

LAFAYETTE NOGUEIRA JUNIOR

**ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA DO COMPORTAMENTO
PULPAR, PÓS CIMENTAÇÃO DE COROAS TOTAIS
METÁLICAS COM CIMENTOS DE IONÔMERO VÍTREO E
FOSFATO DE ZINCO**



Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte das requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa.

**Orientador: Prof. Dr. José Eduardo
Junho de Araújo**

**São José dos Campos
1997**

AD123
N689a
#1338
ex.2

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
RIBEIRO, J. F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994. 63p.

NOGUEIRA, L. J. *Análise histopatológica do comportamento pulpar, pós cimentação de coroas totais metálicas com cimentos de ionômero vítreo e fosfato de zinco*. São José dos Campos, 1997. 114p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Dedico este trabalho aos meus pais, Lafayette e Ruth, que foram os responsáveis pela minha formação profissional e integridade. À minha esposa Symone pelo contínuo incentivo, paciência e compreensão e à minha filha Ana Carolina todo meu afeto.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Eduardo Junho de Araújo, Diretor desta Faculdade, amigo que sempre me estimulou a seguir a carreira universitária e auxiliou nesta fase importante da vida, agradeço não apenas pela orientação neste trabalho, mas por todas as oportunidades de convívio e apoio.

À Prof^a. Dr^a Maria Amélia Máximo de Araújo, Professora Titular do Departamento de Dentística Restauradora, pessoa de inesgotável conhecimento científico, exemplo de vida e trabalho que procuro seguir, agradeço pelo ajuda na realização deste trabalho.

Ao Prof. Carlos Augusto Pavanelli, profissional exemplar e amigo fiel, sempre disposto a ajudar àqueles que o procuram, agradeço a sua preocupação em me estimular em ocasiões de fraqueza e a confiança em mim depositada.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Bottino, Coordenador do Curso de Pós-Graduação na área de Prótese Parcial Fixa, pela dedicação e seriedade na realização deste curso.

Ao Prof. Dr. João Vieira de Moraes, pelos ensinamentos e pela qualidade do curso.

À Prof^ª. Dr^ª. Yasmin Rodarte Carvalho, pela paciência e empenho na análise dos resultados histopatológicos.

Aos colegas do curso de Pós-graduação, Galera, Monteiro, Ossamu, Pavanelli e Wirley, pelo companheirismo, amizade e convívio.

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, especialmente, Eduardo, Marcos, Maximiliano, Pavanelli e Renato.

Aos Professores da Disciplina de Clínica Integrada, onde comecei a carreira universitária, Braulino, Dimas, Eduardo, Eurico, João Carlos e Salgado.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela atenção e amizade.

Às técnicas Ana e Ayde, pelo trabalho realizado no processamento histológico.

Às bibliotecárias Angela e Elaine, pela revisão e normalização do texto e das referências bibliográficas.

As secretárias do curso de Pós-Graduação, Herena, Inês e Rose, pela atenção dispensada durante o curso.

A todos que de uma maneira ou de outra, contribuíram para a elaboração deste trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	8
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	14
3 PROPOSIÇÃO.....	52
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1 Materiais.....	53
4.2 Método.....	56
4.2.1 Preparos cavitários.....	58
4.2.2 Moldagem.....	60
4.2.3 Obtenção do modelo de trabalho.....	62
4.2.4 Ceroplastia.....	64
4.2.5 Inclusão em revestimento.....	65
4.2.6 Fundição.....	67
4.2.7 Cimentação.....	69
4.2.8 Obtenção das amostras.....	71
5 RESULTADOS.....	78
5.1 Exame macroscópico.....	78

5.2 Exame microscópio.....	78
5.2.1 Grupo 1 (cimento de fosfato de zinco).....	81
5.2.2 Grupo 2 (cimento de ionômero vítreo - “Ketac-Cem”).....	82
5.2.3 Grupo 3 (cimento de ionômero vítreo - “Vidrion C”).....	84
6 DISCUSSÃO.....	88
7 CONCLUSÕES.....	98
8 REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99
ANEXOS.....	110
RESUMO.....	111
<i>ABSTRACT</i>.....	113

1 INTRODUÇÃO

A cimentação final de uma restauração metálica fundida conclui uma longa série de procedimentos clínicos e laboratoriais, onde cada passo contribui para o sucesso e longevidade desta restauração. A procura por um agente de cimentação com melhores propriedades físicas e biológicas é importante, porém esse tipo de material é severamente exigido quando sob a ação das condições agressivas da cavidade bucal. Smith⁴⁹, 1968, já lembrava que nos últimos cinquenta anos muito pouco havia sido feito pelo desenvolvimento de novos agentes cimentantes, o que justificava a existência até então de apenas dois tipos de cimentos, o cimento de fosfato de zinco e o cimento óxido de zinco e eugenol. Essa talvez seja a razão que o tenha levado a desenvolver o cimento de policarboxilato (CPC). Suas principais características eram baixa toxicidade, resistência mecânica, e adesividade a estrutura dentária. A novidade do CPC estava no seu líquido, um polímero de ácido poliacrílico, que reagia ao mesmo tempo

com o pó de óxido de zinco, e com o cálcio do esmalte e dentina promovendo uma adesão do cimento à estrutura dentária.

Wilson & Kent⁶⁵, 1972, publicaram resultados de trabalhos com um novo tipo de cimento, cimento de ionômero vítreo (CIV). Este novo material foi desenvolvido por eles no Laboratório de Química do Governo em Londres, Inglaterra (Wilson⁶³, 1973). A composição química básica desse CIV era uma combinação especial de um pó de aluminossilicato vítreo, rotulado como G-200, pulverizado com uma granulação de aproximadamente 40µm e um líquido de uma solução aquosa de ácido poliacrílico a 50% (Wilson & Kent⁶⁵, 1972; McLean & Wilson³², 1977; Wilson⁶⁴, 1977; Barry et al.⁴, 1979; Wilson & McLean⁶⁶, 1988; Mount³⁵, 1994). Esse ácido era o mesmo que Smith⁴⁹, 1968, usou no CPC e a porção vítrea tinha sua origem no pó do cimento de silicato. Este material foi originalmente desenvolvido para restaurações e preenchimentos, porém Wilson et al.⁶⁹, 1977, buscando uma formulação mais adequada ao desenvolvimento de um agente cimentante a partir desse CIV, incrementou a moagem da porção vítrea do pó, reduzindo o tamanho das partículas para 25µm. Para melhorar algumas qualidades do CIV, Wilson et al.⁶⁸, 1976, adicionaram

pequenas quantidades de ácido tartárico à solução aquosa de ácido poliacrílico, conseguindo melhorar a manipulação e aumentar o tempo de trabalho, isso acelerou o processo de precipitação e aumentou a resistência do cimento. Posteriormente a adição de ácido itacônico, reduziu a viscosidade do líquido (Wilson⁶⁴, 1977), o que para um agente cimentante é favorável. Mais recentemente versões anídricas desses cimentos foram desenvolvidas, onde o copolímero é liofilizado e incorporado ao pó, e o cimento é obtido pela mistura do pó com água destilada ou uma solução aquosa de ácido tartárico. Este processo de liofilização permitiu diminuir ainda mais a viscosidade do líquido, um proporcionamento mais preciso e um cimento mais fluido (Tortamano Neto et al.⁵⁶, 1989). Wilson & Prosser⁶⁷, 1982, descrevendo a reação de presa como uma reação ácido-base cujo o resultado final é a formação de um sal. A água presente nas soluções produz uma ionização dos radicais carboxílicos dos ácidos, liberando H^+ , que degradam a superfície externa das partículas do pó de vidro, liberando íons Al^{3+} , Ca^{2+} , Na^+ , F^+ , formando uma sílica gel. Os cátions liberados, principalmente, Ca^{2+} e Al^{3+} , reagem com os grupamentos carboxílicos, agora carregados negativamente de radicais ácidos. Inicialmente, a

reação se desenvolve formando sais de policarbolixato de cálcio (reação de endurecimento inicial) e, posteriormente, formando sais de policarboxilato de alumínio (reação de endurecimento tardio). Para a maioria dos materiais esse processo dura em média 24 horas (McLean & Wilson³², 1977; Barry et al.⁴,1979; McLean³¹, 1988; Wilson & McLean⁶⁶, 1988). Durante o processo de endurecimento o pH do cimento permanece baixo, em torno de dois, isto é importante para que uma maior quantidade de ligações com o cálcio e o alumínio possam ocorrer e o material atinja propriedades máximas. Antes da precipitação final dos sais de alumínio, o CIV é altamente vulnerável a contaminação. Após 24 horas esta reação esta substancialmente completada e o cimento atingindo uma resistência a compressão de 140-200 MPa, mas reservando algumas características viscoelásticas⁵⁰. Mesmo após a reação de precipitação estar completa e o cimento se encontrar estável, algumas reações continuam ocorrendo; isto torna-se evidente pelo aumento da resistência à compressão e perda da plasticidade com o decorrer do tempo (Smith⁵⁰, 1983).

As propriedades ideais de um agente de cimentação, segundo McLean³¹,1988, são: baixa viscosidade e espessura de

película, tempo de trabalho longo com um endurecimento rápido na temperatura da cavidade oral, boa resistência ao ataque aquoso e ácido, alta resistência a compressão e resistência tensil, adesão a estrutura dental e a restauração, cariostático, translúcido, radiopaco e biologicamente compatível com os tecidos pulpaes.

Dentre todas as propriedades necessárias a um cimento, a biocompatibilidade é uma das mais importantes (Pameijer & Nilner⁴⁰, 1994). Portanto, um material para ser aceito como agente de cimentação deve passar por vários testes rígidos onde seus efeitos sobre polpa dental devem ser investigados (Autian², 1971; International Organization for Standardization (ISO)²¹, 1984; Fichman & Guidi¹⁴, 1991; ISO²², 1992). Para Pameijer & Nilner⁴⁰, 1994, a escolha de um agente de cimentação deve ser baseada primeiramente em considerações biológicas antes que propriedades físicas.

A biocompatibilidade do CIV tem sido investigada em culturas de células (Kawahara et al.²⁴, 1979; Meryon et al.³³, 1983; Hume & Mount²⁰, 1988; Müller et al.³⁶, 1990), estudos usando macacos têm sido conduzidos por Klötzer²⁷, 1975; Pameijer et al.⁴², 1981; Plant et al.⁴⁵, 1984; Heys et al.¹⁸, 1987; Pameijer & Stanley⁴¹,

1988; e Pameijer et al.⁴³, 1991. Os resultados demonstraram desde reações leves até a irritação da polpa. Estudos com polpa humana realizados por Cooper¹⁰, 1980; Norman & Wright³⁸, 1986, demonstraram que o CIV reagiu de forma tão branda como o cimento de óxido de zinco e eugenol.

Devido aos diversos níveis de reação pulpar encontrados nos estudos anteriores e por não termos encontrado na literatura pesquisas que associem o emprego de CIV para cimentação de coroas totais, onde fatores como acentuado desgaste dental, expondo grande quantidade de túbulos dentinários, cimentação provisória, pressão hidrostática, além dos próprios constituintes do cimento, despertou nossa atenção para o assunto e induziu-nos a desenvolver este trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Autin², 1971, estudou os tipos de testes aplicáveis em cada nível de avaliação biológica dos materiais dentários e descreveu as técnicas de execução de cada um deles. Ressaltou que, embora muitos testes mecânicos, físicos e químicos dos materiais dentários tenham sido realizados nos últimos cinquenta anos, apenas recentemente foi reconhecida a importância dos testes biológicos. Esses testes têm sido desenvolvidos para avaliar a segurança ou riscos na utilização dos materiais dentários. O autor afirmou que a avaliação completa dos materiais dentários deveria incluir três níveis de testes. No nível 1, considerou uma série de testes pré-clínicos, estudos em animais e testes *in vitro* dos materiais e seus componentes. No nível 2, preconizou testes em animais nos locais onde o material deveria ser utilizado em humanos. No nível 3, enumerou os testes que deveriam ser realizados em humanos.

A American Dental Association (ADA)¹, 1972, recomendou uma padronização de práticas para a avaliação biológica

dos materiais odontológicos. Os materiais foram classificados em cinco tipos:

- a) tipo I- materiais que contatam outras partes do corpo além da cavidades oral, através de manipulação, ingestão acidental ou inalação;
- b) tipo II- materiais que contatam mucosas e outros tecidos moles da cavidade oral;
- c) tipo III- materiais que podem afetar a saúde ou a vitalidade pulpar ou tecidos moles da cavidade oral;
- d) tipo IV- materiais para obturação de canais radiculares. tipo V- materiais que possam afetar a saúde dos tecidos duros dos dentes;

A ADA também recomenda que sejam realizados testes biológicos da seguinte forma: teste de implantação; teste de toxicidade sistêmica aguda; teste de irritação da mucosa e teste de irritação pulpar.

Wilson & Kent ⁶⁵, 1972, registraram a invenção de um novo cimento translúcido, o CTV ou *aluminossilicato polyacrylate* (ASPA). O sistema deste cimento foi baseado em uma reação de endurecimento entre um pó de vidro similar ao cimento de silicato (CS)

e uma solução aquosa de polímeros e copolímeros de ácido poliacrílico. A intenção inicial foi desenvolver este cimento para ser utilizado como material restaurador para dentes anteriores em lesões de erosão/abrasão e, posteriormente, como agente de cimentação e para forramento de cavidades.

Kent et al.²⁵, 1973, relataram que o ASPA, um CIV, mostrava uma combinação das propriedades favoráveis do CPC e CS, possuindo uma capacidade de adesão a estrutura dentária, uma certa translucidez e liberação de flúor.

Klötzer²⁷, 1975, afirmou que o ASPA é um cimento que causa irritação pulpar, entretanto esta irritação é menor que a causada pelo CS.

Dahl¹², 1977, fez um estudo utilizando premolares com exodontia indicada por motivos ortodônticos, para avaliar se uma camada de lama dentinária é formada quando o dente é desgastado com pontas diamantadas em alta rotação, se esta camada é removida com polimento, se os túbulos estão preenchidos com fragmentos e bactérias e se a preparação de uma coroa total com pontas diamantadas causariam reação pulpar. Concluiu que a camada de lama dentinária é

formada quando se realiza um preparo com ponta diamantada em alta rotação, esta camada é removida por polimento, muitos canalículos aparecem vazios ao exame no microscópio eletrônico de varredura, o uso de pontas diamantadas em canetas de alta rotação para preparo de coroa total induziu a reação pulpar severa e imediata, e a presença de bactérias na superfície do preparo recente não pôde ser demonstrada.

Hotz et al.¹⁹, 1977, estudaram a adesão do ASPA IV em diversas superfícies, esmalte, dentina, dentina tratada superficialmente com H₂O₂ a 20 volumes, ácido cítrico a 50%, ácido ortofosfórico a 37%, uma solução remineralizadora idealizada por Beech et al. e a metais nobres. Concluíram que o ASPA IV, forma ligações de adesão com o esmalte, dentina, ouro estanhado e platina estanhada. A adesividade a dentina, mostrou falhas adesivas/coesivas, demonstrando a menor efetividade em relação as outras superfícies, onde a falha foi puramente coesiva. O uso do ácido cítrico foi particularmente efetivo, já o uso da solução ácido ortofosfórico não foi recomendada. Combinando o uso de platina estanhada, que serve como suporte a porcelana, uma coroa pode ser unida a dentina por meio de ligações

adesivas. O ASPA IV não se une quimicamente a superfície não reagentes tais como metais nobres e porcelana.

