EDÉLCIO GARCIA JÚNIOR

**IONÔMERO DE VIDRO RESINOSO NANOPARTICULADO: AVALIAÇÃO DE
PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS E BIOLÓGICAS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Grau de Mestre em Odontopediatria.

Orientador: Prof. Dr. Mário Roberto Leonardo

Ribeirão Preto

2009

Garcia-Júnior, Edécio

Ionômero de vidro resinoso nanoparticulado: Avaliação de propriedades físico-químicas e biológicas. Ribeirão Preto, 2009.
60p. : il. ; 29cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP – Programa: Odontopediatria.

Orientador: Leonardo,ML

1. *Ionômero de vidro resinoso* 2. Nanopartículas. 3. Liberação de flúor. 4. *Contração de polimerização* 5. *compatibilidade tecidual* 6. Ketac N100

EDÉLCIO GARCIA JÚNIOR

**IONÔMERO DE VIDRO RESINOSO NANOPARTICULADO: AVALIAÇÃO DE
PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS E BIOLÓGICAS.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade
de São Paulo, para obtenção do Grau de
Mestre em Odontopediatria.

Data da defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICO ESTE TRABALHO

Primeiramente a Deus o Senhor e Salvador da minha vida, aquele que me sustenta com sua forte mão e me dá muito mais do que eu mereço, por sua infinita misericórdia, bondade e amor.

A meus pais Edécio Garcia e Nilza Gomes Garcia a quem tanto amo, pelo exemplo de pessoas que são e por me ensinaram a viver da forma mais correta possível, seguindo a palavra de Deus, com muito amor e respeito pelas pessoas.

As minhas Irmãs Thaís e Vivian e aos meus irmãos Otto e Daniel, seus esposos, pelo apoio incondicional e pelo amor que sentimos uns pelos outros, acima de qualquer coisa.

Aos meus avós Nilce, Orlando e Elza que tanto contribuíram em vida com a pessoa que sou hoje e principalmente na figura presente do meu avô Rev. Antonio Gomes que me ensinou desde criança a andar nos passos do Senhor e tanto me apoiou durante toda esta dissertação de mestrado.

À minha querida tia Nelse, que acendeu a chama da odontologia na minha vida.

Ao meu tio Landão e a Tetê, pessoas queridas que eu amo tanto e que sempre me apóiam.

A todos os meus familiares que amo tanto.

À Profª. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva

Sem ela eu jamais eu estaria aqui. Viu em mim algo que nem eu mesmo enxerguei e fez despertar em mim a vontade de aprender, estudar, conhecer e, mais ainda, me fez entender que podemos sonhar alto e alcançar o sonho. Obrigado por tudo, de coração. Um exemplo de liderança, perseverança e luta nos ideais que acredita.

Um exemplo de pesquisadora e professora incansável. Um exemplo de lealdade aos que com ela convivem e aprendem a admirá-la.

Ao Prof. Dr. Mário Roberto Leonardo

Por seu exemplo de humildade e dedicação ao ensino e pesquisa e por sua contribuição eterna à Odontologia, é uma honra para mim ser seu orientado.

À Prof. Dr. Paulo Nelson Filho

Pelo exemplo de professor, amigo e dedicação a Odontopediatria. Uma mente brilhante como poucas que conheci. Vou levar comigo seus ensinamentos pelo resto de minha vida.

Ao Prof. Dr. Alberto Consolaro

Obrigado por me mostrar que a vida deve ser vivida com intensidade. Um exemplo para todos aqueles que desejam fazer o que gostam com excelência e paixão. Um privilégio poder contar com sua ajuda preciosa neste trabalho e com sua amizade.

À Prof. Dra. Raquel Assed Bezerra da Silva

O que dizer de uma pessoa que faz tudo sem querer nada em troca? Faz pelo simples prazer de ajudar, de fazer, de poder apenas demonstrar carinho e afeto por outra. Amiga, inteligente, companheira, competente e batalhadora. Uma honra poder dizer que sou seu amigo de verdade. Obrigado por tudo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa do atual Diretor **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon** e Vice-Diretor **Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros**.

À Coordenação do Programa de Pós-graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da coordenadora **Prof. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva** e do vice-coordenador **Prof. Dr. Paulo Nelson Filho**.

À **Profª. Dra. Sada Assed**, **Profª. Dra. Aldevina Campos de Freitas**, pessoas a quem se espelhar pelo exemplo de vida e amor à odontopediatria e a nossa querida FORP.

À **Profª. Dra. Alexandra Mussolino Queiroz**, **Profª. Dra. Kranya Victória Díaz Serrano**, **Prof. Dra. Maria Cristina Borsato** e **Dra. Gisele Faria**, da disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pelos conhecimentos compartilhados.

À **Prof. Dra. Fernanda Panzeri** por sua contribuição indispensável e pela atenção.

À **Fátima Aparecida Silveira** do laboratório do departamento de Patologia da Faculdade de Odontologia de Bauru por sua disposição em me ajudar e por sua bondade e amizade.

Ao meu primo-irmão **Gustavo Gomes de Araújo**, grande matemático, uma mente privilegiada para os números e um coração gigante, tal qual sua envergadura! Obrigado pela grande contribuição na estatística deste trabalho.

Ao grande amigo e companheiro de quase dez anos dentro desta faculdade e na vida, **Prof. Fabrício Kitazono de Carvalho**. Sem palavras para descrever o que você representa para mim. Um grande amigo pro resto da vida. O tipo de pessoa que vale a pena ter ao nosso lado pra sempre.

Aos colegas de mestrado da minha turma, **Marcela Perdiza, Vanessa Bernadini Maldonado, Olívia Verardo, Rodrigo Machado, Cristina Brandão, Marta Contente, Taiana Dias, Ana Paula Ramos, Marcelo Remberto Valdez e Lourdes Garcia**. Obrigado pela convivência por estes anos e muito sucesso a todos vocês.

Ao **Marco Antonio dos Santos**, Técnico de Laboratório do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da FORP/USP, pela amizade, por sua paciência e grande dedicação ao departamento.

Às funcionárias **Fátima Aparecida Jacinto Daniel, Nilva Ruggiero, Micheli Cristina Leite Rovanholo e Filomena Lelli Placciti**, do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da FORP/USP, pela amizade e por tudo que me ajudaram

Ao **CNPq**, pela bolsa concedida e pelo apoio financeiro ao Projeto.

RESUMO

Garcia-Junior, E. Ionômero de vidro resinoso nanoparticulado: Avaliação de propriedades físico-químicas e biológicas. [dissertação]. Ribeirão Preto: FORP – Universidade de São Paulo; 2009.

O objetivo deste estudo foi avaliar o cimento de ionômero de vidro modificado por resina de nanopartículas KetacTMN100, por meio de três metodologias diferentes: resposta tecidual em subcutâneo de camundongos isogênicos, liberação de flúor e tensão de contração de polimerização, *in vitro*. Foram utilizados 90 camundongos isogênicos da linhagem BALB/c, divididos em 9 grupos (n=10), nos quais foram implantados tubos de polietileno contendo o KetacTMN 100, ChemFil^R (ionômero de vidro convencional) ou tubo vazio. Nos períodos experimentais de 7, 21 e 63 dias o tubo e o tecido adjacente foram removidos para análise microscópica. Para o ensaio de avaliação da tensão de contração de polimerização, foram utilizados dois bastões de vidro fixados a uma máquina de ensaio universal. Nos bastões foi acoplado um extensômetro para medição da força de contração de polimerização de cinco materiais (Resina FiltekTMZ350, Compoglass^R F, Vitremer^{MR}, KetacTMN100 e ChemFil^R), com 10 corpos de prova para cada material. Para o ensaio de liberação de flúor, foram confeccionados 8 corpos de prova de 3 diferentes materiais (KetacTMN 100, Vidrion R e Resina FiltekTM Z250), colocados individualmente em 1 ml de saliva artificial. O corpo de prova foi trocado a cada dia por 15 dias e a solução obtida utilizada para a leitura do íon fluoreto. Os resultados microscópicos evidenciaram que a inflamação presente na abertura dos tubos, aos 7 dias, sofreu uma diminuição em área e espessura até os 63 dias, nos 2 materiais e no grupo controle. Comparando a área da reação inflamatória o KetacTMN100 foi diferente estatisticamente do ChemFil^R, nos períodos de 7 e 21 dias ($p > 0,05$), com uma área menor para o KetacTMN100. A espessura da reação inflamatória nos períodos de 7 e 21 dias apresentou valores semelhantes entre o KetacTMN100 e ChemFil^R ($p > 0,05$). Aos 63 dias, os valores foram estatisticamente diferentes, com um pequeno aumento de espessura para o KetacTMN100. Os valores de tensão de contração de polimerização obtidos seguiram a seguinte ordem crescente: ChemFil^R < Vitremer^{MR} < KetacTMN100 < Compoglass^R F ~ FiltekTMZ350 ($p > 0,05$). Quando comparados dois a dois, o ionômero modificado por resina de nanopartículas KetacTMN100 se aproximou mais dos valores da resina FiltekTM Z350 ($p > 0,05$) do que do ionômero de vidro convencional ChemFil^R ($p < 0,05$). A sua liberação de flúor ocorreu mais significativamente nos dois primeiros dias, com valores médios 33% menores em comparação ao Vidrion R. Concluímos que o ionômero resinoso nanoparticulado KetacTMN100 é um material que induz uma resposta inflamatória tecidual satisfatória em subcutâneo de camundongos isogênicos. Sua contração de polimerização foi menor do que de a resina FiltekTM Z350 e a liberação de flúor foi um terço menor do que a dos ionômeros convencionais.

