

JULIANA MARIA CAPELOZZA BOAVENTURA

*AVALIAÇÃO HISTOPATOLÓGICA EM TECIDO
CONJUNTIVO SUBCUTÂNEO DE RATOS DE
UM CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO
EXPERIMENTAL PARA
FORRAMENTO CAVITÁRIO*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Mestre em Dentística Restauradora.

Orientadora:

Profa. Dra. Maria Salete Machado Candido

Co-orientadora:

Profa. Dra. Maria Rita Brancini de Oliveira

ARARAQUARA
2008

Boaventura, Juliana Maria Capellozza

Avaliação histopatológica em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos de um cimento de ionômero de vidro experimental para forramento cavitário / Juliana Maria Capellozza Boaventura. – Araraquara : [s.n.], 2008.

144 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Salete Machado Candido

Co-orientadora: Profa. Dra. Maria Rita Brancini

1. Materiais biocompatíveis 2. Cimentos de ionômero de vidro – Análise 3. Histocompatibilidade 4. Tecido conjuntivo I. Título.

JULIANA MARIA CAPELOZZA BOAVENTURA

AVALIAÇÃO HISTOPATOLÓGICA EM TECIDO
CONJUNTIVO SUBCUTÂNEO DE RATOS DE UM CIMENTO
DE IONÔMERO DE VIDRO EXPERIMENTAL PARA
FORRAMENTO CAVITÁRIO.

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Maria Salete Machado Candido

2º Examinador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

3º Examinador: Profa. Dra. Juliemy Aparecida de Camargo Scouteguazza

4º Examinador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

5º Examinador: Profa. Dra. Miriam Eiko Katumi

Araraquara, 25 de março de 2008.

Dados Curriculares

Juliana Maria Capelozza Boaventura

NASCIMENTO	29 de novembro de 1978 – Jaú-SP
FILIAÇÃO	Antônio Boaventura Virgínia Capelozza Boaventura
1998/2002	Curso de Graduação Universidade do Sagrado Coração – USC - Bauru/SP
2003	Aperfeiçoamento em Dentística Restauradora Universidade do Sagrado Coração – USC – Bauru/SP
2003/2004	Especialização em Dentística Restauradora Faculdade de Odontologia de Piracicaba Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP
2006/2008	Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, Nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Dedicatória

Primeiramente, agradeço a Deus pelo dom da vida, pela família maravilhosa e pela oportunidade de realizar um sonho. Muitos são os obstáculos, mas só Deus para nos dar força nos momentos mais difíceis e fazer com que continuemos caminhando para a vitória, com a alegria de missão cumprida. Obrigada, Meu Deus!

Aos meus maravilhosos pais, Antônio e Virgínia, pelo amor, oportunidade de estudar e compreensão nos meus momentos de decisão. Obrigada pelo amor, paciência, carinho e dedicação que sempre tiveram comigo, e, principalmente, por ter acreditado que eu conseguiria vencer.

Amo vocês.

Aos meus queridos irmãos, Raquel, César e Camila pela amizade e união, além de estarem constantemente presentes em todos os momentos da minha vida.

Aos meus queridos sobrinhos, Fábio, Ana Leticia e Gabriel. Muito obrigada pelo carinho e amor que sempre tiveram comigo. O sorriso de vocês me reergueu quando estava cansada e desanimada e me fez acreditar que nunca devemos parar de sonhar.

Ao meu querido namorado César, pelo seu amor, paciência e compreensão, nos meus momentos de estudo e ausência. Obrigada por sempre me apoiar e me incentivar a crescer.

Agradecimentos Especiais

A minha querida professora orientadora, *María Salete Machado Cândido*, que me acolheu, acreditou em mim e me incentivou a estudar. Obrigada pela sua amizade, dedicação, paciência, orientação e disponibilidade, sempre transmitindo conhecimento, e acima de tudo, mostrando o valor da profissão e os caminhos para se obter sucesso. Meu eterno respeito, admiração e agradecimento.

A minha querida e amiga co-orientadora, *María Rita Brancini de Oliveira*, pela sua atenção especial, dedicação, disponibilidade e paciência constante por me agüentar todos os dias em sua porta no Departamento de Patologia. Acima de tudo, agradeço pela sua alegria e incentivo nos estudos, que me proporcionaram prazer e satisfação em trabalhar ao seu lado.

A minha Orientadora e Co-orientadora, que mesmo com a agenda cheia, nunca deixaram de conseguir um tempo para corrigir o rumo do meu trabalho, orientando como deve fazer um orientador: corrigindo, criticando, elogiando e incentivando. Obrigada por tudo, por me acolherem e me ajudarem a compreender o valor do estudo e, acima

de tudo, o valor da generosidade e honestidade, pois aprendi que para crescer, é necessário respeitar as pessoas com as quais trabalhamos e convivemos. Agradeço por ter ganhado duas professoras competentes e duas amigas queridas. Só tenho muito agradecer a vocês.

Ao auxiliar de laboratório *José Antonio Sampaio Zuanon* do Departamento de Patologia. A você, só tenho a agradecer, pois, este trabalho com certeza não existiria sem a sua ajuda. Sua colaboração foi preciosa para a realização desta dissertação.

Aos meus colegas do curso de Pós-Graduação, *João Paulo Oliveira Lima, Willian Kabbach e Gislaine C Padovani*, pelo convívio, amizade e companheirismo neste dois anos.

Aos meus amigos do Mestrado e Doutorado, *Esther, Matheus, Rafael, Fernando, Priscila, Simone, Cristiane, Benícia, Desirré, Ubiracy, Darlon, Renato, Martin, Adriano e Milko*, pela amizade e ajuda durante o ano que convivi com vocês.

Agradecimento em especial aos amigos *João Paulo* e *Matheus* que me auxiliaram durante a pesquisa e me ajudaram na confecção das fotos.

As minhas amigas que toleraram o meu distanciamento e continuaram de braços abertos para receber quando o meu tempo permitia. O sorriso e o carinho de vocês me ajudaram a crescer e a continuar lutando por aquilo que sonhei.

Agradecimentos

A Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista representada pela Senhora Diretora Prof^a. Dr^a. *Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio* e ao Vice Diretor *José Claudio Martins Segalla*, onde tive a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Ao Programa de Pós-Graduação em Dentística, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, representado pelo Prof^o. Dr^o. *Osmir Batista de Oliveira Júnior*, pela contribuição em minha formação profissional.

A todos os professores do Departamento de Dentística, pela presteza e competência nos ensinamentos transmitidos durante o curso.

Aos funcionários do Departamento de Dentística, *Cida Venâncio, Cida Ignácio, Adriana, Wanderlei, Marinho e Creusa*, pelo respeito, ajuda, carinho e amizade.

Ao Profº *Romeu Magnani* pela estatística e grande colaboração no trabalho.

Aos funcionários da Biblioteca, pela atenção e paciência que sempre nos receberam, em especial à *María Helena Matsumoto Komastí Leves*, pela correção e revisão das referências bibliográficas.

Ao *Márcio José Bertolini*, por fornecer o material para análise dessa pesquisa e pelo auxílio prestado.

A *Amanda Braga e Maíra Nunes*, pela revisão gramatical.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação, *Mara, Rosângela, José Alexandre e Flávia*, pela atenção, disponibilidade e simpatia.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, que me ajudaram, apoiaram e participaram desta fase de minha vida.

Ao CNPQ e PROAP, pelo apoio financeiro concedido e indispensável à realização desta pesquisa.

A todos que, embora não estejam aqui citados, tenham contribuído direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

Minha eterna gratidão.

O dia de ontem é apenas um sonho. O amanhã, uma simples visão. Mas, o dia de hoje, bem vivido, faz de cada dia passado um sonho de felicidade e de cada dia futuro uma visão de esperança. Sejamos pois, cuidadosos com o dia presente”

Provérbio Sânscrito.

*"Um sonho começa a ser realidade quando
homens e mulheres sonham juntos,
olham para além das limitações
e ousam prosseguir caminhos novos,
às vezes pedregosos,
às vezes escorregadios,
sempre desafiantes.
não obstante, nenhuma dificuldade,
nenhum obstáculo é mais angustiante
do que se caminhar solitário
sem mãos que se tocam,
sem ombros que se apóiam,
sem olhos que se olham.*

Autor desconhecido

Sumário

1 RESUMO.....	15
2 ABSTRACT.....	18
3 INTRODUÇÃO.....	21
4 REVISÃO DA LITERATURA	30
5 PROPOSIÇÃO.....	69
6 MATERIAL E MÉTODO.....	71
7 RESULTADO	82
8 DISCUSSÃO.....	115
9 CONCLUSÃO.....	131
10 REFERÊNCIAS.....	133
11 APÊNDICES.....	143

Resumo

Boaventura JMC. Avaliação histopatológica em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos de um cimento de íonômero de vidro experimental para forramento cavitário [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

O cimento de íonômero de vidro representa um marco dentro da Odontologia, pois veio agregar propriedades físicas e biológicas favoráveis que não eram obtidas com outros materiais. Uma de suas propriedades, a biocompatibilidade, foi o tema do nosso trabalho, que teve como objetivo avaliar, comparativamente, em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos o potencial irritativo em nível I de um cimento de íonômero de vidro em fase experimental e o resultado da associação do pó experimental com o líquido de cimentos de íonômero de vidro já disponíveis comercialmente. Foram utilizados 60 ratos (*Rattus norvegicus*, *Albinus*, Holtzman), divididos em 5 grupos de 3 animais cada, para os períodos de 7, 15, 30 e 60 dias. Os materiais utilizados foram: Vitrebond (Grupo I), Ionomaster F (Grupo II), Pó experimental + Líquido do Cimento de Íonômero de vidro Vitrebond (Grupo III), Pó experimental + Líquido do Cimento de Íonômero de vidro do Ionomaster F (Grupo IV) e Pó experimental + Líquido experimental (Grupo V). Pó e líquido experimentais foram desenvolvidos pelo Instituto de Química de Araraquara – UNESP/Brasil. O Vitrebond e Ionomaster F agiram como controle e todos foram veiculados em tubos de polietileno e implantados no tecido conjuntivo subcutâneo dos ratos. Decorridos os períodos experimentais, os tubos foram removidos e encaminhados para

tramitação laboratorial. Os cortes foram avaliados em microscopia óptica comum para análise descritiva do quadro reacional. Considerando-se cada evento histopatológico foi apresentada a estatística descritiva de cada grupo. A avaliação de diferença significativa entre os materiais, considerando os períodos experimentais e os escores atribuídos aos eventos histopatológicos em estudo, foi realizada pelo teste de Kruskal – Wallis. Adicionalmente, foram efetuadas comparações múltiplas de postos médios pelo teste de Dunn. Os resultados encontrados através de análise estatística e avaliação subjetiva permitiram concluir que, o cimento ionomérico experimental em estudo comparativo de biocompatibilidade (Nível I), a cimentos ionoméricos já comercializados apresentou-se biologicamente viável tendo em vista que ao longo dos períodos analisados níveis de eventos histopatológicos semelhantes foram observados. Há, no entanto, necessidade de maiores estudos sobre a biocompatibilidade desses cimentos contendo nióbio, em outros modelos experimentais (Níveis II e III), onde se inclui necessariamente o complexo dentina-polpa.

Palavras-chave: Materiais biocompatíveis; cimentos de ionômeros de vidro – análise; histocompatibilidade; tecido conjuntivo.

Abstract

Boaventura JMC. Histopathologic evaluation in rats' subcutaneous connective tissue of a glass ionomer cement experimental for cavity lining [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

Glass ionomer cement represents a hallmark in the Dentistry Science, since it aggregates favorable physical and biological properties, which were not obtained by the other cements. Biocompatibility, one of its properties, was the aim of this study, which was to evaluate, comparably, in the subcutaneous tissue of rats, the level I aggravation potential of glass ionomer cement in experimental phase and the result between the association of the experimental powder and the liquid from commercially available glass ionomer cements. Sixty rats were used (*Rattus norvegicus*, Albinus, Holtzman), divided into 5 groups of 3 animals each, in the following time periods of 7, 15, 30 and 60 days. Commercial materials used were: Vitrebond (Group I), Ionomaster F (Group II), Experimental powder + Liquid of Glass Ionomer Cement Vitrebond (Group III), Experimental powder + Liquid of Glass Ionomer Cement Ionomaster F (Group IV), and Experimental powder + Experimental Liquid (Group V). Experimental powder and liquid were developed by Chemical Institute of Araraquara – UNESP/Brasil. Vitrebond and Ionomaster F were utilized as control and every group were carried within poly (ethylene) tubes and implanted in the subcutaneous connective tissue of the rats. Tubes were

removed after the appropriate experimental times and were taken to laboratory processing. Cuts were evaluated under optical light microscopy to obtain descriptive analyze of the reaction overview. According to each histopathological event, descriptive statistics were presented to each group. The significant difference evaluation among materials, considering experimental times and scores attributed to the histopathological events studied, was performed by Kruskal-Wallis test. Besides this, multiple comparisons were effectuated of mean points by Dunn test. Results obtained from statistical analyzes and semi-quantitative evaluation, gave us the opportunity to conclude that experimental glass ionomer cement, when compared to commercial cements, presented biologically viable, in comparative study of biocompatibility (level I), considering that during analyzed experimental times, levels of histopathological events were similar. However, there is the necessity of further studies about biocompatibility of these cements containing niobium, in other experimental models (levels II and III), where must be included pulp-dentin complex.

Key words: Biocompatible materials; glass ionomer cements – analysis; histocompatibility; connective tissue.

1 INTRODUÇÃO

O cimento de ionômero de vidro representa um marco dentro da Odontologia, e veio agregar propriedades físicas e biológicas favoráveis que não eram obtidas com outros materiais³³.

O uso dos cimentos odontológicos como materiais restauradores estéticos diretos começou com o cimento de silicato, baseado na reação entre um pó composto de vidro de silicato contendo fluoreto e de um líquido, o ácido fosfórico. O cimento de silicato como a maioria dos materiais friáveis, é relativamente resistente à compressão, porém é pouco resistente à tração após tomar presa. É um cimento irritante à polpa e solúvel aos fluidos bucais, ocasionando percolação na interface entre a restauração e as paredes cavitárias, no entanto, a resistência à cáries marginais dos dentes restaurados com os cimentos de silicato é única, devido a sua propriedade anticariogênica, representada pela liberação do fluoreto ao meio bucal⁴⁹.

Na busca de um agente cimentante adesivo que pudesse aderir fortemente à estrutura dentária, desenvolveu-se o cimento de poliacrilato de zinco, formado de um pó composto de óxido de zinco e um líquido, uma solução aquosa de ácido poliacrílico ou copolímero do ácido itacônico. Apresenta características satisfatórias como compatibilidade com a polpa e a união com a estrutura dentária. Como

desvantagens, o cimento apresenta um curto tempo de trabalho e uma limitada capacidade de liberação de fluoreto⁴⁹.

Associando as qualidades do cimento de silicato, no que se refere à liberação de fluoreto e à baixa alteração dimensional, com as boas qualidades do cimento de policarboxilato de zinco, em relação à adesividade à estrutura dentária e à biocompatibilidade, Wilson, Kent⁶³ em 1969, desenvolveram um novo cimento híbrido, que foi denominado de cimento de ionômero de vidro. Para a formulação desse cimento combinou-se o pó à base de vidro do cimento de silicato com o líquido do cimento do policarboxilato, o ácido poliacrílico^{28,38,42,44,51,56,63,64}.

O pó do cimento de ionômero de vidro é um vidro de fluoraluminossilicato de cálcio e apresenta como componentes básicos: óxido de silício, óxido de alumínio e fluoreto de cálcio. Magnésio e sódio também são adicionados ao pó, porém em quantidades menores²⁹. O líquido é uma solução aquosa de ácido poliacrílico. Ainda há a presença do ácido tartárico, adicionado para aumentar o tempo de trabalho do material⁴⁰, e do ácido itacônico, que é incorporado ao líquido a fim de impedir ou retardar a reação química dos ácidos, quando armazenado. Em alguns produtos, o ácido poliacrílico é substituído pelo ácido polimaleico³⁹. De acordo com trabalhos de investigação e normas de especificações internacionais (ISO, American Dental Association) utiliza-se a verdadeira denominação química do cimento de ionômero de vidro, que são cimentos baseados em ácidos polialcenóicos e polialquenoatos²¹.

Diversos tipos e formulações do cimento do ionômero de vidro foram desenvolvidos, e pesquisas contínuas abriram caminhos para o aprimoramento e para a melhoria do cimento. Inicialmente, as partículas vítreas do ionômero estavam no pó e os componentes ácidos no líquido, dificultando a espatulação e o tempo de presa, que se tornavam longos⁶². Assim, foi desenvolvido o sistema anidro com a idéia de controlar melhor a proporção entre o pó e o líquido em que o ácido do cimento convencional foi seco a vácuo e misturado ao pó de vidro, e o líquido passou a ser água destilada ou uma solução aquosa de ácido tartárico. Nesta última apresentação, o componente ácido está incorporado ao pó^{1,4,30,51,62}.

Visando uma maior resistência final do cimento de ionômero de vidro, em 1985, McLean, Gasser³¹ incluíram partículas de prata ao pó do ionômero de vidro (Cermet), desenvolvendo um material mais radiopaco. Porém, foi constatado que a liberação de fluoreto e adesão ficavam comprometidas^{20,61}. Com a finalidade de obter um cimento com melhores características de trabalho, melhor resistência e estética, foi desenvolvido o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, e seu diferencial foi a incorporação de monômeros resinosos na fórmula original do ionômero^{23,61}.

Assim, os cimentos de ionômero de vidro podem ser quimicamente ativados, cuja polimerização se dá através de uma reação química do tipo ácido/base; os fotopolimerizados que possuem uma dupla

polimerização, cuja reação ácido/base inicia-se com a mistura do pó ao líquido, o que ocorre de forma vagarosa até que o mecanismo de fotopolimerização seja iniciado, fazendo com que a reação ocorra de forma mais rápida. Há, ainda, aqueles que apresentam uma tripla polimerização, que, além de ocorrer na reação ácido/base e na fotopolimerização por luz halógena, a polimerização também acontece na ausência de luz¹⁷.

De acordo com Wilson, Kent^{63,64}, e Kawahara et al.²⁸, os cimentos ionoméricos podem ser utilizados para restauração, cimentação e selamento de fóssulas e fissuras. Além disso, são também empregados para núcleos de preenchimento em restaurações indiretas e materiais de base e forramento, pois possuem um efeito isolante em relação às alterações térmicas do meio bucal, além de atuar como um agente antibacteriano⁶¹. Sua popularidade se evidenciou devido suas propriedades biologicamente favoráveis, pois apesar de possuir um comportamento estético insatisfatório e uma solubilidade inicial crítica, o cimento de ionômero de vidro tem vantagens, como a adesão química à estrutura dentária, a liberação de fluoreto para o meio bucal, coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dentária e a biocompatibilidade^{11,13,19,28,35,36,43,45,61,70}.

Quando esses cimentos foram desenvolvidos, McLean, Wilson³² (1974) sugeriram, então, que era improvável serem irritantes à polpa ou a tecidos moles, e experiências clínicas suportaram tal hipótese.

Subseqüentemente, os mesmos autores, em 1988⁶⁵ notaram que o ácido polialcenóico é razoavelmente fraco de início e torna-se mais fraco com o passar do tempo. Também, devido ao alto peso molecular do líquido e ao entrelaçamento de suas cadeias, o mesmo não é capaz de penetrar a dentina facilmente.

Quanto à avaliação biológica dos cimentos de ionômero de vidro, diversos autores como Wilson, Kent⁶³ (1971), Kawahara et al.²⁸ (1979), Yakushiji et al.⁶⁷ (1979) e Pameijer et al.⁴² (1981), consideraram o material tolerante ou não irritante à polpa. É citado como sendo menos irritante que o cimento de fosfato de zinco (Zmener, Dominguez⁶⁹ 1983) e que as resinas compostas (Yakushiji et al.⁶⁷ 1979). Em 1986, Üçok⁶⁰ observou que o cimento de silicato causava grande inflamação, já o cimento de óxido de zinco e eugenol, uma inflamação mínima, e o ionômero de vidro ASPA, uma reação intermediária. Pameijer et al.⁴² (1981), estudaram esses três cimentos e concluíram que somente o cimento de silicato causou reação preocupante.

É necessário, então, que todo material de uso odontológico seja bem tolerado pelos tecidos animais. Para isso, a American Dental Association² e a Federação Dentária Internacional²² estabeleceram um padrão de pesquisa adaptado às necessidades de cada pesquisador, e que, primeiramente, as pesquisas teriam que ser feitas em animais de laboratório, para depois serem realizados testes finais em seres humanos.

Salgado et al.⁴⁷ (1994) estudaram a biocompatibilidade do cimento ionomérico para forramento (Vidrion F SS White) em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos e notaram que este material foi bem tolerado pelos tecidos orgânicos, não provocando reações adversas, senão o seu encapsulamento por fibras colágenas. Assim, esse material pode ser usado em contato direto com a dentina, por ser biocompatível.

Outros estudos, como o de Costa et al.¹⁷ (1996) avaliaram a compatibilidade biológica do ionômero de vidro fotopolimerizável Vitremer (3M ESPE), sobre a dentina e a polpa em dentes de ratos, e observaram que esse material apresentou-se como um irritante discreto do complexo dentinopulpar, quando aplicado em cavidades médias. Alguns autores^{12,55} relataram que a presença do componente resinoso nos ionômeros de vidro pode promover irritação do complexo dentinopulpar, mesmo quando aplicado em cavidades médias, porque já é conhecido que a resina composta foto ou quimicamente ativada é um material mais citotóxico do que o ionômero de vidro. A partir disso, diversos estudos avaliaram a citotoxicidade e a biocompatibilidade dos ionômeros de vidro^{3,15,17,33,53}. Trabalhos recentes mostraram que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), o qual é recomendado especificamente para forramento cavitário, apresenta intenso efeito citotóxico sobre células de linhagem odontoblástica em cultura (Costa et al.¹⁵, 2003; Aranha et al.³, 2006; Souza et al.⁵³ 2006). Esse mesmo material, em estudo in vivo, quando aplicado sobre a dentina, causou

irritação reduzida para o tecido pulpar¹⁸. Coimbra et al.¹⁴ (2006) analisaram o comportamento de células de linhagem odontoblástica MDPC-23 quando expostas aos produtos liberados pelos materiais ionoméricos de forma convencional (Ketac Fil Plus – 3M/ESPE) e modificados por resina (Fuji II LC – GC), e dentro das condições experimentais, concluíram que os materiais ionoméricos avaliados apresentaram baixo efeito citotóxico.

Os cimentos de ionômero de vidro sofreram uma série de desenvolvimento, e novas pesquisas têm sido realizadas para melhorar as propriedades dos cimentos de ionômero de vidro convencionais de formulações usando outros métodos de preparo. Bertolini et al.⁶⁻⁹ (2007), fizeram um estudo modificando o convencional silicato de alumínio do cimento de ionômero de vidro pela adição de nióbio enriquecido de flúor e cálcio e estudaram as propriedades do cimento de ionômero de vidro obtidos. A adição de nióbio tem como finalidade melhorar a resistência química do ionômero de vidro, impedindo que o cimento seja degradado pelas alterações do pH da boca, além de promover melhoria nas propriedades mecânicas. Além da adição de nióbio, este novo cimento é fabricado pelo método Sol-Gel, que consiste em uma distribuição homogênea das partículas do material a uma menor temperatura e conseqüentemente tem-se um material mais estável, diferentemente de outros cimentos que são fabricados pelo método de fusão de óxidos, a uma temperatura que varia entre 1200 – 1500 °C, ocasionando perda de

fluoreto. Assim, é de grande interesse o início de estudos sobre o comportamento deste novo material, ainda em fase experimental^{6,7,8,9}.

Como todo material que é novo, há a necessidade de testes biológicos para uma avaliação quanto aos aspectos reacionais dos materiais odontológicos. O primeiro nível de pesquisa consiste numa série de testes pré-clínicos em animais e in vitro. Esta etapa é considerada como fator discriminante de toxidez⁴¹.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Wilson, Kent^{63,64}, em 1971 e 1972, descreveram um novo cimento, como produto da reação de presa entre o pó de vidro de alumínio-silicato e soluções aquosas de polímeros e co-polímeros de ácido poliacrílico. Esse cimento foi denominado ionômero de vidro, e nele procuravam as propriedades favoráveis do cimento de silicato e do ácido poliacrílico. Segundo os autores, existem boas razões para se esperar que o novo cimento seja menos irritante à polpa dentária do que o cimento de silicato, uma vez que o ácido poliacrílico é mais fraco que o ácido fosfórico, mesmo quando os íons de hidrogênio dissociados tendem a se unirem à corrente polieletrólítica. As grandes moléculas de ácido poliacrílico mostram menos tendência a se difundirem ao longo dos túbulos dentinários do que as moléculas menores do ácido fosfórico.