Wilson et al.⁶⁹, 1977, desenvolveram um novo CIV (ASPA II e ASPA IV) para ser usado com um agente de cimentação. Compararam este novo material a outros bons exemplos de agentes de cimentação, tais como cimento de silicofosfato (Fluorothin, SS White), CPC (Durelon, ESPE) , CFZ (De Treys Zinc Cement, Amalgamated Dental) e cimento de óxido de zinco e eugenol (OZE) (Fynal, L. D. Caulk). Os autores, com a intenção de conseguir uma espessura de película apropriada para um agente de cimentação, moeram o pó normalmente usado para preparar o CIV, que possuía uma granulação, em torno, de 45µm, transformando-o numa granulação em torno de 25µm. Com isto, conseguiram algumas propriedades úteis, como: espessura de película comparável a do CFZ e alta resistência a compressão e resistência tensil.

Os autores citam também algumas características do CIV: biocompatibilidade similar a do CPC, liberação de flúor, fornecendo meios para alguma atividade cariostática, maior resistência ao ataque ácido que os cimentos com fosfato e translucidez.

Concluíram que a resistência deste CIV para cimentação comparou-se favoravelmente aos outros agentes de cimentação testados. A espessura de película deste cimento foi equivalente a do CFZ. Afirmaram também, que a solubilidade inicial do CIV para cimentação é igual a do cimento de silicofosfato, e maior que a dos cimentos de óxido de zinco e fosfato de zinco, embora, segundo os autores, isto não deverá afetar a durabilidade clínica. Uma proteção após a cimentação se faz necessária, devido a sensibilidade do material a contaminação, podendo alterar suas propriedades. Concluíram que a solubilidade é a principal desvantagem do novo cimento.

Segundo Wilson⁶⁴, 1977, o CIV desenvolvido para a cimentação (ASPA IV A), é similar ao CIV convencional (ASPA IV), exceto pelo tamanho dos grãos do pó. O ASPA IV A tem algumas características favoráveis, possuindo uma alta resistência a compressão e translucidez, adesão e a biocompatibilidade do CPC. O cimento tem a capacidade de liberar flúor que lhe confere uma propriedade cariostática. O autor afirmou, ainda, que é essencial proteger as margens da restauração com um verniz, enquanto o cimento esta

endurecendo, devido a sensibilidade a contaminação durante a reação de presa.

Tobias et al.⁵⁴, 1978, compararam a resposta pulpar de um CIV, (ASPA, Amalgamated Dental), proporcionado como material para preenchimento (3:1) (ASPA-FM) e como agente cimentante (1,2:1) (ASPA-LM). A reação ao ASPA-FM foi menor que para o ASPA-LM, porém este efeito foi encontrado até o sétimo dia após a inserção do material. Após este período não houve diferença na resposta pulpar entre as misturas. Segundo os autores, os efeitos do CIV foram similares aos do CPC e menores que os do CFZ.

Barry et al.⁴, 1979, estudou a influência da temperatura durante o processo de obtenção do pó do CIV (G 200), concluiu que o processo de presa depende da história térmica do vidro. Pó de vidro preparados a 1300 °C ganha alumínio do cadinho e perde apreciável quantidade de flúor. A presença de flúor é creditada a baixa atividade termodinâmica do íon Al^{3+} . O efeito da fundição a 1300 °C tem influência na proporção de cátions Al^{3+} e Ca^{2+} tornando-se disponível para as ligações cruzadas do ácido poliacrílico, acelerando e mudando as características de presa e do processo de endurecimento.

Kawahara et al.²⁴, 1979, compararam as propriedades biológicas de dois CIVs (Aspa, Amalgamated Dental Company e Fuji ionomer, G-C Dental.) com outros tipos de cimentos convencionais (OZE, G. C. eugenol cement, G. C. Dental e CPC, Carbolit 100, G.C. Dental). Este teste biológico foi realizado com um método de cultura de células e exame em animais. O teste de cultura de células mostrou uma resposta mais branda aos CIVs que ao OZE e ao CPC. A reação tecidual pulpar não mostrou diferença entre os CIVs e OZE no experimento *in vivo* usando macacos, mostrando uma alteração pulpar leve. Os autores afirmaram que os CIVs não tem apenas propriedades físicas e químicas superiores, mas também boas propriedades biológicas, e que os CIVs podem ser aplicados como um material de capeamento pulpar e cimento obturador de canais, também podendo ser largamente usado como biomaterial no campo da medicina.

Browne et al.⁸, 1980, descreveu um método de quantificação das características histológicas dos efeitos dos materiais na polpa dental, e segundo os autores, este método permitiu uma comparação objetiva dos diferentes materiais. Compararam também a resposta pulpar frente a preparos de cavidades de classe V, em humanos

e doninhas, com preenchimento, dos seguintes materiais: OZE (BP) que serviu como grupo controle, CIV (ASPA, A. D. International) e CIV (ASPA, A. D. International) com condicionamento da cavidade com ácido cítrico a 50% por 30 segundos.. Os resultados foram semelhantes para os materiais e espécies. Concluíram que as doninhas são alternativas animais aceitáveis para os macacos para testes de preenchimento *in vivo* para materiais dentários, que o OZE foi o menos irritante e o ASPA foi uma irritante fraco e o ASPA com condicionamento da cavidade foi o mais irritante dos cimentos testados.

Testes *in vivo* realizados por Cooper¹⁰, 1980, no qual foram usados 75 premolares íntegros, indicados para exodontia, onde cavidades de classe V foram preparadas de modo a atingir um ponto muito próximo da polpa sem sua exposição. Estes preparos foram preenchidos com ASPA IV (AD International), ASPA IV A (agente de cimentação) e OZE (SS White). Os dentes foram extraídos no período de dois a 179 dias após a inserção dos materiais nas cavidades. Esta pesquisa mostrou que os CIVs causam maior aspiração de núcleos de odontoblastos, mudanças na camada de odontoblastos e infiltrado de

células inflamatórias na camada de odontoblastos que o cimento de óxido de zinco. Houve diferenças de intensidade quanto as alterações dos tecidos, onde o ASPA IV A produziu reação mais severa, estas mudanças teciduais mais intensas ocorreram no início e a maioria foi resolvida até o final do período experimental.

A Federation Dentaire Internationale (FDI)¹³, 1980, recomendou o uso de métodos e testes padronizados com o objetivo de avaliar a segurança dos materiais desenvolvidos para uso em humanos. Foram recomendados três níveis de testes considerados ideais para a aceitação dos novos produtos: testes iniciais, testes secundários e testes de uso (nos quais inclui o teste de irritação pulpar). De acordo com as normas, é responsabilidade do fabricante selecionar os testes apropriados de acordo com a utilização pretendida do material conhecendo e definindo o perfil de toxicidade do mesmo e seus componentes.

Para Pameijer et al.⁴², 1981, o CIV (Chembond, L.D. Caulk) foi bem tolerado em polpa de macacos por um período de três meses, e considerou ainda que o fator de irritação leve ou ausência de irritação pode antecipar que o CIV testado iria demonstrar traços

altamente desejáveis de biocompatibilidade quando usados em humanos. Foram postuladas algumas razões para o CIV não ter um efeito irritante para a polpa dental: o ácido poliacrílico usado no CIV é mais fraco que o ácido fosfórico, além de ser também um polímero com um alto peso molecular, limitando sua difusão através dos túbulos dentinários até a polpa. Existe ainda uma forte atração eletrostática entre os íons H^+ e a carga negativa do polímero tornando a dissociação iônica menos imediata do que aquela de ânions simples tal como a do ácido fosfórico.

Meryon et al.³³, 1983, observaram, *in vitro*, que os CIV, (ASPA, A. D. International e Chembond, A. D. International) eram citotóxicos para fibroblastos logo após a manipulação. Decorrido uma hora da mistura, a citotoxicidade de ambos os materiais reduziu consideravelmente. Inicialmente, o Chembond foi mais tóxico para as células que o ASPA, porém, após 24 horas, esta toxicidade se igualou. A presença de dentina moderou a citotoxicidade do ASPA mas foi menos protetora para o Chembond, provavelmente devido a sua consistência mais fluída.

Smith⁵⁰, 1983, apontou as vantagens e desvantagens de vários cimentos, entre eles CFZ e CIV. Quanto ao CFZ, o autor destacou como principais vantagens, a facilidade da mistura, seu endurecimento rápido para uma massa relativamente forte de uma consistência fluida, porém é irritante pulpar, não tem ação antibacteriana, é frágil, não possui força de adesão e é solúvel em fluidos ácidos. Quanto ao CIV, sugeriu que é de fácil manipulação, possui alta resistência e rigidez, libera flúor, tem boa resistência a dissolução em ácidos e tem características adesivas, entretanto tem um endurecimento lento e a mistura é altamente sensível a contaminação, é radiolúcido e pode causar irritação pulpar.

A ISO²¹, 1984, recomendou 17 tipos de testes para a avaliação biológica dos materiais dentários, classificando-os de acordo com cada nível de avaliação em testes iniciais, testes secundários e testes de uso.

Plant et al.⁴⁵, 1984, avaliaram, histologicamente, a alteração pulpar associada aos CIVs (ASPA, De Trey, Dentsply, Chemfil, De Trey, Dentsply, Chembond, De Trey, Dentsply) e aos materiais controle (cimento de óxido zinco e eugenol ou Kalzinol),

quando inseridos em cavidades de classe I preparadas em premolares íntegros. Observaram que houve uma maior alteração pulpar associada aos CIVs que ao material controle, e, entre os CIVs, o Chemfil foi o material que causou menor alteração pulpar. Concluíram que o uso de uma base é recomendado em cavidades onde grande quantidade de túbulos dentinários não infectados foram expostos durante o preparo.

Para Baratieri et al.³, 1986, a resposta pulpar ao CIV é essencialmente a mesma daquela dos cimentos de óxido de zinco e eugenol, e a suavidade do ácido poliacrílico comparada à do ácido fosfórico, pode ser atribuída a várias causas: o ácido poliacrílico e poliácidos são ácidos fracos, a difusão dos poliácidos pelo túbulos dentinários é restrita pelo seu alto peso molecular e emaranhado de cadeias de polímeros e mesmo quando dissociados, os íons H^+ tendem a ficar confinados ao longo da cadeia poliônica pelas forças eletrostáticas e com isso dificilmente serão trocados por cátions como aqueles associados a íons negativos simples, como fosfatos.

Knibbs et al.²⁹, 1986, avaliaram um CPC (Poly F Plus, Dentsply) e um CIV (Aquacem, Dentsply), quanto as propriedades clínicas de trabalho e quanto ao desempenho clínico de restaurações

metálicas fundidas cimentadas com estes materiais. Concluíram que as propriedades de trabalho dos materiais foram favoráveis para a maioria dos dentistas, com alguma dificuldade de remoção do excesso do CIV, que ficou aderido ao dente e tecidos moles e também houve uma certa dificuldade no assentamento de coroas com o CIV. Com relação ao desempenho clínico, não existiu diferença significativa entre os dois cimentos.

Norman & Wright³⁸, 1986, compararam o CFZ (Tenacim, L. D. Caulk) e o CIV (Ketac-Cem, ESPE) quanto à sensibilidade pós-operatória, esta avaliação envolveu tanto dados subjetivos como objetivos (testes elétricos). Concluíram que o tipo de restauração a ser cimentada não interfere na resposta pulpar, todos os dentes mostraram respostas aos dois cimentos, sendo que o CIV mostrou um maior número de respostas negativas após 15 dias. Ao final de 6 meses, os dois cimentos apresentaram respostas pulpares semelhantes, sendo seguramente recomendados para cimentar qualquer tipo de restauração fundida.

Segundo Smith & Ruse⁵¹, 1986, o pH da reação dos CIVs para cimentação permanece ácido (menor que três) por um

período maior que o CPC e CFZ. Esta acidez inicial pode causar lesão a polpa quando a manipulação do cimento, o preparo do dente e o processo de cimentação é inferior ao ideal. A sensibilidade inicial pode levar a necrose, se a microinfiltração e penetração bacteriana ocorrerem. Para evitar sensibilidade pulpar aos CIVs, técnicas próprias devem ser seguidas. Dentina e polpa devem ser protegidas se uma extensa área com pequena espessura de dentina remanescente estiver presente.

Berry & Berry⁶, 1987, relataram os procedimentos clínicos necessários para se obter êxito nas cimentações com CIV, sem sensibilidade pós-operatória. Para os autores, os erros de técnica e manipulação são as possíveis causas para a sensibilidade seguida ao uso do CIV. Isto inclui, os resultados de uma mistura extremamente fluida que aumenta o tempo de presa e prolonga o período inicial de pH baixo do cimento. Igualmente a contaminação bacteriana da dentina tem sido implicada, e também a pressão hidráulica gerada quando do assentamento da restauração. A remoção da *smear layer* resulta em um aumento da permeabilidade da dentina ao ácido e invasão bacteriana, assim como aumenta o efeito da pressão hidráulica no

complexo dentino-pulpar, e pode causar a irritação pulpar. Desidratação da superfície dental e infiltração marginal também são possibilidades significantes. Irritação pulpar e sensibilidade pós-cimentação seguida ao uso do CIV foram atribuídas às técnicas de manipulação impróprias. Ainda segundo os autores, a ocorrência de sensibilidade é rara quando o CIV é usado de forma correta e cuidadosa.

Fitzgerald et al.¹⁵, 1987, mostraram que o CIV (Fuji Tipo I, G. C. Dental), CPC (Liv Cenera, G. C. Dental) e CFZ (Tenacim, L. D. Caulk), quando usados como agentes cimentantes, permitiram a infiltração bacteriana ao redor de coroas em dentes de macacos. Os autores não sustentam a visão que a infiltração bacteriana é a razão principal da pobre resposta clínica associada ao CIV, mas sugerem que uma contaminação prematura da mistura antes da completa reação de endurecimento do CIV pode permitir que fluidos contatem a superfície dentinária, aumentando, assim, a sensibilidade.

Heys et al.¹⁸, 1987, avaliaram, histologicamente, a resposta pulpar após a cimentação de coroas totais com CIV (G. C. Fuji Ionomer, G. C. Dental), CPC (G. C. Liv Cenera, G., C. Dental) e

CFZ (Tenacin, L. D. Caulk), comparando-as, e não observaram diferenças estatisticamente significantes entre os materiais. A sensibilidade observada após a cimentação de coroas com CIV deve ser causada por outros fatores e não estar relacionada ao material. A condição preexistente do dente antes do preparo, a profundidade e extensão do preparo, a idade do paciente e uma potencial pulpíte pré-operatória do dente, certamente, são todos fatores que devem influenciar o nível de hipersensibilidade.

Hume & Mount²⁰, 1988, após um estudo com cultura de células, concluíram que o CIV possui um baixo potencial de toxicidade quando colocado sobre uma camada de dentina intacta. Entretanto, o CIV parece não ser um material adequado para ficar em contato direto com o tecido pulpar, havendo a necessidade da colocação de um material a base de hidróxido de cálcio sobre exposições pulpares ou em locais com pequena espessura de dentina remanescente.

Segundo McLean³¹, 1988, o CIV anidro possui excelentes propriedades de trabalho e algumas vantagens como o desenvolvimento de uma baixa viscosidade em estágios iniciais da

mistura, endurecimento rápido na temperatura da cavidade oral, facilidade de espatulação e excelente tempo de vida útil.

Pameijer & Stanley⁴¹, 1988, estudaram a reação pulpar, em macacos, frente ao CIV (Ketac-Cem, ESPE), nas consistências normal e fluída, em cavidades classe V, com inserção passiva do material. Nenhuma matriz foi usada para conter o material no preparo. Segundo os autores, a inserção passiva explicou o fato da ausência de diferença significativa nas reações observadas para a mistura normal e diluída. Afirmam ainda que a pressão hidráulica, presente durante o processo de cimentação de peças protéticas, tem papel fundamental na hipersensibilidade pós-operatória e a presença de microrganismos é provavelmente insignificante na determinação da presença ou severidade da resposta inflamatória, considerando a baixa intensidade de sua ocorrência.