Palavras-chave: Ketac N100, ionômero de vidro modificado por resina, compatibilidade tecidual, liberação de flúor, contração de polimerização.

ABSTRACT

Garcia-Junior, E. Resin modified nano ionomer: physical-chemical and biological evaluation. [Dissertação]. Ribeirão Preto: FORP – Universidade de São Paulo; 2009.

The aim of this study was to evaluate the resin modified nano ionomer KetacTMN100, by three different methodologies: tissue response in of isogenic mice subcutaneous, fluoride release and shrinkage stress of polymerization in vitro. We used 90 isogenic mice (BALB / c), divided into 9 groups (n = 10), which were implanted with polyethylene tubes containing KetacTMN 100, ChemFil^R (Ionomer conventional) or empty tube. In the experimental periods of 7, 21 and 63 days the tube and the surrounding tissue were removed for microscopic analysis. To evaluating the stress of contraction of polymerization, we used two glass rods attached to a universal testing machine. In the rods was attached to an extensometer to obtain the measure of the polymerization shrinkage strength of five materials (resin FiltekTMZ350, Compoglass^R F, Vitremer^{MR}, KetacTMN 100 and ChemFil^R), with 10 specimens for each material. In the fluoride release test, 8 specimens of 3 different materials (KetacTMN 100, Vidrion R and Resin FiltekTM Z250) placed individually in 1 ml of artificial saliva. The specimens were changed each day for 15 days and we use this solution used for reading the fluoride ion. The microscopic results showed that the inflammation in the opening of the tubes at 7 days decreased in area and thickness up to 63 days in 2 materials and the control group. Comparing the inflammatory reaction area, KetacTMN100 was statistically different from ChemFil^R, in periods of 7 and 21 days ($p > 0.05$), with a smaller area for KetacTMN100. The inflammatory reaction in the periods of 7 and 21 days showed similar values between the KetacTMN100 and ChemFil^R ($p > 0.05$). At 63 days, the values were statistically different, with a small increase in thickness to KetacTMN100. The values of polymerization shrinkage strength obtained after polymerization followed this ascending order: ChemFil^R < Vitremer^{MR} < KetacTMN 100 < Compoglass^R F ~ FiltekTMZ350 ($p > 0.05$). When compared two by two, the resin modified nano ionomer KetacTMN100 approached most of the values of resin FiltekTM Z350 ($p > 0.05$) than the conventional glass Ionomer ChemFil^R ($p < 0.05$). The fluoride release occurred more significantly in the first two days, with average 33% lower compared with Vidrion R. We conclude that the resin modified nano ionomer KetacTMN100 is a material that induces an satisfactory inflammatory response in subcutaneous tissue of isogenic mice. Its polymerization shrinkage strength was lower than the resin FiltekTM Z350 and fluoride release was a third lower than the conventional glass ionomer.

Key words: Ketac N100, resin modified glass ionomer, nanoparticles, tissue compatibility, fluoride release, polymerization shrinkage.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
2 PROPOSIÇÃO.....	14
3 MATERIAL E MÉTODO.....	16
4 RESULTADOS.....	26
5 DISCUSSÃO.....	46
6 CONCLUSÃO.....	52
REFERÊNCIAS.....	54

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido e introduzido na Odontologia por Wilson e Kent em 1972, com base na composição do cimento de silicato. O pó consiste em vidro com uma composição de sílica ou óxido de silício (SiO_2), óxido de alumínio (Al_2O_3) e fluoreto de cálcio (CaF_2). O líquido é formado em maior quantidade pelos ácidos poliacrílico e polimaléico, os quais atacam as partículas do pó formando quelatos estáveis com a estrutura calcificada do dente.

A reação química dos cimentos de ionômero de vidro ocorre quando o pó entra em contato com o líquido, sob forma de uma reação ácido-base, na qual o íon H^+ ataca as partículas do vidro, liberando íons metálicos (Al^{+++} e Ca^{++}). Nesta reação, o cálcio reage com as cadeias aniônicas do poliácido, formando poliacrilato de cálcio, o qual origina a uma matriz de gel. A porção mais externa das partículas de vidro reage com o ácido e se transforma em gel e as porções não envolvidas na reação atuam como carga da matriz de gel de polissais (Crisp e Ferner, 1976; Navarro e Pascoto, 1998). Com a liberação dessa matriz, o cimento toma presa e, mais lentamente, o alumínio liberado reage formando poliacrilato de alumínio e proporcionando maturação da matriz (Crisp e Wilson, 1974; Ikemura et al., 2008).

O cimento de ionômero de vidro foi bem aceito na Odontologia, pois agrega propriedades importantes para um material restaurador, tais como liberação de flúor, adesão química à estrutura dental e compatibilidade com os tecidos bucais, (Swift, 1988; Mount et al., 1994) além de uma atividade antibacteriana (Vermeersch et al., 2005).

A descoberta deste material fez crescer o interesse em pesquisas relacionadas a ele, principalmente área de Odontopediatria, onde se acredita que esse material pode ter um uso mais amplo. No entanto algumas de suas limitações têm restringido seu uso em determinadas situações clínicas. O cimento de ionômero de vidro apresentava alto potencial de solubilidade, propriedades físico-mecânicas insatisfatórias e alta opacidade, prejudicando a estética (Swift, 1988; Guggenberger et al., 1998).

Na tentativa de melhorar as propriedades físico-mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro e, também, a estética do material, em 1989 Wilson apresentou uma nova classe de materiais odontológicos, adicionando monômeros resinosos ao cimento de ionômero de vidro, com a finalidade de melhorar a resistência mecânica e estética do material.

Atualmente existem diferentes tipos de materiais à base de ionômero de vidro associados às resinas compostas. O material que apresenta a reação ácido-base como reação principal, levando-se em conta que uma parte ainda reage na presença da luz, é

denominado de cimento de ionômero de vidro modificado por resina. O material que apresenta polimerização como reação principal, apesar de conter pó de vidro ativado, é denominado Compômero. Os compômeros tem a particularidade de não possuírem água em sua composição, o que faz a reação ácido-base não ser a mais importante e de finalização lenta e tardia (Meyer et al., 1998).

Os primeiros cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram desenvolvidos apenas com o objetivo de serem utilizados como base e forramento. Posteriormente, com a melhora nas suas propriedades, particularmente da estética, o mesmo tem sido indicado em diferentes tipos de preparos e cavidades (Mc Cabe, 1998).

Nos cimentos de ionômero modificados por resina a reação inicial de presa ocorre simultaneamente com a reação de polimerização (Mitra, 1991; Adrzejewska et al., 2003). Enquanto os grupos metacrilatos são polimerizados, a reação ácido-base endurece e reforça a matriz formada. Neste processo, parte da água do cimento é substituída por monômeros hidrossolúveis, tornando a reação ácido-base mais lenta que nos ionômeros convencionais (Kakaboura et al., 1996; Wan et al., 1999).

As resinas nanoparticuladas foram sintetizadas e liberadas para o mercado odontológico em 2003, onde se observaram os primeiros trabalhos publicados relativos às mesmas (Mitra et al., 2003; Wilson et al., 2005). O mais recente ionômero de vidro modificado disponível no comércio é o adicionado resina de nano partículas, sendo denominado de nano-ionômero esse material foi chamado de KetacTMN100 (3M ESPE, 2007).

