpa dental (GOKAY et al., 2000).



Dentro da polpa, o peróxido de hidrogênio pode reduzir a proliferação de células, bem como o metabolismo (MIN et al., 2008), prejudicar a capacidade regenerativa da polpa levando a necrose tecidual e dor pulpar (COSTA et al., 2010). Derivados de radicais livres, como a hidroxila (OH⁻) liberada pelo processo oxidativo do clareamento, podem desencadear uma reação autocatalítica conhecida como peroxidação lipídica, que pode causar danos irreversíveis às células da membrana e até mesmo a morte celular, associada à inflamação pulpar e sensibilidade dentinária (LEE et al., 2006).

Diversos autores afirmaram que a técnica é segura desde que utilizada corretamente e realizada sob a supervisão de um profissional da Odontologia. Independentemente da técnica clareadora a ser utilizada, os agentes clareadores podem provocar várias alterações na estrutura dental, dentre elas: aumento de porosidade no esmalte, aumento da permeabilidade do esmalte, diminuição dos valores de microdureza tanto em esmalte quanto em dentina e mudanças no conteúdo mineral. Estas alterações podem caracterizar um processo químico de dissolução da porção mineralizada dos dentes, responsável pela perda de estrutura dental. Este processo é chamado de erosão (PINHEIRO et al., 2011).

DISCUSSÃO

De acordo com Portolani Jr. e Candido (2005) pode-se esperar alguma alteração dental por tratamento clareador e, além disso, o efeito cumulativo de tratamentos clareadores repetitivos, ao longo dos anos, quando executados de forma irracional e descontrolada ou com indicação incorreta, pode levar a alterações irreversíveis na estrutura dental.

Uma dessas alterações é a redução da microdureza da superfície do esmalte, que pode aumentar devido à degradação ou desnaturação das proteínas da matriz do esmalte pela oxidação do peróxido (ELFALLAH e SWAIN, 2013).



Outras alterações são provocadas pelos efeitos citotóxicos de agentes químicos associados a sua capacidade de desencadear resposta inflamatória significativa na polpa, podendo resultar em sérios danos a este tecido conjuntivo altamente especializado, o qual é responsável pela manutenção da dentina e apresenta notável capacidade de reparação quando submetido à agressão de variada origem. Conseqüentemente, materiais dentários ou substâncias químicas tóxicas, que apresentam capacidade de difusão através dos túbulos dentinários para alcançar o tecido pulpar, podem causar danos irreversíveis à polpa ou mesmo induzir a um processo de morte e necrose tecidual (COSTA e HUCK, 2006). Todas essas alterações podem ser aumentadas conforme aumentam as sessões do tratamento (CINTRA et al., 2013). A ativação da substância clareadora por meio de fontes de luz ou calor, também causa irritação à polpa (COSTA e HUCK, 2006; BUCHALLA e ATTIN, 2007).

Para Hahn et al. (2013) a utilização de luz halógena, a mesma utilizada nos dias atuais para a confecção de restaurações em resinas compostas, durante o processo de clareamento dental no consultório, com o intuito de acelerar a reação, pode danificar o tecido pulpar. Essa fonte de luz aumenta a temperatura, e conseqüentemente a pressão intrapulpar. Além disso, é possível atingir os mesmos resultados não utilizando calor ou fonte luminosa alguma.

CONCLUSÕES

Este estudo pôde concluir que, segundo os autores abordados, o tratamento clareador, quando executado de maneira abusiva, em altas concentrações de peróxido de hidrogênio ou carbamida por longos períodos de tempo, causa alteração na microdureza do esmalte e também inflamação na polpa. A utilização de calor ou fontes luminosas, como LEDs ou luz halógena, para a ativação da substância clareadora pode acarretar em injúria pulpar.

Portanto, quando o produto especificar a necessidade de aplicação de fontes luminosas ou calor para a realização do tratamento, é importante seguir todas as recomendações do fabricante e verificar se a duração do procedimento é limitada a um curto período de tempo para evitar danos indesejáveis à polpa dentária. Qualquer técnica de clareamento deve ser supervisionada pelo cirurgião dentista.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Baratieri LN, Monteiro S Jr, et al. **Clareamento Dental**. São Paulo, Livraria Santos Editora Ltda., 1994, 176p.
2. Watts A, Addy M. **Tooth discolouration and staining: a review of the literature**. Br Dent J. 2001 Mar 24; 190(6): 309-16.
3. Joiner A. **Tooth colour: a review of the literature**. J Dent. 2004; 32 Suppl 1: 3-12.
4. Joiner A. **The bleaching of teeth: A review of the literature**. J Dent. 2006 Aug; 34(7): 412-9. Epub 2006 Mar 29.
5. Hegde MN, Shetty KR, Shetty S. **Overview of in-office bleaching of vital teeth**. IRJP 2012; 3 (11): 12-16.
6. Muia PJ. **The four dimensional tooth color system**. Quintessence Dent Technol. 1983 Jan; 7(1): 57-62.
7. Joiner A. **Review of the extrinsic stain removal and enamel/ dentine abrasion by a calcium carbonate and perlite containing whitening toothpaste**. Int Dent J. 2006 Aug; 56(4): 175-80.
8. Haywood VB, Heymann HO. **Nightguard vital bleaching**. Quintessence Int. 1989 Mar; 20(3): 173-6.
9. Souza C, Huck C. **Efeito citotóxico e biocompatibilidade de agentes clareadores usados na odontologia: Uma revisão de literatura**. Robrac. 2006; 15(39): 3-14.
10. Marson FC, Sensi LG, Arruda T. **Efeito do clareamento dental sobre a resistência adesiva do esmalte**. RGO, Porto Alegre, v. 56, n.1, p. 33-37, jan./mar. 2008.