Plant et al.⁴⁶, 1988, pesquisaram o efeito de um CIV (Aquacem, Dentsply), em polpas humanas e compararam esta reação pulpar a outros agentes de cimentação, CFZ (Zinc Phosphate, SS White), CPC (Poly F Plus, Dentsply) e OZE. Inflamação pulpar ocorreu em dentes preenchidos com Aquacem. Esta reação foi mais

pronta nos dentes com CIV e CFZ que nos com OZE e CPC. O CIV e o CFZ permitiram uma maior infiltração bacteriana que o OZE e CPC. Uma significativa correlação positiva foi encontrada entre a inflamação pulpar e infiltração bacteriana. Os autores sugerem ainda que o OZE e o CPC possuem efeitos de inibição de crescimento bacteriano muito maiores que o CIV e CFZ. A inflamação não foi afetada pela espessura de dentina remanescente.

Segundo Swift⁵³, 1988, o CIV para cimentação não tem sido extensamente utilizado, devido a preocupação com a hipersensibilidade pós-operatória, mesmo possuindo várias propriedades que o torna uma escolha atrativa para a cimentação de coroas.

Van der Voorde et al.⁵⁸, 1988, citam algumas características dos CIV: resistência a compressão maior que do CFZ, adesividade ao esmalte, dentina e cimento, capacidade de liberar flúor e biocompatibilidade. Como desvantagens os CIV têm baixa resistência a tração, fragilidade e problemas estéticos devido a translucidez insuficiente. Em relação ao CIV para cimentação, os autores afirmam que os CIV convencionais possuíam solubilidade

precoce e alta viscosidade da mistura. Com a introdução dos cimentos anidros as propriedades de manipulação melhoraram, mostrando uma espessura de película menor que a do CFZ. Algumas desvantagens do CIV como agente de cimentação, incluem: falta de radiopacidade, aderência a gengiva, dificuldade de remoção do dente se deixado por muito tempo e susceptibilidade de contaminação da mistura.

Walls et al.⁵⁹, 1988, sugeriu a colocação de uma base previamente à inserção do CIV em áreas de dentina recentemente cortada e que julgadas muito próximas a polpa, porém será necessário deixar áreas de dentina exposta no assoalho da cavidade e nas paredes axiais para permitir a adesividade do material.

Segundo Knibbs & Walls²⁸, 1989, *in vitro* os CIV (Aquacem, Dentsply), CFZ (Zinc Phosphate, Dentsply) e CPC (Poly F Plus, Dentsply) são significativamente menos susceptíveis a erosão após uma hora da mistura que após 15 minutos. O CIV é o menos susceptível a erosão tanto após 15 minutos como após uma hora. Diferindo dos achados *in vitro*, clinicamente o CFZ mostrou significativamente menos defeitos marginais que os outros cimentos. Para os autores o tamanho da fenda marginal e o tipo do cimento



podem ter interagido dando resultados clínicos que eram inesperados na luz do dados *in vitro*. Porém uma total explicação é provavelmente mais complexa.

Tobias et al.⁵⁵, 1989, estudaram a resposta pulpar a um CIV anidro para cimentação (Aquacem, Dentsply) e compararam com resultados de um estudo prévio realizado com CIV convencional para cimentação (Chembond, Dentsply). Concluíram que o CIV anidro causou maior alteração pulpar que o convencional e que existe uma associação entre a presença de bactérias na cavidade e inflamação pulpar, sendo a espessura de dentina remanescente insignificante.

Tortamano Neto et al.⁵⁶, 1989, fizeram uma comparação entre CIV e CFZ, por meio de uma revisão da literatura. Concluíram que o CIV tem grandes vantagens que são adesão às peças protéticas e à estrutura dental, biocompatibilidade com a polpa, porém sua maior solubilidade, quando comparada com o CFZ, representa a principal desvantagem.

Para Christensen⁹, 1990, quando os CIVs são devidamente manipulados e usados nos procedimentos clínicos corretos, eles parecem insuperáveis. Entretanto, quando misturados

impropriamente ou usados em situações clínicas inaceitáveis, eles têm sido a causa de insatisfação para muitos pacientes com sensibilidade ou necrose pulpar, desapontando muitos profissionais. Segundo o autor, seus pacientes na década de setenta experimentaram alguma sensibilidade causado pelo CIV usado. Entretanto, foi documentado subsequente mais de quatro mil unidades cimentadas com CIV em pacientes que tem mostrado apenas ocasionalmente sensibilidade e nenhum tratamento endodôntico relacionado com seu uso.

Segundo o Council on Dental, Instruments and Equipment¹¹, 1990, a biocompatibilidade do CIV tem sido constantemente melhorada devido aos freqüentes relatos de sensibilidade a este material. Esta sensibilidade parece estar relacionada ao CIV para cimentação. Todavia, a infiltração e invasão bacteriana, pressão hidráulica, acidez nos estágios iniciais da presa, misturas muito fluidas podem ser as possíveis causas. O Conselho tem recomendado que os clínicos apliquem uma fina camada de um material de proteção, tal como hidróxido de cálcio, nas áreas do preparo que estão próximas à polpa, mas não em todo preparo e também a não remoção da *smear layer*.

Graver et al.¹⁷, 1990, conduziu testes em premolares recém extraídos para determinar quanto a infiltração marginal pode contribuir para a sensibilidade pós-operatória. Os dentes sofreram preparos para coroas totais. Subseqüentemente, foram confeccionadas coroas. Os dentes foram divididos em quatro grupos experimentais. Um diferente cimento foi usado para cada grupo. Os produtos testados foram os seguintes: ZOE Cement (SS White,), Chembond (L. D. Caulk), Ketac-Cem (ESPE) ou TempBond (Kerr/Sybron). O grupo controle positivo consistiu em amostras onde nenhum agente de cimentação foi usado para cimentar o *coping*. Após a cimentação os dentes ficaram armazenados em solução salina 0,9% durante 24 horas. Em seguida, metade das amostras de cada grupo sofreu termociclagem. Após o selamento dos forames apicais as amostras foram imersas em uma solução de azul de metileno a 2%. As amostras foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual e examinadas quanto a infiltração da solução evidenciadora. A avaliação da infiltração marginal mostrou que: nenhuma infiltração significativa ocorreu nas amostras com os cimentos, Ketac-Cem e TempBond, uma infiltração variando de leve para moderada ocorreu nas amostras com o ZOE e o grupo ChemBond

que sofreu termociclagem, a infiltração marginal severa ocorreu apenas quando nenhum cimento foi usado ou quando o ZOE foi usado em associado a termociclagem. Segundo os autores, parece improvável que a microinfiltração pós-operatória fosse a causa da sensibilidade pós-operatória com o uso do CIV.

Müller et al.³⁶, 1990, realizaram um estudo comparativo, em cultura de células, com oito diferentes CIV (Fuji II F, G. C. Dental; Ionobond, Voco Chemi; Ketac-Cem, ESPE; Ketac-Silver, ESPE; Meron, Voco Chemie; GlassIonomer Base, Shofu Dental; GlassIonomer Type II, Shofu Dental e Core Zionomer, Den-Mat). Três marcas comerciais (Ketac-Cem, Ketac-Silver e GlasIonomer Base) provaram ser mais biocompatíveis mostrando células aderidas aos materiais após todos os períodos testados e os efeitos citotóxicos não foram observados no período do experimento. Em contraste, os outros CIV testados tiveram um efeito citotóxico pronunciado na cultura de células. Os resultados indicaram um efeito citotóxico de moderado a forte induzido por cinco marcas comerciais. Se em até quarenta e oito horas os cimentos se mostraram irritantes,

concluíram que estes materiais não deveriam ser colocados em contato direto com dentina próximo de polpa viva.

Stanley⁵², 1990, relatou que existem vários fatores responsáveis por uma resposta pulpar ou hipersensibilidade dentinária, tanto para os cimentos convencionais como para o CIV, tais como: acidez do cimento, menor quantidade de pó, maior contato com a mistura não homogeneizada, maior pressão hidrostática e proximidade com a polpa. Todos esses fatores devem ser levados em consideração na prática clínica.

Para Fichman & Guidi¹⁴, 1991, o CIV pode ser indicado para substituir o CFZ graças a algumas propriedades, dentre as quais sua adesividade, liberação de flúor e compatibilidade pulpar.

Oilo³⁹, 1991, realizou uma revisão da literatura, comparando três tipos de agente de cimentação: CFZ, CIV e CPC quanto a resistência, retenção, espessura de película, tempo de trabalho, solubilidade, sensibilidade precoce a contaminação, biocompatibilidade e propriedades de manipulação. Concluiu que o CIV é uma alternativa ao CFZ, onde critérios de preparo, tais como geometria suficiente e expulsividade, são difíceis de se obter. As

propriedades mecânicas do CIV para cimentação são um tanto melhores que as dos CFZ, mas os problemas quanto a manipulação clínica torna-os difíceis de serem recomendados como um substituto regular para o estabelecido CFZ. O CPC pode ser uma alternativa para cimentação de coroas onde reações pulpares são suspeitas de ocorrer, e onde a carga durante a mastigação é limitada.

Pameijer et al.⁴², em 1991, realizaram um experimento no qual foram realizados 64 preparos para coroa total em macacos. Impressões finais, obtenção dos modelos, padrões de cera e fundições foram realizados usando técnicas clínicas e laboratoriais estabelecidas e convencionais. Coroas perfuradas e não perfuradas foram cimentadas com CIV (Ketac-Cem, ESPE) e CFZ (Fleck's, Mizzy). Alguns preparos foram protegidos com verniz a base de hidróxido de cálcio.

Nos mesmos animais, os dentes que não foram usados para coroa, cavidades classe V foram preparadas e CIV e CFZ foram inseridos nas cavidades por meio de uma técnica imitando a pressão hidráulica gerada durante a cimentação de coroas. Após um período de cinco e sessenta dias, os animais foram sacrificados, as arcadas dissecadas, fixadas em formol e preparadas para avaliação histológica.

Das 64 coroas cimentadas, uma foi desprezada. Das coroas não perfuradas cimentadas com CIV (cinco dias), coroas perfuradas com CIV (sessenta dias), coroas não perfuradas com CFZ (sessenta dias), classe V com CFZ (cinco dias) e CIV (sessenta dias) com uma espessura de dentina remanescente menor que 1 mm, uma resposta inflamatória de menor ou igual a 1 (numa escala de 1 a 4) foi observada. O uso do verniz de hidróxido de cálcio reduziu a intensidade das reações, em particular quando uma pequena EDR estava presente. Concluíram que quando a espessura de dentina remanescente era maior ou igual a 1 mm, os cimentos em todos os grupos não foram tóxicos. Quando a espessura de dentina remanescente for estimada como sendo menor ou igual a 1 mm, o uso de um *liner* de hidróxido de cálcio é recomendado.

Colocação de agentes de cimentação em preparos classe V com pressão resultou em reações parecidas com as da cimentação de coroas. Recomendaram que quando um novo agente de cimentação for testado para avaliação da toxicidade de acordo com especificação n.41 da ANSI/ADA, uma técnica de inserção com

pressão seja aplicada, já que esta técnica reflete melhor a verdadeira resposta pulpar pós-cimentação.

Com este estudo, os autores concluíram que:

- a) as reações pulpares ao CIV aumentaram no período de sessenta dias em contraste com a uma redução com CFZ, quando usado como cimento;
- b) coroas perfuradas reduziram a reação pulpar ao cimento apenas em intervalos curtos;
- c) uma fina camada de líquido de hidróxido de cálcio passado no preparo para coroas previamente à cimentação, não influenciou a fase celular da resposta inflamatória, devido ao baixo valor médio das reações;
- d) quando na prática a existência de uma $EDR \leq 1\text{mm}$, o uso de um *liner* de hidróxido de cálcio é recomendado para proteger a polpa;
- e) dentina reparadora foi formada em todas as categorias, aparecendo mais freqüentemente onde os valores de EDR eram baixos e aumentando em

quantidade com o maior intervalo pós-operatório, especialmente para o CIV e hidróxido de cálcio;

f) o efeito de uma camada intermediária de hidróxido de cálcio na adesão do CIV à dentina e sobre a retenção de coroas precisa de investigação;

g) inserção com compressão do cimento em cavidades classe V produziu reações pulpareas que se assemelharam à situação clínica de cimentação de coroas mais realisticamente do que nas restaurações passivas de preparos classe V com uma mistura de um cimento.

Brackett & Metz⁷, em 1992, fizeram um estudo a longo prazo, observando a performance clínica de um CIV por cinco anos. O CIV convencional é um agente de cimentação efetivo e mais informação é necessária em relação a quantidade de material deve ser usada para se conseguir uma compatibilidade com a polpa dental.

Tyas⁵⁷, em 1992, revisou as publicações mais recentes da performance clínica do CIV e concluiu que este cimento pode ser usado com segurança em contato com dentina, entretanto, se existir

menos que 0,5 mm de espessura de dentina residual ou uma exposição pulpar, um agente de proteção deve ser usado.

White et al.⁶², 1992, realizaram um estudo de microinfiltração *in vitro*, com seis grupos de cimentos, a saber: um CPC (Durelon, ESPE); três cimentos resinosos (RC) (Thin Film cement com Tenure, Den-Mat Corp; Thin Film cement com Tenure, Den-Mat Corp; Panavia Ex, Kuraray Co.), um CIV (Ketac-Cem Radiopaque, ESPE), e um CFZ (Fleck's Zinc Cement, Mizzy). Concluíram que o Thin Film cement com Tenure foi o mais resistente a microinfiltração, seguido pelo Panavia Ex, CIV, somente o Thin Film cement, CFZ e CPC. As margens localizadas em dentina não mostraram microinfiltração significativamente maior sobre aquelas em esmalte. A microinfiltração estava predominantemente localizada na interface dente/cimento. Portanto, segundo os autores, existindo a necessidade de pesquisas adicionais para explorar esta área vulnerável das restaurações fundidas.

Johnson et al.²³, 1993, acompanharam a cimentação de 214 coroas totais, sendo 101 cimentadas com CFZ (Fleck's, Mizzy) e o restante com CIV (Ketac-Cem, ESPE). As análises quanto a

sensibilidade foram realizadas imediatamente após a cimentação, com duas semanas e três meses. Existiu um registro significativo de sensibilidade maior durante a cimentação e após duas semanas para o grupo do CFZ quando comparado ao CIV. Após três meses não existiu diferença significativa entre os dois cimentos. O estudo concluiu que não existe associação entre o CIV e aumento da sensibilidade pulpar e que o CIV e CFZ podem ser usados para cimentação de coroas e PPF sem causar problemas pulpares.

Para Leinfelder ³⁰, 1993, o princípio do uso do CIV como agente de cimentação é baseado na sua capacidade de liberar flúor para a dentina subjacente e aderir a superfície dentinária do dente preparado, porém o nível de sensibilidade pós-operatória pode ser aguda e não dissipar com o tempo. Segundo o autor, existem muitas razões para esta sensibilidade pós-operatória:

- a) a relação pó/líquido. Muitas vezes, quando o CIV são manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes, eles não tem a mesma consistência cremosa do CFZ. Como resultados alguns profissionais podem mudar a proporção pó/líquido.