Pelo fato dessas resinas nanoparticuladas terem sido introduzidas no comércio especializado há pouco, assim como os ionômeros modificados pela adição das mesmas, apenas 3 trabalhos foram publicados até o presente momento avaliando o KetacTMN100, o primeiro deles efetuado por Markovic et al., em 2008, avaliou *in vitro* o conteúdo de flúor desse material, o nano-ionômero possui flúor em sua superfície e recarrega-se com esses íons principalmente em meio ácido, sem diferença significativa com o Fuji II, VIII, IX e Triage. O segundo trabalho efetuado por Uysal et al. (2009) comparou o KetacTMN100 com outros materiais já empregados na colagem de braquetes ortodônticos. Os resultados evidenciaram que embora os 3 materiais possam ser clinicamente aceitos, a resina ortodôntica Transbond XT^{MR} tem maior força de adesão do que o nano ionômero e a resina nanoparticulada Filtek Supreme Plus. O KetacTMN100 não apresenta diferença significativa com relação a Filtek Supreme Plus. O terceiro trabalho realizado por Tancan et al. (2009) empregou terceiros molares humanos para se avaliar a micro-resistência de união e análise das superfícies por microscopia eletrônica de transmissão. Concluíram que o KetacTMN100 apresenta força de adesão adequada à dentina e ao esmalte, com superfície que favorece a

adesão mecânica, porém menos efetiva do que a dos ionômeros de vidro modificados por resina convencionais Fuji II LC e Fuji GC.

Assim, verifica-se que há poucos trabalhos publicados avaliando os benefícios da adição de resinas nanoparticuladas aos ionômeros de vidro, bem como sua reação biológica frente aos tecidos. Há portanto, a necessidade de se realizar testes preliminares do comportamento desse material *in vivo*, observando a resposta desencadeada por ele em tecido conjuntivo subcutâneo, bem como testes físico-mecânicos, *in vitro*, avaliando propriedades físicas, mecânicas e químicas incluindo a liberação de flúor, que é uma característica desejável nos materiais à base de ionômero de vidro.

PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse trabalho foi avaliar o comportamento ionômero de vidro modificado por resina nanoparticulada em diferentes situações:

- 1) Resposta inflamatória quando em contato com tecido conjuntivo subcutâneo de camundongos isogênicos
- 2) Avaliação da tensão de contração de polimerização
- 3) Avaliação da Liberação de flúor

MATERIAL E MÉTODO

3 MATERIAL E MÉTODO

Estudo em tecido conjuntivo subcutâneo de camundongos isogênicos

Para o estudo *in vivo* foram utilizados 90 camundongos isogênicos da linhagem BALB/c, machos, com 6 a 8 semanas de idade, pesando de 15 a 20 gramas, provenientes do Biotério Central da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, os quais foram divididos em 9 grupos. Cada animal recebeu um implante de tubo plástico na região dorsal vazia ou contendo ChemFil® (Dentsply, Brasil), que é um ionômero de vidro convencional, ou o Ketac™N100 (3M Espe St Paul, USA), que é um ionômero de vidro resinoso nanoparticulado.

Tabela 1 - Distribuição dos grupos nos diferentes períodos experimentais.

GRUPOS	MATERIAIS	Nº	PERÍODOS
I	Tubo vazio	10	7 dias
II	Tubo vazio™	10	12 dias
III	Tubo vazio®	10	63 dias
IV	ChemFil®	10	7 dias
V	ChemFil®	10	21 dias
VI	ChemFil®	10	63 dias
VII	Ketac™N100	10	7 dias
VIII	Ketac™N100	10	21 dias
IX	Ketac™N100	10	63 dias

Preparo dos Tubos de Plástico

Foram utilizados tubos de plástico de 1mm de diâmetro interno, os quais tiveram uma extremidade fechada com o auxílio de uma pinça clínica aquecida e cortados com 1cm de comprimento. Após serem esterilizados em óxido de etileno, os tubos foram preenchidos com os materiais a serem testados.

Procedimento Operatório

Para o ato cirúrgico, os animais foram anestesiados com Cloridrato de Cetamina à 10% na dose de 0,3 ml/100g de peso, juntamente com o Cloridrato de Xilazina 2% na dose de 0,4 ml/100g de peso ambos por meio de uma injeção intramuscular. Em seguida, foram realizadas a tricotomia da pele do animal dorso e a anti-sepsia da região com gluconato de clorexidina a 1%.

O procedimento cirúrgico consistiu em uma incisão de 1 cm, efetuada com tesoura cirúrgica, na região lombar do dorso do animal, seguida de divulsão com tesoura romba. Após posicionar o tubo plástico no interior do tecido, com auxílio de pinça clínica, a pele foi suturada com fio de seda (Vicryl 4-0 – Ethicon – Johnson & Johnson).

Os animais permaneceram no Biotério da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, durante os períodos experimentais, com alimentação e água *ad libitum*.

Ao final de cada um dos períodos experimentais (7, 21 e 63 dias), 10 animais de cada grupo experimental e 10 animais de cada grupo controle foram novamente anestesiados, para remoção da porção do tecido conjuntivo subcutâneo, pele e tubo de plástico. Em seguida, os animais foram mortos por sobredose anestésica.

O tecido removido foi submetido imediatamente ao processamento histológico de rotina. A coloração das lâminas foi feita com hematoxilina-eosina para análise morfológica, e coloração de Masson, para análise da substância intercelular fibrosa e fibras colágenas.

Processamento histológico

As peças foram submetidas ao processamento histológico de rotina, ou seja, incluídas em parafina e cortadas seriadamente com uma espessura de 6 micrometros. Os cortes foram corados com Hematoxilina e Eosina.

Análise microscópica descritiva

Em cada espécime foram analisados e descritos os fenômenos morfológicos teciduais e celulares em microscopia óptica. Considerou-se nesta análise os macrófagos e as células gigantes inflamatórias multinucleadas derivadas, os neutrófilos e eosinófilos, assim como os fibroblastos e as fibras colágenas. Procurou-se, ainda, identificar partículas do material testado de permeio ao tecido reacional. Outro aspecto morfológico analisado foi a quantidade de camadas celulares que compunham em seu maior eixo o tecido reacional para posteriormente correlacionar com as medidas morfométricas.

Análise microscópica quantitativa

Maior espessura do tecido reacional granulomatoso

A maior espessura do tecido reacional (medida em μm) também foi relacionada com a intensidade da resposta tecidual frente ao material (Figura 1).

Área perimaterial total ocupada pelo tecido reacional granulomatoso

A área ocupada pelo tecido reacional granulomatoso (medida em μm^2) permitiu a correlação com a intensidade da inflamação induzida descrita morfológicamente, pois quanto maior a área ocupada maior foi a quantidade de células inflamatórias, edema e fibrosamento. Quanto menor a espessura, menor foi a intensidade da reação ao material (Figura 2).

Desta forma se definiu em 3 parâmetros a análise efetivada: análise descritiva morfológica, área perimaterial e espessura. Esses dados permitiram afirmar se o material induziu uma resposta tecidual maior e ou menor.

Análise estatística

A análise estatística foi efetuada por meio do programa E-Views 6.0. Depois de achada a média e desvio-padrão de cada grupo, estes dados foram submetidos a ANOVA com teste F para comparação entre os materiais com nível de significância de 5%. Foram comparadas as espessuras das reações inflamatórias observadas em cada material nos seus períodos experimentais. Também foram comparadas as áreas das reações inflamatórias, de cada material, nos seus períodos experimentais, medidos através do software Image J.

Figura 1 - Esquema ilustrativo dos componentes envolvidos na avaliação da reação tecidual frente implantação de tubos de polietileno contendo material a ser testado em sua luz. Na extremidade do tubo, na interface com o tecido conjuntivo vizinho, se avaliou quantitativamente para fins comparativos a maior espessura do tecido reacional (seta vermelha)

Figura 2 - Esquema ilustrativo dos componentes envolvidos na avaliação da reação tecidual frente implantação de tubos de polietileno contendo material a ser testado em sua luz. Na extremidade do tubo, na interface com o tecido conjuntivo vizinho, se avaliou quantitativamente para fins comparativos a área ocupada pelo tecido reacional (textura azulada).

Ensaio de Medição da Tensão de Contração de Polimerização

Para obtenção dos corpos-de-prova, foram confeccionados bastões de vidro medindo 5,0mm de diâmetro por 5cm de altura, sendo que uma de suas superfícies planas sofreu jateamento com óxido de alumínio a fim de proporcionar rugosidades superficiais para aderência dos materiais (cimento de ionômero de Vidro e resina composta). Após o jateamento, o adesivo referente a cada sistema utilizado. Foi aplicado sobre esta superfície e polimerizado com o tempo recomendado pelo fabricante (Tabela 2).

Tabela 2 - Materiais utilizados, tempo de espatulação, polimerização e presa final de acordo com o fabricante.