Tobias et al.⁵⁷ (1978) avaliaram em cavidades rasas e profundas de dentes humanos e de furões o efeito do cimento de ionômero de vidro ASPA IV. No estudo em humanos, utilizaram 80 pré-molares, isentos de cáries, com indicação para exodontia por razões ortodônticas, nas quais foram preparadas cavidades oclusais, sendo que 41 delas foram forradas com ASPA e 39 com o óxido de zinco e eugenol (material controle). Em animais, foram realizadas cavidades na superfície vestibular dos caninos próximas à margem gengival de 36 furões divididos

em dois grupos, que, posteriormente, foram subdivididos, onde avaliaram diferenças de profundidade das cavidades e consistência do ASPA IV, que foi espatulado para cimentação e forramento, utilizando o Kalzinol como controle. Após os períodos experimentais, de 1 até 224 dias e de 1 ano, respectivamente, os autores observaram que os materiais utilizados como controle provocaram reações menores do que o cimento de ionômero de vidro ASPA, em intervalos de tempo de 30 dias ou menos. Não houve diferença de resultados quanto à profundidade das cavidades. Observaram, ainda, que o material espatulado numa consistência de forramento, por um período de até 7 dias, era levemente mais irritante, não havendo posteriormente diferenças. A reação do ASPA foi similar a do cimento de policarboxilato. Houve uma boa correlação entre os resultados em dentes humanos e de furões. Os autores sugeriram, no entanto, uma base cavitária de hidróxido de cálcio nas cavidades mais profundas.

Kawahara et al.²⁸ (1979) compararam as propriedades biológicas de um novo cimento odontológico de ionômero de vidro comparado com outros tipos de cimentos convencionais. Foram utilizados dois cimentos de ionômero de vidro (ASPA e Fuji ionomer), um de óxido de zinco e eugenol de cimento eugenol G-C e outro de policarboxilato de Carbolit 100. O teste biológico foi realizado pelo método de cultura de tecido e exame em animais. As células utilizadas foram de polpa humana,

e o crescimento celular foi medido por contagem de núcleos celulares. Já no estudo in vivo, foram preparadas 16 cavidades com polpa exposta na superfície vestibular de dentes anteriores de quatro macacos, para avaliar as reações pulpares induzidas pelo cimento de ionômero de vidro e pelo óxido de zinco e eugenol (controle). Após período de 2 meses, as reações foram avaliadas. A reação pulpar ao cimento de ionômero de vidro e ao óxido de zinco e eugenol in vivo não apresentou diferença significativa, sendo considerada suave. Entretanto, in vitro, o cimento de ionômero de vidro apresentou menor reação do que o cimento de poliacrilato e o óxido de zinco e eugenol.

Yakushiji et al.⁶⁷ (1979) fizeram uma investigação clínica e patológica com a finalidade de determinar a influência do próprio cimento de ionômero de vidro em dentes permanentes jovens, e seu efeito protetor contra irritação adicional causada pelos materiais restauradores. Foram preparadas cavidades classe V em 20 dentes permanentes que, posteriormente, foram extraídos por indicação ortodôntica. O cimento de ionômero de vidro G.C. Fuji, tipo I, foi aplicado no assoalho de todas as cavidades preparadas. Os dentes foram divididos em dois grupos: o grupo A: cavidades de classe V restauradas com amálgama de prata (Shofu Spherical Alloy) para avaliar as respostas pulpares do próprio cimento de ionômero de vidro, e o grupo B: cavidades de classe V restauradas com resina composta (Johnson & Johnson Adaptic), com a finalidade de

verificar o efeito protetor do cimento no bloqueio contra as irritações indesejáveis causadas pelo material restaurador. Após o período experimental de 2 a 219 dias (grupo A) e 7 a 176 dias (grupo B), nenhum dos dentes mostrou sinal de desconforto clínico, e observou-se, histologicamente, que o material não era irritante à polpa, mostrando ser o ionômero de vidro uma base eficaz contra a irritação causada pela restauração com resina composta, mas não oferecendo proteção completa quando em cavidades profundas.

Pameijer et al.⁴² (1981), realizaram um estudo em polpa de três primatas, a fim de observar a tolerância do ionômero de vidro. Foram preparadas 20 cavidades de classe V, sendo que 10 delas foram preenchidas com material experimental (Chembond), 5 com material de controle negativo (óxido de zinco e eugenol) e 5 com o material de controle positivo (silicato). Após os períodos experimentais de 5 dias, 1 mês e 3 meses, observaram que o cimento de ionômero de vidro Chembond foi bem tolerado pela polpa dos primatas, e o fator de irritação do material foi leve ou inexistente, supondo ser biocompatível quando utilizado adequadamente em humanos. Os autores também verificaram que o ionômero de vidro exibe um certo efeito tóxico no estágio inicial e que esta toxicidade diminuiu com o tempo.

Wilson, Prosser⁶⁶ (1982) questionaram como deveria ser um material ideal de restauração pelo fato de não existir no mercado nenhum que atenda a todos os requisitos. De acordo com os autores, o amálgama é mecanicamente excelente, mas com compatibilidade biológica mínima com o tecido dentinário. A resina composta representa um avanço sobre o amálgama, com respeito à biocompatibilidade, apesar de ser mecanicamente fraca. O ionômero de vidro desenvolvido para restauração e, posteriormente, para cimentação, representa um avanço em direção a um material biocompatível e está situado entre os cimentos que proporcionam uma irritação mínima, pois contém, na sua fórmula polímeros recém-formados em vez de monômeros. Originalmente, foi formulado como restaurador suave, evitando-se o uso de ácidos fracos, bem como o ácido fosfórico do cimento de silicato, e os monômeros de resinas.

Zmener, Domingues⁶⁹ (1983), utilizaram um cimento de ionômero de vidro e um fosfato de zinco para fixação de pinos intracanais. As reações dos cimentos foram avaliadas por meios de tubos de polietileno implantados em tíbias de 12 cães. Os autores observaram que o cimento de ionômero de vidro apresentou reação ligeiramente menor que o fosfato de zinco somente no período de 10 a 30 dias, e que, ao final de 90 dias, a reação do tecido aos materiais testados foi similar. O quadro inflamatório regrediu, havendo progressiva formação de osso. A

biocompatibilidade semelhante dos materiais sugere que o cimento de ionômero de vidro pode substituir adequadamente o cimento de fosfato de zinco.

Plant et al.⁴⁴ (1984) estudaram comparativamente as reações pulpares causadas em dentes humanos restaurados com cimentos ionoméricos Aspa, Chemfil e Chembond, após períodos de 1-10, 11-30 e 31 dias ou mais, com o Kalzinol e/ou o cimento de óxido de zinco e eugenol usados como controle. Foram preparadas cavidades oclusais em pré-molares hígidos destinados à extração como parte do tratamento ortodôntico. Verificou-se, por meio desse estudo, que há maiores alterações nas cavidades restauradas com cimento de ionômero de vidro do que naquelas com materiais de controle. Quando da utilização do cimento ionomérico Chemfil, a inflamação foi significativamente menor quando comparada aos outros cimentos ionoméricos. Segundo os autores, deve-se evitar o contato direto do cimento de ionômero de vidro com a polpa, bem como sobre a dentina, quando houver suspeita de inflamação pulpar.

Croll, Phillips²⁰ (1986) observaram, através da análise dos cimentos de ionômero de vidro tipo Cermet, que, apesar dos cimentos ionoméricos terem sido reportados como sendo bem tolerados pela polpa dentária, após o uso dos cimentos Ketac-Fil, Ketac-Silver e Ketac-Cem,

estes mostraram inflamação pulpar inicial. Concluíram que é necessário colocar uma fina camada de hidróxido de cálcio em regiões mais profundas de dentina, antes da aplicação de qualquer tipo de cimento de ionômero de vidro.

Uçok⁶⁰ (1986) preparou cavidades de classe V em 60 dentes (pré-molares e caninos) humanos, indicados para exodontia por razões ortodônticas. Utilizou como materiais experimentais o cimento de ionômero de vidro ASPA, o cimento de silicato (controle positivo) e o óxido de zinco e eugenol (controle negativo). Os dentes foram divididos, sendo 20 para cada período, 10 para o material experimental, 5 para o controle positivo e 5 para o negativo. Após os períodos experimentais de 3-5 dias, 27-33 dias e 85-90 dias, os dentes foram extraídos, desmineralizados e preparados para exame histológico. As reações de cada material, nos curtos intervalos de tempo, foram semelhantes, ao passo que, em períodos intermediários e longos, o cimento de silicato causou grande inflamação, o óxido de zinco e eugenol, uma inflamação mínima e o cimento de ionômero de vidro ASPA uma reação intermediária. Em comparação com o período intermediário, a reação do ASPA no período longo foi reduzida. A reação causada pelo cimento de ionômero de vidro pode ser evitada, empregando-se um material protetor biocompatível quando da sua utilização.

Walls⁶² (1986), em uma revisão sobre o desenvolvimento do cimento de ionômero de vidro durante o período de 1960 até 1986, observou uma série de trabalhos sobre a biocompatibilidade desse material tanto in vitro como in vivo. Os resultados mostraram que os cimentos de ionômero de vidro são levemente irritantes ao tecido pulpar e que a extensão da reação inflamatória é moderada em presença de qualquer dentina residual. Segundo o autor, inicialmente, há uma leve irritação pulpar causada pelo cimento de ionômero de vidro devido ao baixo pH destes materiais quando recentemente preparados. Quando da existência de uma camada razoável de dentina remanescente entre a base da cavidade e os tecidos pulpares, nenhum forramento se faz necessário. Já se a base da cavidade for próxima à polpa, um material menos irritante deve ser usado como forramento, como o óxido de zinco e eugenol ou um cimento de hidróxido de cálcio.

A Federation Dentaire International²³ (1987) apresenta um guia para a correta utilização dos cimentos de ionômeros de vidro indicados para restaurações, enfatizando os cuidados que devem ser tomados para se obter boas qualidades do cimento. Antes de inserir o cimento na cavidade, deve ser realizado um forramento com hidróxido de cálcio cobrindo a área mais próxima à polpa, de modo a evitar a cobertura total da dentina, o que prejudicaria a adesão do cimento.

Bauer, Al-Rubayi⁵ (1987) implantaram tubos de polietileno em tecido subcutâneo de 20 ratos contendo diferentes tipos de materiais restauradores. Os materiais testados foram resinas compostas Concise (autopolimerizável) e Prisma Fil (fotopolimerizável), cimentos de ionômero de vidro Ketac Fil e IRM. Por ser o tubo de polietileno biologicamente inerte, suas laterais serviram como controle. Decorridos os intervalos de 1, 3, 10, 30 e 60 dias, 4 animais foram sacrificados para cada período. Após a avaliação histológica, concluíram que todos os materiais implantados apresentaram regressão de uma reação inflamatória inicial severa a um grau de infiltrado dentro dos 60 dias.

Knibbs²⁹ (1987) diz que a aparente irritação pulpar observada após o uso de cimentos de ionômero de vidro merece mais investigações. Em sua experiência clínica sobre o manuseio dos cimentos de ionômero de vidro anidro usados para cimentação, apenas um dos seus colaboradores, notou problemas de sensibilidade. Estudando os registros do paciente, não conseguiu relacionar com certeza os sintomas com o uso do cimento de ionômero de vidro. O colaborador não tinha experiência prévia de sensibilidade dentária com outros cimentos, a evidência da irritação causada pelo cimento de ionômero de vidro foi incontestável. Os outros colaboradores não tiveram qualquer problema. Concordaram com o fato de que as variações de manipulação e técnicas

clínicas podem explicar o porquê de alguns terem problemas de sensibilidade e outros não.

Golin²⁴ (1988) verificou as reações provocadas por 3 diferentes marcas comerciais de ionômero de vidro utilizadas para cimentação (Ceram Chem, Hy Bond Glasionomer e GC Fuji Ionomer), implantados no tecido subcutâneo de 40 ratos. Para isso, foram utilizados períodos de 7, 15, 30 e 60 dias, tendo como controle corpos-de-prova de Teflon. Os resultados mostraram que todos os materiais provocaram reação inflamatória inicial, mas, ao fim da experiência, essa reação variava de discreta a não significativa. Foram observados também corpos estranhos sugestivos de partículas desprendidas dos cimentos. Ao final de 60 dias, foram tolerados pelos tecidos hospedeiros, classificados, numa ordem crescente do potencial irritativo os seguintes materiais: Teflon, Hy Bond Glasionomer, GC Fuji Ionomer e o Ceram Chem.

Navarro et al.³⁸ (1988) realizaram uma revisão de literatura sobre a biocompatibilidade do cimento de ionômero de vidro, discutindo os aspectos mais importantes para um melhor desempenho clínico das restaurações e cimentações protéticas realizadas com esse material. Os autores ressaltaram alguns cuidados necessários para um desempenho mais favorável do material, que são: proporção e manipulação adequadas do material, não utilização do ácido cítrico para limpeza cavitária, proteção

pulpar com uma base de hidróxido de cálcio em regiões de maior proximidade com a polpa e técnica de restauração ou cimentação criteriosa. Concluiu-se que os dados constantes na literatura, relacionados com pesquisas clínicas e laboratoriais, mostram a necessidade de novos trabalhos biológicos, com a finalidade de determinar mais seguramente a biocompatibilidade dos cimentos ionoméricos, principalmente por se tratar de um material em evolução para o quais novas fórmulas e indicações são sugeridas.

Zytkievitz, Piazza⁷⁰ (1988), realizaram um trabalho de atualização sobre o cimento de ionômero de vidro. Os autores relataram a semelhança do cimento de ionômero de vidro ao cimento de policarboxilato, que pode ser aplicado diretamente sobre a dentina em cavidades rasas e médias, mas que em cavidades profundas deve ser precedido por uma camada de hidróxido de cálcio. A discreta reação pulpar ao ácido poliacrílico pode ser atribuída ao fato deste e ácidos afins serem ácidos orgânicos de baixa intensidade e, também, pela difusão de poliácidos através dos tecidos e canalículos dentinários, devido ao seu alto peso molecular, acrescido de uma capacidade de combinar e unir-se à estrutura dentinária.

Caughman et al.¹² (1990) realizaram estudos biológicos in vitro para avaliar se os componentes básicos dos agentes cimentantes

poderiam afetar adversamente o periodonto, quando da cimentação de próteses com margens subgengivais. Dois tipos de células foram usados neste estudo: fibroblastos gengivais humanas e células epiteliais orais de hamsters. Os agentes de cimentação utilizados no experimento foram: 1) resina química ou fotoativada – Comspan, Biomer, PVS, Porcelite, Dual, Panávia; 2) cimento de ionômero de vidro – Ketac Cem; 3) discos de polietileno (controle). Duas amostragens foram feitas com as resinas fotoativadas, sendo que em uma, a polimerização foi incompleta por apenas 20 segundos e em outra por 40 segundos. Os resultados mostraram que o cimento de ionômero de vidro Ketac Cem apresentou-se menos tóxico e a resina PVS (polimerização incompleta) como a mais tóxica, para os dois tipos de células. Os ionômeros de vidro produziram menos toxicidade que as resinas compostas, apesar de não serem totalmente inerte às células.

Chain¹³ (1990) fez uma revisão sobre o cimento de ionômero de vidro, abordando classificação, composição, manipulação, propriedades e indicações clínicas. O ionômero é composto pelo pó que é à base de um vidro de silicato de alumínio contendo fluoretos em alta concentração. Ao pó de vidro, podem ser misturados ou fusionados pós de metal, tais como prata, liga de prata, ouro, platina ou paládio, a fim de melhorar as qualidades físicas do material e, com isso, surgiram os cimentos ionoméricos do tipo Cermet. Já o líquido, apresenta a solução

principal composta por ácido poliacrílico, ao qual são somados agentes de queelação como o ácido tartárico, que possui propriedades de aumentar o grau de endurecimento pós-presas, ou o ácido itacônico, que reduz a viscosidade do líquido. A manipulação do material deve ser feita em placa de vidro ou bloco de papel impermeável, se possível, à temperatura de aproximadamente 23°C. No momento da aglutinação, esta deve ser feita de forma mais rápida e completa possível, devendo ter como aspecto final uma substância cremosa, de aspecto vítreo e úmido, com tempo máximo de 30 segundos. Com relação às propriedades dos materiais, têm-se a hidratação e desidratação, integridade marginal, resistência à abrasão, adesão, estética, compatibilidade biológica, liberação de flúor e susceptibilidade ao condicionamento ácido, pois na reação inicial, a restauração com esse material pode ser afetada tanto pela presença ou ausência de umidade. Pode ser utilizado como agente de forramento cavitário e agente cimentante, além de núcleos para preparos de coroas, reparo de margens deficientes, cobertura temporária de dentes fraturados e procedimentos endodônticos. Para o autor, a evolução e melhora das propriedades físicas do material, num curto espaço de tempo, prevêem um futuro bastante promissor.

Golin et al.²⁵ (1992) estudaram as reações histopatológicas do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos à implantação de três marcas comerciais de cimento de ionômero de vidro para cimentação, Ceram

Chem, Hy Bond Glasionomer-C/Tipo II e GC Fuji Ionomer/Tipo I. Utilizaram cerca de 40 ratos machos que constituíram 4 grupos de 10, correspondentes aos períodos experimentais de 7, 15, 30 e 60 dias. Os materiais-testes foram manipulados segundo a orientação dos fabricantes e introduzidos em matrizes de polietileno de 1,7 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Obtida a presa dos materiais, os corpos-de-prova foram removidos de suas matrizes e implantados nos animais. Corpos-de-prova de Teflon foram usados como controle. Após anestesia, depilação e anti-sepsia da pele de cada animal, foi feita uma incisão na face dorsal e, a partir dela, procedeu-se a divulsão do tecido conjuntivo em direção aos 4 sítios de implantação sendo 2 na região escapular e 2 na região pélvica. Ao término de cada período, 10 animais foram sacrificados, e os tecidos que sediavam os implantes foram excisados e submetidos à técnica histológica de rotina para coloração pela H.E (Hematoxilina e Eosina) e pela técnica de Van Gieson para tecido conjuntivo. Aos 7 dias, Hy Bond e GC Fuji mostraram um comportamento semelhante ao do controle, induzindo reações discretas a moderadas, enquanto o Ceram Chem provocou intensa reação inflamatória, com formação de abscessos. Ao final da experiência, as reações remanescentes eram, para todos os materiais, de discretas a não-significantes, e os implantes estavam rodeados por cápsulas fibrosas, revelando aceitação do tecido hospedeiro. Os materiais foram classificados em ordem crescente de potencial irritativo, em Hy Bond, GC Fuji e Ceram Chem.

Mount³⁵ (1994) relatou que os cimentos de ionômero de vidro foram introduzidos em 1976, e que fornecem adesão, tanto em esmalte quanto em dentina, por meio da troca de íons com benefícios adicionais de liberação de flúor através da vida da restauração. A solubilidade é baixa, a resistência à abrasão é alta, e sua biocompatibilidade é excelente. Os ionômeros de vidro contribuíram muito para a prática diária e estão disponíveis tanto como autopolimerizável e como cimento de presa dual. Nos últimos 20 anos, houve progressos consideráveis no desenvolvimento da adesão dos materiais restauradores na cavidade oral. A adesão química de esmalte e dentina através do cimento de ionômero de vidro evoluiu para uma fase em que seu potencial e suas limitações são bem entendidos. Segundo o autor, haverá um progresso adicional dentro do futuro previsível, mas, ao mesmo tempo, o profissional deverá estar preparado para trabalhar com um sistema de simples aplicação, seguro, efetivo, conservador e que incorpora um alto nível de prevenção.

De acordo com Mount³⁴ (1994), a polpa dental demonstra elevado nível de tolerância à presença do cimento de ionômero de vidro. Os ácidos polialcenóicos do sistema são relativamente brandos, com cadeias moleculares longas e complexas, que não penetram prontamente nos túbulos dentinários; a própria dentina é um tampão muito eficaz aos ácidos em geral. Além disso, quando reagido com o pó de vidro, a

toxicidade dos ácidos polialcenólicos é ainda mais reduzida. O cimento de ionômero de vidro, pela sua união iônica com a estrutura dental, será um selante ideal para cavidade, prevenindo o ingresso de nutrientes bacterianos e reduzindo qualquer um que possa estar presente numa forma esporulada. Dessa forma, o cimento de ionômero de vidro pode ser colocado em íntima proximidade à polpa, sem o risco de desenvolver inflamação pulpar irreversível, e a colocação de um sub-forramento adicional sob esse cimento não é justificável.

Salgado et al.⁴⁷ (1994), pesquisaram as reações histológicas de tecido conjuntivo subcutâneo de ratos à implantação de corpos-de-prova de cimento de ionômero de vidro para forramento cavitário nos tempos de 7, 14, 21 e 28 dias. Confeccionaram corpos-de-prova de cimento de ionômero de vidro (Vidrion F SS White) e guta percha para controle. O material teste foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e condicionados em forma de discos de 8 mm de diâmetro e 0,8 mm de espessura. Foram selecionados 16 ratos machos divididos em 2 grupos de 8 animais para grupo experimental e controle. Após anestesia e tricotomia da região dorsal, foram feitas duas incisões horizontais de 1cm em cada rato, e com tesoura de ponta romba, procedeu a divulsão do tecido subcutâneo para implante dos corpos-de-prova. Depois de colocados em gaiolas individuais devidamente identificados, os animais foram acompanhados durante todo o período

experimental. Nas datas pré-determinadas, os animais foram sacrificados e tricotomizados na região dos implantes, os quais foram removidos, juntamente com os tecidos circunjacentes para depois serem incluídos em parafina. Cortes de 7 mm de espessura foram corados com Hematoxilina e Eosina e analisados em microscópio. Os resultados desse estudo demonstraram que o ionômero de vidro para forramento de cavidades é bem tolerado pelos tecidos orgânicos, não provocando reações adversas. Assim, os autores concluíram que este material pode ser usado em contato direto com a dentina, por ser biocompatível.

Scuoteguazza⁴⁸ (1994) avaliou, comparativamente, em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos, a compatibilidade biológica de 3 materiais à base de ionômero de vidro, utilizados como forradores de cavidades, veiculados em tubos de polietileno. Foram utilizados 72 animais (*Rattus norvegicus*, *albinus*, Holzman), divididos em 3 grupos de 4 animais para os períodos experimentais de 3, 7, 14, 28, 60 e 90 dias, comparados com as laterais dos tubos de polietileno tidos como controle, ficando distribuído os seguintes grupos: Grupo I: Ketac Bond, Grupo II: Shofu Glass Ionomer – Type I e Grupo III: Vidrion F. Ao final dos períodos, foram removidos os fragmentos de tecido contendo os tubos. Após tramitação laboratorial de rotina, os cortes foram avaliados em microscopia óptica comum e análise descritiva do quadro reacional. Os resultados obtidos pela avaliação subjetiva, relativos aos eventos

histopatológicos, permitiram as seguintes conclusões: os materiais avaliados apresentaram-se como irritantes do tecido conjuntivo subcutâneo do rato, permitindo, no decorrer dos períodos, evolução por colagenização da cápsula junto à abertura tubular, sem vir a atingir, todavia, a evolução ideal caracterizada junto às paredes do tubo de polietileno (controle). Comparativamente, determinou-se, entre os materiais odontológicos avaliados, uma ordem crescente de agressividade tecidual na seguinte condição: primeiro Ketac Bond, seguido pelo Shofu Glass Ionomer – type I, e por último, o Vidrion F. A atividade macrofágica, exercida por fagócitos mononucleares e células gigantes, mostrou-se acentuada e persistente, com decréscimo nos períodos finais de avaliação, manifestada também com constância em nódulos reacionais adjacentes.

Katuki²⁷ (1994) avaliou, comparativamente, o potencial irritativo de três materiais restauradores à base de ionômero de vidro quimicamente ativados, veiculados em tubos de polietileno e implantados no tecido conjuntivo subcutâneo de ratos. Foram utilizados 72 espécimes (*Rattus norvegicus*, *Albinus*, Holtzman), divididos em três grupos de quatro animais cada, para os períodos de 3, 7, 14, 28, 60 e 90 dias. Foram avaliadas, em médias, as laterais dos tubos de polietileno de todos os espécimes que serviram como grupo controle. Os materiais foram: Chelon Fil (grupo I), Shofu Glass Ionomer Type II (grupo II) e Vidrion R (grupo III).