11. Gökyay O, Yilmaz F, Akin S, Tuncbilek M, Ertan R. **Penetration of the pulp chamber by bleaching agents in teeth restored with various restoratives materials.** J Endod. 2000 Feb; 26(2): 92-4.
12. Min KS, Lee HJ, Kim SH, et al. **Hydrogen peroxide induces heme oxygenase-1 and dentin sialophosphoprotein mRNA in human pulp cells.** J Endod. 2008 Aug; 34(8): 983-9. doi: 10.1016 / j. joen. 2008.05.012. Epub 2008 Jun 20.
13. Costa CAS, Riehl H, Kina JF, et al. **Human pulp responses to in-office tooth bleaching.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010 Apr; 109(4): e59-64. doi: 10.1016 / j. tripleo. 2009.12.002.
14. Lee DH, Lim BS, Lee YK, et al. **Effects of hydrogen peroxide (H₂O₂) on alkaline phosphatase activity and matrix mineralization of odontoblast and osteoblast cell lines.** Cell Biol Toxicol. 2006 Jan; 22(1): 39-46.
15. Pinheiro HB, Costa KG, Klautau EB, Cardoso PEC. **Análise microestrutural do esmalte tratado com peróxido de hidrogênio e carbamida.** RGO, Porto Alegre, v.59, n.2, p.215-220, abr./jun., 2011.
16. Portolani Junior MV, Candido MSM. **Efeito dos agentes clareadores sobre as estruturas dentais.** Rev Odontol UNESP. 2005; 34: 91-4.
17. Elfallah HM, Swain MV. **A review of the effect of vital teeth bleaching on the mechanical properties of tooth enamel.** N Z Dent J. 2013 Sep; 109(3): 87-96.
18. Cintra LT, Benetti F, et al. **The number of bleaching sessions influences pulp tissue damage in rat teeth.** J Endod. 2013 Dec; 39(12): 1576-80. doi: 10.1016 / j. joen. 2013.08.007. Epub 2013 Sep 21.
19. Buchalla W, Attin T. **External bleaching therapy with activation by heat, light or laser - a systematic review.** Dent Mater. 2007 May; 23(5): 586-96. Epub 2006 Jul 3.
20. Hahn P, Schondelmaier N, et al. **Efficacy of tooth bleaching with and without light activation and its effect on the pulp temperature: an in vitro study.** Odontology. 2013 Jan; 101(1): 67-74. doi: 10.1007 / s10266-012-0063-4. Epub 2012 Mar 1.



CICATRIZAÇÃO DAS FERIDAS PERIODONTAIS: UMA REVISÃO DA LITERATURA

PERIODONTAL WOUND HEALING: A LITERATURE REVIEW

Denize Mandarinino - Mestre em Clínica Odontológica pela UFRJ; Professor Adjunto de Periodontia da FOUFF

Telma Regina da Silva Aguiar - Mestre e Doutora em Odontologia pela USP; Professor Associado de Periodontia na FOUFF

Priscilla Gonçalves Lomardo - Especialista em Periodontia pela OCM – ABOMI; Oficial cirurgião-dentista da reserva de 2ª Classe da Marinha do Brasil

Diogo Pereira Luz - Cirurgião-dentista especialista em Periodontia e

Implantodontia, atuação em Clínica Privada

Eliane Porto Barboza – Mestre e Doutora em Periodontia pela Universidade de Boston (USA); Professor Associado de Periodontia da FOUFF

Endereço para correspondência:

Rua Mario Santos Braga, 28, Campus do Valonguinho, Centro, Niterói, RJ, CEP 24.020-150

Tel/Fax: 55-21-991141759

E-mail: demandarino@gmail.com

Categoria: Artigo Original de Revisão

Palavras-chave: cicatrização da ferida, ligamento periodontal, inserção epitelial.

Key words: Wound Healing, Periodontal Ligament, Epithelial Attachment.

INTRODUÇÃO

A manipulação de tecidos moles com finalidade terapêutica é um procedimento de rotina em Periodontia. O conhecimento dos processos biológicos envolvidos na cicatrização dos tecidos periodontais após intervenção cirúrgica permite ao profissional compreender as possibilidades e limitações de tais intervenções.

Segundo o Glossário de Termos da Academia Americana de Periodontologia (2001), cicatrização é o processo pelo qual ocorre o reparo ou regeneração de um tecido traumatizado, perdido ou tratado cirurgicamente. Reparação é a cicatrização de um ferimento, ou ferida cirúrgica, por meio de um tecido que não restaura completamente a arquitetura, ou a função do componente ou órgão danificado. O epitélio juncional longo é um exemplo de reparação após o procedimento de raspagem. Regeneração é a reprodução de uma parte, ou órgão perdido. Em Periodontia, novo osso alveolar, novo cemento e novo ligamento periodontal são formados em uma região que havia perdido os tecidos de inserção. Reinserção é a reunião de tecido conjuntivo e epitelial às superfícies radiculares e ósseas. A reinserção poderá ocorrer quando um retalho cirúrgico é repostado, sem que seja feita a instrumentação da superfície radicular ou da superfície interna do retalho. Nova Inserção é a união de tecido conjuntivo ou epitelial à uma superfície radicular que perdeu os tecidos de inserção. Esse fenômeno ocorrerá com a formação de novo cemento. Essa revisão teve como objetivo discutir os eventos relacionados à cicatrização após procedimento periodontal clínico e cirúrgico.