	Tempo Espatulação	Tempo Polimerização	Tempo Presa Final
ChemFil®	40 segundos	Não necessita	10 minutos
Vitremer™	45 segundos	40 segundos	5 minutos
Ketac™N100	20 segundos	40 segundos	5 minutos
Compoglass	Não necessita	40 segundos	5 minutos
Z 350	Não necessita	40 segundos	5 minutos

Em seguida, os bastões de vidro foram acoplados em uma máquina de Ensaio Universal EMIC DL-2000 (Figura 3) utilizando as garras para ensaio de tração. Os materiais em estudo foram colocados no bastão inferior após serem espatulados, quando necessário, de acordo com as instruções do fabricante. A distância entre as barras da máquina de ensaio foi padronizada em 2mm. A relação de faces aderidas e não aderidas, o que corresponde ao Fator C, foi de 2,5.

Figura 3 - Máquina de ensaio universal utilizada

Figura 4 - Extensômetro acoplado aos bastões de vidro

Figura 5 - Material sendo polimerizado após a inserção entre os bastões

Foram obtidos 50 corpos-de-prova sendo 10 de cada um dos materiais estudados. Quatro materiais (Ketac™N100, Filtek™ Z350, Compoglass, Vitremer) foram polimerizados (Ultralux – Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil – densidade de potência: $480\text{mW}/\text{cm}^2$) enquanto que para o Chemfil apenas foi aguardado o tempo de presa.

Um extensômetro (Figura 4) foi acoplado aos bastões de vidro e a fotopolimerização, quando necessária, foi realizada utilizando dois aparelhos fotopolimerizadores posicionados

em lados opostos, perpendiculares aos bastões de vidro, à distância de 3cm da superfície do material, acionados simultaneamente, seguindo a norma de tempo de polimerização descrita pelo fabricante (Figura 5). A intensidade da luz emitida foi avaliada por um radiômetro previamente à fotopolimerização das amostras, também à distância de 3cm.

Imediatamente após o término da polimerização, a força de contração (em kgf) foi anotada e considerada como contração em t_f . Aguardou-se, então, o tempo complementar de 5 minutos para cada amostra, registrando-se a força de contração (em kgf) gerada após esse período (t_{5min}). De acordo com a contração, houve a aproximação dos bastões de vidro, como registro da deformação ocorrida (em kgf).

Dividindo-se a força obtida pela área do bastão, foi obtida a tensão exercida durante a polimerização. Esses dados foram transformados em MPa e submetidos à análise estatística através do programa E-Views 6.0. Foi aplicada ANOVA com teste F para comparação entre grupos, com nível de significância adotado de 5%.

Avaliação da liberação de flúor por diferença de potencial no eletrodo seletivo para o íon Fluoreto

Para realização desse ensaio foi escolhido o método seletivo de fluoreto, desenvolvido por Frank & Ross-Jr. (1967), o qual baseia-se na medida da diferença de potencial do eletrodo em contato com a amostra. As determinações de fluoreto foram realizadas por potenciometria direta, utilizando o eletrodo seletivo combinado de fluoreto (Orion - 2008 – Thermo Electron Corporation, Orion Products, 166 Cummings Center, Beverly, MA, 01915) (Figura 6) e, como ajuste de força iônica e de pH, o tampão citrato 0,5 mol/l, pH5,5 na proporção de 1:1 amostra/tampão (Spadaro, 1986).

Foram confeccionados 8 corpos de prova (Figura 7) de cada material selecionado para o estudo (Vidrion R - SS White, Filtek™ Z350 - 3M Espe St Paul, USA e o Ketac™ N100 - 3M Espe St Paul, USA) utilizando matrizes de teflon (Figura 8), obtendo espécimes de 5mm de diâmetro e 3mm de altura. Foram utilizados tubos eppendorf contendo 1 ml de solução mimetizante de saliva, saliva artificial (Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto – USP), para cada material utilizado (Figura 9). Diariamente, o corpo de prova foi removido de um tubo e colocado em outro tubo idêntico, contendo saliva artificial, sendo mantido até o dia seguinte, reservando em geladeira as soluções colhidas a cada dia.

Após 15 dias, foram realizadas as leituras referentes às soluções obtidas diariamente, com relação à presença do íon fluoreto na solução de saliva artificial, como preconizado por Carvalho e Cury, (1999).

A concentração de fluoreto nas amostras (x), foi determinada pelo valor do respectivo potencial obtido (y) e empregando a equação da reta $Y=a+b \log x$, obtida por regressão linear de leituras das soluções obtidas diariamente, a partir de uma solução padrão de fluoreto, sendo "a" o coeficiente linear da reta ("slope") e "b" o coeficiente angular.

Figura 6 - Leitor e eletrodo seletivos para o íon fluoreto

Figura 7 - Confeção do corpo de prova

Figura 8 - Corpo de prova

Figura 9 - Tubo contendo o corpo de prova

Análise estatística

A análise estatística foi efetuada por meio do programa E-Views 6.0. Foi realizada ANOVA com teste F para comparação entre os materiais com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Estudo em tecido conjuntivo subcutâneo de camundongos isogênicos

Análise microscópica descritiva

Grupo I – Tubo vazio – 7 dias

O tecido reacional apresentou-se constituído predominantemente por células fibroblásticas jovens, ovóides ou fusiformes, com feixes colagênicos delicados e discretamente organizados. Entre os fibroblastos puderam ser encontrados macrófagos de morfologia ainda monocitária, neutrófilos e eventuais eosinófilos. Notou-se ainda grande número de vasos sanguíneos neoformados. As células gigantes multinucleadas inflamatórias do tipo corpo estranho foram detectadas, especialmente na face do tecido voltada para o lume do tubo. A maior espessura do tecido reacional variou entre os espécimes com 15 a 25 camadas celulares.

Grupo II – Tubo vazio – 21 dias

O tecido reacional apresentou-se ligeiramente mais fibrosado que o grupo de 7 dias, com feixes colagênicos mais bem definidos e organizados de forma capsular, com muitos fibroblastos jovens e macrófagos. O componente vascular ainda estava presente. O infiltrado de leucócitos polimorfonucleares neutrófilos e de eosinófilos foi observado distribuindo-se de forma difusa. A espessura do tecido reacional apresentou-se com 10 a 20 camadas celulares.

Grupo III – Tubo vazio – 63 dias

O tecido reacional após 63 dias de implantação dos tubos vazios se apresentou bem organizado como cápsula fibrosa bem definida por delicados feixes colagênicos. O componente vascular ainda persistia e apenas alguns vasos persistem como parte da estrutura tecidual. O infiltrado de polimorfonucleares neutrófilos e eosinófilos estava muito escasso e apenas esparsos leucócitos desta natureza puderam ser observados. As células gigantes multinucleadas inflamatórias do tipo corpo estranho eram eventualmente encontradas e com poucos núcleos na interface do tecido com o lume do tubo. A espessura do tecido reacional variou de 10 a 15 camadas celulares em média.

Grupo IV – Chemfill – 7 dias

A reação inflamatória na interface com o material revelou-se rica em fibroblastos com discreta produção de colágeno, já caracterizado por pequenos e delicados feixes colagênicos bem definidos e com formação capsular. Os leucócitos presentes eram predominantemente macrófagos, alguns com morfologia monocitária, e os polimorfonucleares neutrófilos e eventuais eosinófilos. As células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho eram poucas e com 3 a 4 núcleos em sua composição. Alguns macrófagos apresentavam partículas cristalóides em seu interior. A espessura do tecido reacional variou de 10 a 20 camadas celulares.

Grupo V – Chemfill – 21 dias

O tecido reacional perimaterial apresentou-se com fibras bem organizadas entre as quais foram observados fibroblastos e macrófagos, além de eventuais neutrófilos e eosinófilos. O componente vascular era discreto. Alguns macrófagos apresentavam partículas cristalóides no seu citoplasma, especialmente os que estavam localizados na interface com o material testado. Nesta mesma região havia algumas poucas células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho com 2 a 4 núcleos em média cada uma. A espessura do tecido reacional variou de 10 a 15 camadas celulares.

Grupo VI – Chemfill – 63 dias

O tecido reacional em contato com o material apresentou espessura fina, bem fibrosado com feixes bem organizados, com cápsula fibrosa e permeada por macrófagos com numerosas partículas basofílicas e birrefringentes no seu interior. Poucas células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho estavam presentes. De permeio às células fibroblásticas e macrofágicas comumente se encontrava partículas cristalóides, poliédricas e birrefringentes típicas de vidro. Não havia infiltrado de polimorfonucleares no tecido reacional, apenas isoladamente era eventualmente encontrado. A espessura do tecido reacional variava em média com 5 a 10 camadas celulares.