Decorridos os períodos experimentais, os tubos foram removidos e encaminhados para tramitação laboratorial. Os cortes foram avaliados em microscopia óptica comum e análise descritiva do quadro reacional. Os resultados encontrados através de avaliação subjetiva permitiram concluir que os 3 materiais restauradores comparados caracterizam-se como irritantes do tecido conjuntivo subcutâneo de rato, condição minimizada no desenvolver dos períodos experimentais. O grau de compatibilidade biológica determinada pelos eventos histopatológicos possibilitou uma ordenação crescente do potencial de irritabilidade dos materiais testados, na seqüência: Chelon Fil, Shofu Glassionomer Type II e Vidrion R. Em todos os grupos experimentais, no decorrer dos tempos de avaliação, observou-se, na cápsula junto à abertura tubular, colagenização e redução de amplitude progressiva. A atividade macrofágica foi constante em todos os grupos, perdurando mesmo que em regressão nos períodos finais de observação, sendo exercida por fagócitos mononucleares preponderantemente e por células gigantes. A dispersão de partículas por solubilização do cimento determinou, invariavelmente, acentuada e persistente reação de corpo estranho à distância.

Costa et al.¹⁷ (1996) avaliaram, de forma comparativa e subjetiva, a ação irritante sobre a dentina e tecido pulpar dos materiais Vitremer 3M e Dycal, quando comparados em cavidades oclusais preparadas nos primeiros molares superiores de 25 ratos distribuídos em

5 grupos experimentais de 5 animais cada. Os dois dentes receberam restaurações com o ionômero de vidro em estudo, sendo que uma das cavidades (lado direito) foi forrada com cimento de hidróxido de cálcio Dycal. Decorrido os períodos de 3, 7, 15, 30 e 60 dias, as maxilas foram removidas cirurgicamente, descalcificadas e, após processamento histológico, foram obtidos cortes histológicos de 6 µm de espessura, corados com Hematoxilina e Eosina. Foi possível determinar uma discreta reação inflamatória, com predomínio de células mononucleares dispersas pelo corno pulpar, localizado abaixo da cavidade preparada, nos dois primeiros períodos de análise. Houve, ainda, desorganização da camada odontoblástica na região e espessamento da matriz de pré-dentina. Com o decorrer do tempo, cortes histológicos revelaram presença de tecido pulpar normal, semelhante ao observado em todos os períodos para o grupo controle (Dycal). Dessa forma, os autores concluíram que o ionômero de vidro Vitremer 3M foi irritante discreto do complexo dentino-pulpar quando aplicado em cavidades médias preparadas em molares de ratos sem proteção pulpar.

Brentegani¹⁰ (1997) avaliaram a biocompatibilidade de um cimento de ionômero de vidro tipo III implantado dentro de alvéolos dentais em ratos como base de estudos histológicos e histométricos de sua incorporação dentro do osso alveolar no processo de cicatrização da ferida. Ratos machos, pesando em torno de 200-210g, foram

anestesiados com injeção intraperitoneal. Os incisivos superiores direitos foram extraídos com fórceps e, imediatamente após a cirurgia, um grânulo de cimento de ionômero de vidro foi colocado no interior do alvéolo. Em seguida, os tecidos moles foram suturados. Os animais foram sacrificados após 1, 3 e 6 semanas, e suas mandíbulas foram removidas e as cabeças imersas em formalina a 10% por 48 horas. Após fixação, a maxila foi dissecada e dividida ao longo do plano sagital mediano para depois serem cortadas e processadas em parafina e, posteriormente serem armazenadas com Hematoxilina e Eosina. Grânulos de cimento de ionômero de vidro tipo III (Vidrion F, SS White) foram preparados de acordo com as instruções do fabricante, e, após 24 horas de mistura, foram esterelizados em álcool 70 e implantados dentro dos alvéolos. Uma câmera de luz foi usada para mensurar o volume granular médio em sessões histológicas examinadas para biocompatibilidade. Os resultados mostraram que, após uma semana, os grânulos de cimento de ionômero de vidro foram envolvidos por uma cápsula distinta cercada em volta de tecido conjuntivo imaturo. Na terceira semana, os implantes foram cercados por uma cápsula fibrosa menos proeminente, e a maioria das áreas testadas foi quase totalmente coberta por osso, que estava em íntimo contato com o material implantado em diversos lugares. Os dados quantitativos confirmaram nova formação óssea progressiva, em paralelo com uma diminuição na fração de porcentagem do tecido conjuntivo em áreas de ensaio ao redor dos implantes. Os resultados revelaram que o

material testado é biologicamente compatível, sendo progressivamente incorporado dentro do osso alveolar no processo de cicatrização de ferida. A avaliação quantitativa de cicatrização de ferida alveolar ao redor de um implante de ionômero de vidro pode prover um modelo experimental para estudos futuros comparativos levados com outros biomateriais.

Para Navarro, Pascotto³⁷ (1998), é importante que previamente à utilização dos ionômeros de vidro, o profissional esteja ciente de que esses materiais são bastantes críticos e que o conhecimento das suas propriedades, das características de manipulação, bem como de suas indicações e contra-indicações é imprescindível para que se obtenham os melhores resultados com a sua utilização. Na clínica, todos os cuidados da manipulação desde o proporcionamento do pó e do líquido, até a maneira e o tempo de aglutinação, a inserção do material na cavidade, a proteção superficial e o acabamento e polimento, devem ser seguidos com todo o rigor, a fim de se obter o sucesso almejado. As autoras relataram a classificação dos Ionômeros de vidro, suas propriedades, indicações, contra-indicações e cuidados durante a técnica clínica.

Oliveira⁴¹ (2000), salientou a importância da realização de testes preliminares em animais de laboratório para avaliar o potencial

irritativo dos materiais odontológicos a serem utilizados em humanos, comentando os trabalhos relativos à compatibilidade biológica em tecido conjuntivo subcutâneo de rato. Descreveu os testes de nível I relativos a implantes em tecido conjuntivo subcutâneo de rato, os quais permitem determinar a toxidez de vários materiais, comparativamente, usados para o mesmo fim. É importante observar que este teste, em primeiro nível como o de cultura de células, é necessário e fundamental, porém complementado com os testes in situ em animais ou mesmos aos ensaios em humanos, situados nos outros níveis. De acordo com a autora, o rato é um animal comumente usado, tanto pela sua considerável resistência à infecção, quanto pelo seu pequeno porte que facilitam e tornam rápidos os procedimentos cirúrgicos. O tubo deve ser introduzido assepticamente através de uma incisão central abaixo da pele do animal e deverá ser estratégica, permitindo o implante subcutâneo. Diariamente, deverão ser feitas observações para qualquer reação, como abscesso ou formação ulcerosa. O tecido circundante ao tubo, com boa margem de segurança, após exereses, é preparado para estudo microscópico. As reações nas extremidades dos tubos e a relação com os tecidos vizinhos são evidenciadas através de um corte longitudinal que atinja toda a extensão do tubo. Na análise histológica deverão ser avaliadas as contagens de células, grau de vascularização, quantidade de necrose e destruição presente, grau de fibroplasia e natureza de cápsula fibrosa envolvente, a qualidade e amplitude variável da cápsula sempre comparável entre as

laterais e extremidade que é a zona principal da análise. Nestas condições, o teste de implante em tecido conjuntivo subcutâneo de rato, pela sua importância e facilidade de execução, pode ser considerado um bom método de avaliação biológica dos materiais dentários.

Six et al.⁵⁰ (2000) investigaram a biocompatibilidade pulpar do Fuji IV, um cimento de ionômero de vidro usado como material restaurador em cavidades preparadas em molares superiores de ratos, a fim de assegurar o valor deste modelo in vivo para teste de biomateriais odontológicos. Foram realizadas cavidades classe V meia lua na mesial em primeiros molares superiores de ratos. Metade dos ratos experimentais em que os molares foram restaurados com o cimento de ionômero de vidro foi sacrificada após 8 dias, e a segunda metade após 30 dias. Esses foram comparados com dois grupos controles, também submetidos ao preparo de cavidades, mas com as cavidades deixadas sem restauração. Metade dos ratos do grupo controle foi sacrificada após o oitavo dia, e a segunda metade após o trigésimo dia. Os resultados através de análise histológica em microscópio mostraram que após 8 dias, em ambos os grupos, poucas células inflamatórias foram observadas. A camada odontoblástica foi rompida e os vasos sanguíneos foram vistos na área da polpa relacionado aos tubos cortados. O grupo experimental exibiu uma reação inflamatória moderada considerando que, só uma reação leve foi detectada no grupo controle. Em poucos dentes, bactérias

foram visualizadas nos túbulos dentinários embaixo da restauração do cimento de ionômero de vidro. Colônias não foram observadas nos molares não restaurados. Após 30 dias, em ambos os grupos, o tecido pulpar recuperou e exibiu uma aparência normal. Rompimentos das camadas dos odontoblastos não foram mais visíveis. Penetração de bactérias dentro dos túbulos dentinários foi reduzida comparativamente aos 8 dias. Uma camada espessa de osteodentina reparativa foi formada. Entretanto, nenhuma diferença na espessura foi detectada entre os grupos experimentais e controle, suportando que a formação de dentina reparativa não é prejudicada. Concluíram que, a despeito de alterações pequenas no processo de mineralização, o cimento de ionômero de vidro Fuji IX tem boa biocompatibilidade e não induz nenhum efeito nocivo nas células pulpares.

Costa et al.¹⁸ (2003) avaliaram a resposta do complexo dentina-polpa seguido de aplicação de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina ou um sistema adesivo em cavidades profundas realizados em dentes humanos. Foram preparadas cavidades Classe V na superfície vestibular de 26 pré-molares. No Grupo 1, as paredes das cavidades em dentina e esmalte, foram condicionadas com ácido fosfórico a 32% e o sistema adesivo dentinário One Step foi aplicado. No Grupo 2 e 3, antes do condicionamento e aplicação do sistema adesivo, o soalho da cavidade foi recoberto com cimento de ionômero de vidro modificado por

resina – Vitrebond (3M ESPE Dental Products Division, St Paul, MN, USA) ou o cimento de hidróxido de cálcio – Dycal (grupo controle, Dentsply, Mildford, USA), respectivamente. As cavidades foram restauradas usando resina composta Z-100 (3M ESPE). Os dentes foram extraídos entre 5 e 30 dias e preparadas para avaliação microscópica. Cortes seriados foram corados com Hematoxilina e Eosina e Tricômico de Masson e técnica Brown e Brenn. No Grupo 1, a resposta antiinflamatória foi mais evidente do que nos Grupos 2 e 3. A difusão dos componentes dos materiais através dos túbulos dentinários foi observada apenas no Grupo 1, na qual a intensidade da resposta pulpar aumentou, permanecendo espessura dentinária diminuída. Bactérias foram evidenciadas nas paredes laterais de duas amostras (Grupo 2) que exibiram nenhuma resposta inflamatória ou desorganização tecidual. Concluíram que o ataque ácido total seguido pela aplicação de agente de união One Step não pode ser recomendado como procedimento adequado. Nestas condições clínicas, as paredes da cavidade deveriam ser recobertas com uma material biocompatível, tal como o Vitrebond ou Dycal.

Costa et al.¹⁵ (2003) avaliaram os efeitos citotóxicos de cinco cimentos de ionômero de vidro nas células dos odontoblastos (MDPC-23). Utilizaram discos dos materiais preparados e divididos em: Grupo 1: Vitrebond, Grupo 2: Vitremer, Grupo 3: Fuji II LC, Grupo 4: Fuji IX GP, Grupo 5: Ketac Molar, Grupo 6: Z100 (controle positivo), e no Grupo 7:

Solução salina de tampão-fosfato (controle negativo) na qual foi aplicado no filtro de papel. Todas as amostras (2mm de espessura e 4mm de diâmetro) foram fotopolimerizados por 40s (Optilux 500) e, em seguida colocadas em sobrelâminas que foram mantidas na parte superior da parede, as células (30,000 células/cm²) foram incubadas por 72 horas. O número de células foi contado, a morfologia da célula foi avaliada por microscópio eletrônico de varredura e o metabolismo das células foi avaliado usando ensaio metitetrazolim. A análise estatística de Kruskal-Wallis foi utilizada para determinar se os escores obtidos do metabolismo da célula e o número de células foram diferentes de nível de confiança de 95%. Nos Grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, os materiais diminuíram o número de células para 74,5%, 75,5%, 45,5%, 29,5%, 32,5%, e 88,5%, respectivamente. Nos Grupos 1, 2, 3, 4 e 5, os ionômeros experimentais reduziram o metabolismo das células por 79%, 84%, 54%, 40%, e 42,5%, respectivamente. Apesar do fato de que todos os materiais experimentais foram citotóxicos às células MDPC-23, os cimentos de ionômero de vidro foram os menos citotóxicos. Por outro lado, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina causaram o mais alto efeito citopático.

Costa et al.¹⁶ (2003) compararam as respostas de polpas de dentes de ratos capeados com um cimento de ionômero de vidro e um adesivo dentinário. Cavidades classe I foram preparadas na superfície oclusal de 54 primeiros molares superiores de ratos. O tecido pulpar foi

exposto mecanicamente e capeado com Clearfil Liner Bond 2V, Vitrebond ou com pasta de hidróxido de cálcio como controle. Em seguida, as cavidades foram restauradas com amálgama. Após 7, 30 e 60 dias, os animais foram sacrificados e os dentes processados para análise e microscopia de luz. Aos 7 dias, resposta inflamatória com necrose parcial do tecido foi observada para os materiais experimentais e controle. Aos 60 dias, a reparação pulpar foi associada à formação de barreira mineralizada. Ambos materiais resinosos promoveram a deposição de fibrodentina rica em células no local da exposição pulpar, a qual foi mais extensa para as amostras do Vitrebond. Houve também formação de dentina terciária depositada por células pulpares alongadas sobre a matriz de fibrodentina. O tecido pulpar remanescente exibiu característica histológica de normalidade. No grupo controle, a reparação e a formação de ponte de dentina foram observados após 30 dias. A desorganização do tecido pulpar ocorreu apenas na presença de bactérias. Os autores concluíram que ambos os agentes capeadores (Vitrebond e Clearfil Liner Bond 2V) permitiram reparação pulpar, a qual foi caracterizada pela síntese de fibrodentina rica em células e deposição de dentina terciária, as quais, em conjunto, caracterizam a barreira mineralizada formada adjacente à exposição pulpar.

Para Russo⁴⁶ (2003), uma explicação para a boa compatibilidade biológica dos cimentos de ionômero de vidro seria sua

capacidade de reduzir a possibilidade de penetração bacteriana. Outra explicação possível para a biocompatibilidade apresentada por esses cimentos estaria relacionada ao ácido poliacrílico, que é um ácido fraco, apresenta alto peso molecular e é rapidamente precipitado pelos íons de cálcio nos túbulos. Assim, uma camada de dentina de pequena espessura já seria suficiente para transformar o ácido poliacrílico em sais insolúveis. Então, somente diante da suspeita de que a dentina remanescente que protege o tecido pulpar tem uma espessura menor que 0,5 mm pode-se aplicar uma fina camada de cimento de hidróxido de cálcio e, mesmo nessas condições, a aplicação deste cimento deve estar restrita à área de proximidade com a polpa.

Paradella⁴³ (2004) revisou os principais conceitos ligados ao cimento de ionômero de vidro, bem como apresentou suas indicações clínicas e as tendências das pesquisas atuais, orientando e atualizando o cirurgião-dentista em sua prática clínica. São materiais muito utilizados na Odontologia moderna devido às suas propriedades clínicas, que incluem liberação de flúor, adesividade à estrutura dentária, coeficiente de expansão térmico linear semelhante à estrutura dentária, poder antimicrobiano e atividade cariogênica. Em pacientes de alto risco de cárie, a utilização de materiais restaurados com flúor é extremamente importante para o controle de cáries secundárias. Tanto os cimentos de ionômero de vidro convencionais, como os cimentos de ionômero de vidro

modificados por resina, apresentam a propriedade de recarga do flúor quando utilizados em conjunto com outros produtos que contém flúor, tais como dentifrícios e flúor tópico. Outra propriedade importante é a adesividade do material à estrutura dentária que se deve à troca de íons durante a reação de geleificação do material. Os cimentos de ionômero de vidro convencionais apresentam características indesejáveis em materiais restauradores, as quais incluem baixa resistência à abrasão, translucidez reduzida, friabilidade, estética pobre e sensibilidade à técnica. Já os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, apesar de suas propriedades físicas superiores, como maior resistência mecânica e maior tempo de trabalho, se comparados aos cimentos de ionômero de vidro convencionais, apresentam algumas limitações, sobretudo em relação a citotoxicidade, o que limita sua utilização como material de forramento em cavidades profundas. Os cimentos de ionômero de vidro são materiais importantes material na clínica diária, sendo de fundamental importância que o clínico conheça sua correta utilização e limitações, bem como suas propriedades, procurando acompanhar as recentes pesquisas com esses materiais, para que assim possa ter bom desempenho clínico dos mesmos.

Outros tipos de vidros vêm sendo estudados e documentados na literatura com a finalidade de aplicações odontológicas, principalmente como formadores de cimentos. Bertolini et al.⁹ (2004)

estudaram a preparação de dois sistemas vítreos contendo nióbio em suas composições para o uso como cimentos de ionômero de vidro. Os vidros baseados na composição flúor-alumino-silicato contendo nióbio foram preparados por processo químico a 700°C, diferentemente dos pós-comerciais que são preparados pela fusão da mistura de óxidos na faixa de temperaturas entre 1200 °C - 1400 °C, dependendo da composição. Os resultados obtidos confirmaram que os materiais preparados são vidros.

Os cimentos de ionômero de vidro são materiais em que a fase vítrea age tanto como um material de preenchimento, quanto como fonte de cátions para criar ligações cruzadas entre os cátions liberados (Al^{+3} e Ca^{+2}) e as cadeias poliméricas do ácido orgânico. Eles são preparados combinando-se pós básicos de vidro fluoraluminossilicato com uma solução aquosa de ácido orgânico polimérico (ex: ácido poliacrílico). Os cimentos adquirem presa inicial por uma reação de neutralização do tipo ácido-base entre as partículas vítreas e o polímero ácido. Então, Bertolini et al.⁶ (2005) prepararam sistemas vítreos à base de flúor aluminossilicato de cálcio contendo nióbio, com o objetivo de usá-los como formadores de cimentos de ionômero de vidro. Os sistemas foram obtidos pelo método precursor polimérico, o óxido de nióbio foi adicionado nessas composições preparadas por rota química a 700 °C e os resultados mostraram que todos os sistemas preparados são vidros. As propriedades

dos cimentos de ionômero de vidro experimental e comercial foram estudadas. Os tempos, de trabalho e de presa, das pastas dos cimentos, a microdureza e a resistência de tensão diametral foram avaliadas. Concluiu-se que os tempos de presa e de trabalho das pastas dos cimentos experimentais aumentaram com o crescimento do teor de nióbio dos vidros. As propriedades mecânicas relativas à dureza e à tração para os cimentos experimentais foram influenciadas pela razão pó/líquido usada.

Em outro estudo, Bertolini et al.⁸ (2005) preparam pós referentes ao sistema ternário $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaO}$ (à base de vidros usados na preparação dos cimentos de ionômeros de vidro comerciais), pelo método dos precursores poliméricos, visando aplicações desses pós como formadores de cimentos. Corpos-de-prova dos cimentos de ionômero de vidro experimentais foram preparados pela mistura dos pós preparados a 700°C com uma solução aquosa de ácido poliacrílico. Foram realizados ensaios de microdureza e ensaios mecânicos referentes ao cimento de ionômero de vidro experimental e ao cimento de ionômero de vidro comercial. Os autores concluíram que os cimentos experimentais apresentaram características como trabalhabilidade e tempo de presa similares ao cimento de ionômero comercial.

Soares et al.⁵² (2005) relataram que os cimentos de ionômero de vidro surgiram da associação do líquido proveniente do cimento de policarboxilato e do pó do cimento de silicato, com modificações que resultaram em um grupo de materiais caracterizado pela formação de um sal hidrogel, com diferentes estágios de presa. Esses materiais são também denominados de cimento de polialceonoato ou polialquenoato e são baseados na reação de solução aquosa de copolímeros do ácido poliacrílico com o pó composto basicamente por um vidro de flúor-alumínio-silicato. Os autores informaram a relação da classificação do material que pode ser baseada tanto na sua composição, como na sua indicação. A classificação baseada na composição pode ser organizada em convencionais, anidros, cermets e modificados por resina. Já a classificação quanto à indicação pode ser tipo I (para cimentação), tipo II (para restauração) e tipo III (para forramento). Os autores ainda relataram os cuidados que se deve ter com o pó e o líquido no seu manuseio e durante a aglutinação, além das suas principais características como adesividade, coeficiente de expansão térmica, liberação de íons flúor e biocompatibilidade. O fato de o material ser biocompatível, segundo os autores, se deve a composição pela presença de um ácido fraco, de peso molecular elevado e de estrutura macromolecular, portanto, apresenta reduzida capacidade de penetração da estrutura dental. Outro mecanismo é a alta capacidade de união química às estruturas dentais, assim, os ácidos livres, antes de penetrarem nos

túbulos dentinários, tendem a se unir à dentina produzindo ligações iônicas com o cálcio.

Souza et al.⁵³ (2006) avaliaram comparativamente os efeitos citotóxicos dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina aplicados sobre uma linhagem celular imortalizada derivada de odontoblastos (MDPC-23) e a biocompatibilidade desses materiais bioativos, acompanhando a implantação em subcutâneo de ratos. Primeiramente fizeram o estudo da citotoxicidade na cultura de células utilizando o Vitremer, Vitrebond e Rely X Luting Cement (3M ESPE). Os materiais foram espatulados de acordo com as recomendações do fabricante e colocados em moldes de aço inoxidável de formato arredondado, sendo 30 amostras de cada material. As amostras foram colocadas em poços com 1,1 ml de meio de cultura (DMEM) e incubados por 24, 48 ou 72 horas. Os extratos de cada amostra foram aplicados sobre células de linhagem MDPC-23. O DMEM fresco foi usado como controle. A atividade metabólica das células foi avaliada pelo succinato desidrogenase, que é uma medida de respiração mitocondrial das células. O ensaio de MTT (metiltetrazolium) foi usado para avaliar a respiração mitocondrial. No estudo in vivo utilizaram cerca de 54 tubos de polietileno preenchidos com os materiais experimentais (18 por material) e implantados na região dorsal do subcutâneo de ratos. Após a cirurgia para implantação dos tubos preenchidos com os mesmos ionômeros de

vidro utilizados no experimento anterior, os animais foram mantidos em gaiolas fechadas e identificados para se aguardar os períodos de 7, 30 e 90 dias para serem sacrificados. Os locais subcutâneos contendo os implantes foram removidos do tecido e incluídos em blocos de parafina para serem analisados através de microscopia. Os resultados para o primeiro experimento mostraram que tanto o tempo de incubação, quanto do material, influenciaram significativamente a atividade respiratória celular. Em geral, os extratos obtidos em 24 horas foram menos citotóxicos que os de 48 e 72 horas de incubação. O efeito citotóxico do Vitremer e Rely X Luting não foi estaticamente diferente ($p < 0.05$) para o período de 24 horas. Vitrebond mostrou o maior efeito citotóxico. Com relação ao segundo experimento, todos os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina causaram uma reação inflamatória de moderada à intensa aos 7 dias e foi decrescendo com o tempo. Entretanto, ocorreu reparo do tecido conjuntivo para a maioria das amostras de 90 dias.

Coimbra et al.¹⁴ (2006), analisaram o comportamento de células de linhagem odontoblástica quando expostas aos produtos liberados por materiais ionoméricos. Assim, o objetivo desta pesquisa foi avaliar a citotoxicidade de um cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Fil Plus – 3M/ESPE) e de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC – GC), aplicados sobre células de linhagem odontoblástica MDPC-23. Como controle negativo, foi usado o

próprio meio de cultura DMEM suplementado com 10% de soro fetal bovino. Corpos-de-prova com dimensões padronizadas foram preparados, imersos em 1,1ml de meio de cultura (DMEM) e incubados por 24 horas em estufa a 37°C com 5% de CO₂. Os extraídos obtidos foram filtrados, tiveram o pH ajustado para 7,4 e foram incubados por 24 horas em contato direto com as células MDPC-23. O metabolismo celular foi determinado pelo teste do MTT e os valores numéricos obtidos foram submetidos à análise estatística. A morfologia das células em contato com os extratos dos materiais experimentais ou controle (DMEM) foi avaliada em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados obtidos pelo teste do MTT não mostraram diferença estatística significativa entre os dois materiais e o grupo controle. Na análise em microscópio eletrônico de varredura, tanto para os cimentos de ionômero de vidro, como para o grupo controle, foi observado grande número de células com morfologia ligeiramente alongada e com múltiplos prolongamentos citoplasmáticos. Dentro das condições experimentais deste trabalho, foi possível concluir que os materiais ionoméricos avaliados apresentaram baixo efeito citotóxico pra as células de linhagem odontoblástica MDPC-23.