REVISÃO DA LITERATURA

Nas décadas de 1950 e 1960, várias técnicas cirúrgicas envolvendo os tecidos periodontais foram introduzidas por pesquisadores e clínicos procurando corrigir os defeitos mucogengivais e ósseos criados pela doença

periodontal (WILDERMAN, M.N. 1964; OCHSENBEIN, C., BOHANNAN, H. M., 1964). Esses procedimentos envolviam extensas ressecções gengivais e/ou ósseas que traziam como consequência futuros problemas mucogengivais. As cirurgias envolviam várias técnicas, como ressecção gengival, com exposição óssea permanente, com ou sem osteotomia; ressecção gengival, com cobertura óssea pelo periósteo, com ou sem osteotomia; retalho posicionado apicalmente, de espessura total, com ou sem osteotomia; retalho posicionado apicalmente, de espessura parcial, com ou sem osteotomia e retalho repostado, de espessura total, com ou sem osteotomia (WILDERMAN, M. N., 1964; OCHSENBEIN, C. e BOHANNAN, H. M., 1964; RAMFJORD, S. P., COSTICH, E.R., 1968; KÖHLER, C.A., RAMFJORD, S.P., 1960; KON, S., NOVAES, A.B. *et al.*, 1969).

Diante dessa variedade de técnicas o conhecimento sobre o mecanismo de cicatrização dos tecidos periodontais após procedimentos cirúrgicos possibilitaria a utilização desses procedimentos de forma previsível. A partir de então, pesquisas sobre a histogênese da cicatrização após cirurgia mucogengival foram realizadas (KÖHLER, C.A., RAMFJORD, S.P., 1960; WILDERMAN, M. N., 1964; KON, S., NOVAES, A.B. *et al.*, 1969).

Os aspectos clínicos e histológicos da cicatrização, decorrentes da elevação e reposição de um retalho muco-perióstico foram avaliados por KOHLER, C.A., RAMFJORD, S.P. (1960). Após a cirurgia, a cicatrização foi observada clinicamente por vários intervalos de tempo antes da exodontia. Os dentes foram removidos em bloco incluindo uma parte da gengiva vestibular e do processo alveolar adjacente. A cicatrização ocorreu sem perda de inserção periodontal significativa, em todos os casos examinados. Não houve diferença na posição da crista alveolar antes e depois do procedimento cirúrgico.

A diferença na resposta do tecido ósseo marginal após retalhos de espessura total comparados a retalhos de espessura parcial foi estudada em 7 pacientes. Os resultados demonstraram perda na altura da crista óssea alveolar de 0,62mm nas áreas onde retalhos de espessura total foram realizados e 0,98mm em áreas de retalhos de espessura parcial. Os autores

concluíram que o retalho de espessura parcial está contraindicado em áreas onde o tecido conjuntivo é fino (WOOD, D.L.; HOAG, P.M. *et al*, 1972).

WILDERMAN, M.N. (1964), descreveu os achados histológicos da cicatrização após retalho muco-perióstico e cirurgia óssea, com retalho repostado ou deslocado, mantendo o osso alveolar coberto pelo periosteio. Secções histológicas de 2 dias de pós-operatório revelaram a presença de um coágulo de fibrina interposto ao retalho que fora rebatido e o osso alveolar. Inflamação ocorreu nos canais haversianos e espaços medulares do osso e ao redor dos vasos do retalho rebatido. No quarto dia de pós-operatório, tecido de granulação proliferou dentro do coágulo de fibrina. Este tecido de granulação consistia de células mesenquimais, fibroblastos jovens, células inflamatórias e novos capilares. A reabsorção óssea que ocorreu na camada superficial (perióstica) do osso alveolar iniciou no quarto dia e continuou até o oitavo dia de pós-operatório. Ao final desse período, a superfície reabsorvida sofreu aposição óssea contínua por 21 dias. A formação de colágeno no tecido de granulação presente sobre o osso, começou em 6 dias. Posteriormente, finas fibras de tecido conjuntivo estavam presentes nessa área. Em 21 dias, as fibras foram substituídas por pequenos feixes de fibras do tecido conjuntivo, os quais estavam embutidos no novo periosteio em formação, formando uma união entre o osso e as fibras do tecido conjuntivo do retalho gengival. Nesse local, os espécimes de 3 meses mostravam denso feixe de fibras conjuntivas compatíveis com normalidade. A crista óssea alveolar sofreu reabsorção mínima. Clinicamente, as posições da gengiva marginal, do sulco gengival e epitélio juncional eram similares às posições pré-operatórias. A cicatrização após exposição óssea temporária ocorreu por primeira intenção.