Grupo VII – Ketac N-100 – 7 dias

O tecido conjuntivo reacional era reduzido porém bem organizado com suas fibras colagênicas dispostas em feixes bem estabelecidos tipo cápsula fibrosa. Os macrófagos que compunham esta reação tecidual ainda apresentavam morfologia monocitária. Alguns destes macrófagos apresentavam pequenas partículas de vidro basofílicas e birrefringentes no seu interior. Os leucócitos polimorfonucleares estavam ainda que eventuais presentes e associados a pequenas áreas de edema. As células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho raramente foram observadas. O tecido reacional estava constituído por 10 a 15 camadas celulares em sua espessura.

Grupo VIII – Ketac N-100 – 21 dias

O tecido reacional mostrava organização capsular caracterizada pela orientação regular e paralela das fibras colágenas. Os macrófagos estavam principalmente na interface do tecido reacional com o material testado; apresentavam-se carregados em seu citoplasma com partículas basofílicas e birrefringentes. As partículas de vidro também estavam presentes de permeio às demais células. As células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho eram esparsas e raras. Os leucócitos polimorfonucleares ainda estavam presentes em número reduzido. A espessura do tecido reacional variava de 5 a 10 camadas celulares em média.

Grupo IX – Ketac N-100 – 63 dias

A reação inflamatória perimaterial apresentou-se bem reduzida e caracterizada por fibroblastos e fibras colagênicas organizadas de forma capsular, com espessura média de 5 a 10 camadas celulares. Alguns macrófagos apresentavam-se com citoplasma carregado de material. De permeio, notava-se eventuais neutrófilos e raros eosinófilos esparsamente distribuídos. As células gigantes inflamatórias multinucleadas do tipo corpo estranho eram poucas e com núcleos que variavam de 2 a 3 em média para cada célula.

Grupo I – Tubo Vazio

Grupo I - Aos 7 dias, nota-se que a reação tecidual voltada para a luz vazia do tubo de polietileno (TP) caracteriza por uma faixa de tecido com fibras colagênicas bem definidas entre as quais tem-se os fibroblastos e macrófagos (MO), rico componente vascular e discreta infiltração de leucócitos polimorfonucleares. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo II – Tubo Vazio

Grupo II – A reação tecidual, aos 21 dias, mostra fibras colágenas organizadas formando um tecido capsular com grande quantidade macrófagos (MO) e infiltrado difuso e esparsos de eventuais leucócitos polimorfonucleares. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo III – Tubo Vazio

Grupo III – O tecido reacional aos 63 dias e com tubos (TP) vazios revela fibras colagênicas (setas) bem definidas, fibroblastos e macrófagos e permeio a elas, além de discreta presença de leucócitos polimorfonucleares tipo neutrófilos e eventuais eosinófilos. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo IV - ChemFil®

Grupo IV– Aos 7 dias, a reação tecidual ao material caracteriza-se pela organização capsular e espessura fina. Alguns macrófagos mostram partículas birrefringentes e cristalóides (PC) na interface material com tecido reacional. Tubo de polietileno (TP). (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo V - ChemFil[®]

Grupo V – Neste período experimental o tecido reacional, aos 21 dias, revela boa organização, fibroblastos jovens e macrófagos, com discreta infiltração de leucócitos tipo neutrófilos (N) e eosinófilos eventuais. Na interface com o material nota-se células gigantes multinucleadas inflamatórias (CG). (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo VI - ChemFil®

Grupo VI – O tecido reacional aos 63 dias frente ao material revela uma discreta espessura e constituição de fibras colágenas (setas) bem definidas com fibroblastos, macrófagos e eventuais leucócitos polimorfonucleares. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo VII – Ketac[®] N100

Grupo VII – Neste período experimental de 7 dias o material (M) se apresenta interfaciando o tecido reacional com fibras colágenas (setas) bem definidas e organizadas como cápsula fibrosa. Entre os fibroblastos e macrófagos (MO) tem-se neutrófilos e eventuais eosinófilos (EM). No material observam-se estruturas cristalóides birrefringentes. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Grupo VIII – Ketac^R N100

Grupo VIII – O tecido reacional revela fibras colágenas (setas) bem organizadas com formação capsular. Entre as fibras notam-se fibroblastos e macrófagos (MO). A espessura do tecido reacional aos 21 dias é fina e infiltrada por eventuais leucócitos polimorfonucleares. Nota-se ainda macrófagos ricos em partículas basofílicas e birrefringentes no seu citoplasma. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x; E=40x)

Grupo IX – Ketac^R N100

Grupo IX – Aos 63 dias o tecido reacional revelou-se fino e com fibras colágenas (setas) bem definidas e organizadas. Os fibroblastos e os macrófagos interpõem-se entre as fibras e o material testado. Eventuais leucócitos polimorfonucleares estão presentes. (A=4x; B=10x; C=20x; D=40x)

Análise microscópica quantitativa

Foram obtidos valores correspondentes à maior espessura em μm (Tabela 3) e a área em mm^2 (Tabela 4) do tecido reacional granulomatoso na extremidade-teste nos diferentes grupos experimentais em cada espécime de cada grupo em que esta medida foi possível de ser realizada.

Tabela 3 - Valores correspondentes às áreas (mm^2) do tecido reacional granulomatoso na extremidade-teste de cada espécime nos diferentes grupos experimentais

Amostra	Tubo Vazio			Chemfill			KETAC™ N100		
	7 dias	21 dias	63 dias	7 dias	21 dias	63 dias	7 dias	21 dias	63 dias
1	265,76	235,23	340,45	886,34	821,43	402,09	538,67	435,87	346,78
2	312,32	197,12	256,78	454,03	846,01	506,68	364,33	446,87	380,99
3	265,89	390,76	203,45	633,27	823,12	659,80	401,23	504,12	523,78
4	309,76	354,55	207,99	800,36	745,87	404,78	435,34	394,77	340,77
5	259,76	275,87	340,46	917,51	621,85	410,52	453,43	378,98	503,56
6	253,65	387,65	250,71	419,22	564,87	269,54	564,76	453,65	311,83
7	280,74	201,32	301,45	655,23	478,32	450,88	387,21	430,17	304,65
8	230,36	400,56	230,67	755,77	504,21	521,96	303,78	380,22	298,77

Tabela 4 - Valores correspondentes à maior espessura (μm) do tecido reacional granulomatoso nas extremidade-teste nos diferentes grupos experimentais.

Amostra	Tubo Vazio			Chemfill			KETAC™ N100		
	7 dias	21 dias	63 dias	7 dias	21 dias	63 dias	7 dias	21 dias	63 dias
1	2896,76	2323,56	2345,67	4339,46	5358,49	3956,78	5954,92	6067,86	3262,45
2	3621,01	2156,76	2801,32	6618,81	5324,01	4401,63	5415,21	6997,73	3117,32
3	2431,91	2430,21	2547,87	4148,70	7134,09	7457,26	2665,44	4684,26	4284,43
4	2433,34	2512,45	2098,65	3410,12	5419,92	2903,77	6796,99	3067,86	3087,62
5	3032,32	2453,89	2123,45	6566,74	6166,51	5727,60	6954,92	8045,87	3298,34
6	3445,56	2126,76	2608,90	4207,20	6494,40	4041,64	4338,60	4472,13	2215,65
7	2543,65	2947,14	2354,76	3634,92	6766,08	7093,45	6525,27	5657,32	4041,67
8	1450,76	3506,43	2006,45	4373,34	6986,96	6597,68	5156,98	5800,74	1914,46

As tabelas 5 e 6 apresentam resultados da análise estatística com relação à área e a espessura do tecido reacional, nos diferentes grupos.

Tabela 5 - Valores de p calculados pelo teste F, com nível de significância de 5%, para os valores de área, em mm², nos distintos grupos

Testes de significância (ANOVA - teste F)			
	Chemfill X tubo vazio	KETAC™ N100 X tubo vazio	KETAC™ N100 X Chemfill
7 dias	0,00%	0,02%	0,30%
21 dias	0,00%	0,31%	0,05%
63 dias	0,09%	1,01%	15,46%

Tabela 6 - Valores de p calculados pelo teste F, com nível de significância de 5%, para os valores de espessura, em mm, nos distintos grupos.

Testes de significância (ANOVA - teste F)			
	Chemfill X tubo vazio	KETAC™ N100 X tubo vazio	KETAC™ N100 X Chemfill
7 dias	0,17%	0,03%	24,61%
21 dias	0,00%	0,01%	33,50%
63 dias	0,03%	1,96%	0,61%

Quando os grupos foram comparados entre si, não foi observada diferença estatística ($p > 5\%$), apenas entre o Chemfil e o Ketac™ N100 aos 63 dias para valores de área da reação inflamatória. Com relação aos valores de espessura, não foi observada diferença significativa ($p > 5\%$), apenas nos valores de 7 e 21 dias para o Ketac™ N100 e o Chemfil. Esses resultados podem ser observados nas figuras 10 e 11. De uma forma geral houve redução, tanto na área quanto na espessura da reação inflamatória ao redor da luz dos tubos preenchidos com os materiais estudados, apesar dos valores de espessura aos 21 dias apresentarem pequena elevação.