Mudanças mínimas na proporção pó/líquido recomendada pode resultar na redução da características físicas e mecânicas do material. Em adição, a força de adesão a estrutura dentária subjacente pode diminuir;

- b) outro possível causa da sensibilidade pós-operatória pode estar relacionado a maneira que a superfície preparada de dentina é secada antes da cimentação. Tradicionalmente, tem sido recomendado que a superfície dentária preparada esteja completamente seca. Infelizmente, esta desidratação da dentina pode resultar na aspiração do processo do odontoblasto que depois resultaria em necrose. Já que os CIV são hidrofílicos;
- c) o terceiro fator que contribui para a sensibilidade pós-operatória é o preenchimento exagerado da coroa antes do processo de assentamento, esta condição pode produzir uma pressão hidráulica excessiva. Isto, com uma proporção pó/líquido inadequada e

desidratação da dentina, aumentam as condições para se desenvolver sensibilidade pós-operatória.

Reinhardt et al.⁴⁷, 1993, realizaram um levantamento nacional (EUA) sobre o uso do CIV. Os resultados mostraram que aproximadamente 94% dos profissionais usam ou já usaram o CIV. A ordem de uso é: como agente forrador ou base, agente de cimentação e como preenchimento para coroas. Um número significativo de dentistas (41%) estão usando o CIV como agente de cimentação de primeira escolha. A preocupação precoce com sensibilidade pós-operatória parece estar diminuindo, e sensibilidade pós-operatória não foi maior para o CIV que para os agentes de cimentação permanentes. Oitenta e dois por cento dos profissionais que usam CIV para cimentação narraram alguma sensibilidade pós-operatória, mas uma proporção levemente maior (85%) também registrou sensibilidade pós-operatória com outros cimentos.

Bebermeyer & Berg⁵, 1994, registraram que as restaurações cimentadas com CIV não mostraram mais sensibilidade pós-operatória que aquelas cimentadas com CFZ. Os resultados deste estudo sustentam o uso do CIV para cimentação de restaurações intra e

extracoronárias. Os autores ressaltam que devido a dificuldade de trabalho com o CIV, é importante seguir as recomendações do fabricante, para se conseguir o máximo de benefício e o mínimo de risco de sensibilidade.

Metz & Brackett³⁴, 1994, observaram 1.230 restaurações fundidas cimentadas com CIV por oito anos. Os resultados mostraram ausência de cáries secundárias, 99% de retenção das restaurações, e 4% de necrose pulpar. A sensibilidade térmica, às vezes observada após a cimentação, não foi observada com o passar do tempo. A biocompatibilidade foi aceitável e possivelmente pode ser melhorada evitando a exposição de dentina a outros agentes ácidos.

Segundo Mount³⁵, 1994, existe um grande número de fatores que podem causar a irreversibilidade da inflamação pulpar seguida da cimentação de uma coroa, incluindo o fato que, um dente que precisa de uma restauração fundida já vem sendo agredido por outras causas.

Segundo Navarro et al.³⁷, 1994, os CIV são materiais críticos de se trabalhar e todo cuidado deve-se ter para se conseguir os melhores resultados. Citam que as principais vantagens destes cimentos

são: adesividade, liberação de flúor e coeficiente de expansão térmica e biocompatibilidade pulpar. Afirmam que após a manipulação o CIV apresenta-se bastante ácido e assim permanece por vários minutos, enquanto no CFZ e no CPC o líquido reage rapidamente com o pó de óxido de zinco e o pH do cimento aumenta logo após o primeiro minuto que se segue a mistura. Entretanto, para o CIV o pH se aproxima de dois após 5 minutos de iniciada a mistura e o pH atinge três cerca de 10 minutos após o início da manipulação, porém, segundo os autores, o CIV é aceito como sendo biocompatível.

Pameijer & Nilner⁴⁰, 1994, avaliaram, durante quatro anos, o desempenho clínico de três materiais, habitualmente, usados para cimentação. Os três cimentos, um CFZ (Fleck's, Mizzy), um CIV (Ketac-Cem, ESPE) e um CR (Siomer, L. D. Caulk) foram testados quanto a reação dos tecidos periodontais, resposta pulpar e outros parâmetros clínicos. As conclusões obtidas nestes estudo foram:

- a) as coroas cimentadas com CIV tiveram um melhor índice de sangramento gengival que as coroas cimentadas com CFZ e CR;

- b) a hipersensibilidade pós-operatória mostrou-se como uma complicação sem importância quando o tempo entre o preparo e cimentação excedeu quatro semanas;
- c) a seleção do agente de cimentação deve ser baseado principalmente nas considerações biológicas preferivelmente a propriedades físicas apenas.

White et al.⁶⁰, 1994, afirmam que o ataque ácido sobre dentina vital não prejudica a saúde pulpar em cavidades profundas, porém bactérias nas paredes de dentina remanescentes estão associadas com uma inflamação pulpar severa.

White et al.⁶¹, 1995, investigou a relação entre o tipo de agente cimentante e microinfiltração através do túbulos dentinários. Neste estudo foram usados 35 premolares integros recentemente extraídos e armazenados em água a 37 °C. Preparos padronizados foram realizados, a seguir os dentes foram limpos e moldados para a realização dos *coppings* metálicos. Um verniz espaçador foi usado previamente ao enceramento. As fundições foram realizadas com liga de prata (Rexillum, Jeneric/Penetron). Os *coppings* foram cimentados

com: CFZ (Fleck's zinc phosphate, Keystone), CPC (Durelon, ESPE), CIV (Ketac-Cem, ESPE) e um cimento resinoso (Panavia-Ex, Kuraray). Após a cimentação as amostras foram armazenadas à 37°C, em humidade relativa de 100% por 24 horas e depois armazenadas em água destilada por 14 dias, sendo a seguir submetidos a um processo de ciclagem térmica. Após a ciclagem, as superfícies das amostras, exceto 1mm acima e abaixo das margens foram pintadas com duas camadas de verniz epoxi. Os dentes foram, então, submersos em uma solução de nitrato de prata a 50% por 60 minutos. Após a fixação do corante as amostras foram seccionadas longitudinalmente, tanto no sentido mésio-distal como em vestibulo-lingual.

Os materiais que diminuíram a infiltração foram o cimento resinoso e CIV, seguido do CPC e CFZ. O cimento resinoso registrou significativamente menor infiltração que todos os outros cimentos.

Kern et al.²⁶, 1996, observaram durante um período médio de 17,3 meses, sessenta pacientes, com 120 restaurações parciais e totais cimentadas em dentes vivos com CIV (Ketac-Cem Maxicap, ESPE) e CFZ (Phosphatecap, Vivadent). A incidência de

hipersensibilidade pós-operatória em relação aos cimentos usados foi semelhante, seguindo parâmetros subjetivos e clínicos. Afirmam que o CIV é uma alternativa ao CFZ. Registram ainda a incidência de hipersensibilidade pós-operatória foi maior em dentes tratados com restaurações totais.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito desta pesquisa foi avaliar histopatologicamente o comportamento pulpar de dentes humanos íntegros submetidos a preparo coronário e cimentação de coroas totais metálicas (CTM) com cimento de fosfato de zinco (Lee Smith) e com dois cimentos de ionômero vítreo (Ketac-Cem e Vidrion), sendo que as avaliações foram realizadas aos três, dez e trinta dias pós cimentação nos dentes extraídos.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

a) material humano

A amostra, neste trabalho, foi constituída por 27 premolares íntegros, com exodontia indicada para terapia ortodôntica (Figuras 1).

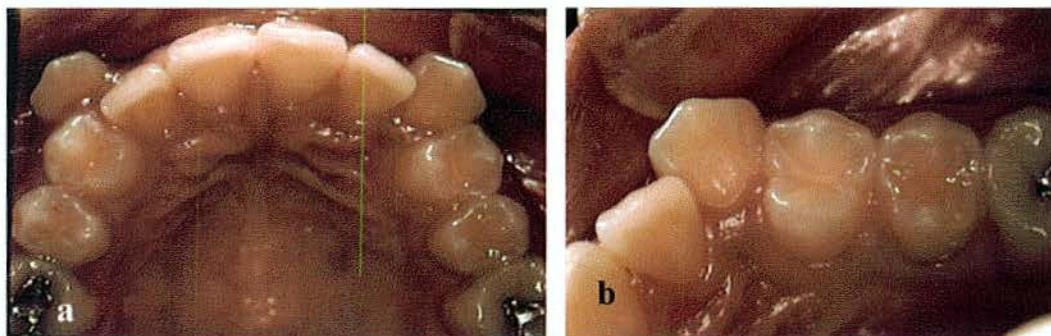


FIGURA 1- a) e b) primeiros premolares indicados para exodontia devido a terapia ortodôntica.

b) material de consumo e instrumentos:

- anti-bolhas Excelsior (SS White),
- arco de serra para troquéis (Ney),
- base formadora de cadinho,
- cera azul de dureza média para ceroplastia (Kerr),

- cera Tipo 7 (Wilson),
- cimento de Fosfato de Zinco, Lee Smith, Vigodent,
(grupo 1),
- cimento de ionômero vítreo, Ketac-Cem, ESPE,
(grupo 2),
- cimento de ionômero de vítreo, Vidrion C,
SSWhite, (grupo 3),
- cimento temporário Temp Bond NE (Kerr),
- espátula nº 24 (Duflex),
- gesso tipo IV (Durone/Dentsply),
- isolante para resinas Al-cote (Caulk / Dentsply),
- isolante para troquéis Microfilm (Kerr),
- lâminas de vidro,
- lamínulas,
- liga de prata estanho para fundição Pratalloy,
Degussa,
- silicone leve por condensação, Xantopren, Bayer,
- silicona pesada por condensação, Optosil, Bayer,
- pincel nº 2 (Tigre),

- pinos para troqueis tipo Dowell, Labordental
- placa de vidro de 20 mm de espessura
- resina acrílica quimicamente ativada, Duralay, Reliance,
- revestimento à base de gesso, Cristobalite, Kerr,
- serra para troqueis Sägeblätter 1004/0000, Renfert,
- serra para troqueis (Ney),
- sprues plásticos (Williams).

c) aparelhos :

- balança para pesar gesso e revestimento (Record),
- bureta graduada em mililitros para medição de água,
- centrífuga para fundições(Sylpa),
- forno para anéis de fundição (EDG),
- maçarico para fundições Orca M. Max,
- micromotor de bancada (Dentec),
- micrótomo,
- lupa estereoscópica,

- torno de polimento (Nevoni),
- trijato abrasivo (Larcon).

4.2 Método

Os pacientes foram selecionados no curso de Especialização de Ortodôntia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, sendo informados sobre os riscos e benefícios, assim como a importância e o significado da sua participação neste trabalho. Também foram alertados sobre a não necessidade de outros procedimentos clínicos sobre os referidos dentes, senão os da própria exodontia, e então voluntariamente ou por intermédio de responsáveis assinaram um formulário de consentimento (Anexo 1). A partir disto, os pacientes submeteram-se às sessões clínicas de preparos cavitários, moldagens e cimentações e após os períodos determinados, as extrações para procedermos a análise histopatológica.

Os cimentos utilizados foram:

- a) cimento de fosfato de zinco (Lee Smith, Teledyne, Vigodent, EUA);

b) cimento de ionômero vítreo (Ketac-Cem, Espe, Alemanha);

c) cimento de ionômero vítreo (Vidrion C, SS White, Brasil).

As exodontias foram realizadas três, dez e trinta dias após a cimentação.

Para facilitar a identificação das amostras e relacioná-las com os pacientes, quanto à idade, tipo de cimento e tempo de cimentação foi estabelecido um padrão de códigos onde: uma letra maiúscula foi usada para identificar o paciente, seguida de dois algarismos correspondentes à sua idade, um algarismo relativo ao grupo (1,2 ou 3) do agente de cimentação, e a última dezena especificando o tempo que a coroa permaneceu cimentada (três, dez ou trinta dias), como exemplo: A15110 sendo o paciente A, com 15 anos de idade, onde o agente de cimentação usado foi o cimento do grupo 1 (cimento de fosfato de zinco), e a CTM permaneceu cimentada por 10 dias (Figuras 9 e 10).

4.2.1 Preparos cavitários

Os dentes receberam preparos para CTM, como descrito por Shillinburg et al.⁴⁸, 1988, com algumas modificações para que uma maior quantidade de dentina fosse envolvida durante os procedimentos de desgaste dental.

Os preparos foram realizados, inicialmente, com pontas diamantadas em caneta de alta rotação (Extra-torque, Kavo), com três orifícios para refrigeração. Esta refrigeração foi abundante durante todos os procedimentos de desgaste e acabamento. O acabamento foi realizado com brocas de carbide multilaminadas (quarenta lâminas), em alta rotação e em baixa rotação com auxílio de adaptadores para brocas.

As características principais dos preparos foram: redução oclusal de aproximadamente 1,5mm em toda a superfície oclusal, seguindo a anatomia característica da região; biselamento da cúspide funcional, visando obter espaço interoclusal para o metal em movimentos excêntricos; redução axial, a fim de tornar as faces axiais ligeiramente expulsivas, em torno de 6° de expulsividade.

O término cervical foi modificado para ombro em 135° ao invés de chanfro curto como preconizado por Shillinburg et al.⁴⁸,

1988, isto para expor maior quantidade de dentina e aproximar o preparo da polpa dental. Sempre que possível os terminos dos preparos foram deixados supragengivalmente (Figura 2).

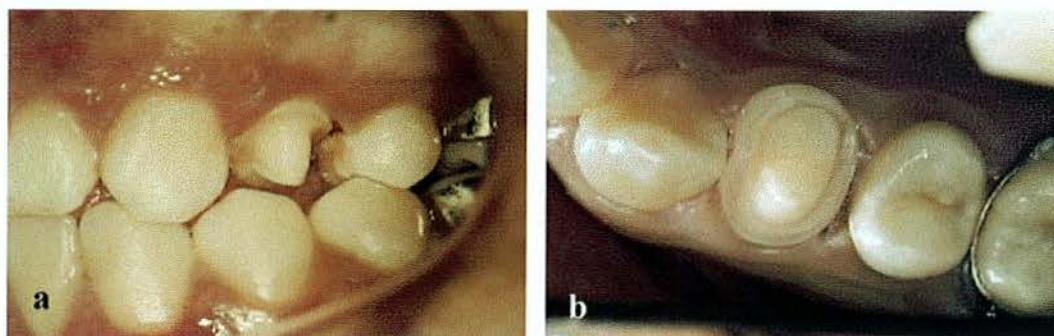


FIGURA 2- a) e b) preparo para CTM com ombro biselado em 135°.

As superfícies preparadas não receberam qualquer tipo de limpeza ou condicionamento.

Para a proteção do dente após o preparo cavitário e durante a fase de espera para o processamento laboratorial das CTM, foi realizado um provisório confeccionado em resina acrílica quimicamente ativada (Duralay) da seguinte forma: previamente ao preparo cavitário, foi realizada uma moldagem parcial do hemiarco a ser trabalhado, primeiramente com uma silicona de condensação pesada (Optosil, Bayer) para individualização da moldeira e posteriormente, uma segunda moldagem com uma silicona de condensação leve (Xantopren, Bayer). Este molde foi armazenado e,

após o término do preparo cavitário, serviu como molde para a confecção do provisório, onde a área do dente preparado foi preenchida com a resina manipulada, conforme as instruções do fabricante, na fase plástica. O conjunto foi reposicionado no arco correspondente. Aguardou-se o início da fase borrachoíde da resina, e removeu-se o molde da posição. O padrão de resina foi retirado do molde ou do dente, recortado os excessos rapidamente com uma tesoura e novamente este padrão de resina foi colocado em posição, no preparo, para aguardar o término da polimerização. Após isto, os excessos foram removidos com brocas e pontas para acabamento e o provisório ajustado. Em seguida, o provisório foi reembasado afim de melhorar a adaptação marginal, e novamente foi realizado o acabamento e polimento em torno com pedra pomes e branco de espanha.