De acordo com Vieira et al.⁶¹ (2006), o cimento de ionômero de vidro, desde que foi originado na década de 70, passou a exercer um papel significativo na Odontologia restauradora. Primeiramente, era utilizado apenas como material restaurador em cavidades pequenas;

posteriormente, passou a ser utilizado como material de cimentação para peças protéticas, como núcleo de preenchimento, material para base e forramento de cavidades dentárias e selamento de fóssulas e fissuras. Mais recentemente, passou a ser o material de escolha na técnica restauradora atraumática (ART), e também tem sido utilizado na medicina e fonoaudiologia em tratamentos em regiões ósseas. Teve a sua popularidade evidenciada devido as suas propriedades biologicamente favoráveis, pois apesar de possuir uma solubilidade inicial crítica e um comportamento estético insatisfatório, o cimento ionomérico libera flúor para o meio bucal, possui uma adesão química à estrutura dentária e demonstra ser biocompatível. A eficiente capacidade de vedamento marginal, impedindo a penetração bacteriana e seus efeitos deletérios à estrutura dental é o principal efeito biologicamente favorável deste material. A grande problemática do cimento de ionômero de vidro está relacionada com o seu tempo de presa, pois a última fase do processo de presa do material é muito lenta, durando mais de 24 horas, e isso ocorre devido à liberação extremamente lenta dos íons de alumínio do pó do vidro. Como o material não fica totalmente endurecido, nas primeiras 24 horas após a aplicação do material, o cimento ionomérico fica susceptível a alteração higroscópica do meio. Pode sofrer os processos de sinérise e embebição, que são a perda ou ganho de água para o meio externo, respectivamente.

Bertolini et al.⁷ (2007) fizeram um estudo modificando o convencional silicato de alumínio do cimento de ionômero de vidro pela adição de nióbio enriquecido de flúor e cálcio e estudaram as propriedades do cimento de ionômero de vidro obtidos. O processo sol-gel foi usado para preparar o pó em temperatura menor que o seu ponto de fusão. O pó de vidro-cerâmica obtido desse modo foi usado para preparar os cimentos de ionômero de vidro. Propriedades como tempos de manipulação e de trabalho, microdureza e resistência diametral à tensão foram avaliadas para os cimentos de ionômero de vidro experimentais e para um cimento fotopolimerizável comercial. Os resultados mostraram que a razão pó/líquido para preparar os cimentos de ionômero de vidro experimentais foi igual a 1:1. Os cimentos preparados usando essa relação mostraram tempos de trabalho e manipulação similares aos cimentos de ionômero de vidro convencionais. Nos testes mecânicos, foi observado que a microdureza e a resistência diametral à tensão dos cimentos de ionômero de vidro diminuíram significativamente com a relação da razão pó/líquido. Por outro lado, os resultados obtidos nos testes de microdureza indicaram que a presença de nióbio foi um fator positivo. Os autores concluíram que os cimentos de ionômero de vidro contendo nióbio poderiam ser usados nas aplicações odontológicas, e esses resultados são encorajadores para futuras pesquisas em outras composições.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi avaliar, comparativamente, em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos, nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias, a compatibilidade biológica (nível I), de um cimento de ionômero de vidro em fase experimental, desenvolvido no Instituto de Química, da Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, no Campus da UNESP de Araraquara, e de cimentos ionoméricos comercializados e consagrados no mercado odontológico, em função dos seguintes Grupos:

Grupo I – Vitrebond

Grupo II – Ionomaster F

Grupo III – Pó experimental + Líquido (Vitrebond)

Grupo IV – Pó experimental + Líquido (Ionomaster F)

Grupo V – Pó experimental + Líquido experimental

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Materiais

Nesta pesquisa, foram utilizados 60 ratos (*Rattus norvegicus albinus* Holtzman), machos, pesando em média 160g, autorizados pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal (Processo CEEA nº 05/2007), divididos em 5 grupos de 3 animais, para os períodos experimentais de 7, 15, 30 e 60 dias; os quais receberam os materiais, veiculados em tubos de polietileno e implantados em seu tecido conjuntivo subcutâneo, conforme especificados no Quadro 1 e apresentados nas Figuras 1 e 2. As laterais dos tubos de polietileno, de todos os espécimes, serviram como controle, pois apresentam resposta tecidual conhecida.

Quadro 1 Grupos experimentais

GRUPO	MATERIAL	FABRICANTE
I	VITREBOND	3M ESPE (USA)
II	IONOMASTER F	WILCOS (ARGENTINA)
III	PÓ EXPERIMENTAL + LÍQUIDO (VITREBOND)	
IV	PÓ EXPERIMENTAL + LÍQUIDO (IONOMASTER F)	
V	PÓ EXPERIMENTAL + LÍQUIDO EXPERIMENTAL	



FIGURA 1 – Cimento de Ionômero de vidro foto-polimerizável Vitrebond.



FIGURA 2 – Cimento de Ionômero de vidro autopolimerizável Ionomaster F.

Quadro 2 Composição dos materiais

MATERIAIS	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
VITREBOND	3M ESPE St, Paul – USA Nº lote: 70-2010-2611	Pó: Vidro de fluoraluminossilicato Líquido: Copolímero do ácido poliacenóico, água, HEMA, fotoativador
IONOMASTER F	Wilcos Subiton Laboratories S.A. (Buenos Aires - Argentina) Nº Lote: ADP/0458	Pó: Vidro de fluoraluminossilicato de cálcio. Líquido: Solução aquosa de ácido poliacrílico, târtarico
PÓ EXPERIMENTAL	Química - UNESP	Fluoraluminossilicato de cálcio contendo nióbio
LÍQUIDO EXPERIMENTAL	Química - UNESP	Solução aquosa de ácido poliacrílico + aditivos)

Os tubos de polietileno foram padronizados tendo 10mm de comprimento por 1,5mm de diâmetro, onde uma das extremidades foi fechada com auxílio de uma pinça clínica aquecida. A seguir, os tubos

foram acondicionados em placa de Petri e esterilizados em radiação ultravioleta, bem como, todo o instrumental clínico e cirúrgico que foi esterilizado em autoclave.

4.2 Cirurgia para colocação dos implantes

Os animais foram anestesiados com injeção intramuscular de 0,04ml/100g de peso corporal de Cloridrato de Xilasina (Rompum; Bayer S. A. São Paulo, Brasil) e 0,08ml/100g de peso corporal de Cloridrato de Cetamina a 10% (Syntec do Brasil Ltda Francotar, Virbac do Brasil Ltda, Brasil) e, em seguida, foram colocados sobre uma mesa cirúrgica e depilados com ampla margem, para facilitar o ato operatório.

Após a tricotomia da região dorsal mediana, foi feito a anti-sepsia com álcool iodado. Próximo à linha mediana, foi realizada uma incisão central de aproximadamente 1cm de comprimento com tesoura de ponta afiada (Figura 3) e, a partir dela, procedeu a divulsão do tecido com tesoura de ponta romba nos lados direito e esquerdo (Figura 4), onde foram implantados um tubo de cada lado na região escapular, contendo os materiais.



FIGURA 3 - Incisão central com tesoura de ponta afiada.



FIGURA 4 - Divulsão com tesoura de ponta romba nos lados direito e esquerdo.

O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável Vitrebond (Grupo I) e o cimento de ionômero de vidro autopolimerizável Ionomaster F (Grupo II) foram espatulados conforme as recomendações do fabricante. Já para o Grupo III (Pó experimental + Líquido do Cimento de ionômero de vidro Vitrebond), foi utilizado a colher dosadora do kit do Vitrebond (0,0412g) como medida, para uma gota do líquido do Vitrebond. Para o Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Cimento de Ionômero de vidro Ionomaster F), foi utilizado a colher dosadora do Kit do Ionomaster F (0,0587g) como medida, para uma gota do líquido do Ionomaster F. Já para o Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental) foi utilizado 0,0500g de pó, que foi obtido pela média das duas medidas das conchas utilizadas para os Grupos III e IV, juntamente com uma gota do Líquido experimental (ácido poliacrílico, mais aditivos). Todos os cimentos foram aglutinados utilizando-se uma placa de vidro previamente resfriada e

espátula de plástico até obter uma consistência de aspecto brilhante e formação de um fio (Figuras 5 e 6).

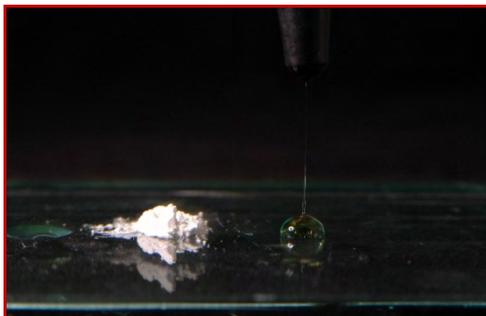


FIGURA 5 – Proporção pó/líquido 1:1.



FIGURA 6 – Material aglutinado – consistência ideal (aspecto brilhante e formação de um fio).

O cimentos de ionômero de vidro autopolimerizáveis (Grupos II, IV e V) foram colocados no interior dos tubos de polietileno, com auxílio de seringa e agulha descartáveis (Figuras 7 e 8), e imediatamente implantados na região dorsal, na qual tomou presa dentro do tecido conjuntivo (Figura 10). Os cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis (Grupos I e II) antes de serem implantados no tecido conjuntivo, foram fotoativados por um aparelho fotopolimerizador CL – K200 Kondortech (São Carlos, SP, Brazil), com intensidade média de luz de 450 mW/cm^2 , posicionado de maneira perpendicular em relação a abertura do tubo (Figura 9). Durante todo o experimento, o aparelho fotopolimerizador foi monitorado pelo próprio radiômetro, disponível no aparelho fotopolimerizador.



FIGURA 7 – Material inserido em agulha estéril para depois ser acoplada a seringa.

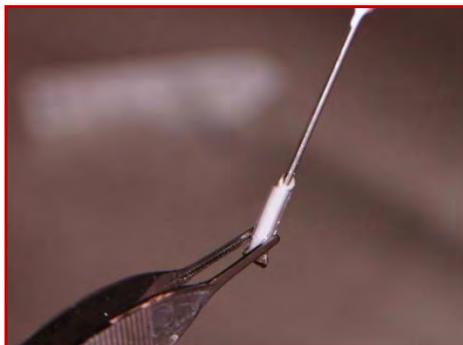


FIGURA 8 – Material inserido no tubo de polietileno com auxílio de seringa.

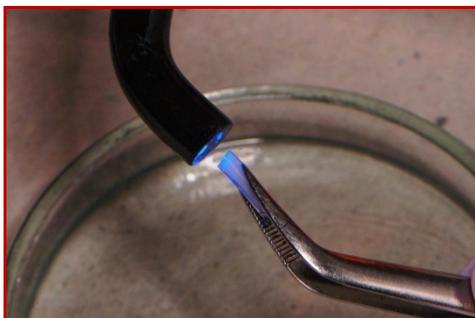


FIGURA 9 – Fotopolimerização.

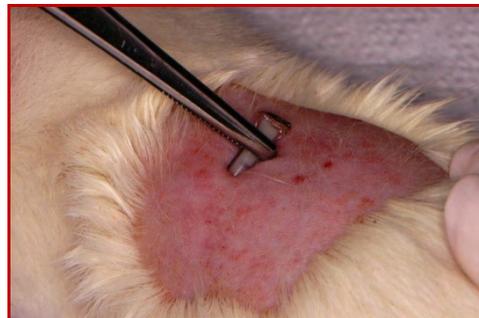


FIGURA 10 – Implante do tubo de polietileno.

Após os tubos de polietileno serem implantados, no interior do tecido conjuntivo, as bordas da incisão foram aproximadas e suturadas com fio de seda 4.0 (Johnson & Johnson, São José dos PCampos, Brasil, lote 853073) (Figura 11).



FIGURA 11 – Sutura.

Os animais foram mantidos em gaiolas individuais, devidamente identificados de acordo com o período e o grupo. Depois que se recuperaram da anestesia, foram levados ao Biotério e alimentados com ração Guabi Nutrilabor (Nutri Serviços) e água “*ad libitum*”. Como medicação pós-cirúrgica, foi utilizado o Carprofen – 5 mg/kg de peso corporal, via intramuscular. Assim, os animais ficaram sob controle diário, para observação do comportamento, evolução de ocorrências adversas detectadas macroscopicamente, sobretudo nos locais do implante, até que se completassem os períodos experimentais de 7, 15, 30 e 60 dias

4.3 Biópsia para remoção dos implantes

Decorridos os períodos experimentais, os animais foram anestesiados, depilados e os fragmentos teciduais contendo os implantes removidos (Figuras 12 e 13), e tramitados para a avaliação histopatológica. Os animais foram sacrificados com sobredose dos anestésicos.



FIGURA 12 – Palpação dos locais dos implantes.



FIGURA 13 - Tecido conjuntivo subcutâneo contendo o implante.

Imediatamente, após a sua remoção, as peças foram colocadas em solução de formalina neutra, tamponada a 10% por um período de 24 horas, em frascos rotulados e identificados (Figuras 14 e 15).



FIGURA 14 – Fixação em cartolina.



FIGURA 15 - Fixação em formol a 10%.

4.4 Preparo das lâminas para análise histológica

Em seguida, as peças foram lavadas abundantemente em água corrente por 24 horas, desidratadas e incluídas em parafina. Os blocos de parafina receberam uma nova identificação para não influenciar o examinador com relação aos materiais durante a avaliação microscópica. Os blocos preparados foram cortados seriadamente em micrótomo rotatório na espessura de seis micrometros e preparados para análise histomorfológica.

Após tramitação laboratorial de rotina, as lâminas contendo os cortes de tecido para análise, foram coradas com Hematoxilina e

Eosina (HE) e Tricrômico de Masson, avaliadas em microscopia óptica comum (Olympus BX51 acoplado a uma câmera Olympus CAmédia 5060) para análise descritiva do quadro reacional e fotomicrografias (Figuras 16 e 17).

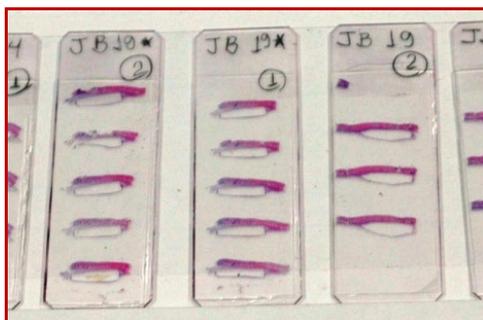


FIGURA 16 – Lâminas coradas.



FIGURA17 – Microscópio óptico.

4.5 Metodologia estatística

Inicialmente, cada evento histopatológico foi submetido à estatística descritiva de cada grupo. Para tabulações das reações teciduais, foram utilizados métodos que permitem identificar o destaque dos eventos histopatológicos em: 0,00 a 0,25 – IN (inexpressivo); 0,26 a 0,75 - IN/D (inexpressivo/discreto); 0,76 a 1,25 – D (discreto); 1,26 a 1,75

– D/M (discreto/moderado); 1,76 a 2,25 – M (moderado); 2,26 a 2,75 – M/I (moderado/intenso) e 2,76 a 3,00 – I (intenso). A exacerbação máxima inflamatória aguda foi determinada com asterisco 3,00* (abscesso), conforme Tabela 1 abaixo:

Tabela 1 - Classificação dos eventos histopatológicos de acordo com o escore

Escore		Classificação
De	até	
0,00	0,25	Inexpressivo
0,26	0,75	Inexpressivo/Discreto
0,76	1,25	Discreto
1,26	1,75	Discreto/Moderado
1,76	2,25	Moderado
2,26	2,75	Moderado/Intenso
2,76	3,00*	Intenso

* Valor 3,00 exato pode ser abscesso

A avaliação de diferença significativa entre os materiais, considerando-se os quatro períodos experimentais, quanto aos escores atribuídos aos eventos histopatológicos em estudo, foi realizada pelo teste de Kruskal – Wallis. Adicionalmente, foram efetuadas comparações múltiplas de postos médios pelo teste de Dunn. Adotou-se o nível usual de significância de 5% como regra de decisão na afirmação de existência de diferença significativa entre postos médios.

5 RESULTADO

Considerando-se cada evento histopatológico em estudo, são apresentadas as estatísticas descritivas: mínimo, máximo e média dos escores, atribuídos às aplicações dos cimentos de ionômero de vidro: Vitrebond (Grupo I), Ionomaster F (Grupo II), Pó experimental + Líquido do cimento de Ionômero de vidro Vitrebond (Grupo III), Pó experimental + Líquido do cimento de Ionômero de vidro do Ionomaster F (Grupo IV) e Pó experimental + Líquido experimental (Grupo V), avaliados em quatro períodos experimentais: 7, 15, 30 e 60 dias (Tabelas 2 a 6).

Tabela 2 - Escores dos eventos histopatológicos

GRUPO I - VITREBOND

EVENTOS HISTOPATOLÓGICOS	7 DIAS			15 DIAS			30 DIAS			60 DIAS												
Alteração celular	0,50	0,50	1,50	1,50	2,50	2,50	0,50	0,75	0,50	0,75	1,00	2,00	0,25	0,25	1,00	0,50	1,00	0,00	0,00	1,00	0,50	0,50
Necrose	2,75	0,00	2,00	2,00	2,00	2,75	0,00	0,00	0,00	0,75	0,25	2,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Polimorfonucleares neutrófilos	1,50	1,50	2,00	1,50	2,50	2,00	1,50	0,75	0,50	1,25	1,50	2,00	0,75	0,25	0,25	0,25	1,00	0,25	0,50	0,25	1,00	1,00
Mononucleares	3,00	2,50	2,75	2,50	3,00	2,00	2,00	1,50	1,00	1,00	2,00	2,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	0,50	0,50	0,50	1,00	1,25
Proliferação fibroangioblástica	2,50	2,50	2,00	3,00	2,50	0,50	2,00	1,50	1,00	0,75	0,75	0,50	1,50	0,50	0,25	1,50	1,00	0,50	0,50	0,50	0,50	0,75
Fagócitos mononucleares	1,50	1,50	1,50	2,00	2,00	1,00	1,00	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	1,00	0,50	0,25	0,25	1,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,50
Células gigantes	0,00	0,00	0,00	0,50	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fibroblastos	2,00	2,00	2,50	2,50	2,50	2,00	2,50	1,00	1,00	1,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	0,50	0,75	0,75	0,75	0,50	0,50
Grau de vascularização	3,00	2,00	3,00	3,00	2,00	0,50	1,50	1,50	1,00	1,00	1,00	0,75	0,75	0,50	0,25	1,50	0,75	0,50	0,50	0,50	0,75	0,75
Grau de colagenização	0,50	0,75	0,75	0,75	0,50	0,50	0,50	1,00	1,00	1,00	1,50	1,50	1,00	0,50	1,00	1,00	0,25	0,75	0,75	0,75	0,50	0,50
Espessura da cápsula	1,50	2,00	2,00	1,50	1,50	0,50	2,00	0,50	0,50	0,50	1,00	1,50	1,00	1,00	1,50	1,00	0,25	1,00	1,00	1,00	0,25	0,50

Tabela 3 - Escores dos eventos histopatológicos

GRUPO II – Ionomaster

EVENTOS HISTOPATOLÓGICOS	7 DIAS			15 DIAS			30 DIAS			60 DIAS													
Alteração celular	0,50	0,50	2,00	1,50	2,00	2,00	0,25	1,00	2,50	0,75	0,50	1,00	1,50	1,50	1,00	0,00	1,00	0,25	1,75	1,75			
Necrose	0,00	0,50	0,50	1,00	2,50	1,50	0,00	0,50	2,50	0,50	0,50	0,25	0,50	0,75	0,25	1,00	1,00	0,00	1,00	0,00	1,00	1,00	
Polimorfonucleares neutrófilos	1,00	1,25	1,00	2,00	2,00	2,00	1,00	1,50	1,00	1,00	1,50	1,00	0,50	1,50	1,00	1,50	1,50	0,25	0,75	0,75	1,50	1,50	
Mononucleares	2,00	1,50	1,50	2,00	2,00	1,00	1,00	1,50	1,75	1,00	1,50	1,00	1,00	1,00	0,75	1,75	1,50	0,50	1,00	1,00	1,00	1,50	2,00
Proliferação fibroangioblástica	3,00	2,75	2,50	1,50	1,00	1,00	0,75	2,00	1,50	0,75	1,50	1,00	2,00	2,00	1,50	1,00	1,00	0,50	1,00	0,25	0,75	1,50	1,50
Fagócitos mononucleares	1,50	2,00	1,50	1,00	2,00	1,00	0,75	1,00	1,00	0,75	0,75	1,00	0,50	0,75	0,00	1,00	1,00	0,00	0,50	0,50	0,50	1,00	1,00
Células gigantes	0,00	0,00	0,00	0,00	0,50	0,50	0,00	0,25	0,50	0,50	0,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fibroblastos	2,00	2,00	2,00	2,50	1,00	1,00	1,00	0,75	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	0,75	0,75	0,75	1,00	1,50	0,75	0,75	0,75
Grau de vascularização	3,00	2,75	2,50	1,50	1,00	1,00	0,75	2,50	1,50	1,00	1,50	1,00	2,00	2,00	1,50	1,00	1,00	0,50	1,00	0,25	0,75	1,50	1,50
Grau de colagenização	2,00	2,00	2,00	1,50	1,00	0,50	1,00	0,50	1,50	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,50	0,25	0,25	0,75	1,00	1,50	0,75	0,75	0,75
Espessura da cápsula	0,25	0,25	0,50	2,00	0,25	0,50	1,50	0,50	2,00	1,25	2,00	2,00	0,75	0,50	0,25	0,25	0,25	1,00	1,00	0,50	0,25	0,25	0,25

Tabela 4 - Escores dos eventos histopatológicos

Grupo III– Pó experimental + Líquido do Vitrebond

EVENTOS HISTOPATOLÓGICOS	7 DIAS			15 DIAS			30 DIAS			60 DIAS									
Alteração celular	0,75	0,75	0,50	0,00	2,00	2,00	0,75	1,00	1,00	2,00	1,00	2,00	1,50	1,50	0,00	1,50	2,50	2,00	2,00
Necrose	0,00	0,00	0,00	0,25	0,00	0,50	0,00	0,25	0,25	0,50	0,75	0,25	0,25	0,25	1,00	0,00	1,50	0,50	0,25
Polimorfonucleares neutrófilos	1,50	1,50	1,00	0,50	3,00	3,00	1,25	1,25	2,50	1,00	1,00	1,00	0,50	0,50	1,50	0,50	1,50	1,50	1,50
Mononucleares	0,75	1,50	0,50	0,50	2,50	3,00	1,25	1,25	1,00	1,00	0,75	0,75	0,75	0,75	1,50	0,75	1,50	1,50	1,50
Proliferação fibroangioblástica	2,00	3,00	3,00	0,75	3,00	3,00	1,00	1,00	1,75	1,50	2,50	1,75	2,00	2,00	2,00	2,00	1,75	0,25	1,75
Fagócitos mononucleares	0,25	1,00	2,00	0,75	2,00	1,50	0,00	0,25	1,00	1,50	0,50	0,50	0,50	0,50	1,00	0,25	0,50	0,50	0,50
Células gigantes	0,00	0,00	0,00	0,00	0,75	2,00	0,00	0,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Fibroblastos	2,00	2,50	2,50	0,75	2,00	2,50	1,00	1,25	1,50	2,00	1,50	1,00	1,00	1,50	0,75	0,25	1,00	0,25	1,00
Grau de vascularização	2,00	3,00	3,00	0,75	3,00	3,00	1,00	1,00	1,75	2,00	2,50	1,75	2,00	2,00	2,00	2,00	1,75	0,25	1,75
Grau de colagenização	2,00	2,50	2,50	0,75	2,00	1,00	1,00	1,25	1,50	2,00	1,75	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	1,00	0,25	1,00
Espessura da cápsula	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	0,50	1,25	1,25	1,50	1,50	1,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,50	0,00	0,00