Figura 10 - Histograma dos valores de área, em mm², observados nos diferentes períodos de tempo, nos diferentes materiais empregados.

Figura 11 - Histograma dos valores de espessura, em µm, observados nos diferentes períodos de tempo, nos diferentes materiais empregados.

Ensaio de Medição da Tensão de Contração de Polimerização

A tabela 7 representa os valores obtidos, nos diferentes grupos, com relação à força de contração de polimerização observada nos espécimes. Esses valores foram convertidos em Tensão (MPa) tendo em vista que a área do bastão de vidro é conhecida (Tabela 8).

Tabela 7 - Força de contração em Kgf de cada material no tem pó de 40s e após 5 minutos

Força de contração (kgf)									
	Ketac™ N100		Vitremer		Chemfill	Compoglass		Z350	
Amostras	40s	final	40s	final	final	40s	final	40s	final
1	0,654	0,974	0,482	0,773	0,0385	0,882	1,12	0,81	1,266
2	0,558	1,109	0,534	0,96	0,0405	0,75	1,413	0,728	1,18
3	0,772	1,223	0,428	0,764	0,0756	0,832	1,62	0,736	1,261
4	0,588	1,01	0,404	0,72	0,0356	0,78	1,439	0,871	1,41
5	0,683	1,167	0,336	0,646	0,0373	0,689	1,209	0,921	1,414
6	0,771	1,199	0,486	0,813	0,045	0,802	1,38	0,79	1,247
7	0,67	1,199	0,449	0,898	0,042	0,683	1,312	0,71	1,08
8	0,52	1,102	0,489	0,889	0,0321	0,692	1,306	0,82	1,264
9	0,624	1,184	0,547	0,851	0,0281	0,844	1,36	0,845	1,212
10	0,648	1,082	0,433	0,786	0,028	0,825	1,316	0,871	1,198
Media	0,6488	1,1249	0,4588	0,81	0,04027	0,7779	1,3475	0,8102	1,2532
desvio									
padrão	0,082262		0,062732		0,0136333	0,071494		0,069672	

Tabela 8 - Tensões de cada material em MPa no tempo de 40 segundos e 5 minutos

Tensões (Mpa)									
	Ketac™ N100		Vitremer		Chemfill	Compoglass		Z350	
Amostras	40s	final	40s	final	final	40s	final	40s	final
1	0,327	0,486	0,241	0,386	0,019	0,441	0,559	0,405	0,632
2	0,279	0,554	0,267	0,479	0,020	0,375	0,706	0,364	0,589
3	0,386	0,611	0,214	0,382	0,038	0,416	0,809	0,368	0,630
4	0,294	0,504	0,202	0,360	0,018	0,390	0,719	0,435	0,704
5	0,341	0,583	0,168	0,323	0,019	0,344	0,604	0,460	0,706
6	0,385	0,599	0,243	0,406	0,022	0,401	0,689	0,395	0,623
7	0,335	0,599	0,224	0,449	0,021	0,341	0,655	0,355	0,539
8	0,260	0,550	0,244	0,444	0,016	0,346	0,652	0,410	0,631
9	0,312	0,591	0,273	0,425	0,014	0,422	0,679	0,422	0,605
10	0,324	0,540	0,216	0,393	0,014	0,412	0,657	0,435	0,598
Media	0,324	0,562	0,229	0,405	0,020	0,389	0,673	0,405	0,626
desvio									
padrão	0,041	0,042	0,031	0,046	0,007	0,036	0,067	0,035	0,050

De acordo com a análise estatística, observou-se que apenas o Compoglass e a Filtek Z350 não apresentaram diferença significativa entre suas medidas de tensão. Assim, pôde-se estabelecer a seguinte ordem crescente para as tensões encontradas:

Chemfil<Vitremmer<KETACN100<Compoglass ~Filtek Z350

A fim de se verificar se o Ketac™ N100 se comportou mais como uma resina (Filtek Z350) ou como um ionômero convencional (ChemFil), observou-se $p=0,1\%$, o que indica que também houve diferença significativa entre os valores obtidos com esses dois materiais. Como o valor de p encontrado na comparação entre o Ketac™ N100 com e a resina Filtek é maior, podemos concluir que o Ketac™ N100 apresentou um comportamento mais próximo de uma resina que de um ionômero convencional, com relação a tensão de contração de polimerização (Figura 12).

Figura 12 - Comparação do desempenho do Ketac™ N100 frente aos outros materiais do estudo, mostrando as tensões de contração de polimerização após o t inicial (40 segundos de fotopolimerização) e t final (5 minutos de polimerização tardia)

Avaliação da liberação de flúor por diferença de potencial no eletrodo seletivo para o íon Fluoreto.

Os dados obtidos na leitura do íon fluoreto foram convertidos em ppm, tabelados e submetidos à análise estatística.

A figura 13 apresenta a média de liberação de flúor, nos 3 materiais avaliados, em ppm de fluoreto.

Foi observada significante entre os dados do Ketac™ N100 e da resina Filtek Z250 ($p < 5\%$). Entre o Ketac™ N100 e o Vidrion R foi observada diferença estatisticamente significativa ($p > 5\%$). Quando comparamos o Ketac™ N100, a resina Filtek Z350 e o Vidrion R também foi observada diferença significativa ($p > 5\%$).

Figura 13 - Médias de liberação de Flúor diárias, observadas três materiais estudados em ppm de Fluoreto.

A Figura 13 representa a liberação de flúor média observada nos diferentes materiais, durante os 15 dias do estudo. O Vidrion R liberou em média 8,628 ppm, enquanto que o Ketac™ N100 liberou em média 5,754 ppm e a Resina Filtek Z350 liberou em média 0,16 ppm de flúor o que pode ser considerado uma quantidade de flúor insignificante. O ionômero de vidro modificado por resina nanoparticulada Ketac™ N100 liberou um terço a menos (33,3%) de íon fluoreto que o ionômero de vidro convencional.

Figura 14 - Liberação de Flúor dia a dia dos três materiais estudados

Observa-se, na figura 14, tendência significativa nos ionômeros de vidro de maior liberação de flúor nos dois primeiros dias, em comparação à resina composta, que não liberou flúor.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Ensaio de resposta tecidual em tecido conjuntivo de camundongos isogênicos

Do modelo experimental empregado

Os camundongos BALB/c isogênicos são animais gerados em laboratório, semelhantes geneticamente, o que garante um padrão homogêneo de resposta frente aos mesmos estímulos possibilitando assim que cada animal receba individualmente um implante. (Nelson-Filho et al., 1999)

O uso de tubos de polietileno esterilizados em óxido de etileno justifica-se, pois o polietileno não causa irritação aos tecidos adjacentes. Assim a reação na abertura do tubo é relacionada somente à toxicidade do material na luz do tubo (Torneck, 1996; Ozbas et al., 2003).

Os períodos experimentais seguiram as normas preconizadas pela ISO 10993-1994 para testes de implantação de curto período (7, 21 e 63 dias). De acordo com Kao et al. (2006), com relação à resposta biológica, se a reação for favorável aos 60 dias é pouco provável que uma reação inflamatória subsequente ocorra, a menos que haja deterioração do material ou colonização por bactérias.

Discussão dos resultados

Muitos trabalhos se referem ao cimento de ionômero de vidro como biocompatível. Williams (1987) definiu "biocompatibilidade" como sendo a "habilidade de efetuar, com uma aplicação particular, uma resposta adequada em um hospedeiro apropriado" (Nicholson e Czarnecka, 2008).

Não há estudos publicados, até o presente momento, avaliando a resposta tecidual frente ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina de nanopartículas, impossibilitando correlacionar os dados obtidos no presente estudo com outros resultados obtidos na literatura específica. Assim procuramos correlacionar os resultados obtidos no presente estudo com os resultados obtidos na literatura com o ionômero de vidro modificado por resina.

Poucos trabalhos avaliaram a compatibilidade tecidual do cimento de ionômero de vidro modificado por resina. O trabalho de Ozbas et al. (2003) avaliou 2 compômeros, amálgama e um cimento obturador em tubos de polietileno implantados em tecido subcutâneo de ratos. Os 4 materiais estudados apresentaram reações inflamatórias moderadas ou severas nos 7 primeiros dias, as quais foram diminuindo ao longo dos

períodos de 60 e 90 dias. Tais resultados foram semelhantes ao presente estudo, onde se observou uma diminuição na área e espessura das reações ao redor da abertura do tubo após 63 dias nos dois materiais estudados.