Um clássico trabalho da literatura investigou em cães adultos, a microvascularização da cicatrização, após cirurgia mucogengival por retalho de espessura total (KON, S., NOVAES, A. B. *et al.*, 1969). Suspensão de carbono preto (Pelikan) injetada nas artérias carótidas dos animais foi utilizada, antes do sacrifício dos mesmos, com a finalidade de seguir, localizar e identificar os vasos sanguíneos. Os cães foram sacrificados em 0, 2, 4, 6, 7, 12, 16, 23, 31,

38, 55 e 85 dias após a cirurgia. Os resultados revelaram que aos 2 dias, a aderência entre tecidos moles e duros, mediada pelo coágulo, é insuficiente para manter esta união. Aos 4 dias, ainda não pode ser observada a formação de novo sulco, e não há aderência epitelial. Aos 7 dias, o retalho ainda tende a se separar dos tecidos subjacentes, ainda que o tecido conjuntivo tenha iniciado sua síntese. O maior nível de atividade celular aconteceu aos 6 dias, o qual foi responsável pela formação do novo tecido conjuntivo (formado por células do tecido conjuntivo do osso e do retalho), que substituiu o coágulo sanguíneo existente entre o retalho e o osso. Atividades osteoclásticas e osteoblásticas foram predominantes, respectivamente, aos 7 e 12 dias, embora existisse alguma coincidência nesses processos. No período de 7 dias, existia alguma reabsorção no lado periosteal do septo ósseo, onde alguns espaços medulares estavam abertos e os vasos pigmentados eram claramente observados. O ligamento periodontal estava intacto. Aos 12 dias o retalho estava reinserido ao osso e ao dente, com um fino epitélio sulcular sobre o esmalte. O osso estava completamente formado aos 31 dias e o retalho encontrava-se reinserido ao dente por um tecido conjuntivo denso e organizado. Os vasos do interior do retalho não foram prejudicados por conta da incisão e rebatimento do retalho. O número de vasos sanguíneos pigmentados e a dilatação deles diminuíram gradualmente e encontraram a melhor aparência aos 12 dias.

O processo de cicatrização comparando dois tipos de incisões relaxantes, uma perpendicular e outra biselada em relação ao osso alveolar subjacente, foi observado em macacos. Foi possível constatar que as incisões biseladas aumentam significativamente a velocidade de reparação e evitam sequelas nos locais das incisões. Baseados nesses resultados, os autores concluíram que o emprego de incisões biseladas para todas as técnicas a retalhos de espessura total, onde incisões relaxantes forem necessárias, deve ser recomendado (KON, S., CAFFESSE, R. G. *et al.*, 1984).

O tempo estimado para “reinservação epitelial varia na dependência do procedimento cirúrgico. A cicatrização do epitélio juncional de macacos, após

remoção cirúrgica de todo ou parte do epitélio juncional por bisel interno (ferida incisional) e externo (ferida excisional), respectivamente, foi estudada por BRAGA, A. M., SQUIER, C.A. (1980). Na ferida por bisel interno, aos 5 dias existiam muitas células em degeneração, incluindo eritrócitos e polimorfonucleares, entre a superfície dental e o epitélio em migração. Aos 10 dias, havia pouca evidência de epitélio aderido ao esmalte, possivelmente devido a grande quantidade de células em degeneração que ainda estavam presentes. Aos 15 dias, o epitélio juncional mostrava na sua porção mais coronária, 6 a 12 camadas celulares e na sua porção mais apical, 1 a 2 camadas de células. Aos 20 dias, ambas as feridas se pareciam com os controles.

Após gengivectomia, em ratos (SABAG, N., MERY, C. *et al.*, 1984) e macacos (LISTGARTEN, M. A., 1972), o epitélio juncional somente adquiriu sua maturação completa entre 12 e 14 dias. O epitélio migra normalmente ao longo do esmalte, cemento ou mesmo dentina (LISTGARTEN, M. A., 1972), aos quais se adere por meio de hemidesmossomos. A aderência entre célula epitelial e cálculo, mediada por cutícula dental, lamina basal e hemidesmossomos pôde ser observada por LISTGARTEN, M. A., ELEGAARD, B. (1973). Recentemente, foi demonstrada até mesmo a aderência do epitélio juncional a restaurações subgengivais a base de ionômero de vidro (DRAGOO, M. R., 1997; SANTAMARIA, M. P., AMBROSANO, G. M. B. *et al.*, 2013).

Um estudo histométrico realizado em ratos demonstrou que o epitélio juncional pode ser substituído, em parte, por tecido conjuntivo inserido à superfície dentária. Uma ferida cirúrgica foi criada na superfície mesial de primeiros molares (grupo teste) e os animais foram sacrificados em intervalos de 10 dias, 3 e 6 semanas, e 3, 6 e 12 meses, após o procedimento cirúrgico. Retração gengival nos dentes controle (não operados) ocorreu durante todo o período experimental, durante o qual, nos dentes teste, a extensão do epitélio juncional não modificou significativamente. Entretanto, a aderência epitelial foi deslocada coronariamente, primeiro devido a profundidade do sulco, a qual diminuiu com o tempo, e segundo por substituição da porção apical do epitélio

juncional pela inserção de tecido conjuntivo de dimensões aumentadas (LISTGARTEN, M. A., ROSENBERG, S. *et al.*, 1982).

SANCTIS, M., CORTELLINI, P. *et al.* (1988), investigaram em cães a possibilidade do epitélio juncional deslocar-se coronariamente com consequente ganho de inserção conjuntiva após retalhos deslocados apicalmente associados a osteotomia. Retalhos de espessura total foram realizados na face vestibular de pré-molares e primeiros molares superiores direito e esquerdo, 7, 15, 30 e 45 dias antes do sacrifício. Com o retalho aberto, 5,0 mm de osso alveolar foi removido, apical a junção cimento-esmalte, sendo as raízes cuidadosamente raspadas. Os retalhos foram posicionados ao nível da crista óssea e suturados. Na primeira semana pós-cirurgia, houve migração apical do epitélio juncional até próximo a crista óssea alveolar. Porém, ao final do experimento (45 dias) houve neoformação óssea de 0,24 mm e nova inserção conjuntiva de 1,53mm. Essa nova inserção conjuntiva seria considerada como ganho de inserção verdadeira com formação de novo cimento e fibras conjuntivas perpendicularmente inseridas. Assim, foi constatado o deslocamento coronário do epitélio juncional associado a neoformação de cimento com fibras inseridas.