Tabela 5 - Escores dos eventos histopatológicos

GRUPO IV – Pó experimental + Líquido do Ionomaster F

EVENTOS HISTOPATOLÓGICOS	7 DIAS			15 DIAS			30 DIAS			60 DIAS															
Alteração celular	1,50	2,00	0,50	3,00	1,00	0,25	3,00	3,00	0,75	2,50	1,00	0,50	1,50	0,00	1,00	1,50	1,25	1,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		
Necrose	0,25	0,25	1,50	1,00	0,25	0,50	1,00	1,50	0,25	0,50	0,75	0,25	0,25	0,00	0,25	2,00	2,00	2,00	0,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	
Polimorfonucleares neutrófilos	2,50	1,00	0,50	3,00	1,00	1,00	2,50	1,50	1,00	1,50	1,00	0,50	1,50	0,50	0,50	1,75	0,50	2,00	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	
Mononucleares	2,50	0,75	0,50	2,00	0,50	0,50	2,00	2,00	1,50	2,50	2,00	0,75	2,50	1,00	0,50	0,25	0,50	1,50	0,75	0,75	0,25	0,50	0,50	0,50	
Proliferação fibroangioblástica	3,00	0,75	0,50	1,75	0,50	1,00	2,50	0,75	1,25	3,00	3,00	0,75	2,50	1,75	1,75	1,00	2,00	1,25	2,00	0,50	0,50	0,50	1,25	1,25	
Fagócitos mononucleares	2,00	1,00	0,25	1,00	0,50	0,50	1,50	0,50	0,50	1,75	1,00	0,00	1,50	0,75	0,25	0,00	1,50	0,25	1,00	0,50	0,50	0,00	0,00	0,00	
Células gigantes	0,00	0,75	0,00	2,00	0,50	0,00	0,00	0,50	0,50	2,50	0,25	0,00	0,50	0,00	0,00	0,00	0,50	0,00	0,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
Fibroblastos	2,50	1,00	0,50	0,50	0,50	0,50	1,00	1,00	0,75	2,00	1,00	0,75	2,00	1,50	1,00	1,00	0,25	0,25	0,50	0,75	0,75	2,00	2,00	2,00	
Grau de vascularização	3,00	0,75	0,50	3,00	0,50	1,00	2,50	0,75	1,25	3,00	3,00	0,75	3,00	1,50	1,75	1,00	2,00	1,25	2,00	0,50	0,50	0,50	1,25	1,25	
Grau de colagenização	2,50	1,00	0,50	2,00	0,50	0,50	1,00	1,00	0,75	0,25	0,50	0,75	1,50	1,50	1,00	1,50	0,25	0,25	0,50	0,75	0,75	2,00	2,00	2,00	
Espessura da cápsula	0,50	0,75	0,75	0,00	0,25	0,50	1,00	1,00	1,00	0,25	0,25	0,50	1,75	2,00	0,75	1,50	0,25	0,00	0,50	0,75	0,50	1,25	1,00	0,25	0,50

Tabela 6 - Escores dos eventos histopatológicos

GRUPO V – Pó experimental + Líquido experimental

EVENTOS HISTOPATOLÓGICOS	7 DIAS			15 DIAS			30 DIAS			60 DIAS																
Alteração celular	0,50	0,75	0,50	0,75	1,50	0,25	2,00	2,50	3,00	2,00	0,25	2,00	3,00	0,50	0,50	1,50	0,50	0,75	1,50	0,00	0,00	0,75	0,00	0,00	0,00	
Necrose	1,00	0,50	1,00	0,50	2,50	0,00	1,00	0,75	1,50	1,00	0,25	0,50	1,50	0,50	0,00	0,25	0,25	0,50	0,75	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,00
Polimorfonucleares neutrófilos	0,50	1,00	0,50	1,00	1,50	0,25	2,50	1,50	3,00	1,00	0,50	1,50	2,00	1,00	1,00	2,00	1,00	0,75	2,00	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,50	
Mononucleares	0,50	0,75	0,50	0,75	2,00	1,50	2,00	0,75	3,00	0,50	0,25	1,00	1,50	1,00	1,00	2,00	0,75	0,50	2,00	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,75	
Proliferação fibroangioblástica	0,50	1,75	0,50	1,75	1,00	1,00	1,25	2,50	2,50	1,50	1,00	2,75	1,00	3,00	2,50	2,00	0,75	1,00	1,50	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	
Fagócitos mononucleares	0,50	1,00	0,50	1,00	1,00	0,75	1,50	0,25	1,50	0,75	0,50	0,75	1,50	1,50	0,25	1,75	0,50	0,50	1,00	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	
Células gigantes	0,00	0,50	0,00	0,50	0,50	0,00	0,75	0,00	0,25	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	
Fibroblastos	0,50	1,00	0,50	1,00	0,75	0,75	1,50	1,75	2,50	0,75	0,75	1,50	1,50	0,50	0,50	0,50	1,00	0,75	0,50	1,00	1,00	0,25	1,00	1,00	1,00	
Grau de vascularização	0,50	1,75	0,50	1,75	1,00	1,00	2,50	1,75	1,50	0,75	0,50	1,50	0,50	3,00	2,50	2,00	0,75	1,00	1,50	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	
Grau de colagenização	0,50	0,75	0,50	1,00	0,75	0,75	2,00	0,75	0,25	0,25	0,50	0,75	0,25	0,50	0,50	0,75	0,50	0,75	0,50	1,50	1,50	0,25	1,50	1,50	1,50	
Espessura da cápsula	0,75	0,50	0,50	0,50	1,00	0,25	1,00	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,50	0,75	0,75	0,25	0,25	0,25	1,00	1,00	0,25	1,25	0,75	0,75	

Na análise de todos os eventos histopatológicos, considerando-se para cada um deles os vinte conjuntos de escores, formados pelos cinco materiais e os quatro períodos experimentais, houve significância ($p < 0,05$) pelo teste de Kruskal-Wallis. Então, o teste de Dunn foi aplicado, para a comparação múltipla de postos médios, mas em duas partes: entre períodos para cada material e entre materiais em cada período. O resultado está resumido nas tabelas apresentadas abaixo de tal forma que letras minúsculas iguais em uma linha indicam que não há evidência de diferença significativa entre os períodos para o material em análise. Por outro lado, letras maiúsculas iguais em uma coluna sugerem não haver evidência de diferença significativa entre os materiais no período em questão. Apesar das comparações terem sido realizadas sobre postos médios, nas tabelas estão indicadas as médias, com a finalidade de facilitar a avaliação dos resultados em relação às classificações da Tabela 1. Isso faz sentido porque se observou boa correlação entre as médias e os postos médios. Seja como for, é importante destacar que, na maioria dos casos, a variação dos escores foi relativamente grande, dificultando tanto classificações mais precisas como a observação de diferenças significativas.

A seguir, são apresentadas as avaliações de cada evento histopatológico de interesse neste trabalho. Como destacado acima, para cada evento, são dadas algumas estatísticas descritivas e o resultado da

comparação de postos médios (indicados ao lado da média) pelo teste de Dunn ao nível de significância de 5%

1) Avaliação da alteração celular

Tabela 7 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à alteração celular

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,50	0,50	0,25	0,00
	Máximo	2,50	2,00	1,50	1,00
	Média	1,36	1,00	0,75	0,33 ^{AB}
II	Mínimo	0,50	0,25	1,00	0,00
	Máximo	2,00	2,50	3,00	1,75
	Média	1,42	1,00	2,08	0,96 ^{AB}
III	Mínimo	0,00	0,25	1,50	0,00
	Máximo	2,00	2,00	2,00	2,50
	Média	1,00	1,00	1,67	1,63 ^B
IV	Mínimo	0,25	0,50	0,00	0,00
	Máximo	3,00	3,00	1,50	0,00
	Média	1,61 ^b	1,54 ^b	1,04 ^{ab}	0,00 ^{A_a}
V	Mínimo	0,25	0,25	0,50	0,00
	Máximo	1,50	3,00	1,50	0,75
	Média	0,71 ^{ab}	2,11 ^b	0,88 ^{ab}	0,13 ^{AB_a}

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Ao longo dos períodos, os Grupos I (Vitrebond), II (Ionomaster F) e III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), não apresentaram evidência de diferença significativa de alteração celular, ao nível de 5% de significância. Nesse nível, no Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F), somente houve diferença significativa dos períodos de 7 e 15 dias em relação ao período final de 60 dias, quando a alteração celular diminuiu. No Grupo V (Pó experimental + Líquido

experimental), houve aumento da alteração celular aos 15 dias, mas, somente significativamente maior do que a alteração de 60 dias.

Entre os Grupos foi apontada alguma diferença significativa somente aos 60 dias, onde o Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) teve alteração celular significativamente acima daquela do Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F). Os outros grupos, mostraram alteração celular equivalente entre si e com os Grupos III e IV.

2) Avaliação da necrose

Tabela 8 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à necrose

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	2,75	2,00	0,50	0,00
	Média	1,64	0,60	0,13 ^A	0,00
II	Mínimo	0,00	0,00	0,25	0,00
	Máximo	2,50	2,50	1,00	1,00
	Média	1,00	0,71	0,67 ^{AB}	0,50
III	Mínimo	0,00	0,00	0,25	0,00
	Máximo	0,50	0,75	0,75	1,50
	Média	0,13	0,33	0,46 ^{AB}	0,58
IV	Mínimo	0,25	0,25	0,00	0,00
	Máximo	1,50	1,50	2,00	0,25
	Média	0,68	0,58	1,38 ^B	0,04
V	Mínimo	0,00	0,25	0,00	0,00
	Máximo	2,50	1,50	0,75	0,25
	Média	0,92 ^{ab}	0,93 ^b	0,38 ^{AB} _{ab}	0,04 ^a

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Considerando-se os períodos de cada grupo, somente no Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), houve evidência de

diferença significativa ao nível de 5%. Neste caso, há evidência de diminuição de resíduos necróticos superficiais aos 60 dias em relação aos 15 dias.

Entre os Grupos, a necrose apresentada pelo Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) no período de 30 dias, foi significativamente maior do que a do Grupo I (Vitrebond), mas não diferente daquela dos outros grupos neste período, ao nível de significância de 5%.

3) Avaliação do Infiltrado inflamatório

a) Polimorfonucleares neutrófilos

Tabela 9 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos ao infiltrado inflamatório: polimorfonucleares neutrófilos

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	1,50	0,50	0,25	0,25
	Máximo	2,50	2,00	1,00	1,00
	Média	1,79 _b	1,20 _{ab}	0,46 ^A _a	0,67 ^{AB} _a
II	Mínimo	1,00	1,00	0,50	0,25
	Máximo	2,00	1,50	1,50	1,50
	Média	1,54	1,17	1,25 ^{AB}	0,92 ^{AB}
III	Mínimo	0,50	0,25	0,50	0,50
	Máximo	3,00	2,50	1,00	1,50
	Média	1,75	1,25	0,67 ^{AB}	1,17 ^B
IV	Mínimo	0,50	0,50	0,50	0,25
	Máximo	3,00	1,50	2,00	0,25
	Média	1,64 _b	1,17 _{ab}	0,96 ^{AB} _{ab}	0,25 ^A _a
V	Mínimo	0,25	0,50	0,75	0,25
	Máximo	1,50	3,00	2,00	0,50
	Média	0,79 _{ab}	1,71 _b	1,29 ^B _b	0,29 ^A _a

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

O infiltrado inflamatório para polimorfonucleares neutrófilos, ao longo dos períodos, somente se alterou significativamente, ao nível de 5%, no caso dos Grupos I (Vitrebond), IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental). No Grupo I, houve diminuição significativa aos 7 dias em relação aos períodos de 30 e 60 dias, com equivalência dos escores dos 15 aos 60 dias. Para o Grupo IV, a diminuição foi significativa somente no período de 60 dias em relação ao período de 7 dias, com os outros períodos mostrando resultados equivalentes entre si e a esses dois. Para o Grupo V, os escores do período final, de 60 dias, foram significativamente menores do que aqueles de 15 e 30 dias, mas não significativamente menores do que os escores do período inicial.

Em relação aos Grupos, houve alguma evidência de diferença significativa nos períodos finais, ao nível de 5%. No período de 30 dias, o infiltrado inflamatório para polimorfonucleares neutrófilos no Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental) foi significativamente maior do que o Grupo I (Vitrebond), enquanto que no período final, o Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) apresentou resultado maior do que aqueles dos Grupos IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental), com equivalência desses resultados com os dos Grupos I (Vitrebond) e II (Ionomaster F).

b) Mononucleares

Tabela 10 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos ao infiltrado inflamatório: mononucleares

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	2,00	1,00	1,00	0,50
	Máximo	3,00	2,00	1,50	1,25
	Média	2,54 ^{B_b}	1,50 ^{ab}	1,08 ^a	0,83 ^a
II	Mínimo	1,00	1,00	0,75	0,50
	Máximo	2,00	1,75	1,75	2,00
	Média	1,67 ^{AB}	1,29	1,25	1,17
III	Mínimo	0,50	0,25	0,75	0,50
	Máximo	3,00	1,25	0,75	1,50
	Média	1,46 ^{AB}	0,96	0,75	1,21
IV	Mínimo	0,50	0,75	0,25	0,25
	Máximo	2,50	2,50	1,50	0,75
	Média	1,25 ^{A_{ab}}	1,71 ^b	0,71 ^{ab}	0,54 ^a
V	Mínimo	0,50	0,25	0,50	0,50
	Máximo	2,00	3,00	2,00	0,75
	Média	1,00 ^A	1,29	1,21	0,54

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Ao longo dos períodos, o infiltrado inflamatório representado pelos mononucleares, somente se alterou significativamente, ao nível de 5%, no caso dos Grupos I (Vitrebond) e IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F). No Grupo I, houve aumento significativo aos 7 dias em relação aos períodos de 30 e 60 dias, com equivalência dos escores dos 15 aos 60 dias, análogo ao resultado para polimorfonucleares neutrófilos. Para o Grupo IV, a diminuição foi significativa somente do período de 60 dias, porém menor significativamente somente em relação ao resultado do período de 15 dias.

Entre os Grupos, foram apontadas diferenças significativas somente no período de 7 dias, ao nível de 5%. O infiltrado inflamatório representado pelos mononucleares inicial do Grupo I mostrou-se significativamente maior do que os dos Grupos IV e V. Entretanto, os escores dos Grupos II e III foram intermediários e equivalentes em relação a todos os outros.

4) Avaliação da proliferação fibroangioblástica

Tabela 11 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à proliferação fibroangioblástica

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,50	0,50	0,25	0,50
	Máximo	3,00	1,50	1,50	0,75
	Média	2,14 _b	0,90 _{ab}	0,83 ^A _{ab}	0,58 ^{AB} _a
II	Mínimo	1,00	0,75	1,00	0,25
	Máximo	3,00	2,00	2,00	1,50
	Média	1,96	1,25	1,42 ^{AB}	0,92 ^{AB}
III	Mínimo	0,75	1,00	2,00	0,25
	Máximo	3,00	2,50	2,00	1,75
	Média	2,46 _b	1,58 _{ab}	2,00 ^B _{ab}	1,21 ^B _a
IV	Mínimo	0,50	0,75	1,00	0,50
	Máximo	3,00	3,00	2,00	1,25
	Média	1,43	1,88	1,63 ^{AB}	0,88 ^{AB}
V	Mínimo	0,50	1,00	0,75	0,25
	Máximo	1,75	2,75	3,00	0,25
	Média	1,08 _{ab}	1,79 _b	1,79 ^{AB} _b	0,25 ^A _a

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Considerando-se os quatro períodos experimentais, ao nível de 5%, não ficou evidenciada alteração significativa dos escores de proliferação fibroangioblástica relativamente aos Grupos II (Ionomaster F)

e IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F). Para os Grupos I (Vitrebond) e III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), os valores de 7 dias são significativamente maiores do que aqueles aos 60 dias, mas, os resultados de 15 e 30 dias são intermediários, sem diferença significativa dos iniciais e finais. Em relação ao Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), no final, os escores ficaram significativamente menores do que os de 15 e 30 dias, mas não menores do que os iniciais, havendo equivalência entre os três primeiros períodos.

Ao nível de significância de 5%, não houve evidência de diferenças de proliferação fibroangioblástica entre os grupos nos períodos de 7 e 15 dias. Aos 30 dias, os escores do Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) se apresentaram significativamente maiores do que aqueles do Grupo I (Vitrebond), com esses dois grupos equivalentes aos demais. No período de 60 dias, o Grupo III mostrou escores significativamente maiores apenas com relação ao Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), com equivalência entre os demais, inclusive em relação aos Grupos III e V.

5) Avaliação da Atividade macrofágica

a) Fagocitos mononucleares

Tabela 12- Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à atividade macrofágica: Fagocitos mononucleares

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	1,00	0,75	0,25	0,00
	Máximo	2,00	0,75	1,00	1,00
	Média	1,50 _b	0,75 _{ab}	0,54 _a	0,33 _a
II	Mínimo	1,00	0,75	0,00	0,00
	Máximo	2,00	1,00	1,00	1,00
	Média	1,50 _b	0,88 _{ab}	0,71 _{ab}	0,58 _a
III	Mínimo	0,25	0,00	0,50	0,25
	Máximo	2,00	1,50	0,50	1,00
	Média	1,25	0,58	0,50	0,54
IV	Mínimo	0,25	0,00	0,00	0,00
	Máximo	2,00	1,75	1,50	0,50
	Média	0,96	0,88	0,63	0,17
V	Mínimo	0,50	0,25	0,25	0,25
	Máximo	1,00	1,50	1,75	0,25
	Média	0,79 _{ab}	0,96 _b	0,92 _{ab}	0,25 _a

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Os escores de atividade macrofágica exercida por fagócitos mononucleares do Grupo I (Vitrebond), diminuíram significativamente, ao nível de 5%, a partir do período de 30 dias em relação ao inicial, de 7 dias. No Grupo II (Ionomaster F), também houve diminuição, mas só do período final de 60 dias em relação ao inicial. No Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), houve evidência de diminuição do resultado final em relação ao período de 15 dias, mas este final se mostrou equivalente ao inicial.

Entre os Grupos, não ficou evidenciada nenhuma diferença na atividade macrofágica exercida por fagócitos mononucleares, ao nível de significância de 5%, nos quatro períodos.

b) Células gigantes

Tabela 13 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à atividade macrofágica: Células gigantes

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	0,50	0,00	0,00	0,00
	Média	0,11	0,00	0,00	0,00
II	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	0,50	0,50	0,00	0,00
	Média	0,17	0,25	0,00	0,00
III	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	2,00	0,25	0,00	0,00
	Média	0,46	0,04	0,00	0,00
IV	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	2,00	2,50	0,50	0,00
	Média	0,46	0,71	0,17	0,00
V	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	0,50	0,75	0,00	0,00
	Média	0,25	0,14	0,00	0,00

Não foram apontados, ao nível de significância de 5%, qualquer diferença entre períodos dentro de Grupos ou entre Grupos em cada período, quanto à atividade macrofágica exercida por células gigantes.

6) Avaliação dos fibroblastos

Tabela 14 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos aos Fibroblastos

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	2,00	1,00	0,50	0,50
	Máximo	2,50	1,50	1,00	0,75
	Média	2,29 ^{B_b}	1,10 ^{ab}	0,92 ^a	0,63 ^{A_a}
II	Mínimo	1,00	0,75	0,75	0,75
	Máximo	2,50	2,00	2,00	1,50
	Média	1,75 ^{AB}	1,13	1,04	0,92 ^{AB}
III	Mínimo	0,75	1,00	1,00	0,25
	Máximo	2,50	2,00	1,50	1,00
	Média	2,04 ^{AB_b}	1,38 ^{ab}	1,17 ^{ab}	0,71 ^{AB_a}
IV	Mínimo	0,50	0,75	0,25	0,75
	Máximo	2,50	2,00	1,50	2,00
	Média	0,93 ^A	1,25	0,75	1,58 ^B
V	Mínimo	0,50	0,75	0,50	0,25
	Máximo	1,00	2,50	1,00	1,00
	Média	0,75 ^{A_{ab}}	1,46 ^b	0,63 ^a	0,88 ^{AB_{ab}}

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Quanto a quantidade de fibroblastos na abertura do tubo, os escores do Grupo I (Vitrebond) diminuíram significativamente, ao nível de 5%, a partir do período de 30 dias em relação ao inicial de 7 dias. No Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), também houve diminuição, mas só do período final, de 60 dias, em relação ao inicial. No Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), houve evidência de diminuição somente do resultado no período de 15 dias em relação aos 30 dias, mas o final se mostrou equivalente a todos os outros.

Entre os Grupos, foram apontadas diferenças significativas no período de 7 dias, onde os resultados do Grupo I (Vitrebond) foram

maiores, a nível de 5%, do que os resultados dos Grupos IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental). No final, aos 60 dias, a quantidade de fibroblastos do Grupo I foi significativamente menor do que a do Grupo IV, enquanto, para os outros grupos, os escores foram intermediários e equivalentes.

7) Avaliação do grau de vascularização

Tabela 15 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos ao grau de vascularização

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,50	0,75	0,25	0,50
	Máximo	3,00	1,50	1,50	0,75
	Média	2,14 _b	1,05 _{ab}	0,67 _a	0,58 ^{AB} _a
II	Mínimo	1,00	0,75	1,00	0,25
	Máximo	3,00	2,50	2,00	1,50
	Média	1,96	1,38	1,42	0,92 ^{AB}
III	Mínimo	0,75	1,00	0,75	0,25
	Máximo	3,00	2,50	2,00	1,75
	Média	2,46 _b	1,67 _{ab}	1,58 _{ab}	1,21 ^B _a
IV	Mínimo	0,50	0,75	1,00	0,50
	Máximo	3,00	3,00	2,00	1,25
	Média	1,61	1,96	1,58	0,88 ^{AB}
V	Mínimo	0,50	0,50	0,75	0,25
	Máximo	1,75	2,50	3,00	0,25
	Média	1,08 _{ab}	1,29 _b	1,79 _b	0,25 ^A _a

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

A área principal da análise junto à abertura do tubo no Grupo I (Vitrebond), apresentou diminuição significativa do grau de vascularização, ao nível de 5%, a partir do período de 30 dias em relação ao inicial, de 7 dias. No Grupo III (Pó experimental + Líquido do

Vitrebond), também houve diminuição, mas só do período final, de 60 dias em relação ao inicial. No Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), o resultado do período final foi significativamente menor do que os resultados dos períodos de 15 e 30 dias, mas equivalente ao inicial. Neste caso, os resultados dos dois períodos intermediários também foram equivalentes ao inicial.

Entre os Grupos, ficaram evidenciadas diferenças de graus de vascularização entre Grupos somente no final, aos 60 dias. A vascularização final no Grupo III foi significativamente maior do que a do Grupo V. As outras foram intermediárias e equivalentes, inclusive em relação aos dois Grupos com diferença entre si.

8) Avaliação do grau de colagenização

Tabela 16 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos ao grau de colagenização

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,50	1,00	0,25	0,50
	Máximo	0,75	1,50	1,00	0,75
	Média	0,61 ^{A_a}	1,20 ^{AB_b}	0,79 ^{ab}	0,63 ^{A_a}
II	Mínimo	0,50	0,50	0,25	0,75
	Máximo	2,00	1,50	2,00	1,50
	Média	1,50 ^{AB}	1,00 ^{AB}	0,88	0,92 ^{AB}
III	Mínimo	0,75	1,00	0,25	0,25
	Máximo	2,50	2,00	0,25	1,00
	Média	1,79 ^{B_b}	1,42 ^{B_b}	0,25 ^a	0,71 ^{AB_{ab}}
IV	Mínimo	0,50	0,25	0,25	0,75
	Máximo	2,50	1,50	1,50	2,00
	Média	1,14 ^{AB}	0,79 ^{AB}	0,83	1,58 ^B
V	Mínimo	0,50	0,25	0,50	0,25
	Máximo	1,00	2,00	0,75	1,50
	Média	0,71 ^{AB}	0,68 ^A	0,58	1,29 ^{AB}

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Considerando-se os períodos do Grupo I (Vitrebond), no período de 15 dias, o grau de colagenização se mostrou significativamente maior, ao nível de 5%, do que o resultado dos períodos inicial e final. Nenhuma outra diferença significativa foi apontada entre os períodos para qualquer outro grupo.

Houve evidência, ao nível de 5%, do grau de colagenização do Grupo III (Pó experimental + Líquido experimental) ser maior do que o grau do Grupo I (Vitrebond) no período de 7 dias, mas equivalentes aos outros Grupos. No período de 15 dias, o Grupo III também apresentou grau de colagenização maior, mas somente significativamente maior do que do Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental). Enquanto, no período de 30 dias, não houve evidência de diferença entre os Grupos quanto ao grau de colagenização. No período de 60 dias, o resultado do Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) se mostrou maior do que do Grupo I (Vitrebond).

9) Avaliação da espessura da cápsula

Tabela 17 - Estatísticas descritivas dos escores atribuídos à espessura da cápsula

Grupo	Estatística	Período			
		7	15	30	60
I	Mínimo	0,50	0,50	0,25	0,25
	Máximo	2,00	1,50	1,50	1,00
	Média	1,57 _b	0,80 ^{AB} _{ab}	1,04 ^B _{ab}	0,71 _a
II	Mínimo	0,25	0,50	0,25	0,25
	Máximo	2,00	2,00	0,75	1,00
	Média	0,63 _{ab}	1,54 ^B _b	0,42 ^{AB} _a	0,67 _{ab}
III	Mínimo	0,50	1,25	0,25	0,00
	Máximo	1,50	1,50	0,25	0,50
	Média	1,33 _b	1,38 ^B _{ab}	0,25 ^A _a	0,21 _a
IV	Mínimo	0,00	0,25	0,00	0,25
	Máximo	1,00	1,75	2,00	1,25
	Média	0,54	0,79 ^{AB}	0,83 ^{AB}	0,71
V	Mínimo	0,25	0,25	0,25	0,25
	Máximo	1,00	1,00	0,75	1,25
	Média	0,58	0,36 ^A	0,46 ^{AB}	0,83

Letras minúsculas iguais na linha ou maiúsculas iguais na coluna indicam não significância ao nível de 5% pelo teste de Dunn

Quanto à espessura da cápsula junto à abertura tubular, no Grupo I (Vitrebond), a espessura diminuiu aos 60 dias, mas foi significativa somente em relação ao período de 7 dias. No Grupo II (Ionomaster F), ocorreu oscilação dos resultados com evidência de que, no período de 15 dias, a espessura foi significativamente maior do que no período de 30 dias. Os outros resultados desse Grupo se mostraram equivalentes. No Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), a espessura diminuiu a partir do período de 30 dias em relação à inicial. No período de 15 dias, a espessura ficou intermediária e equivalente às outras. Nos Grupos IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental), não houve evidência, ao nível

de 5%, de diferença significativa entre as espessuras ao longo dos períodos.