4.2.2 Moldagem

Todas as moldagens foram realizadas de arcada completa. A moldagem para a obtenção do modelo de trabalho, onde seria realizado a confecção da CTM, foi realizada com silicona de

condensação (Optosil e Xantopren), seguindo as proporções pasta/pasta recomendadas pelo fabricante (Bayer).

Uma moldeira, tipo Vernes, previamente adaptada ao arco dentário, foi individualizada com uma premoldagem com silicona pesada (Optosil). O alívio foi realizado deixando o provisório em posição no dente preparado. Após a remoção do provisório, o isolamento foi realizado com roletes de algodão, auxiliado com ejeter de saliva de alta potência.

A secagem do preparo foi feita com breves jatos de ar e bolinhas de algodão.

Em seguida, realizou-se a moldagem com o silicona leve (Xantopren), com o auxílio uma seringa de moldagem, na tentativa de se evitar a inclusão de bolhas de ar no molde, e com uma quantidade suficiente de material leve também foi preenchido a premoldagem. Terminada a moldagem, o provisório foi cimentado com cimento temporário livre de eugenol (Temp-Bond NE, Kerr). Também foi realizada uma moldagem do arco antagonista com hidrocoloíde irreversível (Jeltrate). Terminada a sessão o paciente teve o retorno marcado para uma semana.

4.2.3 Obtenção do modelo de trabalho

Em seguida da obtenção do molde, este foi lavado e cuidadosamente seco para a avaliação de suas qualidades de fidelidade, analisando-se: ausência de áreas de compressão, fidelidade na cópia de detalhes do preparo, dos bordos e ausência de bolhas. Aprovada esta moldagem passou-se à fase de obtenção do modelo de trabalho em gesso tipo IV (Velmix, Kerr), por ser o material mais indicado para essa finalidade. Para a manipulação do gesso foram obedecidas as instruções do fabricante quanto à proporção água/pó e tempo de espatulação. O preenchimento do molde com gesso foi dividido em duas etapas. Na primeira etapa, o gesso foi pincelado, sob vibração, no negativo do preparo para evitar a inclusão de bolhas de ar. Depois de preenchido este sitio, cuidadosamente verteu-se gesso sobre o molde, pela região posterior de um dos lados, observando o escoamento lento do gesso até completar totalmente o molde do lado oposto. Esta primeira camada de gesso foi realizada em uma altura uniforme em todo a extensão do molde. Em seguida, antes de iniciada a cristalização do gesso, um pino para troquel, tipo Dowell, foi posicionado, certificando-se de que o longo eixo do pino estivesse paralelo às faces

proximais dos dentes vizinhos ao dente preparado, para facilitar a remoção do troquel. Na áreas onde não existiam dentes preparados foram realizadas retenções, visando melhorar a união da primeira e segunda camada de gesso. O conjunto molde/modelo, durante a presa, foi armazenado em uma cuba umidificadora com umidade relativa, em torno, de 100%.

Seguida a presa do gesso da primeira camada, foi aplicado isolante para troquéis (Al-cote) com um pincel somente na região em torno do pino e a segunda camada foi vazada com gesso pedra, completando-se o modelo de trabalho. A separação molde/modelo, foi executada após 60 minutos, do vazamento da segunda camada.

Todos os procedimentos laboratoriais foram executados por um único operador, devidamente treinado para seguir rigorosamente as instruções dos fabricantes dos materiais utilizados, e obedecer uma seqüência de trabalho para todas as amostras. Com o modelo em mãos, individualizou-se o troquel, serrando o gesso da primeira camada nos espaços interproximais vizinhos ao dente preparado, até atingir o gesso pedra. Assim foi possível separar o

troquel do restante do modelo. O troquel foi então preparado para que não houvesse interferências cervicais quando do enceramento da CTM. Este passo consistiu da remoção de parte do gesso correspondente a gengiva marginal, para facilitar o enceramento dos bordos da coroa e ajustes após a fundição (Figura 3).

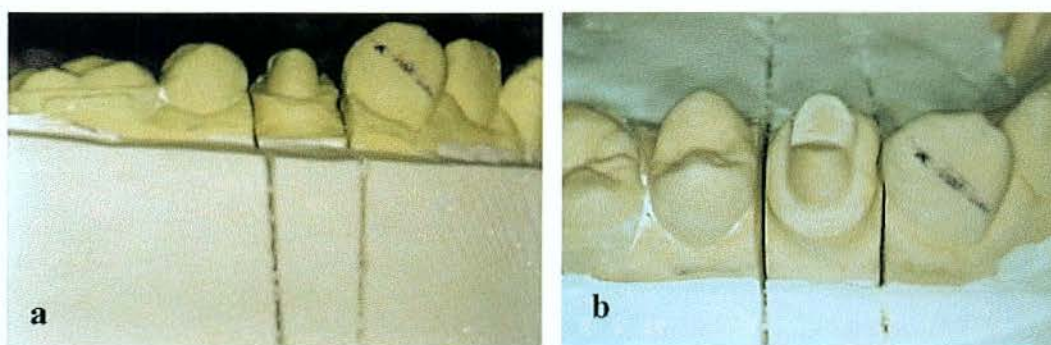


FIGURA 3- a) e b) fase de obtenção e individualização dos troquéis.

4.2.4 Ceroplastia

Previamente ao início da ceroplastia foi aplicada um fina camada de isolante (Microfilm) com pincel. Existem várias técnicas para ceroplastia. Foi escolhida a técnica do enceramento regressivo, melhor dominada e mais utilizada pelo técnico do laboratório.

4.2.5 Inclusão em revestimento

Terminada a ceroplastia, o próximo passo foi a inclusão do padrão de cera em revestimento. Portanto, foi colocado o sprue de plástico que serviu de canal de alimentação e câmara de compensação para a fundição pelo método da cera perdida, onde o padrão de cera devidamente incluído em revestimento, evaporou com o aumento da temperatura do forno, deixando um espaço que foi preenchido pelo metal fundido. Este sprue foi colocado na região de crista marginal em um ângulo de 45° com a superfície oclusal do padrão de cera, visando diminuir a pressão de impacto, turbilhonamento e pressão de retorno durante a fase de injeção da liga fundida. Após a colocação do sprue, aguardou-se 30 minutos para a inclusão em revestimento, para que a cera retornasse a temperatura ambiente.

A inclusão obedeceu a seguinte seqüência:

- a) após a adaptação do sprue de plástico, o padrão de cera recebeu uma fina camada de um agente para quebrar a tensão superficial (anti-bolhas), aplicado com pincel, tanto na superfície interna como externa. Este procedimento visou diminuir a inclusão de bolhas de ar durante a inclusão no revestimento;

- b) após a secagem do anti-bolha, foi aplicado, cuidadosamente, com pincel, uma camada de revestimento neste conjunto, com uma espessura em torno de 5mm. Este procedimento é denominado, pelos técnicos de laboratório, confecção da boneca, e visa diminuir as possibilidades de inclusão de bolhas de ar quando do vazamento do revestimento;
- c) a boneca, após a presa inicial do revestimento, foi posicionada na base formadora de cadinho, em uma altura onde a câmara de compensação do sprue ficasse no centro térmico do anel, visando manter a liga fluída por mais tempo nesta área, para compensar a contração que ocorre durante a solidificação;
- d) com papel tipo cuchê foi confeccionado um anel na base formadora de cadinho, que substituiu o antigo anel metálico para fundição, permitindo a expansão de cristalização do revestimento. Este anel foi fixado à base formadora de cadinho com cera 7;

e) o conjunto anel de papel e base formadora de cadinho com a boneca fixada foram, então, levemente umedecidos e completado o preenchimento do anel com o mesmo revestimento usado para a confecção da boneca. A umidificação do anel de papel se fez necessário devido a possibilidade deste absorver líquidos do revestimento alterando a proporção pó/líquido. Aguardou-se a presa final do revestimento e mais um intervalo de no mínimo 12 e no máximo 24 horas para levar o anel ao forno.

4.2.6. Fundição:

- a) o aquecimento do anel no forno foi realizado seguindo os intervalos de tempo e temperatura recomendados pelo fabricante do revestimento e da liga;
- b) a fundição da liga foi iniciada após atingida a temperatura ideal do anel. Com o uso de um maçarico, abastecido com uma mistura de gás (GLP) e ar comprimido, foi realizada a fundição, e a liga

fundida foi injetada no anel, com auxílio de uma centrífuga (Sylpa);

c) o anel foi deixado resfriar à temperatura ambiente.

Em seguida iniciou-se a fase de desinclusão, usinagem e acabamento, de forma padrão, para a prova da CTM;

d) terminado o polimento, a CTM foi provada em boca avaliando-se a adaptação, pontos de contatos proximais e oclusais (Figura 4). Aprovada nesta etapa, a coroa foi cimentada. As coroas rejeitadas foram desprezadas e os dentes correspondentes extraídos na mesma sessão.

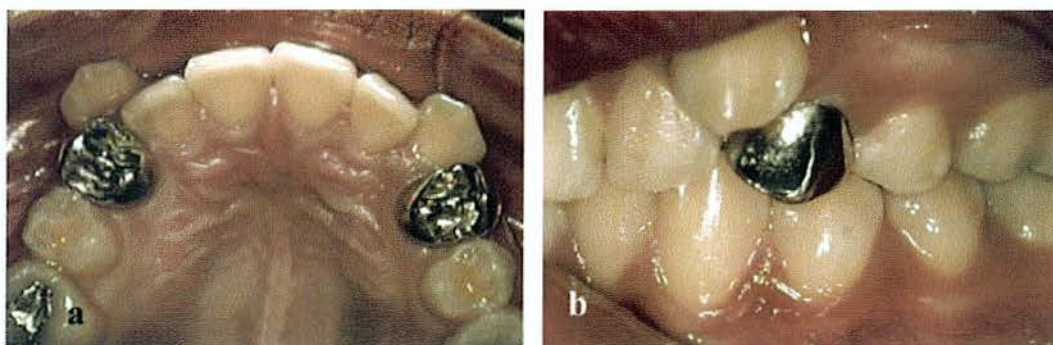


FIGURA 4- a) e b) prova da CTM em boca.

4.2.7. Cimentação

Os 27 dentes foram divididos, aleatoriamente, em 3 grupos para receberem as coroas com os diferentes tipos de agentes de cimentação.

Os cimentos escolhidos foram um CFZ, por ser um cimento consagrado e mais largamente usado para cimentação (Smith⁵⁰, 1983) e servir como padrão com o qual podem ser comparados os sistemas mais novos (Phillips⁴⁴, 1993) e dois CIV por serem materiais relativamente recentes e por possuírem propriedades comprovadas tais como: liberação de flúor (McLean & Wilson³², 1977; Wilson & McLean⁶⁶, 1988; Christensen⁹, 1990; Forsten¹⁶, 1991; Brackett & Metz⁷, 1992; Leinfelder³⁰, 1993; Metz & Brackett³⁴, 1994) adesividade as estruturas dentais (Hotz et al.¹⁹, 1977; McLean & Wilson³², 1977; Christensen⁹, 1990) e alta resistência a compressão (Christensen⁹, 1990; Oilo³⁹, 1991; Phillips⁴⁴, 1993; Smith⁵⁰, 1983). Quanto a biocompatibilidade do CIV, há controvérsias, existindo trabalhos sugerindo que estes materiais induzem a uma ausência de resposta pulpar semelhante a do cimento de óxido de zinco e eugenol (Kawahara et al.²⁴, 1979; Pameijer & Stanley⁴¹, 1988), outros

mostrando que causam uma leve alteração pulpar (Tobias et al.⁵⁴, 1978; Pameijer et al.⁴³, 1981; Tobias et al.⁵⁵, 1989) e outros ainda sugerindo que produzem uma irritação pulpar moderada semelhante a do CFZ (Oilo³⁹, 1991; Metz & Brackett³⁴, 1994) ou ainda maior (Cooper¹⁰, 1980).

A cimentação foi realizada obedecendo as instruções dos fabricantes de cada material.

Os dentes foram isolados com roletes de algodão e secos com breves e suaves jatos de ar e com auxílio de bolinhas de algodão, evitando a desidratação da dentina. O cimento então foi espatulado. O CFZ foi espatulado seguindo as recomendações de Bebermeyer & Berg⁵, 1994, assim uma pequena quantidade de pó foi misturada ao líquido sobre uma placa seca e fria, por 1 minuto, em uma ampla área da placa, isto permite a neutralização do ácido, em seguida o pó foi adicionado em pequenas quantidades a cada 10 a 20 segundos, usando movimentos circulares e conferida a consistência do cimento. Para a CIV, foi dispensadas duas medidas de pó para quatro gotas de líquido, a mistura deste cimento foi a mais rápida possível, o processo foi realizado em menos de 60 segundos, onde uma grande quantidade

de pó era agregada ao líquido no início e o restante misturado aos poucos.

Após a manipulação, o cimento foi pincelado no interior da CTM e na superfície do dente preparado. A CTM foi posicionada e pressionada manualmente. Em seguida foi posicionado um bastão de laranjeira na superfície oclusal e solicitado para o paciente morder este auxiliar de cimentação. Esta pressão foi mantida durante toda a presa do cimento. Quando foi utilizado o CIV a remoção do colar de cimento, em excesso, era feito 10 minutos após o endurecimento do cimento, e ainda com isolamento foi passado um agente de proteção na região marginal das coroas para proteção do cimento, já que este é sensível a umidade nas primeiras 24 horas.

4.2.8. Obtenção das amostras

Após a cimentação, o paciente retornou para realização da exodontia aos três, dez e trinta dias após a cimentação, obtendo-se assim, nove subgrupos de três dentes. Realizada a exodontia, o terço apical da raiz foi imediatamente cortado, para uma fixação mais eficiente e rápida dos tecidos pulpares. A fixação foi realizada com formol tamponado a 10%, por no mínimo 48 horas.

4.2.8.1. Inclusão dos dentes em resina

Visando a realização de uma metodologia diferente da tradicional para o estudo histopatológico da polpa, optamos pela inclusão dos dentes em resina de poliéster industrial transparente (fiberglass), com baixo exotermia, para que fosse feito um corte longitudinal abrangendo metal, cimento e dente, assim podendo dividir o dente em duas partes sem o risco de fraturas que poderia danificar o polpa. Para inclusão dos dentes foi confeccionada uma caixa com a própria resina de poliéster. Foi construída, inicialmente, uma caixa retangular com cera rosa 7, dobrada em espessura dupla, tendo 30 mm de comprimento, 25 mm de largura e 15 mm de altura. Esta caixa de cera serviu como modelo de partida para a obtenção de um molde de sílica (Rodorsil). Para a moldagem da caixa de cera, foi confeccionada uma outra caixa de papel tipo dúplice com dimensões 2 vezes maior que a caixa de cera, que serviu para conter o sílica vertida para a obtenção do molde. A caixa de cera foi fixada no centro da caixa de papel e manipulou-se a sílica, conforme instruções do fabricante, vertendo-a lentamente na caixa de papel para evitar inclusão

de bolhas de ar. Após a polimerização da silicona, foi removida a cera obtendo o molde. Assim, através de vazamentos repetidos foi obtido o número de caixas de resina igual ao número de dentes a serem incluídos. Para identificação dos dentes foram preparadas etiquetas com os códigos descritos no item 1.1 (Figura 5). As etiquetas foram posicionadas nos cantos relacionados com a face oclusal de cada dente em todas caixas de resina, ficando assim uma etiqueta em cada metade da caixa que foi separada após o corte do dente. O dente foi posicionado no centro da caixa e vertida uma quantidade da mesma resina, suficiente para completar a altura da caixa. Terminada a polimerização da resina, foram realizados os procedimentos comuns para acabamento de resina, isto é, remoção de excesso com pontas montadas, acabamento com lixa e polimento em torno com rodas de pano e feltro com pedra pomes e branco de espanha. Este processo foi realizado para facilitar a visualização do dente no interior do bloco resina e a execução dos cortes (Figura 5).