Em 2006, Souza et al. estudaram também em subcutâneo de ratos a resposta inflamatória de ionômeros de vidro modificados por resina (Vitrem^{MR}, Vitrebond^{MR} e Rely-XTM), tendo observado uma reação inflamatória intensa aos sete dias. No final de noventa dias, observou-se um tecido conjuntivo de reparação e uma redução da reação tecidual inflamatória, fatos também observados em nossos estudos, mostrando que os ionômeros resinosos produzem uma resposta moderada no tecido subcutâneo e que tende a diminuir aos 60 dias, podendo assim dizer que esses materiais possuem uma boa tolerância em tecido conjuntivo.

Um das razões da resposta inflamatória ser intensa nos primeiros dias é a liberação do HEMA (2-hidroxietil-metacrilato) que esses materiais possuem por serem resinosos, mas essa reação provocada parece ser facilmente controlada pelos tecidos em estudos *in vivo*. Mesmo no tecido pulpar, onde os metacrilatos podem atingir via túbulos dentinários, os efeitos pulpares dos ionômeros de vidro modificados por resina são mínimos (Tarim et al., 1998) mostrando uma resposta positiva do tecido pulpar. Esses dados comparados com o tecido conjuntivo subcutâneo de camundongos mostram uma concordância de resultados.

Alguns ensaios avaliaram a toxicidade destes materiais em cultura de células e concluíram que os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina são citotóxicos, sendo esta toxicidade principalmente relacionada à presença dos monômeros e de HEMA (Aranha et al., 2006 ; Costa et al., 2003 ; Lan et al., 2003). Porém estudos com cultura de células são diferentes e produzem respostas diferentes em animais, como no presente estudo.

Ensaio de Medição da Tensão de Contração de Polimerização

Da metodologia

Determinadas propriedades mecânicas que eram restritas às resinas compostas atualmente são observadas também nos ionômeros de vidro modificados, dentre elas a contração de polimerização, sendo o insucesso clínico de algumas restaurações diretamente relacionado à mesma (Condon e Ferracane, 2002).

De acordo com Irie et al. (2002), as pesquisas sobre cinética e contração de polimerização começaram a intensificar-se, tornando melhor o conhecimento dos fatores que influenciam a magnitude das forças desenvolvidas na interface de união, associada à

contração de polimerização, os quais favorecem a formação de fendas e a ocorrência de microinfiltração na interface resina/restauração.

Muitos trabalhos relatam a melhora nas propriedades mecânicas do ionômero de vidro modificados por resina quando comparados aos ionômeros convencionais, tais como dureza, resistência a tração e compressão (Xie et al., 2000 ; Yap et al., 2001 ; Bayindir e Yildiz, 2004)

Métodos têm sido desenvolvidos para determinar as forças de contração de polimerização de resinas (Feilzer et al., 1990; Sakaguchi et al., 2004). Como os materiais deste estudo contêm resina em sua composição, com exceção do ChemFil^R por ser um ionômero convencional, utilizamos essa mesma metodologia usada em compósitos para o ionômero de vidro modificados por resina.

O ensaio para verificação da contração de polimerização utilizado no presente trabalho foi descrito inicialmente por Condon; Ferracane (2000). A tensão foi verificada em dois períodos: imediatamente após a polimerização (t_{40s}) e após 5 minutos da mesma (t_5). Esses períodos foram utilizados baseados no fato da contração de polimerização ocorrer e gerar tensão em aproximadamente 70 – 85% do total imediatamente após a ativação da luz visível nas resinas compostas, fato também presente nos ionômeros resinosos. Após 5 minutos, a contração atinge entre 92 e 95% do total (De-Goes, 2002).

Os materiais utilizados nesse estudo têm características distintas, o que nos leva a enquadrar o “material-teste” próximo a um deles. Utilizamos um cimento de ionômero de vidro convencional, um ionômero de vidro modificado por resina, um compômero e uma resina composta. Neste trabalho observamos que o comportamento do ionômero convencional foi mesmo de próximo a zero por não conter partículas resinosas e assim não sofrer contração.

Dos resultados

Materiais resinosos certamente possuirão uma contração após polimerizados. Em nosso estudo observamos que quanto mais resina foi adicionada ao material maior foi sua contração.

Gerdolle et al. (2008) realizaram testes de contração de polimerização e revelaram que o compômero Compoglass, utilizado em nossos estudos, se comportou muito próximo a resina P60 e Filtek, ao contrário do Fugill LC, concordando com nossos resultados de que ionômeros convencionais não sofrem contração devido ao seu diferente mecanismo de presa.

Muitos trabalhos enfatizam a melhora das propriedades mecânicas dos ionômeros modificados por resina quando comparados aos ionômeros convencionais, quando se analisa a resistência mecânica, a resistência a tração e compressão (Bayindir e Yildiz, 2004; Cattani-Lorenti et al., 1999; Yap et al., 2002; Xie et al., 2002) mas quando se observa a contração de polimerização, principalmente relacionada à microinfiltração esse fato não acontece, ou seja, não há melhora nessas propriedades (Castro e Feigal, 2002; Yap et al., 2003;).

Trabalhos clínicos onde foi usado o cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentam durabilidade satisfatória da restauração com esse material, podendo ser utilizados em alguns tipos de cavidades e principalmente em dentes decíduos (Qvist et al., 2004; Daou et al., 2008; Pollington et al., 2008 Dos-Santos et al., 2009;). Estes resultados somados aos nossos poderia inferir que a contração de polimerização desses materiais não interfere na durabilidade da restauração, pois se uma resina composta contrai mais do que estes materiais, sua utilização clínica pode ser indicada, contando ainda com as vantagens da liberação de flúor existente nesses materiais.

Ensaio de avaliação da liberação de flúor por diferença de potencial no eletrodo seletivo para o íon Fluoreto.

Da metodologia

O meio utilizado para o ensaio foi a saliva artificial, ou solução mimetizante de saliva, desenvolvida na Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto-USP. Por ser sintetizada em laboratório podemos padronizar a solução e assim não interferir nos resultados. É de fácil obtenção, baixo custo, reprodutibilidade da condição da cavidade bucal onde o material será utilizado e é um meio presente em grande parte dos estudos de liberação de flúor na literatura (Carvalho e Cury, 1999; Karantakis, 2000; Willians et al., 2001).

O método de leitura do íon fluoreto através do eletrodo seletivo para esse íon, é o método preconizado por quase a totalidade dos autores desse tipo de estudo por ser preciso, confiável e não ter a necessidade de um número excessivo de amostras, sendo então este método o mais indicado (Freudenthaler e Pseiner, 2008).

Neste estudo o número de amostras foi de oito corpos de prova para cada material, sendo que na literatura se observa um número que varia entre três e seis para cada grupo, o que garante a confiabilidade deste estudo.

O ionômero de vidro modificado por resina de nano-partículas (Ketac N100) é novo e, portanto não existe na literatura nenhum trabalho sobre a liberação de flúor deste material. Usamos então em nossa discussão os cimentos de ionômero de vidro modificados como forma de comparação.

Dos resultados

De acordo com Chan et al. (2006), existe uma alta taxa de liberação de flúor no primeiro dia e uma queda significativa até o sétimo dia dos ionômeros modificados por resina, o que concorda com nossos estudos. Yap et al. (2002) observaram uma liberação importante de flúor no primeiro dia e no dia 14 e dia 28, com os materiais imersos em água deionizada a 37° C.

Em um estudo de 28 dias, Araújo et al. (1996) relataram alta liberação inicial com queda significativa nos dois primeiros dias, uma manutenção nos cinco dias subsequentes e queda significativa a partir do sétimo dia, também observados em nossos estudos como pode se ver na tabela y. Comparativamente nesse estudo, o ionômero convencional liberou mais flúor do que o resinoso, porém manteve muito semelhante os dias de queda e manutenção da liberação.

Os compômeros, ionômeros modificados e ionômeros convencionais foram comparados em um estudo de Vermeersch et al. (2001), que concluíram que os ionômeros modificados liberam bem menos quantidades de flúor do que os ionômeros convencionais e tem efeito anticariogênico bem diminuído. Os compômeros têm liberação do flúor estatisticamente insignificante. Este é um estudo de 98 dias e garante que a liberação mensurável e significativa estatisticamente se dá até o décimo quarto dia, onde após isso se observa valores de todos esses materiais estudados em níveis muito baixos.