Entre os Grupos, somente ficaram evidenciadas diferenças quanto à espessura nos períodos de 15 e 30 dias. Aos 15 dias, os resultados dos Grupos II (Ionomaster F) e III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) foram significativamente maiores do que a espessura da cápsula do Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), mas equivalentes entre si e aos demais. No período de 30 dias, o Grupo I teve espessura significativamente maior do que a do Grupo III, mas os demais grupos não apresentaram diferenças significativas em relação a esses dois Grupos ou entre si.

Em resumo, isolando-se das análises os onze eventos histopatológicos: alteração celular (Ac), necrose (N), infiltrado inflamatório para polimorfonucleares neutrófilos (I-P) e mononucleares (I-M), proliferação fibroangioblástica (Pf), Atividade macrofágica para fagócitos mononucleares (Am-F) e células gigantes (Am-G), fibroblastos (F), grau de vascularização (Gc), grau de colagenização (Gc) e espessura da cápsula (Ec), para cada Grupo, têm-se:

Grupo I – Vitrebond

De modo geral, ocorreu diminuição dos escores dos eventos histopatológicos sucessivamente nos períodos experimentais. Para os eventos polimorfonucleares neutrófilos, mononucleares, fagócitos

mononucleares e grau de vascularização, a diminuição foi significativa já aos 30 dias. Para os eventos, proliferação fibroangioblástica e espessura da cápsula, a diminuição foi significativa, mas somente no final, aos 60 dias. Para o grau de colagenização, ocorreu aumento dos escores aos 15 dias junto a abertura do tubo, com diminuição significativa no final em relação a este período. Os eventos: alteração celular, necrose e células gigantes, apresentaram diminuição, mas não significativa. Aliás, o evento que determina células gigantes, só teve um escore 0,5 no início e todos os outros, neste e nos demais períodos, iguais a zero. Como se pode observar pelas tabelas, na maioria dos eventos, no início os escores atingiram toda a faixa de variação (0,0 a 3,0), mas no final, o maior escore foi 1,0 - classificado como discreto, independentemente do evento.

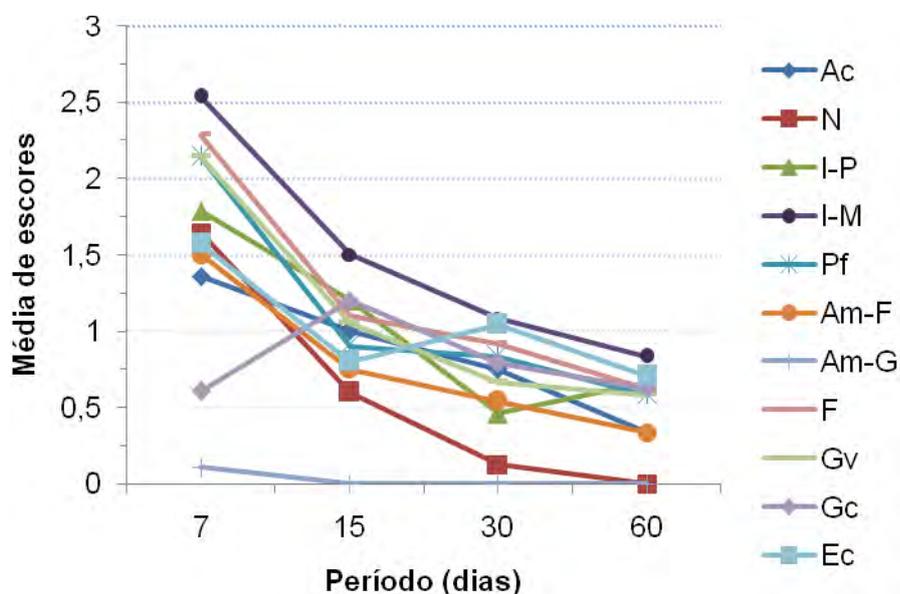


GRÁFICO 1 – Evolução do material Vitrebond (Grupo I) nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias de acordo com a média dos escores de cada evento histopatológico.

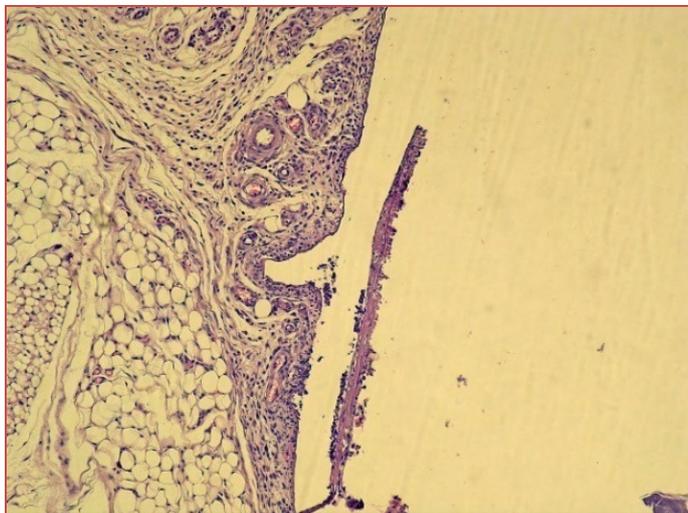


FIGURA 18 – Vitrebond (Grupo I) - 7 dias – 100 x.

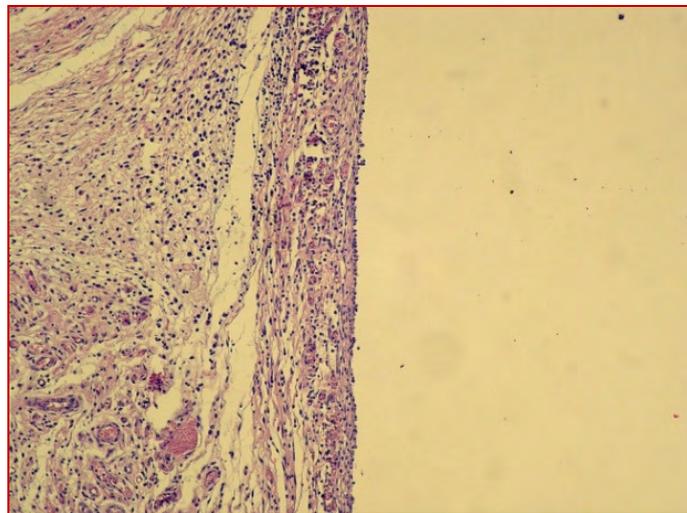


FIGURA 19 – Vitrebond (Grupo I) - 15 dias – 100 x.

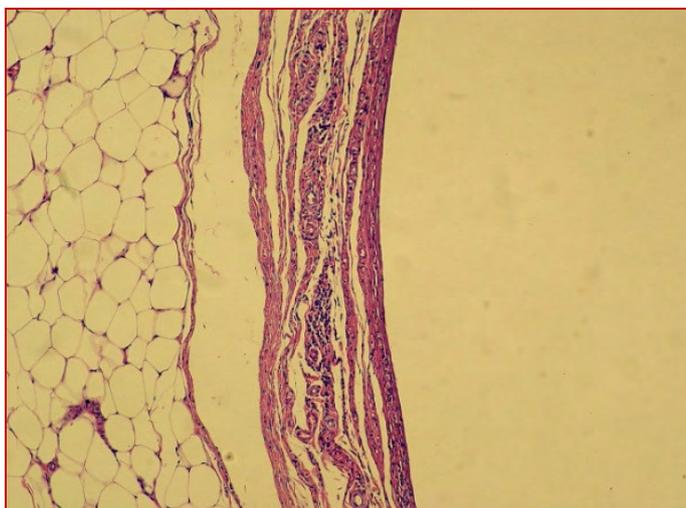


FIGURA 20 -Vitrebond (Grupo I) - 30 dias – 100 x.

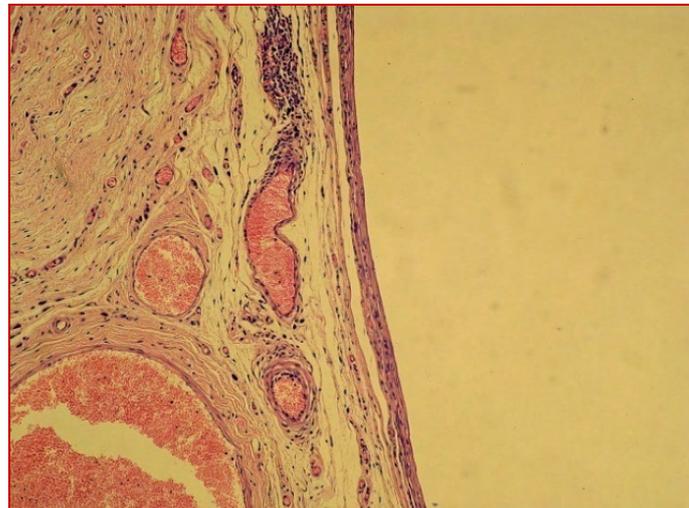


FIGURA 21 – Vitrebond (Grupo I) - 60 dias – 100 x.

Grupo II – Ionomaster F

Para este grupo, os escores também diminuíram na maioria dos eventos. Mas, a diminuição somente foi significativa para o evento fagócitos mononucleares aos 60 dias em relação aos 7 dias. Quanto à espessura da cápsula, teve aumento dos escores aos 15 dias, com diminuição significativa imediatamente no período seguinte. Neste Grupo, os resultados iniciais também apresentaram variação razoavelmente grande. Por fim, resultou em valores um pouco maiores do que do Grupo I (Vitrebond), com escores iguais a 2,0 (moderado).

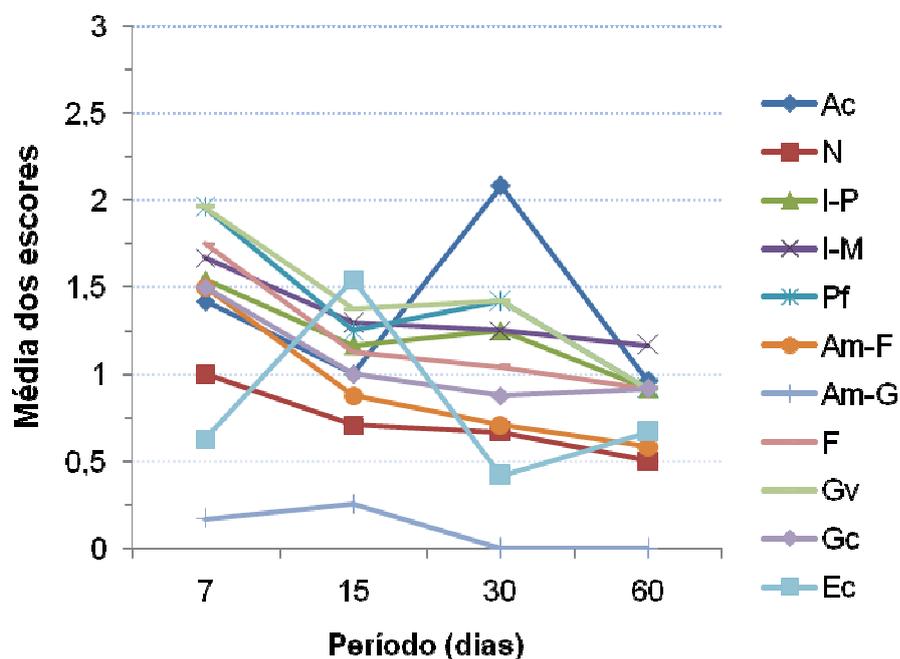


GRÁFICO 2 – Evolução do material Ionomaster F (Grupo II) nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias de acordo com a média dos escores de cada evento histopatológico.

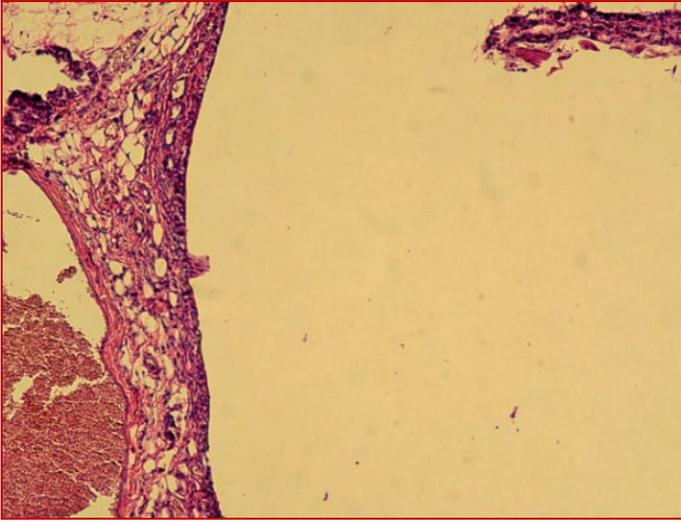


FIGURA 22 – Ionomaster F (Grupo II) - 7 dias – 100 x.

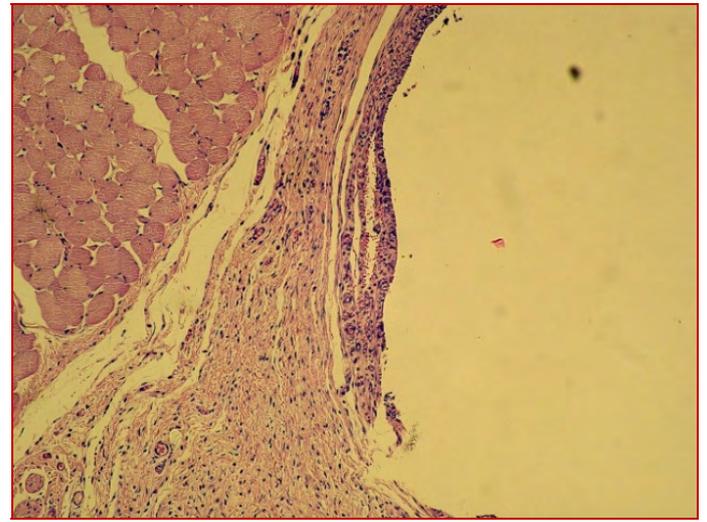


FIGURA 23 – Ionomaster F (Grupo II) - 15 dias – 100 x.

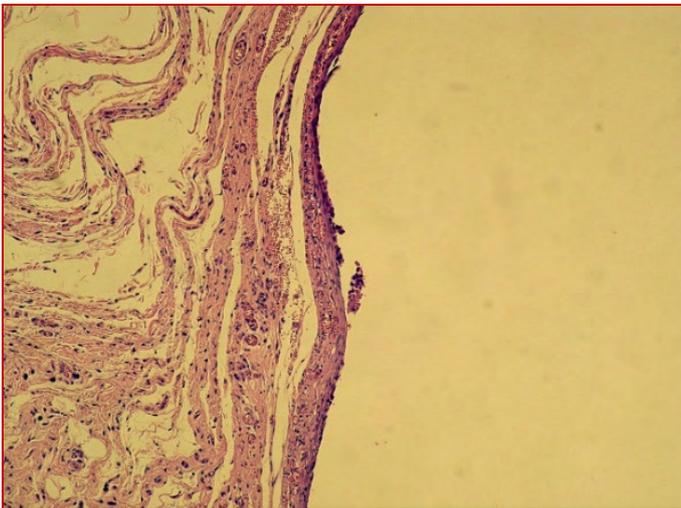


FIGURA 24 – Ionomaster F (Grupo II) - 30 dias – 100 x.

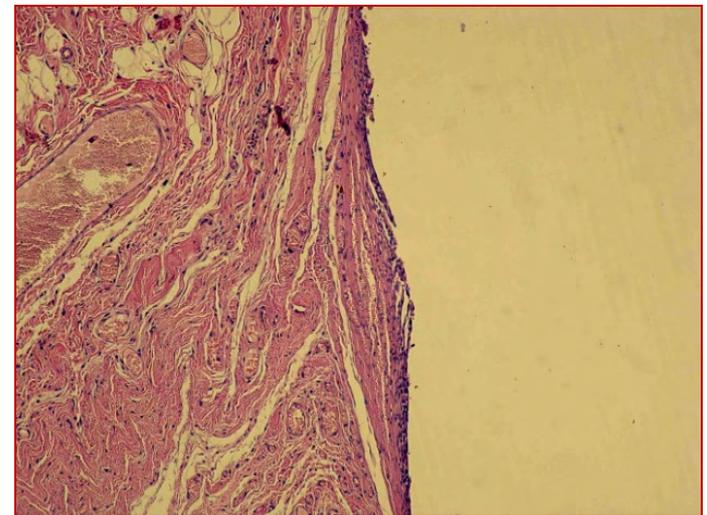


FIGURA 25 – Ionomaster F (Grupo II) - 60 dias – 100 x.

Grupo III – Pó Experimental + Líquido do Vitrebond

Neste Grupo, ocorreu diminuição dos escores na maioria dos eventos histopatológicos sucessivamente nos períodos experimentais. Para os eventos, grau de colagenização e espessura da cápsula, a diminuição foi significativa aos 30 dias. Para os eventos proliferação fibroangioblástica, fibroblastos e grau de vascularização, a diminuição foi significativa, mas somente no final, aos 60 dias. Os outros eventos não apresentaram diferença significativa ao longo dos quatro períodos. Destaca-se o evento para células gigantes que, a partir de 30 dias só teve escores nulos. Esse Grupo tem valores iniciais razoavelmente equivalentes ao Grupo I (Vitrebond), mas nos períodos seguintes, a diminuição foi menos intensa, inclusive no final, aos 60 dias.

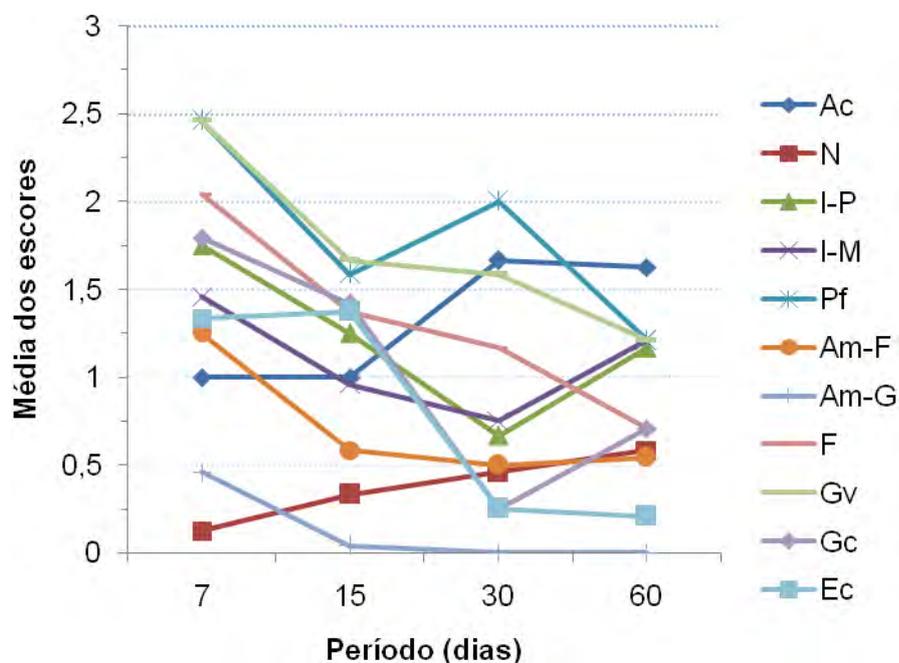


GRÁFICO 3 – Evolução do material Pó experimental + Líquido do Vitrebond (Grupo III) nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias de acordo com a média dos escores de cada evento histopatológico.

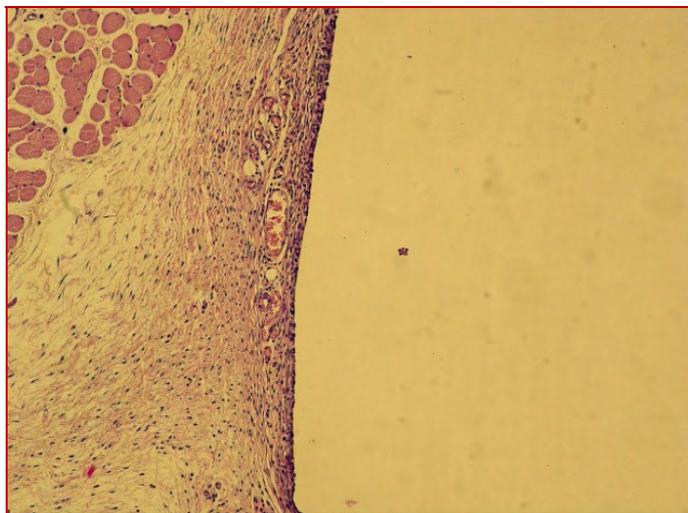


FIGURA 26 – Pó experimental + Líquido do Vitrebond
(Grupo III) – 7 dias – 100 x.

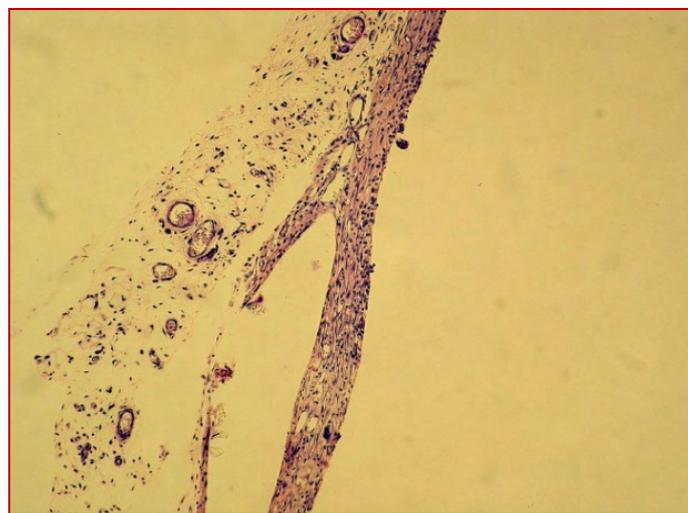


FIGURA 27 – Pó experimental + Líquido do Vitrebond
(Grupo III) - 15 dias – 100 x.

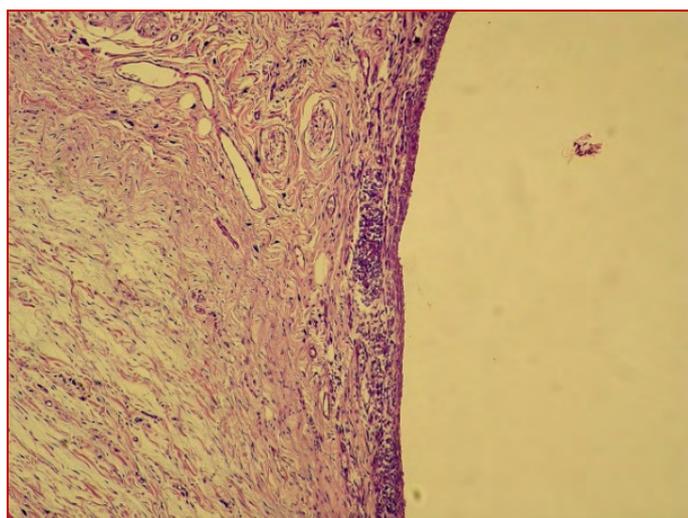


FIGURA 28 – Pó experimental + Líquido do Vitrebond
(Grupo III) - 30 dias – 100 x.