Atualmente é consenso na literatura que a cicatrização das feridas periodontais segue o mesmo padrão biológico da pele e de outras áreas do organismo: hemostase, inflamação, proliferação, maturação/remodelação celular (HÄMMERLE, C. H. F., GIANNOBILE, W. V., 2014).

DISCUSSÃO

Essa revisão apresentou os trabalhos clássicos sobre cicatrização periodontal, cujo foco inicial foi o efeito das diferentes modalidades cirúrgicas no processo de reparo.

Técnicas cirúrgicas que mantinham a porção marginal do processo alveolar exposta causaram severas alterações no osso (WILDERMAN, M. N.,

1964). Por outro lado, técnicas cirúrgicas que retêm periósteo e quantidade variada de tecido conjuntivo sobre o osso alveolar, utilizando um retalho de espessura parcial suturado em posição apical, revelaram redução na atividade osteoclástica e na perda da crista óssea quando comparadas a técnica do osso exposto. O padrão de reabsorção variou na dependência da espessura do tecido conjuntivo retido e do volume do processo alveolar (WILDERMAN, M. N., 1964; RAMFJORD, S. P., COSTICH, E. R., 1968).

Os trabalhos até o momento publicados sobre o assunto mostram que o tecido de granulação derivado do ligamento periodontal induz as células epiteliais a dar origem a mucosa mastigatória. O tecido conjuntivo determina as características do epitélio. A cicatrização epitelial nas feridas periodontais após cirurgia ocorre 7-14 dias após realização do procedimento. (STAHL, S. S., WEINER, J. M. *et al*, 1971; WAERHAUG, J., 1978)

Com a explosão do conhecimento dos fatores de crescimento, moléculas de adesão celular e citocinas, a biologia celular e molecular no processo de cicatrização das feridas tem sido melhor compreendida. Esse conhecimento tem sido aplicado na manipulação do processo de cicatrização. Por exemplo, a aplicação de fator de crescimento epidérmico e fator de crescimento transformador α em feridas de modelo animal mostram melhora no processo de reepitelização dessas feridas. A aplicação de fator de crescimento de queratinócitos em feridas de pele mostra efeito mitogênico na cicatrização do epitélio. Considerando que a migração e adesão celular são essenciais no processo de cicatrização, as primeiras tentativas de intervenção neste processo foram efetuadas através da aplicação tópica de fibronectina em feridas periodontais. Entretanto, o uso de moléculas recombinantes como fontes exógenas de suplemento na cicatrização deve ser encarado com cautela. Em indivíduos saudáveis a matriz celular é rica em fatores de crescimento, porém algumas condições sistêmicas podem ser acompanhadas de redução na quantidade de fator de crescimento disponível. Nestes casos o uso suplementar de fatores de crescimento apropriados pode ser benéfico (AUKHIL, I., 2000).

De acordo com o Consenso realizado no 10º Workshop Europeu de Periodontologia, pesquisas sobre fatores indutores e nanotecnologias serão os próximos passos de estudos futuros que deverão estar focados em obter dados sobre citocinas, fatores que determinam interações em nível das células e da matriz tecidual e que servem de mediadores e indutores bioquímicos do processo de cicatrização. Fatores de crescimento e diferenciação celular guardam o segredo a ser revelado sobre os mecanismos de reparo e cicatrização das feridas após cirurgia (HÄMMERLE, C. H. F., GIANNOBILE, W. V., 2014).

CONCLUSÃO

Os trabalhos clássicos da literatura sobre cicatrização dos procedimentos periodontais revelaram uma transição de reparo à regeneração. Atualmente, os estudos estão sendo direcionados na busca da compreensão do mecanismo molecular da expressão de genes no processo de cicatrização. Cada fase desse processo apresenta fatores desencadeantes e inibidores. O conhecimento desses fatores e sua ação sobre células alvo poderá ser a chave que tornará possível a manipulação terapêutica das feridas com o objetivo de conduzir o processo de cicatrização dos tecidos danificados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- The American Academy of Periodontology: Glossary of Periodontal Terms. Chicago, 2001.
- 2- Wilderman, M. N. **Exposure of bone in periodontal surgery**. Dent. Clin. N. Amer. 1964; Mar. 23-36.
- 3- Ochsenbein, C., Bohannon, H. M. **The palatal approach to osseous surgery**. J. Periodontol. 1964; 35(1): 54-68.
- 4- Ramfjord, S.P., Costich, E.R. **Healing after exposure of periosteum on the alveolar process**. J Periodontol. 1968; 39(4): 199-207.