FIGURA 5- a) amostras dos dentes incluídos em resina; b) notar as identificações de cada dos blocos.

Os cortes foram realizados no sentido mésio-distal ao longo do sulco principal da face oclusal, seguindo para a região apical dos dentes (Figura 6).

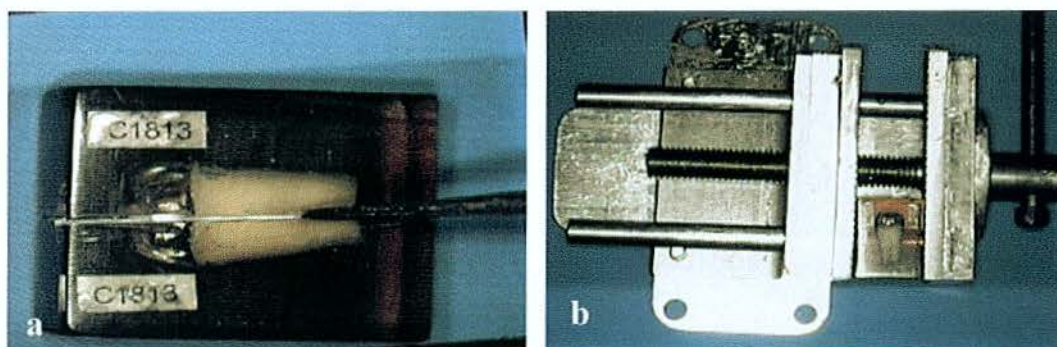


FIGURA 6- a) marcação da linha guia para o corte no sentido mesio-distal; b) bloco preso por uma morsa para facilitar o corte.

O início do corte do bloco foi feito com o conjunto arco e serra para troquéis (Ney), em um único corte, até atingir o dente no seu interior, em toda sua extensão, isto é, em mesial, oclusal, distal e apical (Figuras 7).

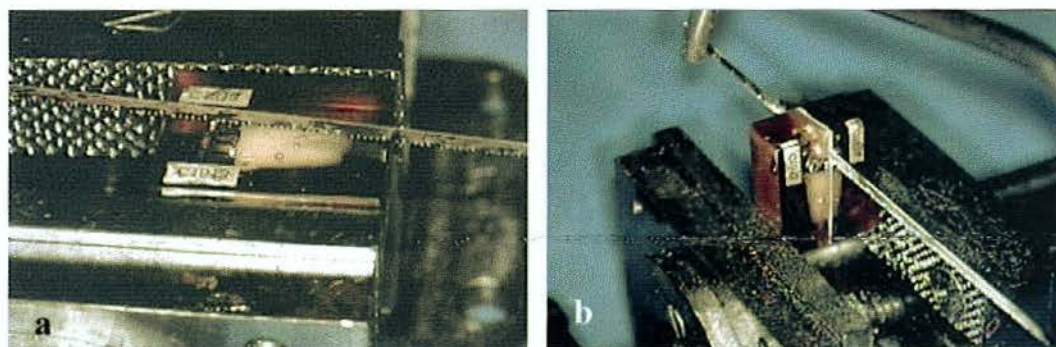


FIGURA 7- a) corte mesio-distal do bloco de resina, preso pela morsa; b) corte longitudinal do bloco de resina.

Portanto, a união do bloco era mantida apenas pelo dente, em seguida, com uma ponta diamantada em alta rotação com refrigeração abundante foi realizado um sulco em toda extensão da estrutura dentária. Durante o corte, tentou-se manter uma distância mínima de 1mm dos tecidos pulpare, até que com uma leve pressão, com auxílio de um cinzel biselado, o bloco fosse dividido em duas metades. Com este procedimento o tecido pulpar ficou aderido em uma das partes do bloco/dente (Figura 8).

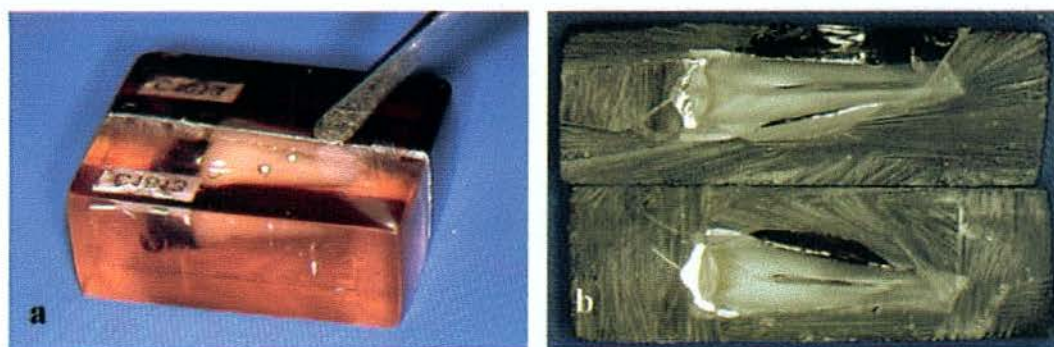


FIGURA 8- a) após o corte do bloco e o sulco no dente, um cinzel foi usado para ajudar na separação das partes; b) o tecido pulpar ficou aderido a uma das metades.

Com o auxílio de uma lupa estereoscópica, o tecido pulpar foi removido cuidadosamente e armazenado em outra solução de formol tamponado a 10%. Posteriormente, as amostras seguiram o processamento laboratorial. Inicialmente foi realizado a desidratação da polpa, a água presente no tecido foi extraída pela passagem do mesmo por banhos de concentrações crescentes de etanol (70 a 100%). Em seguida o etanol presente foi substituído por xilol, um líquido miscível tanto em etanol como em parafina. Então as amostras foram mergulhadas em parafina fundida a 60°C. No interior de uma estufa, com o calor o xilol evaporou e os espaços anteriormente ocupados por ele foram ocupados pela parafina. Posteriormente, a amostra foi mergulhada em um pouco de parafina fundida em um recipiente de forma retangular e deixou solidificar a temperatura ambiente. Os blocos de parafina, contendo as amostras, foram seccionados pela navalha de aço do micrótomo, obtendo-se cortes de 5µm de espessura. Estes cortes foram estirados em água quente e depois colocados nas lâminas. Em seguida, foram corados pela hematoxilina e eosina (HE).

5 RESULTADOS

5.1 Exame macroscópico

A observação macroscópica das polpas fixadas mostrou fragmentos de tecido mole de formato alongado, com uma porção mais larga e o restante afilado. A consistência das polpas era elástica e a sua coloração branca, algumas vezes mostrando áreas acastanhadas, na sua porção mais larga. As polpas mediam em média 1,03 cm de comprimento por 0,21 cm de largura.

5.2 Exame microscópico

De modo geral, as polpas eram constituídas por tecido conjuntivo frouxo, observando-se em alguns casos o arranjo estrutural característico (Figura 9). Tal arranjo consistia de camada odontoblástica periférica, seguida de uma zona praticamente acelular (camada basal de Weil) (Figura 10). Subjacente a esta camada notava-

se uma zona rica em células e, mais centralmente, o tecido conjuntivo pulpar.

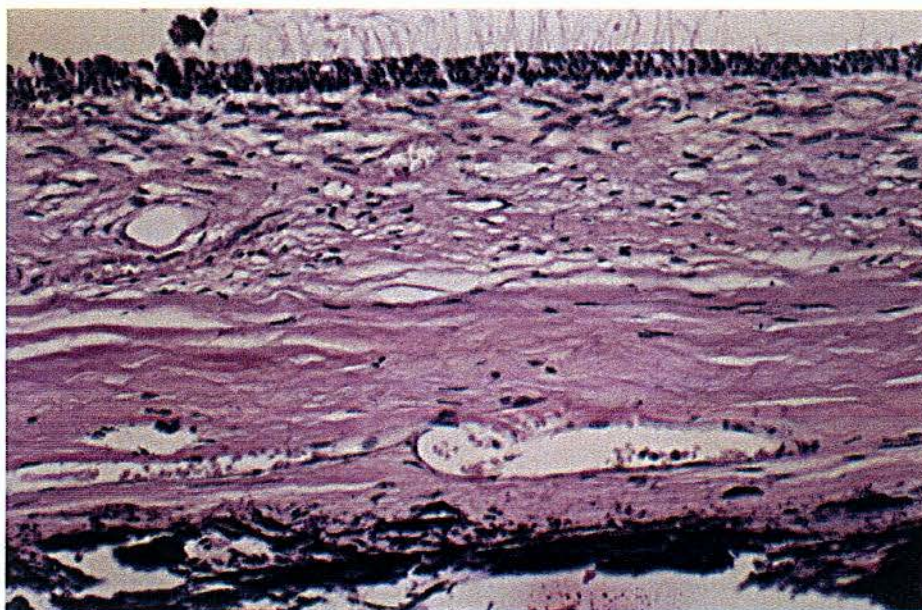


FIGURA 9 - Polpa com arranjo estrutural característico, processos de calcificação na região inferior da figura (200x).

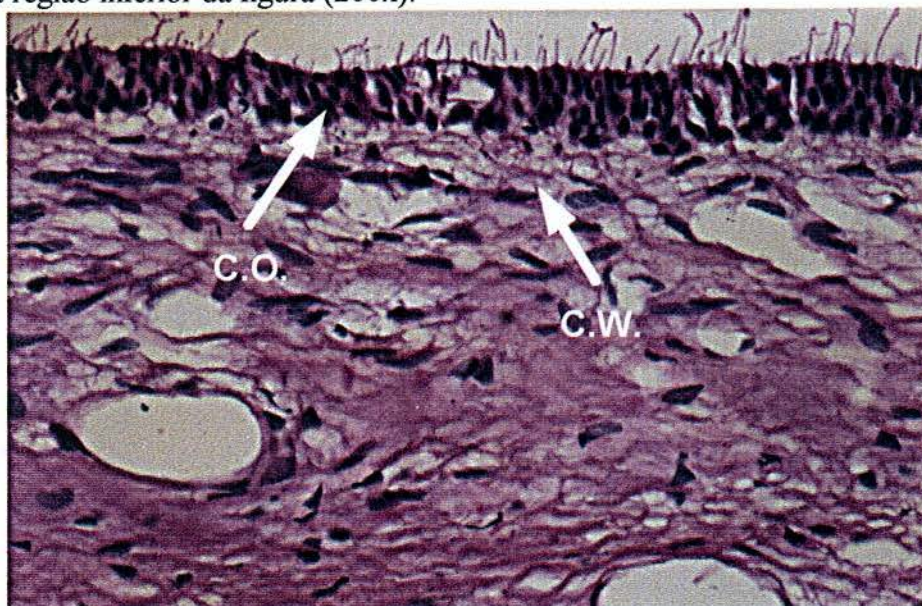


FIGURA 10 - Polpa com arranjo estrutural normal, indicando camada de odontoblastos (C.O.) e camada de Weil (C.W.) (400x).

O tecido conjuntivo das polpas era do tipo frouxo, com fibroblastos e células mesenquimais indiferenciadas, entremeados por abundante substância fundamental amorfa e poucas fibras colágenas delgadas. Numerosas vênulas, arteríolas e capilares sanguíneos foram observados, muitas vezes dilatados e congestos, especialmente na porção coronária. Feixes de fibras nervosas, frequentemente dispostos paralelamente aos vasos sanguíneos, estavam presentes em todas as polpas. Em diversas amostras notou-se a presença de calcificação distrófica, na forma de nódulos de tamanhos variados ou arranjos difusos.

Nos diferentes grupos foram analisados a presença ou não de células inflamatórias e o tipo celular predominante, se mononuclear e portanto indicativo de reação inflamatória do tipo crônico, ou polimorfonuclear, indicativo de reação aguda. A intensidade do infiltrado inflamatório foi classificada, com base em análise visual comparativa, em ausente, escassa, discreta, moderada ou intensa. Observou-se também a distribuição do infiltrado inflamatório, se difusa ou focal, e sua localização, se periférica, próxima à camada odontoblástica ou central (Tabela 1).

Aspectos peculiares a cada grupo experimental são descritos a seguir.

5.2.1 Grupo 1 (cimento de fosfato de zinco)

No terceiro dia após a cimentação observou-se uma das polpas com aspecto normal, enquanto as outras duas apresentavam infiltrado inflamatório. Uma delas exibiu focos discretos e pouco circunscritos de células inflamatórias mononucleares, com predomínio de linfócitos e alguns plasmócitos, junto à camada odontoblástica. Alguns focos de leucócitos polimorfonucleares neutrófilos também foram observados. Algumas vezes o infiltrado inflamatório se dispunha em torno de vasos sanguíneos. Na outra polpa notou-se presença de escassas células inflamatórias mononucleares, difusas na região subodontoblástica.

No décimo dia foi observado infiltrado inflamatório discreto nas polpas. Uma delas mostrou hialinização em torno de áreas de calcificação pulpar difusa. As outras duas apresentaram aspecto reticulado em algumas regiões, às vezes na coroa, na região subodontoblástica, com a porção pulpar central preservada. Não foi

possível determinar nestes casos se a alteração pulpar era devida a deficiência de fixação ou processo degenerativo-necrótico tecidual. Uma dessas polpas com aspecto reticulado apresentava na periferia um fragmento remanescente de dentina e pré-dentina, permitindo visualizar a presença de núcleos de odontoblastos no interior dos canalículos dentinários.

Aos trinta dias notou-se a presença de infiltrado inflamatório mononuclear, predominantemente linfocitário, variando de discreto a moderado. Tal infiltrado era difuso, localizado na região coronária central, e por vezes se estendendo à área subodontoblástica ou à porção radicular (Figuras 11 e 12).

5.2.2 Grupo 2 (cimento de ionômero vítreo - “Ketac-Cem”)

Aos três dias observou-se presença de infiltrado inflamatório mononuclear, variando de discreto a moderado, distribuído de modo difuso na porção coronária, ou mais concentrado na região do corno pulpar.

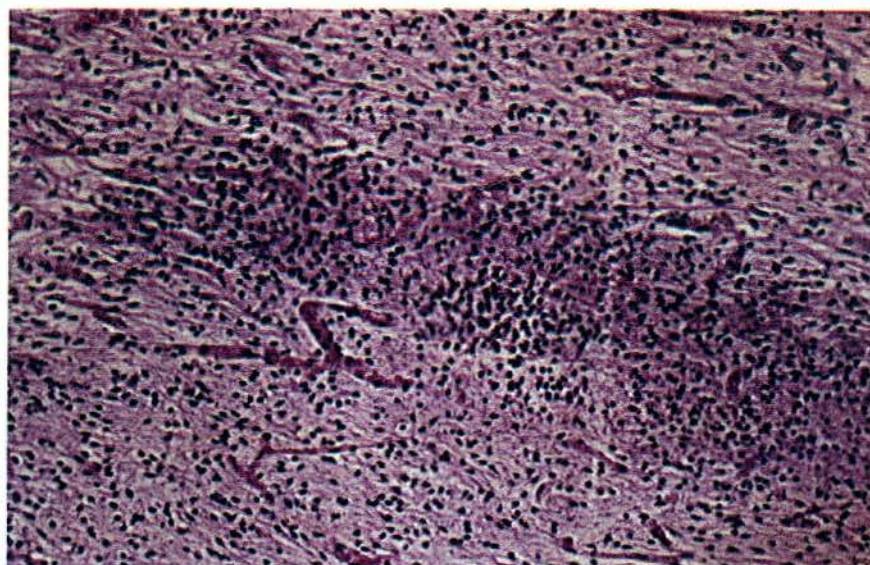


FIGURA 11 - Polpa com infiltrado inflamatório considerado moderado (200x).