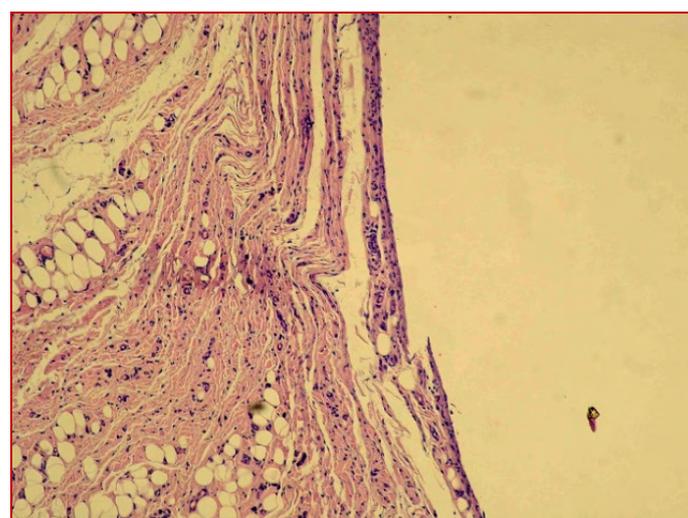


FIGURA 29 – Pó experimental + Líquido do Vitrebond
(Grupo III) – 60 dias – 100 x.

Grupo IV – Pó Experimental + Líquido do Ionomaster F

Este Grupo teve resultados iniciais de certa forma equivalentes ao Grupo II. A diminuição dos eventos foi mais acentuada somente no final, aos 60 dias, ainda assim, significativo somente para alteração celular, polimorfonucleares neutrófilos e mononucleares. Nos períodos intermediários, de 15 e 30 dias, observaram-se maioria dos escores equivalentes aos iniciais, mantendo-se praticamente no mesmo patamar.

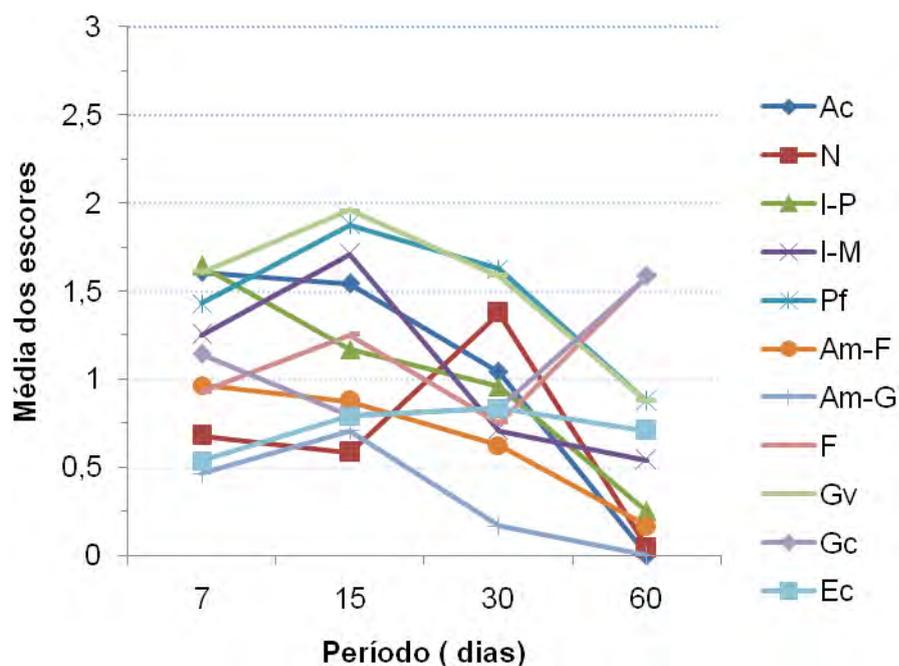


GRÁFICO 4 – Evolução do material Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV) nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias de acordo com a média dos escores de cada evento histopatológico.

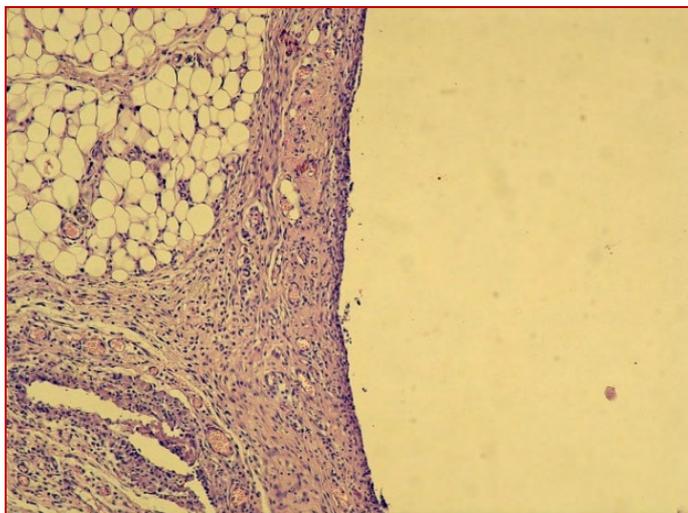


FIGURA 30 – Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV) – 7 dias – 100 x.

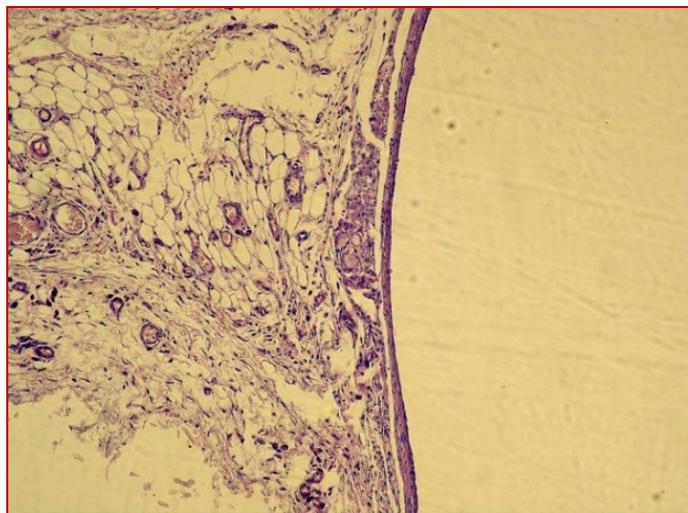


FIGURA 31 – Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV) – 15 dias – 100 x.

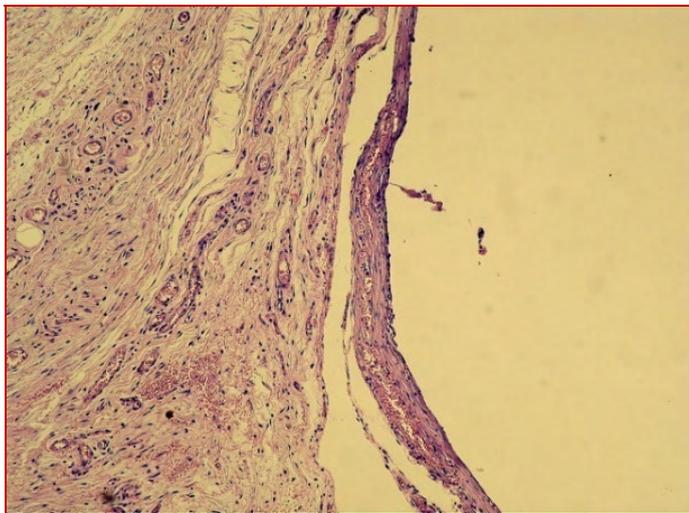


FIGURA 32 – Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV) – 30 dias – 100 x.

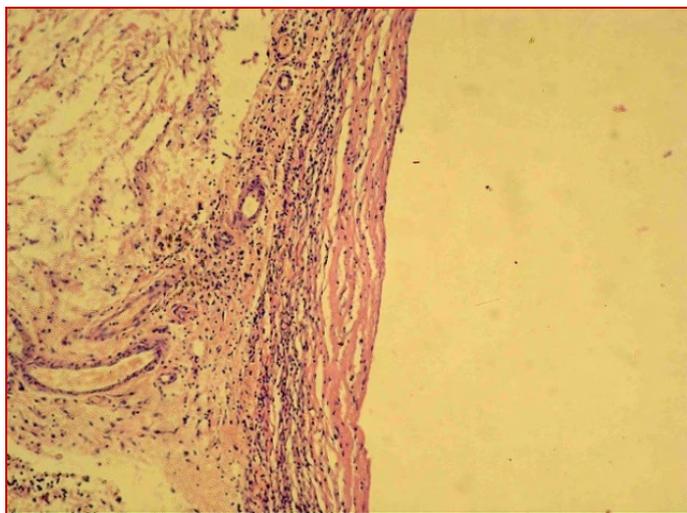


FIGURA 33 – Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV) – 60 dias – 100 x.

Grupo V – Pó experimental + Líquido experimental

Neste Grupo, os eventos alteração celular, necrose, polimorfonucleares neutrófilos, proliferação fibroangioblástica, fagócitos mononucleares e grau de vascularização, tiveram os escores iniciais aumentados no período de 15 dias, mas somente significativamente maiores do que os finais. Esses, por sua vez, se mostraram equivalentes aos iniciais. Este foi o Grupo com os menores valores iniciais (na maioria no máximo discreto/moderado) que, apesar de variações intermediárias, inclusive aumentando os escores, sempre no final, aos 60 dias, voltaram aos patamares iniciais.

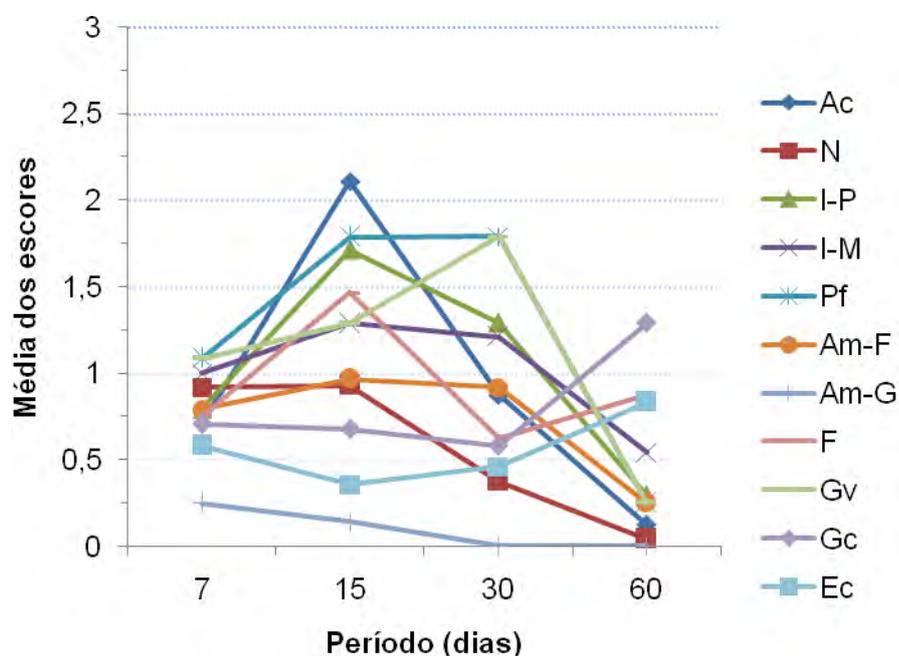


GRÁFICO 5 – Evolução do material Pó experimental + Líquido experimental (Grupo V) nos períodos de 7, 15, 30 e 60 dias de acordo com a média dos escores de cada evento histopatológico.

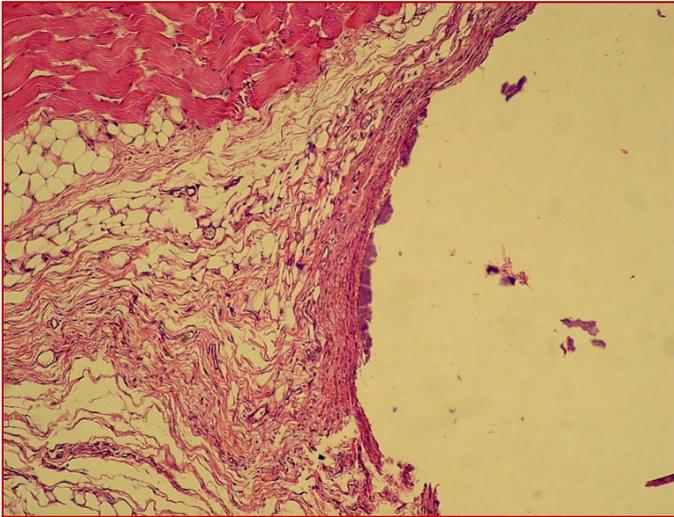


FIGURA 34 – Pó experimental + Líquido experimental
(Grupo V) – 7 días – 100 x.

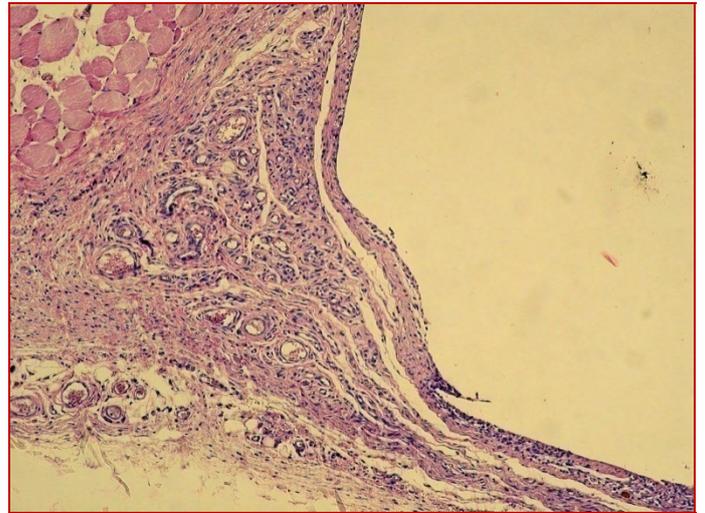


FIGURA 35 – Pó experimental + Líquido experimental
(Grupo V) – 15 días – 100 x.

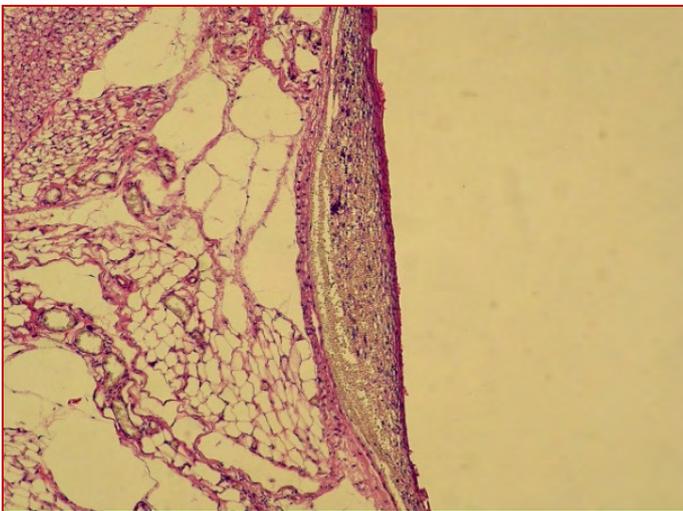


FIGURA 36 – Pó experimental + Líquido experimental
(Grupo V) – 30 días – 100 x.

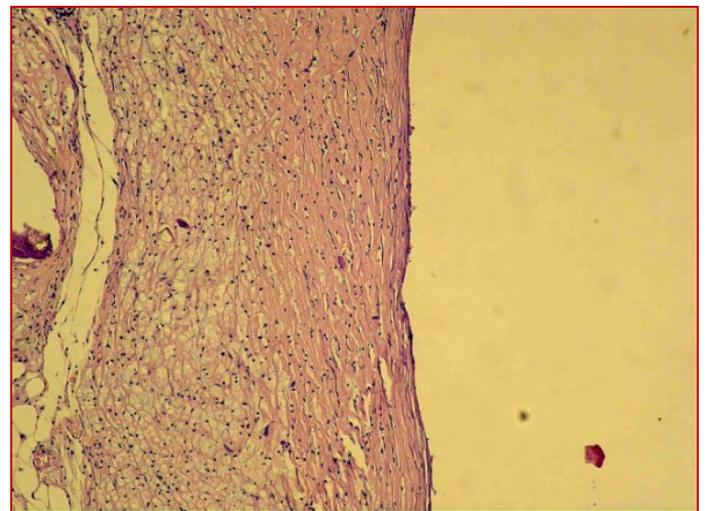


FIGURA 37 – Pó experimental + Líquido experimental
(Grupo V) – 60 días – 100 x.



Discussão

6 DISCUSSÃO

Quando Wilson, Kent^{63,64} formularam o cimento de ionômero de vidro, a proposta inicial foi unir as propriedades favoráveis do pó do cimento de silicato com a do líquido do ácido poliacrílico do cimento de policarboxilato. Os autores citam que esse novo cimento é menos irritante à polpa dentária, uma vez que, o ácido poliacrílico é mais fraco que o ácido fosfórico, já suas grandes moléculas mostram menor tendência a se difundirem ao longo dos túbulos dentinários do que as moléculas menores do ácido fosfórico. Ao descreverem as propriedades do cimento de ionômero de vidro em 1971 e 1972, Wilson, Kent^{63,64} caracterizaram esse novo cimento como biocompatível.

Como todo material que é novo no mercado odontológico, apresenta características satisfatórias, por isso, muitos autores foram motivados a estudarem suas propriedades físicas e biológicas^{13,16,24,25,28,30,42,47,48,50,57,70}.

Diversas técnicas têm sido empregadas para testar comparativamente a compatibilidade biológica do cimento de ionômero de vidro. Dentre elas, as que se baseiam na reação de tecido conjuntivo subcutâneo de ratos foram utilizadas por inúmeros pesquisadores, como mostram Golin^{24,25} em 1988 e 1992, Salgado et al.⁴⁷ (1994), Scuoteguazza⁴⁸ (1994), Katuki²⁷ (1994) e Souza et al.⁵³ (2006). A metodologia dessas pesquisas está baseada fundamentalmente no

quadro reacional de tecido, dando ênfase às características de evolução por colagenização da cápsula, infiltrado inflamatório e ação macrofágica analisadas por meio de uma análise subjetiva qualitativa e quantificada.

Os trabalhos que se baseiam na reação do tecido conjuntivo subcutâneo do rato, têm como finalidade análise discriminatória de toxidez, apenas comparativa no que se refere ao grau de irritabilidade tecidual dos materiais (Nível I)⁴¹.

As pesquisas sobre materiais realizadas em dentes de ratos, de cães, de macacos (Nível II), bem como aquelas realizadas em dentes humanos (Nível III) têm apresentado resultados diferentes. No entanto, a reação do tecido conjuntivo subcutâneo do rato tem sido o método mais comum para testar o valor biológico dos materiais dentários^{24,25,27,41,47,48}.

A metodologia empregada nos trabalhos envolvendo tecido conjuntivo subcutâneo de ratos, apesar de não reproduzir as condições específicas bucais, permite obter informações preliminares quanto às características reacionais frente aos materiais em testes, selecionando-as para posteriores pesquisas em Níveis II e III. Em tais condições, o rato é um animal comumente usado tanto pela sua considerável resistência, inclusive a infecção, quanto pela facilidade de manuseio devido a seu pequeno porte e pela sua amostragem homogênea⁴¹.

Em nossa pesquisa, utilizamos, por questão de domínio de técnica, incisão seguida de divulsão tecidual cuidadosa, que, segundo

Holland et al.²⁶, leva à possibilidade de menor traumatismo, cuja interferência fica minimizada.

Os cimentos de ionômero de vidro foto ou quimicamente ativados são utilizados para várias aplicações dentárias, como materiais restauradores, de cimentação ou forradores. Segundo Bertolini et al.⁸, o cimento de ionômero de vidro obtido a partir de vidro sintetizado por um processo químico, apresenta propriedades similares aos de um cimento disponível comercialmente. No entanto, para ser aplicado na Odontologia, o material experimental necessita não somente de mais estudos biológicos, como também, àquelas relacionadas às propriedades físicas.

Pelo exposto, observa-se a necessidade de pesquisas com relação à biocompatibilidade referentes aos cimentos de ionômero de vidro forradores comerciais, bem como às novas formulações para justificativa clínica deste material.

Por isso, o objetivo desse trabalho foi avaliar a biocompatibilidade de um cimento de ionômero de vidro em fase experimental que contém nióbio em sua composição comparando-o com cimentos de ionômero de vidro, tanto fotoativados, como quimicamente ativados, já existentes no mercado; assim também, verificar o comportamento do pó experimental associado aos líquidos já existentes dos ionômeros, bem como testar o pó experimental e o líquido experimental desenvolvidos no Instituto de Química da UNESP de Araraquara. De acordo com Bertolini et al.⁸, o Brasil é exportador mundial

de nióbio, que, além de ser um material biocompatível, faz parte das ligas ortopédicas, já estando em estudo o efeito de suas propriedades mecânicas.

O uso do tubo de polietileno, de comportamento comprovadamente inerte, diante do tecido conjuntivo de animais de laboratório, segundo Torneck^{58,59} (1966 e 1967), serve para manter o material no interior do tecido, evitando interferência de outros fatores, como os relacionados com a quantidade de material e com a área de contato entre este e o tecido animal, o que dificultaria a análise comparativa das reações.

Os cimentos de ionômero de vidro testados foram colocados nos tubos de polietileno com uma extremidade fechada e introduzidos no tecido conjuntivo subcutâneo, de tal forma que a reação de presa se completasse dentro de tecido para os cimentos de ionômero de vidro quimicamente ativados. No entanto, para os cimentos fotoativados, foi realizado fotopolimerização antes dos tubos serem implantados, caracterizando-se, assim, uma variável no teste na tentativa de reproduzir a condição de uso.

Avaliou-se o infiltrado inflamatório, as atividades macrofágicas, o grau de vascularização, colagenização e os processos reparativos como a formação da cápsula e sua evolução.

Scuoteguazza⁴⁸ (1994) avaliou, comparativamente, em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos, a compatibilidade biológica de

materiais a base de ionômero de vidro, utilizados como forradores de cavidades, veiculados em tubos de polietileno. Como demonstra Bauer, Al-Rubayi⁵ e Zaroni⁶⁸, pelo fato do tubo de polietileno ser biologicamente inerte e possuir resposta tecidual seqüencial conhecida, a superfície lateral do tubo pode ser usada como controle, o que possibilitou estabelecer, por comparação, ordem crescente de irritabilidade entre os grupos experimentais, sendo o primeiro Ketac Bond, seguido pelo Shofu Glass Ionomer, e por último o Vidrion F.

Trabalhos realizados por Kawahara et al.²⁸, Tobias et al.⁵⁷, Wilson, Kent^{63,64}, Yakushiji et al.⁶⁷ mostraram que o material é biocompatível. Assim, Yakushiji et al.⁶⁷ discordaram de Tobias et al.⁵⁷ e de Kawahara et al.²⁸ que concluíram serem os cimentos de ionômero de vidro similares aos cimentos de policarboxilato. Já Pameijer et al.⁴² observaram menor irritabilidade do cimento de ionômero de vidro quando comparado ao cimento de silicato. Pameijer et al.⁴², Walls⁶² observaram que, no estágio inicial, exibe certo efeito tóxico, provavelmente devido ao baixo pH desses materiais quando recentemente preparados, que acaba diminuindo com o tempo, o que está de acordo com o nosso trabalho.

Para o cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável Vitrebond (Grupo I), houve um maior aumento no processo de inflamação aos 7 dias, se comparados a todos os outros cimentos testados. Chegou-se a valores iniciais que foram de inexpressivo a intenso, permanecendo, em média, em grau discreto/moderado. Para os eventos

polimorfonucleares neutrófilos, mononucleares, fagócitos mononucleares e grau de vascularização, a diminuição foi significativa aos 30 dias. Para proliferação fibroangioblástica e espessura da cápsula, a diminuição foi significativa, mas somente no final, aos 60 dias. De acordo com Stanislawski et al.⁵⁴ (1999), os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina que combinam os benefícios dos cimentos de ionômero de vidro convencionais (adesão e liberação de fluoreto) com a facilidade de manipulação e melhores propriedades mecânicas dos compósitos fotopolimerizáveis, parecem ser mais tóxicos do que os cimentos convencionais. Isso pode ocorrer devido ao fato que, durante a reação de presa, ocorre um aumento significativo da temperatura e alteração do pH local, além da liberação de vários íons e monômeros residuais. Alguns autores^{12,55} relataram que a presença do componente resinoso nos ionômeros de vidro podem promover uma irritação do complexo dentinopulpar, mesmo quando aplicados em cavidades médias, porque já é conhecido que a resina composta foto ou quimicamente ativada é um material mais citotóxico do que o ionômero de vidro. A partir disso, diversos estudos avaliaram a citotoxicidade e biocompatibilidade dos ionômeros de vidro^{3,15,16,33,53}. Trabalhos recentes mostraram que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitrebond (3M ESPE), o qual é recomendado especificamente para forramento cavitário, apresenta intenso efeito citotóxico sobre células de linhagem odontoblástica em cultura^{3,15,53}. Esse mesmo material, em estudo in vivo,

quando aplicado sobre a dentina causou irritação reduzida para o tecido pulpar¹⁸. Para o Grupo III, que foi utilizado o pó experimental e o líquido do Vitrebond, inicialmente, aos 7 dias os valores iniciais foram razoavelmente equivalentes ao Vitrebond (Grupo I), mas, nos períodos seguintes a diminuição foi menos intensa, inclusive no final, aos 60 dias.