- 5- Köhler, C. A., Ramfjord, S.P. **Healing of gingival mucoperiosteal flaps.** Oral Surg., Oral Med., Oral Path. 1960; 13(1): 89-103.
- 6- Kon, S., Novaes, A. B., Ruben, M.P., Goldman, H.M. **Visualization of the microvascularization of the healing periodontal wound. IV. Mucogingival surgery: full thickness flap.** J. Periodontol. 1969; 40(8): 441-56.
- 7- Wood, D.L., Hoag, P.M., Donnenfeld, O.W., Rosenfeld, L.D. **Alveolar crest reduction following full and partial thickness flaps.** J Periodontal. 1972; 43(3):141-44.
- 8- Kon, S., Caffesse, R.G., Castelli, W.A., Nasjleti, C.E. **Revascularization following a combined gingival flap-split thickness flap procedure in monkeys.** J Periodontol. 1984; 55(6):345-51.
- 9- Braga, A. M., Squier, C. A. **Ultrastructure of regenerating junctional epithelium in the monkey.** J. Periodontol. 1980; 51(7): 386-92.
- 10- Sabag, N., Mery, C., Garcia, M., Vasquez, V., Cueto, V. **Epithelial reattachment after gingivectomy in the rat.** J. Periodontol. 1984; 55(3): 135-41.
- 11- Listgarten, M. A. **Ultrastucture of the dento-gingival junction after gengivectomy.** J. Periodont Res. 1972; 7(2): 151-60.
- 12- Listgarten, M. A., Eleggaard, B. **Electron microscopic evidence of a celular attachment between junctional epithelium and dental calculus.** J. Periodont. Res. 1973; 8(3): 143-50.
- 13- Dragoo, M.R. **Resin-Ionomer and Hybrid-Ionomer Cements: Part II. Human clinical and histologic wound healing. Responses in specific periodontal lesions.** Int J Periodontics Restorative Dent. 1997; 17:75-87.
- 14- Santamaria, M.P., Ambrosano, G.M.B., Casati, M.Z., Nociti Jr, F.H, Sallum A.W., Sallum, E.A. **Connective Tissue Graft and Resin Glass Ionomer for the Treatment of Gingival Recession Associated with Noncarious Cervical Lesions: A Case Series.** Int J Periodontics Restorative Dent. 2011; vol 31: 57- 63.
- 15- Listgarten, M. A., Rosenberg, S., Lerner, S. **Progressive replacement of epithelial attachment by a connective tissue junction after**

- experimental periodontal surgery in rats.** J. Periodontol, 1982; 53(11): 659-70.
- 16- Sanctis, M., Cortellini, P. Clauser, C., Pini Prato, G.P. **Coronal displacement of the junctional epithelium and attachment gain following apically positioned flap with bone resective surgery in dogs.** Int J Periodontics Restorative Dent. 1988; 4:65-76.
- 17- Hämmerle, C.H.F, Giannobile, W.V. **Biology of soft tissue wound healing and regeneration. Consensus report of group 1 of the 10th European Workshop on Periodontology.** J Clin Periodontol, 2014; 41(suppl. 15): S1-S5.
- 18- Stahl, S.S., Weiner, J.M., Benjamin, S., Yamada, L. **Soft tissue healing following curettage and root planning.** J. Periodontol. 1971; 42: 678-84.
- 19- Waerhaug, J. **Healing of the dento-epithelial junction following subgingival plaque control. I. As observed in human biopsy material.** J. Periodontol. 1978; 49: 1-8.
- 20- Aukhill, I. **Biology of wound healing.** Periodontol 2000. 2000; 22: 44-50.

PROTOCOLO DE CIMENTAÇÃO DE ONLAY EM CERÂMICA A BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO

Rudá França Moreira - Doutorando em Dentística pela Faculdade de Odontologia - Universidade do estado do Rio de Janeiro (UERJ)

Universidade do estado do Rio de Janeiro (UERJ)

Rossana Gomes Figueiredo - Mestranda em Dentística pela Faculdade de Odontologia - Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)

Simone Gomes Oliveira - Mestranda em Dentística pela Faculdade de Odontologia - Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)

Henrique Eduardo Oliveira - Doutorando em Dentística pela Faculdade de Odontologia -

Mauro Sayão de Miranda - Professor Dr. Associado da Faculdade de Odontologia - Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)

Categoria: Artigo Original de Relato de caso

RESUMO

A busca por restaurações estéticas tem resultado em um aumento do uso de cerâmicas dentais, antes restrita apenas ao tratamento em regiões anteriores, e hoje também abrangendo regiões posteriores. Isso se deve também ao fato do substancial desenvolvimento dos sistemas cerâmicos, com

diferentes tipos e excelentes propriedades ópticas, tornando-os confiáveis e com resultados previsíveis. O objetivo deste trabalho foi demonstrar através de um caso clínico, uma reabilitação estética em um elemento posterior utilizando-se restauração onlay com o sistema IPS e.max Press. Após a conclusão do caso, verificou-se um resultado harmônico com relação à estética e à funcionalidade.

INTRODUÇÃO

Hoje, o sorriso perfeito não é apenas aquele que não apresenta as sequelas da doença cárie e periodontal. Portanto, o sucesso do tratamento proposto está na capacidade do cirurgião-dentista em equilibrar a função e a estética.

Atualmente, ocorre uma busca desenfreada por parte dos pacientes de uma odontologia estética, rápida e conservadora (Conrad et al., 2007). Com isso, as coroas de porcelana pura são clinicamente atrativas em função da sua estética, biocompatibilidade, inatividade química melhorada, propriedades físicas e mecânicas adequadas, além das suas propriedades ópticas que, aliadas às suas características naturais, conferem-lhe a capacidade de ser o material sintético que mais se assemelha à estrutura dental.

A odontologia atual busca ser conservadora o bastante para evitar remover estrutura dentária sadia sem necessidade, porém busca também obter um espaço homogêneo no preparo dentário para garantir uma espessura de cerâmica suficiente para devolver a estética e o melhor desempenho clínico à restauração.

O conceito de usar porcelana como uma restauração não é novidade, mas no passado tais restaurações não foram particularmente bem-sucedidas, em grande parte devido à falta de um meio efetivo de cimentação. A habilidade em condicionar porcelana com ácido fluorídrico

assim como a possibilidade de adesão ao esmalte e à dentina, proporcionou ao clínico soluções definitivas.