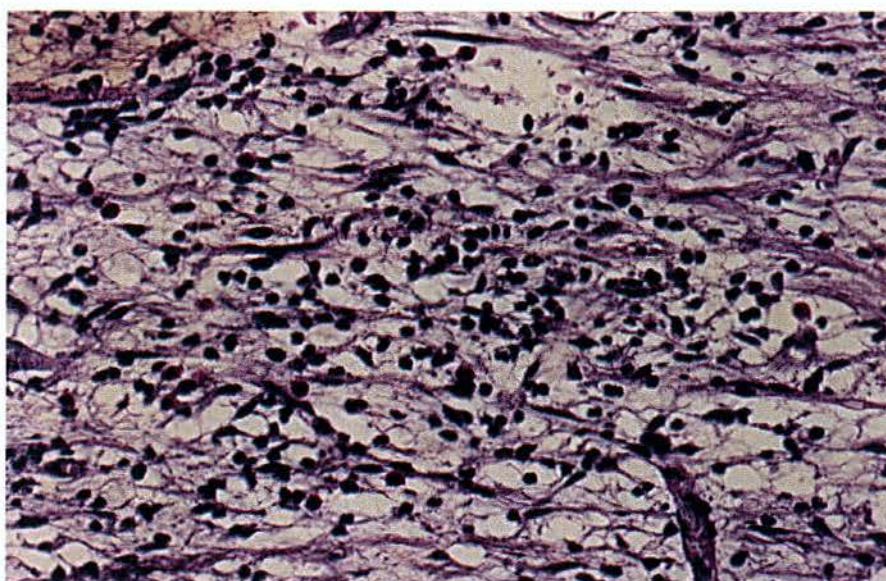


FIGURA 12 - Polpa com infiltrado inflamatório considerado moderado (400x).

No décimo dia notou-se infiltrado inflamatório mononuclear, mostrando distribuição difusa, principalmente na região periférica da porção coronária. Em duas polpas o infiltrado era discreto, enquanto na terceira, moderado.

No trigésimo dia verificou-se discreto infiltrado inflamatório mononuclear localizado na periferia da porção coronária, em duas polpas (Figura 13). Na terceira polpa o infiltrado era moderado e distribuía-se difusamente na região coronária.

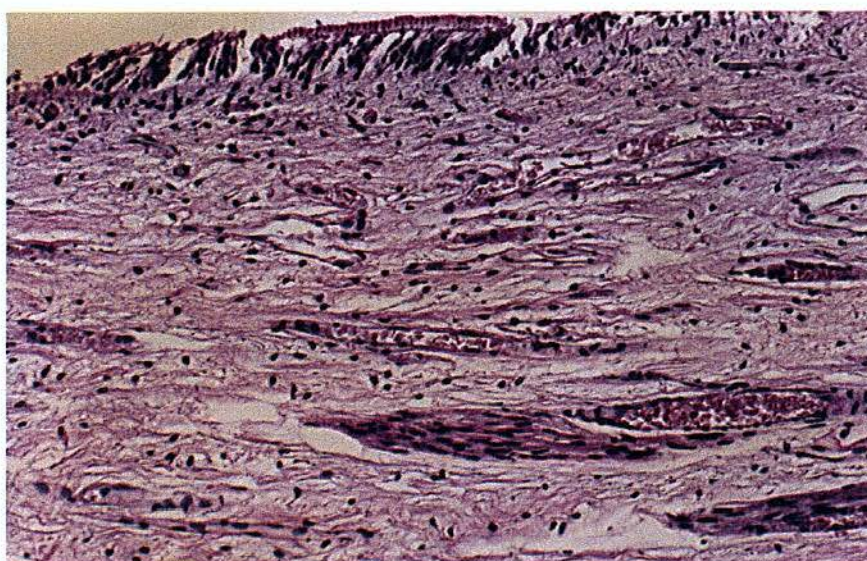


FIGURA 13 - Polpa com infiltrado inflamatório discreto e difuso (200x).

5.2.3 Grupo 3 (cimento de ionômero vítreo - “Vidrion C”)

Nas polpas examinadas após três dias verificou-se presença de escassas células inflamatórias mononucleares e polimorfonucleares, difusas na região central da porção coronária. Nas outras duas polpas não foram observadas células inflamatórias, porém, notou-se aspecto reticulado em algumas regiões, ora na porção

coronária e camada odontoblástica, ora na porção radicular. O restante do tecido pulpar mostrava aspecto normal ou hialinizado.

No décimo dia as polpas exibiram aspecto normal e ausência de células inflamatórias.

No trigésimo dia uma das polpas apresentou uma grande quantidade de vasos sanguíneos dilatados e congestos, na porção coronária, e raras células inflamatórias mononucleares difusas na periferia. Em outra polpa o infiltrado inflamatório mononuclear era discreto e também difuso, na porção coronária (Figura 14). A terceira polpa observada nesse prazo não mostrou presença de células inflamatórias.

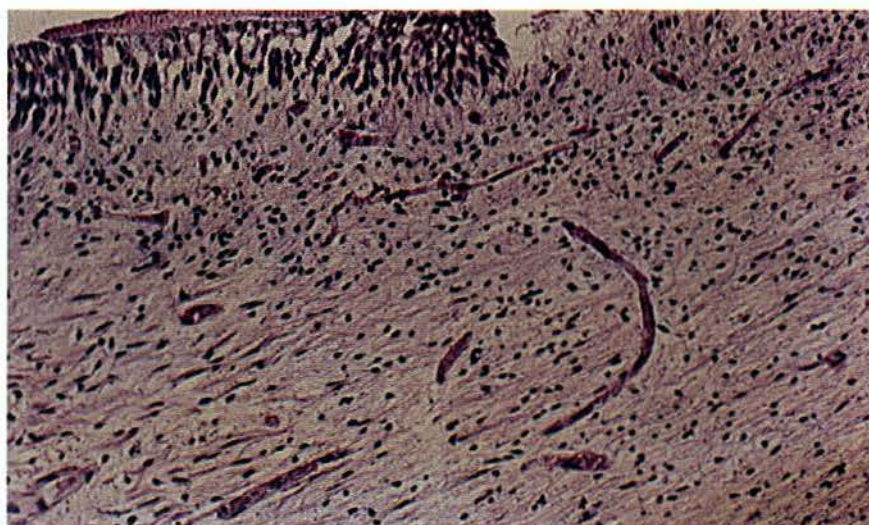


FIGURA 14 - Polpa com aspecto normal (200x).

Na tabela 1 temos um resumo dos resultados obtidos pelo exame histopatológico de acordo com os grupos e períodos de permanência das coroas cimentadas.

Tabela 1 - Grau de inflamação das amostras

Grupos	Amostras	Tempo de cimentação		
		3 dias	10 dias	30 dias
grupo 1 - CFZ	1	AU	DI	DI
	2	DI	DI	MO
	3	ES	DI	MO
grupo 2 - CIV	1	DI	DI	DI
	2	MO	DI	DI
	3	MO	MO	MO
grupo 3 - CIV	1	ES	AU	AU
	2	AU	AU	DI
	3	AU	AU	AU

AU = ausente

ES = escassa

DI = discreta

MO = moderada

IN =intensa

6 DISCUSSÃO

A American Dental Association¹, 1972, a Federation Dentaire International¹³, 1980 e a International Organization for Standardization^{21 e 22}, 1982 e 1992, fazem recomendações quanto a metodologia para testes pulpares de materiais, este procedimento é descrito com detalhes, incluindo a inserção passiva do material em cavidades de classe V, independente se usado para restauração ou como agente cimentante. Porém, segundo Pameijer et al.⁴³, 1991, esta metodologia não condiz com a realidade requerida a um material de cimentação, pois a pressão hidráulica, gerada no momento da inserção de próteses interfere na resposta pulpar. A resposta pulpar a um agente cimentante parece estar relacionada não somente a pressão hidráulica como também a fatores de natureza clínica como: espessura de dentina remanescente (Pameijer et al.⁴², 1981; Meryon et al.³³, 1983), infiltração bacteriana (Fitzgerald et al.¹⁵, 1987; Plant et al.⁴⁶, 1988; Tobias et al.⁵⁵, 1989; White et al.⁶¹, 1995), área de contato do

agente cimentante (Heys et al.¹⁸, 1987; Johnson²³, 1993; Kern et al.²⁶, 1996), desidratação da estrutura dental (Berry & Berry⁶, 1987; Christensen⁹, 1990; Leinfelder³⁰, 1993) e material irritante (Brackett & Metz⁷, 1992).

Com a intenção de estudarmos a resposta pulpar frente ao uso de agentes de cimentação, na presente pesquisa selecionamos dentes íntegros, de indivíduos jovens, padronizamos o preparo cavitário a fim de manter o remanescente dentário aproximadamente igual, assim como a técnica de cimentação. Apesar da dificuldade da padronização dos procedimentos clínicos relacionados a idade dos pacientes, dimensão da coroa clínica e apinhamento dental procuramos, na medida do possível, selecionar um grupo de pacientes, com condições clínicas semelhantes. Outra dificuldade foi a obtenção do número de dentes necessário para a pesquisa, pois os pacientes selecionados nem sempre concordavam em participar da pesquisa, uma vez que mais sessões de atendimento eram necessárias ao invés da simples exodontia.

Segundo Smith⁵⁰, 1983, o agente de cimentação empregado a mais tempo e amplamente estudado é o CFZ, que foi

desenvolvido no início do século vinte. Porém Reinhardt et al.⁴⁷, 1993, afirma que atualmente em torno de 41% dos profissionais, nos Estados Unidos da América, usam o CIV como agente de cimentação de primeira escolha. Outros autores (Berry & Berry⁶, 1987; Knibbs & Walls²⁹, 1989; Fichman & Guidi¹⁴, 1991; Kern et al.²⁶, 1996) afirmam que o CIV é uma alternativa aceitável para o CFZ, principalmente onde um preparo com critérios geométricos suficientes para a retenção é impossível de se obter (Oilo³⁹, 1991).

As principais vantagens do CFZ são, além de um longo período de pesquisas (Smith⁵⁰,1983; Oilo³⁹, 1991; Phillips⁴⁴, 1993) a facilidade de manipulação (Oilo³⁹, 1991), resistência adequada para o uso clínico (Phillips⁴⁴, 1993), mistura menos crítica que os outros cimentos (Smith⁵⁰,1983; Oilo³⁹, 1991). Entretanto, mostram uma irritação pulpar, não tem ação antibacteriana, são solúveis e não são adesivos (Smith⁵⁰,1983; Oilo³⁹, 1991; Phillips⁴⁴, 1993).

Já o CIV possui uma história de pesquisa recente, mostrando como qualidades a baixa solubilidade (Knibbs & Walls²⁸, 1989; Christensen⁹, 1990), características adesivas tanto a estrutura dental como a superfícies estanhadas (Hotz et al.¹⁹, 1977; McLean &

Wilson³², 1977; Christensen⁹, 1990), alta resistência a compressão (Christensen⁹, 1990) e atividade anticariogênica (McLean & Wilson³², 1977; Wilson & McLean⁶⁶, 1988; Christensen⁹, 1990; Forsten¹⁶, 1991; Brackett & Metz⁷, 1992; Leinfelder³⁰, 1993; Metz & Brackett³⁴, 1994), porém a mistura e o início da reação de endurecimento são sensíveis a contaminação (Barry et al.⁴, 1979; Berry & Berry⁶, 1987; Conselho de materiais odontológicos, instrumentos e equipamentos¹¹, 1990; Bebermeyer & Berg⁵, 1994) e existe a possibilidade de sensibilidade pós-operatória.

Esta sensibilidade relacionada ao CIV parecer ser uma complicação negligenciável (Pameijer & Nilner⁴⁰, 1994). Segundo Bebermeyer & Berg⁵, 1994, a ocorrência de sensibilidade é normalmente passageira, não ocasionando problemas pulpare irreversíveis. Parece estar relacionada a uma associação de fatores, dentre eles: proximidade com a polpa (Stanley⁵², 1990), pressão hidráulica (Berry & Berry⁶, 1987; Christensen⁹, 1990; Stanley⁵², 1990; Leinfelder³⁰, 1993), remoção da *smear layer* (Berry & Berry⁶, 1987), trauma durante o preparo coronário (Dahl¹², 1977; Heys et al.¹⁸, 1987; Johnson et al.²³, 1993; Kern et al.²⁶, 1996), proporcionamento ácido do

cimento (Berry & Berry⁶, 1987; Leinfelder³⁰, 1993), desidratação da dentina no ato da cimentação (Berry & Berry⁶, 1987; Christensen⁹, 1990; Leinfelder³⁰, 1993), condição preexistente do dente (Heys et al.¹⁸, 1987) e microinfiltração bacteriana (Fitzgerald et al.¹⁵, 1987; Plant et al.⁴⁶, 1988). Contudo a sensibilidade encontrada para o CIV é comparável ao CFZ (Kawahara et al.²⁴, 1979; Norman & Wright³⁸, 1986; Plant et al.⁴⁶, 1988; Conselho de materiais odontológicos, instrumentos e equipamentos¹¹, 1990; Brackett & Metz⁷, 1992; Reinhardt et al.⁴⁷, 1993; Bebermeyer & Berg⁵, 1994; Pameijer & Nilner⁴⁰, 1994; Kern et al.²⁶, 1996).

Estudos histopatológicos realizados por Tobias et al.⁵⁴, 1978, no qual foi examinado a resposta pulpar em dentes humanos quando empregado o CIV, ASPA IV, na proporção para preenchimento (3:1) e para cimentação (1,2:1) e em comparação com estudos prévios mostraram que o CIV foi menos irritante que o CFZ, equiparou-se ao CPC e foi mais irritante que o OZE. Estes resultados foram também confirmados por Cooper¹⁰, 1980. Pameijer et al.⁴², 1981, usando macacos, registraram que o ChemBond um CIV para cimentação foi bem tolerado por três meses. Heys et al.¹⁸, 1987, também não

encontraram diferenças na resposta pulpar entre o CIV, CFZ e CPC, sugerindo que outros fatores contribuíram para a hipersensibilidade pós-operatória. Metz & Brackett³⁴, 1994, consideraram que a biocompatibilidade do CIV é comparável a do CFZ, entretanto poderá ser diminuída evitando-se a exposição da dentina a outros agentes ácidos para condicionamento. Plant et al.⁴⁵, 1984, encontraram uma resposta pulpar ligeiramente mais severa que os estudos acima. Plant et al.⁴⁶, 1988, registraram que a resposta pulpar ao CIV foi semelhante ao CFZ, e a resposta do CPC foi mais leve, também relacionaram positivamente a inflamação pulpar e infiltração bacteriana.

Na presente pesquisa foram realizadas 27 avaliações sendo que destas apenas seis apresentaram reação inflamatória moderada ao longo dos períodos de avaliação. Apenas oito das avaliações demonstraram ausência de reação inflamatória, o que sugere que nenhum dos materiais empregados para a cimentação é inerte, somando-se ao fato, os procedimentos clínicos de preparo coronário que também interferem com a resposta pulpar (Dahl¹², 1977; Heys et al.¹⁸, 1987; Johnson et al.²³, 1993; Kern et al.²⁶, 1996). Nenhum dos grupos avaliados apresentou reação inflamatória intensa, entretanto no

grupo 1 (CFZ) verificamos a presença de infiltrado inflamatório em duas polpas aos três dias de avaliação e um aumento da reação inflamatória nas polpas avaliadas após trinta dias, não ultrapassando o critério considerado moderado.