Podemos dizer que em nossa metodologia os resultados seguiram o que a literatura sinaliza, com significativa liberação de flúor nos dois primeiros dias seguido de uma queda que se manteve relevante até o sétimo dia. Também concorda com outros estudos no que se refere à diferença do ionômero convencional para o resinoso, ocorrendo uma liberação menor para este último.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Tendo como base as metodologias empregadas e os resultados obtidos com o ionômero de vidro resinoso nanoparticulado KetacTMN100 nos estudos de resposta tecidual em subcutâneo de camundongos isogênicos, avaliação da tensão de contração de polimerização e avaliação de liberação de flúor, pudemos concluir que:

- O KetacTMN100 apresentou resposta tecidual favorável quando em contato com tecido conjuntivo de camundongos isogênicos.
- A contração de polimerização deste material *in vitro*, é intermeriária, e se aproxima mais em valores a uma resina do que a um ionômero de vidro convencional.
- Ocorreu liberação de flúor quando o KetacTM N100 foi imerso em saliva artificial apenas nos dois primeiros dias de forma significativa e com valores um terço menores do que no ionômero de vidro convencional.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. 3M ESPE - Ketac™ N100 Light Curing Nano-Ionomer Restorative [folder]. Disponível em:
<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?66666660Zjcf6IVs6EVs66SJMhC OrrrrQ->. Acesso em: 17 de agosto de 2007.
2. Andrzejewska E, Andrzejewski M, Socha E, Zych-Tomkowiak D. Effect of polyacid aqueous solutions on photocuring of polymerizable components of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):501-9.
3. Aranha AM, Giro EM, Souza PP, Hebling J, de Souza Costa CA. Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. *Dent Mater*. 2006 Sep;22(9):864-9.
4. Bayindir YZ, Yildiz M. Surface hardness properties of resin-modified glass ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *J Contemp Dent Pract*. 2004 Nov 15;5(4):42-9.
5. Bayindir YZ, Yildiz M. Surface hardness properties of resin-modified glass ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *J Contemp Dent Pract*. 2004 Nov 15;5(4):42-9.
6. Carvalho AS, Cury JA. Fluoride release from some dental materials in different solutions. *Oper Dent*. 1999 Jan-Feb;24(1):14-9.
7. Catro A, Feigal RE. Microleakage of a new improved glass ionomer restorative material in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. 2002 Jan-Feb;24(1):23-8.
8. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer JM. Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dent Mater*. 1999 Jan;15(1):21-32.

9. Chan WD, Yang L, Wan W, Rizkalla AS. Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. *Dent Mater*. 2006 Apr;22(4):366-73.
10. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*. 2000 Apr;131(4):497-503.
11. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials*. 2002 Sep;23(18):3807-15.
12. Costa CA, Oliveira MF, Giro EM, Hebling J. Biocompatibility of resin-based materials used as pulp-capping agents. *Int Endod J*. 2003 Dec;36(12):831-9.
13. Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater*. 2009 Jul 10.
14. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: I. Decomposition of the powder. *J Dent Res*. 1974 Nov-Dec;53(6):1408-13.
15. Daou MH, Tavernier B, Meyer JM. Clinical evaluation of four different dental restorative materials: one-year results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2008;118(4):290-5.
16. De Araujo FB, García-Godoy F, Cury JA, Conceição EN. Fluoride release from fluoride-containing materials. *Oper Dent*. 1996 Sep-Oct;21(5):185-90.
17. De-Goes MF. Materiais e técnicas restauradoras. Como escolher e aplicar materiais dentários. In: Cardoso RJA. e Gonçalves EAN. *Odontologia: Dentística Laser*. São Paulo: Artes Médicas; 2002, p.115-131.
18. Dos Santos MP, Passos M, Luiz RR, Maia LC. A randomized trial of resin-based restorations in class I and class II beveled preparations in primary molars: 24-month results. *J Am Dent Assoc*. 2009 Feb;140(2):156-66; quiz 247-8.

19. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*. 1990 Jul;6(3):167-71.
20. Freudenthaler JW, Pseiner BC. In-vitro fluoride release. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jul;134(1):7.
21. Gerdolle DA, Mortier E, Droz D. Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child (Chic)*. 2008 May-Aug;75(2):125-33.
22. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):479-83.
23. Ikemura K, Tay FR, Nishiyama N, Pashley DH, Endo T. Multi-purpose bonding performance of newly synthesized phosphonic acid monomers. *Dent Mater J*. 2007 Jan;26(1):105-15.
24. Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater*. 2002 May;18(3):203-10.
25. Kakaboura A, Eliades G, Palaghias G. An FTIR study on the setting mechanism of resin-modified glass ionomer restoratives. *Dent Mater*. 1996 May;12(3):173-8.
26. Karantakis P, Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y. Fluoride release from three glass ionomers, a compomer, and a composite resin in water, artificial saliva, and lactic acid. *Oper Dent*. 2000 Jan-Feb;25(1):20-5.
27. Lan WH, Lan WC, Wang TM, Lee YL, Tseng WY, Lin CP, Jeng JH, Chang MC. Cytotoxicity of conventional and modified glass ionomer cements. *Oper Dent*. 2003 May-Jun;28(3):251-9.
28. Markovic DLj, Petrovic BB, Peric TO. Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BMC Oral Health*. 2008 Jul 28;8:21.

-
29. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):521-7.
 30. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):529-39.
 31. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*. 1991 Jan;70(1):72-4.
 32. Mount GJ. Glass ionomer cements and future research. *Am J Dent*. 1994 Oct;7(5):286-92.
 33. Nelson Filho P, Silva LA, Leonardo MR, Utrilla LS, Figueiredo F. Connective tissue responses to calcium hydroxide-based root canal medicaments. *Int Endod J*. 1999 Aug;32(4):303-11.
 34. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater*. 2008 Dec;24(12):1702-8. Epub 2008 Jun 9.
 35. Ozbas H, Yaltirik M, Bilgic B, Issever H. Reactions of connective tissue to compomers, composite and amalgam root-end filling materials. *Int Endod J*. 2003 Apr;36(4):281-7.
 36. Pollington S, van Noort R. A clinical evaluation of a resin composite and a compomer in non-carious Class V lesions. A 3-year follow-up. *Am J Dent*. 2008 Feb;21(1):49-52.
 37. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Eight-year study on conventional glass ionomer and amalgam restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand*. 2004 Feb;62(1):37-45.
 38. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater*. 2004 May;20(4):402-7.
 39. Swift EJ Jr. An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int*. 1988 Feb;19(2):125-30.

40. Souza PP, Aranha AM, Hebling J, Giro EM, Costa CA. In vitro cytotoxicity and in vivo biocompatibility of contemporary resin-modified glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2006 Sep;22(9):838-44.
41. Tarim B, Hafez AA, Cox CF. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence Int.* 1998 Aug;29(8):535-42.
42. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage various composites. *Dent Mater.* 1998 Nov;14(6):417-23.
43. Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur J Orthod.* 2009 Apr 28.
44. Valera VC, Navarro MF, Taga EM, Pascotto RC. Effect of nail varnishes and petroleum jelly combinations on glass ionomer dye uptake. *Am J Dent.* 1997 Oct;10(5):251-3.
45. Vermeersch G, Leloup G, Delmée M, Vreven J. Antibacterial activity of glass-ionomer cements, compomers and resin composites: relationship between acidity and material setting phase. *J Oral Rehabil.* 2005 May;32(5):368-74.
46. Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil.* 2001 Jan;28(1):26-32.
47. Wan AC, Yap AU, Hastings GW. Acid-base complex reactions in resin-modified and conventional glass ionomer cements. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(5):700-4.
48. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. A long term study of fluoride release from metal-containing conventional and resin-modified glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil.* 2001 Jan;28(1):41-7.
49. Wilson AD, Crisp S, Ferner AJ. Reactions in glass-ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res.* 1976 May-Jun;55(3):489-95.

-
50. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972 Feb 15;132(4):133-5.
 51. Wilson AD. Developments in glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*. 1989 Sep-Oct;2(5):438-46.
 52. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*. 2005 Sep;26(25):5095-103.
 53. Xie B, Dickens SH, Giuseppetti AA. Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent*. 2002 Jun;15(3):177-84.
 54. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000 Mar;16(2):129-38.
 55. Yap AU, Cheang PH, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil*. 2002 Jul;29(7):682-8.
 56. Yap AU, Mudambi S, Chew CL, Neo JC. Mechanical properties of an improved visible light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Oper Dent*. 2001 May-Jun;26(3):295-301.
 57. Yap AU, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil*. 2003 Jan;30(1):1-8.

AUTORIZAÇÃO PARA REPRODUÇÃO

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

Edécio Garcia Júnior

*Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social*

*Avenida do Café, s/n - CEP 14040-904
Ribeirão Preto – SP
2009*