Os cimentos de ionômero de vidro foram formulados inicialmente como materiais para restauração e foram posteriormente modificados de acordo com as necessidades clínicas como materiais para cimentação e forramento cavitário. Segundo Wilson, Prosser⁶⁶ o cimento de ionômero de vidro representa um avanço em direção a um material biocompatível e está situado entre os cimentos que proporcionam irritação mínima, pois contêm, na sua fórmula, polímeros recém-formados em vez de monômeros.

Autores como Walls⁶² (1986), em seus estudos, concluíram que quando existe uma camada razoável de dentina remanescente entre a base da cavidade e os tecidos pulpare, nenhum forramento se faz necessário, mas, assim como Walls⁶², outros autores^{18,20,44,46,57,61,67} recomendam que um material menos irritante deve ser usado como forramento, como o cimento de hidróxido de cálcio, quando a base da cavidade for próxima a polpa.

Plant et al.⁴⁴ (1984), Croll, Phillips²⁰ (1986), Uçok⁶⁰ (1986), Zytkevitz, Piazza⁷⁰ (1988) observaram que o cimento de ionômero de vidro apresentava uma inflamação pulpar inicial e concluíram que é

necessário colocar uma fina camada de hidróxido de cálcio em regiões mais profundas da dentina. Croll, Phillips²⁰ e Walls⁶² sugeriram o uso de uma camada de hidróxido de cálcio como forramento quando a base da cavidade for próximo à polpa. Navarro et al.³⁸ (1988) ressaltaram a importância de cuidados necessários a serem tomados para um desempenho mais favorável do material, como proporção e manipulação adequada do material, proteção pulpar com base de hidróxido de cálcio em regiões próximas a polpa e técnica de restauração ou cimentação criteriosa. Navarro, Pascotto³⁷ (1998) também relatam que é necessário conhecer as propriedades, as características de manipulação, bem como suas indicações e contra-indicações e que isso é imprescindível para que se obtenha os melhores resultados com o material.

Já Mount³⁴ (1994) afirma que o cimento de ionômero de vidro, pela sua união iônica com a estrutura dental, será um selante ideal para a cavidade, prevenindo o ingresso de nutrientes bacterianos e reduzindo qualquer um que possa estar presente numa forma esporulada. Dessa forma, o cimento de ionômero de vidro pode ser colocado em íntima proximidade com a polpa, sem o risco de desenvolver uma inflamação pulpar irreversível, e a colocação de um sub-forramento adicional sob esse cimento não é justificável.

A discreta reação pulpar ao ácido poliacrílico pode ser atribuída pelo fato do ácido poliacrílico e ácidos afins serem ácidos orgânicos de baixa intensidade, e também pela difusão dos poliácidos

através dos tecidos e dos canalículos dentinários devido ao seu alto peso molecular, acrescido da capacidade de combinar e unir-se à estrutura dentinária⁷⁰.

Nos estudos de Scuoteguazza⁴⁸ (1994), os resultados mostraram que os cimentos de ionômero de vidro para forramento avaliados (Ketac Bond, Shofu Glass Ionomer – type I e Vidrion F) apresentaram-se como irritantes do tecido conjuntivo subcutâneo do rato, permitindo, no entanto, no decorrer dos períodos, evolução por colagenização da cápsula junto à abertura tubular, sem atingir a evolução ideal caracterizada junto às paredes do tubo de polietileno. A atividade macrofágica, exercida por fagócitos mononucleares e células gigantes, mostrou-se acentuada e persistente com decréscimo nos períodos finais de avaliação; e em áreas adjacentes, houve constância na formação de nódulos reacionais sobre partículas dispersas de material, apresentando características estruturais semelhantes às aquelas observadas na cápsula, o que também ficou demonstrado em nosso estudo, variando apenas o grau em que esses eventos ocorreram.

O infiltrado inflamatório para polimorfonucleares neutrófilos, ao longo dos períodos, somente se alterou significativamente para os Grupos I (Vitrebond), IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental), porém, para o Grupo V, ao final de 60 dias, os escores foram significativamente menores do que aqueles de 15 e 30 dias, mas não significativamente menores do que os escores

do período inicial, o que denota que esse material apresentou reação de inflamação inicial menor em comparação aos outros cimentos de ionômero de vidro.

Observamos, ao longo dos períodos, que o infiltrado inflamatório representado pelos mononucleares somente se alterou significativamente para os Grupos I (Vitrebond) e IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F). No Grupo I, houve diminuição significativa do início, 7 dias, em relação aos períodos de 30 e 60 dias, com equivalência dos escores dos 15 aos 60 dias. Para o Grupo IV, a diminuição foi significativa somente do período de 60 dias, porém menor significativamente somente em relação ao resultado do período de 15 dias.

Há evidência de diminuição de resíduos necróticos superficiais aos 60 dias em relação aos 15 dias para o grupo V (Pó experimental + Líquido experimental). Já para o Vitrebond (Grupo I), resíduos necróticos encontravam-se, em média, em grau discreto/moderado, diminuindo ao longo de 60 dias, passando a ser considerado como inexpressivo; o que ocorreu da mesma forma para o Grupo II (Ionomaster F), para o Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) e para o Grupo IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F), sendo que no Grupo III, ao final de 60 dias, apresentou a variação mais alta, chegando à faixa de grau discreto/moderado. Porém, cabe ressaltar, que, do ponto de vista estatístico, para necrose, só houve uma

mudança significativa para o Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental).

A atividade macrofágica para os fagócitos mononucleares diminuiu significativamente para o Grupo I (Vitrebond) a partir do período de 30 dias em relação ao inicial, de 7 dias. No Grupo II (Ionomaster F) também houve diminuição, mas só do período final, de 60 dias, em relação ao inicial. No Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), houve evidência de diminuição do resultado final em relação ao período de 15 dias, mas este final se mostrou equivalente ao inicial.

Golin²⁴ (1988), na sua pesquisa em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos, também encontrou uma maior agressividade nos primeiros dias após a implantação dos cimentos de ionômero de vidro, ampliada pela disseminação de suas partículas em áreas adjacentes aos corpos-de-prova, sofrendo seqüente redução pela ação dos macrófagos.

A elevada ação macrofágica presenciada na cápsula junto à abertura tubular intensifica a condição de dificuldade de digestão de partículas pelas células específicas, predizendo sua manutenção em períodos mais longos, conforme avaliação de Katuki²⁷ (1994). O destaque desse fenômeno deve ser considerado o principal elemento responsável pela persistência da intensidade no quadro reacional, o que evidencia a necessidade do cuidado frente às possibilidades de contato direto indevido desses ionômeros de vidro com o tecido conjuntivo de qualquer região.

Trabalhos de Bauer, Al-Rubayi⁵ (1987) e Golin²⁴ (1988) demonstram que a ação indireta dos cimentos de ionômero de vidro sobre a polpa diminui em intensidade conforme o tempo, podendo, portanto, ser indicado, desde que a distância do teto da câmara pulpar e o soalho da cavidade não seja reduzida, porém outros autores^{18,20,44,46,57,61,67} recomendam o emprego de cimentos à base de hidróxido de cálcio como base para proteção da polpa, a fim de garantir uma melhor compatibilidade biológica.

Quanto à espessura da cápsula junto à abertura tubular, no Grupo I (Vitrebond) diminuiu aos 60 dias, mas foi significativa somente em relação ao período de 7 dias. No Grupo II (Ionomaster F), ocorreu oscilação dos resultados, com evidência de que, no período de 15 dias, a espessura foi significativamente maior do que no período de 30 dias. No Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), a espessura diminuiu a partir do período de 30 dias em relação à inicial. No período de 15 dias, a espessura ficou intermediária e equivalente às outras. Nos Grupos IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F) e V (Pó experimental + Líquido experimental), não houve evidência de diferença significativa entre as espessuras ao longo dos períodos.

Para o grau de vascularização, o material Vitrebond (Grupo I) só apresentou diminuição significativa a partir do período de 30 dias em relação ao início. No Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) também houve diminuição, mas só do período final de 60 dias em relação

ao inicial. No Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), o resultado final foi significativamente menor do que os resultados dos períodos de 15 e 30 dias, mas equivalente ao inicial; isso demonstra que o Grupo V se confirma como o material de menor reação inicial que aumenta durante os períodos intermediários, mas sem ser significativo, e decai aos 60 dias, chegando quase que aos mesmos valores iniciais. Para os Grupos II (Ionomaster F) e IV (Pó experimental + Líquido do Ionomaster F), não há evidências significantes para grau de vascularização, embora haja uma diminuição com relação ao período inicial.

Ficaram evidenciadas diferenças de graus de vascularização entre os Grupos somente no final, aos 60 dias. A vascularização final no Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond) foi significativamente maior do que a do Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental), sendo que, as demais foram intermediárias e equivalentes, inclusive em relação aos dois Grupos com diferença entre si.

De acordo com Kawahara²⁸, as respostas pulpares a certos fatores, como a fluidez da mistura, influencia diretamente a intensidade da reação pulpar ao cimento. Além das misturas mais fluidas serem mais irritantes à polpa, o cimento obtido será menos resistente mecanicamente e mais solúvel aos fluidos bucais. Neste presente estudo, o cimento do Grupo V (Pó experimental + Líquido experimental) apresentou mistura mais fluida em relação aos outros Grupos (mesmo sendo considerada

com boas qualidades de manipulação), bem como, melhores resultados no período de 7 dias, aumentando aos 15 e 30 dias, mas sem ser significativo e diminuindo aos 60 dias, chegando a níveis inferiores em relação a 7 dias. De fato, estas ocorrências justificam, os resultados encontrados em nosso estudo com este material, tendo em vista que ao primeiro contato com o tecido conjuntivo produziu uma reação inflamatória menos intensa se comparado aos outros materiais testados.

Para o Grupo III (Pó experimental + Líquido do Vitrebond), ocorreu, na maioria dos eventos histopatológicos, diminuição sucessiva dos escores nos períodos experimentais. Para os eventos grau de colagenização e espessura da cápsula, a diminuição foi significativa aos 30 dias. Para proliferação fibroangioblástica, fibroblastos e grau de vascularização, a diminuição foi significativa, mas somente no final, aos 60 dias.

Para o Grupo IV, que utilizou o pó experimental com o líquido do Ionomaster F, os resultados iniciais de certa forma, foram, equivalentes ao Grupo II (Ionomaster F). Ao final de 60 dias é que houve uma diminuição dos eventos histopatológicos, ainda assim significativo somente para alteração celular, polimorfonucleares neutrófilos e mononucleares.

Para o Ionomaster F (Grupo II), ao longo dos períodos, houve uma diminuição na maioria dos escores na maioria dos eventos histopatológicos, mas a diminuição somente foi significativa para fagócitos

mononucleares no final, aos 60 dias em relação ao início, aos 7 dias. Quanto à espessura da cápsula, teve aumento dos escores aos 15 dias, com diminuição significativa imediatamente no período seguinte. Neste Grupo, os resultados iniciais também apresentaram variação razoavelmente grande, da mesma forma que o Grupo I (Vitrebond), mas chegaram, no final, a valores um pouco maiores, com escores iguais a 2,0 (moderado).

Independente das reações iniciais, todos os cimentos de ionômero de vidro, no final do estudo apresentaram reações entre discretas e inexpressivas, tendo os tubos de polietileno circundados por cápsulas fibrosas.

O comportamento dos materiais em ordem crescente de irritação, de acordo com a evolução histopatológica nos períodos de 7 a 60 dias, segue uma tendência para: Pó experimental + Líquido experimental (Grupo V), Vitrebond (Grupo I), Pó experimental + Líquido do Ionomaster F (Grupo IV), Pó experimental + Líquido do Vitrebond (Grupo III) e Ionomaster F (Grupo II). Entretanto, estatisticamente, não houve diferença significativa que mostrasse que um cimento de ionômero de vidro fosse melhor que o outro. Finalizando, entendemos que os resultados histológicos em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos são avaliações iniciais, assim, deve ser tomado extremo cuidado para que os mesmos não sejam extrapolados diretamente a outros níveis de pesquisa.

7 CONCLUSÃO

O cimento ionomérico experimental em estudo comparativo de biocompatibilidade (Nível I) a cimentos ionoméricos já comercializados, apresentou-se biologicamente viável, tendo em vista que ao longo dos períodos analisados, níveis de eventos histopatológicos semelhantes foram observados. Há, no entanto, necessidade de maiores estudos sobre a biocompatibilidade desses cimentos contendo nióbio, em outros modelos experimentais (Níveis II e III), onde se inclui necessariamente o complexo dentina-polpa.

8 REFERÊNCIAS *

1. Aboush YEY, Jenkins CBG. An evaluation of the bonding of glass ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J.* 1986; 161: 179-84.
2. American Dental Association. Chicago recommended standard practice for biological evaluation of dental restoratives. *J Am Dent Assoc.* 1972; 84: 382-90.
3. Aranha AMF, Giro EMA, Souza PPC, Hebling J, Costa CAS. Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. *Dent Mater.* 2006; 22: 864-9.
4. Atkinson S, Pearson GJ. The evolution of glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 1985; 159: 335-7.
5. Bauer JG, Al-Rubayi A. Tissue response to direct filling materials. *J Prosthet Dent.* 1987; 58: 584-9.
6. Bertolini MJ, Palma-Dibb RG, Zaghete MA, Gimenes R. Evaluation of glass ionomer cements properties obtained from niobium silicate glasses prepared by chemical process. *J Non-Cryst Solids.* 2005; 351: 466-71.

*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

7. Bertolini MJ, Zaghete MA, Gimenes R, Padovani GC. Determination of the properties of an experimental glass polyalkenoate cement prepared from niobium silicate powder containing fluoride. *Dental Mater.* 2008; 24: 124-8.
8. Bertolini MJ, Zaghete MA, Gimenes R, Paiva-Santos CO. Caracterização de cimento odontológico obtido a partir de um vidro preparado pelo método dos precursores poliméricos. *Quim Nova.* 2005; 28: 813-6.
9. Bertolini MJ, Zaghete MA, Gimenes R, Souza RF, Vaz L G. Preparation of new glass systems by the polymeric precursor method for dental applications. *J Non-Cryst Solids.* 2004; 344: 170-5.
10. Brentegani LG, Bombonato KF, Lamano Carvalho TL. Histological evaluation of the biocompatibility of a glass-ionomer cement in rat alveolus. *Biomaterials.* 1997; 18:137-40.
11. Carvalho RM, Navarro MFL, Albuquerque MVP, Pinheiro CE. Padrão de liberação de flúor de cimentos odontológicos. Cimentos de ionômero de vidro e de sílicio-fosfato. *RGO.* 1990; 38: 346-8.
12. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *J Prosthet Dent.* 1990; 63: 512-21.
13. Chain MC. Cimentos de ionômero de vidro. Revisão, atualização e aplicações pra o clínico. *RGO.* 1990; 38: 351-7.

14. Coimbra LR, Giro EMA, Aranha AMF, Costa CAS. Citotoxicidade de cimentos de ionômero de vidro restauradores sobre células de linhagem odontoblástica. *Rev Odonto Ciência*. 2006; 21: 338-45.
15. Costa CAS, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT. In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements. *Biomaterials*. 2003; 24: 3853-8.
16. Costa CAS, Oliveira MF, Giro EMA, Hebling J. Biocompatibility of resin-based materials used as pulp-capping agents. *Int Endod J*. 2003; 28: 365-70.
17. Costa CAS, Benati Neto C, Vargas PA, Villalba H, Hebling J. Compatibilidade biológica do ionômero de vidro fotopolimerizável (VITREMER 3M), avaliação histopatológica dos seus efeitos sobre dentina e tecido pulpar em dentes de rato. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1996; 10: 257-63.
18. Costa CAS, Giro EMA, Nascimento ABL, Teixeira HM, Hebling J. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. *Dent Mater*. 2003; 19: 739-46.
19. Croll TP. Glass ionomers for infants, children and adolescents. *J Am Dent Assoc*. 1990; 120: 65-08.
20. Croll TP, Phillips RW. Glass ionomer-silver cermet restorations for primary teeth. *Quintessence Int*. 1986; 17: 607-15.
21. Edelberg MH. Ionómeros vítreos y compómeros. In: Barrancos Money J. *Operatoria dental*. Buenos Aires: Panamericana; 1999, p. 635-55.

22. Federation Dentaire International. Commission on Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics. Recommended standards practices for biological evaluation of dental materials. *Int Dent J.* 1980; 30: 140-88.
23. Federation Dentaire International. Commission on Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics. Guide to use of glass ionomer filling materials. Technical Report nº 27. *Int Dent J.* 1987; 37: 183-4.
24. Golin C. Avaliação da biocompatibilidade de marcas comerciais de cimentos de ionômero de vidro: estudo em tecido conjuntivo subcutâneo de rato [tese doutorado]. Florianópolis: Centro de Ciências Biológicas; 1988.
25. Golin C, Tavares T, Cunha AC. Avaliação da biocompatibilidade de marcas comerciais de cimento de ionômero de vidro: estudo em tecido subcutâneo de rato. *RGO.* 1992: 35-9.
26. Holland R, Souza V, Holland Junior C, Nery MJ. Estudo histológico do comportamento do tecido conjuntivo subcutâneo do rato ao implante de alguns materiais obturadores de canal radicular. Influência da proporção pó-líquido. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 1971; 25:101-10.
27. Katuki ME. Cimentos de ionômero de vidro restauradores de cavidades. Compatibilidade biológica em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1994.
28. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass ionomer cement. *J Dent Res.* 1979; 58: 1080-6.

29. Knibbs PJ. Toxicity to the pulp of a glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1987; 163: 40.
30. Knibbs PJ, Plant CG, Pearson GJ. A clinical assessment of an anhydrous glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1986; 101: 99-103.
31. McLean JW, Gasser O. Glass-cermet cements. *Quintessence Int.* 1985; 16: 333-43.
32. McLean JW, Wilson AD. Fissure scaling and filling with an adhesive glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentin. *Br Dent J.* 1974;136: 269-76.
33. Mount GJ. Clinical performance of glass-ionomers. *Biomaterials.* 1988; 19: 573-9.
34. Mount GJ. *Atlas de cimentos de ionômero de vidro.* São Paulo: Ed. Santos; 1994.
35. Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, presente and future. *Oper Dent.* 1994; 19: 82-90.
36. Mount GJ. Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent.* 1999; 24: 115-24.
37. Navarro MFL, Pascoto RC. *Cimentos de ionômero de vidro.* São Paulo: Artes Médicas; 1998.
38. Navarro MFL, Carvalho RM, Franco EB, Souza Jr MHS, Pereira JC. Biocompatibilidade biológica do cimento de ionômero de vidro. *Rev Bras odontol.* 1988; 5: 42-7.

39. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998; 19:485-94.
40. Nicholson JW, Brookman PJ, Lacy OM, Wilson AD. Fourier transform infrared spectroscopic study of the role of tartaric acid in glass-ionomer dental cements. *J Dent Res*. 1988; 67:1451-4.
41. Oliveira MRB. Compatibilidade biológica de materiais odontológicos em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos [tese livre-docência]. Arararaquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2000.
42. Pameijer CH, Segal E, Richardson J. Pulpar response to a glass-ionomer cement in primates. *J Prosth Dent*. 1981; 46: 36-40.
43. Paradella TC. Cimentos de ionômero de vidro na odontologia moderna. *Rev Odontol UNESP*. 2004; 33: 157-61.
44. Plant CG, Browne RM, Knibbs PJ, Britton AS, Sorahan T. Pulpar effects of glass ionomer cements. *Int Endod J*. 1984; 17: 51-9.
45. Porto Neto ST, Candido MSM, Dinelli W, Mandarino F, Saad JRC. Ataque ácido do ionômero de vidro: efeito de vários tempos de ataque ácido sobre a superfície de cimentos de ionômero de vidro. *RGO*. 1990; 38: 331-5.
46. Russo EMA. Cimentos de ionômero de vidro, cimentos de ionômero de vidro resino-modificados e compômeros. In: Garone Netto N, Carvalho RCR, Russo EMA, Sobral MAP, Luz MAAC. *Dentística restauradora – restaurações diretas*. São Paulo: Ed. Santos; 2003. p. 107-33.

-
47. Salgado CES, Batista e Silva, RC, Silva CA, Souza HM, Vignoli VV. Análise da biocompatibilidade do cimento ionomérico para forramento em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos. Rev Esc Farm Odontol. Alfenas. 1994; 16: 1-6.
48. Scuoteguazza JAC. Cimentos de ionômero de vidro utilizados como forradores de cavidades. Análise histopatológica comparativa em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1994.
49. Shen C. Cimentos odontológicos. In: Anusavice K. Phillips - materiais dentários. Rio de Janeiro: Elsevier; 2003. p. 419-58.
50. Six N, Lasfargues J-J, Goldberg M. In vivo study of the pulp reaction to Fuji IX, a glass ionomer cement. J Dent. 2000; 28: 413-22.
51. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements. J Am Dent Assoc. 1990; 120: 20-9.
52. Soares CJ, Quagliatto PS, Campos RE. Cimento de ionômero de vidro – características do material e aplicações clínicas. In: Busato ALS, coordenador. Dentística – filosofia, conceitos e prática clínica. São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 285-317.
53. Souza PC, 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; 22: 838-44.
54. Stanislowski L, Daniau X, Lauti A, Goldberg M. Factors responsible for pulp cell cytotoxicity induced by resin-modified glass ionomer cements. J Biomed Mater Res. 1999; 49: 277-88.

-
55. Suzuki M, Jordam RE. Glass ionomer- composite sandwich technique. *J Am Dent Assoc.* 1990; 120: 55-7.
56. Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res.* 1984; 63:158-60.
57. Tobias RS, Browne RM, Plant CG, Ingram DV. Pulpar response to a glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1978; 144: 345-50.
58. Torneck CD. Reaction of rat connective tissue to polyethylene tube implants. Part 1. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1966; 21: 379-87.
59. Torneck CD. Reaction of rat connective tissue to polyethylene tube implants. Part 2. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1967; 24: 674-83.
60. Uçok M. Biological evaluation of glass ionomer cements. *Int Endod J.* 1986; 19: 285- 97.
61. Vieira IM, Louro RL, Atta MT, Navarro MFL, Francisconi PAS. O cimento de ionômero de vidro na odontologia. *Rev Saúde Com.* 2006; 2: 75-84.
62. Walls AWG. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent.* 1986; 14: 231-46.
63. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol.* 1971; 22: 313.
64. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972; 132: 133-5.

-
65. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. London: Quintessence; 1988.
66. Wilson AD, Prosser HJ. Biocompatibility of the glass ionomer cement. J Dent Assoc South Africa. 1982; 37:872-9.
67. Yakushiji M, Kinumatsu T, Fuchino T, Machida Y. Effects of a glass-ionomer cement on the dental pulp and its efficacy as a base material. Bull Tokyo Dent Coll. 1979; 20: 47-59.
68. Zanoni EMS. Estudo comparativo da resposta do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos ao implante de tubos de polietileno e dentina obturados parcialmente com endomethazone e cones de guta percha. RGO. 1988; 36: 232-9.
69. Zmener O, Dominguez FV. Tissue response to a glass-ionomer used as an endodontic cement. Oral Surg. 1983; 56: 198-205.
70. Zytkevitz E, Piazza E. Cimento de ionômero de vidro: classificação, indicações, propriedades, metodologia de uso. RGO. 1988; 36: 464-8.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Odontologia
Campus de Araraquara

Comitê de Ética em Experimentação Animal-CEEA

CERTIFICADO

Certificamos que o protocolo nr. **05/2007** referente à pesquisa "*Avaliação histopatológica em tecido conjuntivo subcutâneo de ratos de um cimento de ionômero de vidro experimental para forramento cavitário*" sob a responsabilidade de **Maria Salete Machado Cândido, Juliana Maria Capelloza Boaventura e Maria Rita Brancini de Oliveira**, está de acordo com os Princípios Éticos em Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal (CEEA) da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP em reunião de **04/março/2008**.

CERTIFICATE

We certify that the protocol **05/2007** referring to the research "*Histopathologic evaluation in rats' subcutaneous connective tissue of a new glass ionomer cement for cavity lining*" under responsibility of **Maria Salete Machado Cândido, Juliana Maria Capelloza Boaventura and Maria Rita Brancini de Oliveira** is in agreement with the Ethical Principles in Animal Research adopted by Brazilian College of Animal Experimentation (COBEA) and was approved by the Araraquara Dental School-UNESP Ethical Committee for Animal Research (CEEA) in **March 4th, 2008**.

Araraquara, 04 de março de 2008


Profa. Dra. Eleny Balducci Roslindo

Vice-Coordenadora do CEEA/FOAr/UNESP no exercício da Coordenadoria