As cerâmicas constituem-se na principal alternativa de tratamento restaurador para estruturas dentais devido à sua biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal, estabilidade de cor e principalmente, elevado potencial para simular a aparência dos dentes Além disso, este material retém menos placa bacteriana e apresentam boa resistência a abrasão (Chain et al., 2000).

O objetivo deste trabalho foi demonstrar através de um caso clínico, uma reabilitação estética em um elemento posterior utilizando-se coroas livres de metal através do sistema IPS e.max Press.

RELATO DE CASO CLÍNICO

Paciente KRD, gênero feminino, 36 anos compareceu à clínica de mestrado em dentística, queixando-se de fratura do dente restaurado com amalgama. Durante a avaliação percebeu-se que o elemento 26 encontrava-se fraturado e com um restauração insatisfatória mesio-oclusal.

Toda a restauração foi removida sob isolamento absoluto (Figura 1) e constatou-se que apesar de haver muita estrutura sadia remanescente, não havia como confeccionar uma restauração direta. Então buscando preservar estruturas sadias optou-se pela restauração indireta do tipo onlay com cerâmica baseada em dissilicato de lítio.



Figura 1. Elemento 26 após a remoção do amálgama.

Então foi confeccionado o núcleo de preenchimento, o preparo dental e a restauração provisória (Figura 2), que foi moldado com poliéter com o auxílio de uma moldeira *triple-tray* e enviado o laboratório de prótese confeccionar a prótese em cerâmica de dissilicato de lítio prensado na cor A2 e posteriormente caracterizada.



Figura 2. Preparo para onlay finalizado, com isolamento absoluto para iniciar o processo de cimentação.

Após a chegada da prótese, o provisório foi removido, instalou-se o isolamento absoluto (Figura 2) para proceder com a cimentação da cerâmica. Então foi realizada a profilaxia com escova em baixa rotação, pedra pomes e água.

Por fim, a peça protética foi adaptada no preparo, mantendo carbonos nas suas próximas (Figura 3), para verificação dos contatos proximais. Então essas áreas devem ser ajustados com brocas ou discos diamantados para cerâmicas. Essa intervenção na peça remove o *glazer*, necessitando de um novo polimento, que foi realizado com jogo de borrachas para polimento de cerâmica para contra ângulo (Figura 4) e disco de feltro com pasta diamantada (ATENÇÃO: Toda intervenção na prótese que ainda não foi cimentada deve ser realizada apoiada no troquel, sob risco de fratura).



Figura 3. Verificação dos contatos proximais



Figura 4. Polimento da prótese adaptada no troquel.

Após os ajustes proximais e a perfeita adaptação da restauração devemos iniciar o preparo da cerâmica (nesse caso em Dissilicato de Lítio), aplicando ácido fluorídrico 10% durante 20 segundos na superfície interna, seguido de lavagem com água em abundância. Esse procedimento gera detritos que devem ser removidos com a aplicação de ácido fosfórico 38% por 20 segundos e também deve ser lavado e posteriormente seco. E então se aplica o silano permanecendo por 1 minuto.

O preparo do dente dependerá do cimento a ser utilizado, caso o escolhido seja um auto-adesivo, nada a ser feito além da profilaxia já relatada. Os cimentos fotoativados não são indicados nesses casos devido à espessura da cerâmica. Na escolha de um cimento dual ou auto-polimerizável, o indicado é o uso de adesivos também auto-polimerizáveis.

No presente caso foi utilizado um cimento (C&B) e um adesivo (Schothbond multi-purpose) auto-polimerizáveis. Então no preparo foi aplicado ácido fosfórico 38% por 15 segundos, lavado por 30 segundos e secagem cuidadosa com filtro de papel, sem ressecar a dentina. Após isso, foi aplicado vigorosamente o primer (frasco 2) por 20 segundos, seguido pelo ativador do primer (frasco 2,5) e do ativador do bond (frasco 3,5).

Quando o último for aplicado no preparo ele também deve ser utilizado na cerâmica, então o cimento deve ser manipulado e rapidamente levado na prótese, que por sua vez será adaptada no substrato dentário. Isso levará ao extravasamento do cimento que deve ser removido com um pincel aplicador seco (Figura 5) e de um fio dental, mantendo sempre uma pressão contínua na oclusão da peça protética.



Figura 5. Adaptação da *onlay* e remoção dos excessos

O cimento polimerizará quimicamente, não necessitando de luz. Após sete minutos é possível remover o isolamento absoluto e verificar os contatos oclusais com carbono, que foram ajustado conforme narrado nos ajustes nas faces proximais, finalizando assim os passos da cimentação (Figura 6).



Figura 6. Resultado após a cimentação da *onlay* cerâmica

DISCUSSÃO

A diversidade de sistemas cerâmicos disponível atualmente no mercado mundial é decorrente da busca cada vez maior pela excelência estética.

Atualmente no mercado, encontramos uma série de sistemas com diferenças na sua resistência a tração, flexão, tenacidade, translucidez, condutibilidade térmica e elétrica, menor tempo de processamento e melhor biocompatibilidade.

Segundo Henriques et al. (2008) não existe um sistema que apresente todas as propriedades ideais, havendo variações das características nos próprios sistemas metal free, sendo que a seleção depende da necessidade clínica.

A Ivoclar Vivadent (2009) cita que o sistema IPS e.Max apresenta características ópticas e resistência flexural superiores ao IPS Empress I e II,

sendo altamente versátil com indicação para praticamente todas as situações clínicas, apenas em preparos muito subgingivais.

A literatura apresenta uma revisão sistemática sobre coroas unitárias metal free, aonde foram incluídos 37 estudos, relatando uma taxa aceitável de 4,4 % de fratura das coroas em um período de 5 anos, mostrando uma diferença significativa entre a região anterior (3 %) e a região posterior (5,4 %) independente do material cerâmico utilizado. Uma pesquisa a curto prazo, período de 28 meses, analisou 127 coras IPS e.max Press, em 41 pacientes, aonde 93,70 % das coroas foram classificadas como excelente após esse período, nos quesitos: coloração, fratura, caries secundarias, adaptação marginal e saúde periodontal (Wu WS, Xu PC, Zhou ML, 2011)

A utilização de cimento resinoso para cimentação de coroas confeccionadas em dissilicato de lítio (IPS e.maxPress), mostrou resultado satisfatório ao avaliar parâmetros como: profundidade de sondagem, índice de placa, sangramento à sondagem e vitalidade dentária, e o índice de sucesso cuja taxa de sobrevivência é próxima de 8 anos²¹. O cimento de escolha no caso apresentado, foi o cimento resinoso Rely X U100, para cimentação definitiva, porque apresenta propriedades superiores ao cimento de fosfato de zinco e ionomérico, tais como: resistência ao desgaste, compressão, tração e fratura, insolubilidade aos fluidos bucais, baixa acidez e radiopacidade adequada. E principalmente, é altamente estético e capaz de promover forte união ao dente e à cerâmica (Vaz et al, 2012).

Torna-se muito importante a fixação das restaurações de porcelana pura através de uma cimentação adesiva, de acordo com os relatos de ANUSAVICE 1998 e BARATIERI et al, 2001 e realizado neste caso clínico, a fim de conferir maior resistência à restauração.

A cimentação adesiva foi realizada sob isolamento absoluto, pois segundo VIEIRA, SUGHIMOTO e PASSO, 2001 a contaminação por fluidos bucais causa microinfiltração, perda de adesão e sensibilidade, e o cimento resinoso não admite umidade para a sua efetiva adesão, o que foi

observado neste caso clínico. Após a cimentação da restauração, procede-se ao ajuste oclusal se necessário for, acabamento e polimento final, de acordo com BOTTINO et al, 2001.

Contudo, Giordano (2000) cita que qualquer um dos sistemas de cerâmica pura para infraestruturas disponíveis atualmente pode proporcionar bom ajuste e aspecto de naturalidade, desde que os cuidados sejam tomados durante os procedimentos de confecção. O autor ainda relata que o sucesso na utilização dos materiais totalmente cerâmicos está na apropriada seleção do sistema, levando-se em consideração que todos eles apresentam limitações e quando se tenta explorá-las a taxa de sucesso tende a cair consideravelmente.

CONCLUSÃO

O sistema emax é uma excelente alternativa conservadora de tratamento para dentes posteriores. Essa porcelana odontológica é capaz de recuperar a função e a estética simultaneamente, devido à sua grande qualidade estética e superiores propriedades físicas. Inúmeras características contribuem para o sucesso clínico destas cerâmicas, algumas delas são atribuídas à sua composição e técnica laboratorial de confecção. Portanto, a correta seleção do caso, o planejamento detalhado, o conhecimento do material, bom nível técnico do laboratório, boa comunicação com o paciente e laboratório, bem como o bom senso do profissional possibilitam a obtenção do sucesso das onlays cerâmicos em emax.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARATIERI, L.N.; MONTEIRO JR, S.; ANDRADE, M.A.C.; VIEIRA, L.C.C.; RITTER, A.V.; CARDOSO, A.C. **Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades**. São Paulo: Santos, 2002.

Bottino MA et al. **Estética em Reabilitação Oral – Metal Free. 1ºEd.** São Paulo: Artes Médicas,2001.496p.

CONRAD, H.J.; SEONG,W.J.; PESUN, I.J. **Current ceramic material and systems with clinical recommendations: A systematic review.** J Prosthet Dent, v.98,p.389-404, 2007.

CHAIN, M.C.; ARCARI, G.M.; LOPES G.C. **Restaurações Cerâmicas Estéticas e Próteses Livres de Metal.** RGO, P. Alegre, v. 48, n.2, p. 67-70, abr/jun. 2000.

GIORDANO, R.A. **Comparison of all-ceramic restorative systems: part 2.** Gen Dent, Chicago, v.48, n.1, p.38-45, 2000.

HENRIQUES, A.C.G.; DA COSTA, D.P.T.S.; BARROS, K.M.A.; BEATRICE, L.C.S.; MENEZES FILHO, P.F. **Cerâmicas Odontológicas: aspectos atuais, propriedades e indicações.** Odontologia. Clín.-Científ. Recife, v.7, n.4, p.289-294, out./dez. 2008.

IVOCLAR VIVADENT. **Manual IPS Empress, 2001.**

Wu WS, Xu PC, Zhou ML. **A short term clinical evaluation of IPS e.max Press all-ceramic crowns.** Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2011; 20(3):304-7.

Vaz RR, Di Hipólito V, Perlatti D'Alpino PH, Goes MF. **Bond Strenght and Interfacial Micromorphology of Etchand-Rinse and Self-Adhesive Resin Cements to Dentin.** J Prosthodont 2012; 21(2):101-11.

Vierira D; Sughimoto L; Passo C. **Inlay de Porcelana – Integridade Marginal.** The Journal of the American Dental Association – Brasil, v.4, n.5, p.310-316, set/out., 2001.