No grupo 2 (Ketac-Cem), duas polpas apresentaram inflamação de grau moderado aos três dias de avaliação e aos trinta dias verificamos que uma delas a reação permaneceu moderada. Este achado vai de encontro com os achados de Meryon et al.³³, 1983, mostrando que o CIV é mais irritante nos períodos iniciais de cimentação.

O grupo 3 (Vidrion C) foi o que demonstrou menor grau de irritação pulpar encontrando-se em nove observações, sete com ausência de inflamação, uma com reação escassa e outra com reação discreta, sugerindo um menor grau de toxicidade para este cimento.

Os resultados demonstram que o comportamento dos cimentos, difere entre eles e estão de acordo com os trabalhos de Cooper¹⁰, 1980; Meryon et al.³³, 1983; Müller et al.³⁶, 1990.

Segundo Smith & Ruse⁵¹, 1986, a resposta inflamatória pulpar pode estar associada ao baixo pH durante o endurecimento

inicial do CIV. A acidez inicial do CIV associada a outros fatores irritantes pode causar dano a polpa.

Em culturas de células os CIV foram considerados como irritantes pulparem potenciais conforme Hume & Mount²⁰, 1988, não devendo ser colocado diretamente sobre o polpa, embora Kawahara et al.²⁴, 1979, considerem que a reação mais fraca ocorra com os CIV em comparação com OZE e CPC. Meryon et al.³³, 1983, verificaram que a citotoxicidade é reduzida após uma hora do endurecimento do CIV, entretanto a variação do comportamento dos CIV pode ser diferente em função da marca comercial avaliada (Müller et al.³⁶, 1990).

Outro fator que pode interferir na sensibilidade pós-operatória é a infiltração marginal e neste caso materiais com adesividade as estruturas dentais seriam menos susceptíveis ao fato. No caso do CIV, Fitzgerald et al.¹⁵, 1987; Graver et al.¹⁷, 1990; White et al.⁶², 1992; White et al.⁶¹, 1995 encontraram menor grau de infiltração marginal, quando comparado ao CFZ e CPC. Portanto, este pode ser mais um motivo da menor sensibilidade pós-operatória encontrada principalmente nos CIV atuais, cujas propriedades evoluíram para

melhorar seu desempenho clínico (Norman & Wright³⁸, 1986; Berry & Berry⁶, 1987; Johnson et al.²³, 1993; Bebermeyer & Berg⁵, 1994).

Quanto a biocompatibilidade o CIV se mostrou ligeiramente mais brando que o CFZ no período de três a trinta dias, concordando com os trabalhos de Pameijer et al.⁴², 1981; Heys et al.¹⁸, 1987; Oilo³⁹, 1991; Metz & Brackett³⁴, 1994. Concordamos com Knibbs et al.²⁹, 1986; Berry & Berry⁶, 1987; Knibbs & Walls²⁸, 1989; Oilo³⁹, 1991; Fichman & Guidi¹⁴, 1991 e Kern et al.²⁶, 1996 que o CIV é uma alternativa ao CFZ para cimentação de peças protéticas.

Os resultados obtidos nos permitiu verificar que os CIV apresentaram compatibilidade pulpar satisfatória, principalmente com uma das marcas testadas (Vidrion C), o que nos permite recomendá-lo para o cimentação de coroas totais ou outros tipos de incrustações metálicas fundidas, principalmente se levarmos em consideração as outras propriedades favoráveis deste material.

O fato de ser um material adesivo pode ter favorecido a resposta pulpar, uma vez que atenua a possibilidade de infiltração marginal e de bactérias que têm a capacidade de alterar a resposta pulpar. Portanto, associado a aceitável biocompatibilidade, adesividade

e capacidade de liberar flúor para as estruturas consequentemente exercendo uma ação cariostática, consideramos os CIV como excelentes materiais para cimentação de próteses unitárias e pequenas próteses fixas.

7 CONCLUSÕES

Nas condições em que foi realizado o presente trabalho, consideramos lícito concluir que:

- a) todos os cimentos avaliados causaram alguma reação pulpar;
- b) o comportamento entre os cimentos quanto ao grau de resposta pulpar foi diferente;
- c) a reação inflamatória da polpa persistiu após trinta dias com o grupo 1 (CFZ) e grupo 2 (Ketac-Cem);
- d) o grupo 3 (Vidron C) foi o que apresentou melhor compatibilidade pulpar;
- e) mais pesquisas se fazem necessárias para a comprovação dos resultados com os CIV;
- f) a metodologia empregada permitiu uma avaliação das condições pulparem em um período mais curto que o convencional, porém não possibilitou estudar a interação polpa-dentina.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Device. Recommended standard practices for biological evaluation of dental materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.84, p.382-7, 1972.
- 2 AUTIAN, J. General toxicity and screening tests for dental materials. *Int. Dent. J.*, v.24, p.235-50, 1971.
- 3 BARATIERI, L.N., NETTO, J.C., NAVARRO, M.F.L. Cimentos de ionômero de vidro. *Odontol. Mod.*, v.13, p.20-5, 1986.
- 4 BARRY, T.I., CLINTON, D.J., WILSON, A.D. The structure of glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J. Dent. Res.*, v.58, p.1072-9, 1979.
- 5 BEBERMEYER, R.D., BERG, H.J. Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence Int.*, v.25, p.209-14, 1994.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro.
Referências bibliográficas NBR 6.023. Rio de Janeiro, 1989, 19p.

- 6 BERRY, E.A., BERRY, L.L. The successful use of glass ionomer luting cements without post-cementation sensitivity. *Tex. Dent. J.*, v.102, p.8-10, 1987.
- 7 BRACKETT, W.W., METZ, J.E. Performance of a glass-ionomer luting cement over 5 years in general practice. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, p.59-61, 1992.
- 8 BROWNE, R.M., PLANT, C.G., TOBIAS, R.S. Quantification of the histological features of pulpal damage. *Int. Endod. J.*, v.13, p.104-11, 1980.
- 9 CHRISTENSEN, G.J. Glass ionomer as a luting material. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.120, p.59-62, 1990.
- 10 COOPER, I.R. The response of the human dental pulp to glass ionomer cements. *Int. Endod. J.*, v.13, p.76-88, 1980.
- 11 COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Using glass ionomers. *J. Am. Dent. Assoc.* v.121, 181-4, 1990.
- 12 DAHL, B.L. Dentine/pulp reactions to full crown preparation procedures. *J. Oral Rehabil.*, v.4, p.247-54, 1977.

- 13 FEDERATION DENTAIRE INTERNATIONALE. Commission on Dental Materials, Instruments, Equipment and Therapeutics. Recommended standard practice for biological evaluation of dental materials. *Int. Dent. J.*, v.30, p.140-88, 1980.
- 14 FICHMAN, D.M., GUIDI, D. O cimento de ionômero de vidro como agente de cimentação. *Rev. Paul. Odontol.*, v.13, p.46-7, 1991.
- 15 FITZGERALD, M. et al. An evaluation of a glass ionomer luting agent: bacterial leakage. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.114, p.783-6, 1987.
- 16 FORSTEN, L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand. J. Dent. Res.*, v.99, p.241-45, 1991.
- 17 GRAVER, H., TROWBRIGDE, H., ALPERSTEIN, K. Microleakage of casting with glass ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.15, p.2-9, 1990.
- 18 HEYS, R.J. et al. An evaluation of a glass ionomer luting agent: pulpal histological response. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.114, p.607-11, 1987.
- 19 HOTZ, P. et al. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br. Dent. J.* v.142, p.41-7, 1977.

- 20 HUME, W.R., MOUNT, G.J. *In vitro* studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.* v.67, p.915-8. 1988.
- 21 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Biological evaluation of dental materials* Technical Report 7405. Geneve, 1984. 54p.
- 22 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Biological evaluation of medical devices* ISO 10993, n.1. Part 1. Guidance on selection of tests. Technical Corrigendum 1. Geneve, 1992. 11p.
- 23 JOHNSON, G.H., POWELL, L.V., DEROUEN, T.A. Evaluation and control of post-cementation pulpal sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124, p.39-46, 1993.
- 24 KAWAHARA, H., IMANISHI, Y., OSHIMA, H. Biological evaluation on glass ionomer cement. *J. Dent. Res.* v.58, p.1080-6, 1979.
- 25 KENT, B.E., LEWIS, B.G., WILSON, A.D. The properties of a glass ionomer cement. *Br. Dent. J.* v.135, p.322-6, 1973.

- 26 KERN, M. et al. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J. Prosthet. Dent.* v.75, p.159-62, 1996.
- 27 KLÖTZER, W.T. Pulp reactions to a glass ionomer cement. *J. Dent. Res.*, v. 54, p.678, 1975. (Abstract 75).
- 28 KNIBBS, P.J., WALLS, W.G. A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *J. Oral Rehabil.*, v.16, p.467-73, 1989.
- 29 KNIBBS P.J., PLANT, C.G., SHOVELTON, D.S. The performance of a zinc polycarboxylate luting cement and glass-ionomer luting cement in general dental practice. *Br. Dent. J.*, v.160, p.13-5, 1986.
- 30 LEINFELDER, K.F. Glass ionomers: current clinical developments. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124, p. 62-4, 1993.
- 31 McLEAN, J.W. Glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, v.164, p.293-300, 1988.
- 32 McLEAN, J.W., WILSON, A.D. The clinical development of the glass ionomer cements. I. Formulations and properties. *Aust. Dent. J.*, v.22, p.31-7, 1977.

- 33 MERYON, S.D., STENPHENS, P.G., BROWNE, R.W. A comparison of the *in vitro* cytotoxicity of two glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.* v.62, p.769-73, 1983.
- 34 METZ, J.E., BRACKETT, W.W. Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in general practice. *J. Prosthet. Dent.* v.71, p.13-5, 1994.
- 35 MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper. Dent.*, v.19, p.82-90, 1994.
- 36 MÜLLER, J. et al. Reaction of cultured pulp cells to eight different cements based on glass ionomers. *Dent. Mater.* v.6, p.172-7, 1990.
- 37 NAVARRO, M.F.L., PALMA, R.G., DEL'HOYO, R.B. O que é preciso saber a respeito de ionômero de vidro? In. FELLER, C., BOTTINO, M.A. (Coord.). *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas, 1994. cap. 4, p.61-74.
- 38 NORMAN, R.D., WRIGHT, J.S. A comparasion of a glass-ionomer and zinc phosphate cements via pulpal response. *Compend. Cont. Educ. Dent.*, v.7, p.41-7, 1986.

- 39 OILO, G. Luting cements: a review and comparison. *Int. Dent. J.*, v.41, p.81-6, 1991.
- 40 PAMEIJER, C.H., NILNER, K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed. Dent. J.* v.18, suppl., p.59-67, 1994.
- 41 PAMEIJER, C.H., STANLEY, H.R. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent in primates. Part I. *Am. J. Dent.* v.1, p.71-6, 1988.
- 42 PAMEIJER, C.H., SEGAL, E., RICHARDSON, J. Pulpal response to a glass-ionomer cement in primates. *J. Prosthet. Dent.*, v.46, p.36-40, 1981.
- 43 PAMEIJER, C.H., STANLEY, H.R., ECKER, G. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent. Part II: crown cementation. *Am. J. Dent.*, v.4, p.134-41, 1991.
- 44 PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9. ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 1993. 334p.

- 45 PLANT, C.G. et al. Pulpal effects of glass ionomer cements. *Int. Endod. J.* v.17, p.51-9, 1984.
- 46 PLANT, C.G. et al. Pulpal response to a glass luting cement. *Br. Dent. J.*, v.165, p.54-8, 1988.
- 47 REINHARDT, J.W., SWIFT JUNIOR, E.J., BOLDEN, A.J. A national survey on the use of glass-ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.18, p.56-60, 1993.
- 48 SHILLINBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L. D. *Fundamentos de prótese fixa*. São Paulo: Quintessence, 1988. 340p.
- 49 SMITH, D.C. A new dental cement. *Br. Dent. J.* v.125, p.381-4, 1968.
- 50 SMITH, D.C. Dental cements. Current status and future prospects. *Dent. Clin. North Am.*, v.6, p.763-92, 1983.
- 51 SMITH, D.C., RUSE, N.D. Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *J. Am. Dent.*

Assoc., v.112, p.654-7, 1986.

- 52 STANLEY, H. R. Pulpal responses to ionomer cements - biological characteristics. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.120, p.25-9, 1990.
- 53 SWIFT, E.J. An update on glass ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.19, p.125-30, 1988.
- 54 TOBIAS, R.S. et al. Pulpal response to a glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.*, v.144, p.345-50, 1978.
- 55 TOBIAS, R.S. et al. Pulpal response to an anhydrous glass ionomer luting cements. *Endod. Dent. Traumatol.*, v.5, p.242-52, 1989.
- 56 TORTAMANO NETO et al. Comparação entre o cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro como agentes de cimentação. *Rev. Paul. Odontol.*, v.11, p.28-39, 1989.
- 57 TYAS, M.J. Clinical studies related to glass ionomers. *Oper. Dent.* v.5, p.191-8, 1992.

- 58 VAN DE VOORDE, A., GERDTS, G.J., MURCHISON, D.F.
Clinical uses of glass ionomer cements: a literature review.
Quintessence Int., v.19, p.53-61, 1988.
- 59 WALLS, W.A.G., MURRAY, J.J., McCABE, J.F. Pulpal
response to a glass luting cement. *Br. Dent. J.*, v.165, p.279,
1988. (Letters).
- 60 WHITE, K.C. et al. Pulpal response to adhesive resin system
applied to acid-etched vital dentin: damp versus primer
aplication. *Oper. Dent.*, v.25, p.259-68, 1994.
- 61 WHITE, S. N., FURUICHI, R., KYOMEN, S. M. Microleakage
through dentin after crown cementation. *J. Endod.*, v.21, p.9-
15, 1995.
- 62 WHITE, S. N. et al. Microleakage of new crown and fixed partial
denture luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, p.156-61,
1992.
- 63 WILSON, A.D. Dental materials at the laboratory of government
chemist. *Br. Dent. J.* v.134, p.441-2, 1973.

- 64 WILSON, A.D. The development of glass ionomer cements. *Dent. Update*, 1977.
- 65 WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. *Br. Dent. J.* v.132, p.133-5, 1972.
- 66 WILSON, A.D., McLEAN, J.W. *Glass-ionomer cements*. Chicago: Quintessence Books, 1988. 274p
- 67 WILSON, A.D., PROSSER, H.J. Biocompatibility of the glass ionomer cement. *J. Dent. Assoc. S. Afr.*, v.37, p.872-9, 1982.
- 68 WILSON, A.D. et al. Reaction in glass ionomer cements: IV. Effect of Chelating co-monomers. *J. Dent. Res.*, v.55, p.489-95, 1976.
- 69 WILSON, A.D. et al. Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Br. Dent. J.*, v.142, p.117-22, 1977.

Anexo A - Ficha de consentimento do paciente

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP - Curso
de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Prótese
Parcial Fixa, nível de mestrado.

Eu, _____,

representado por _____

_____, grau de parentesco: _____, concordo em

participar da pesquisa do docente Lafayette Nogueira Junior e permito
que meus dentes, indicados para exodontia por motivos ortodônticos,
sejam preparados, moldados, para a realização e cimentação de coroas
totais metálicas e extraídos.

Desta forma estarei colaborando para o desenvolvimento da ciência,
sem nenhum prejuízo ao meus demais dentes.

São José dos Campos, _____, 19__.

Responsável

NOGUEIRA, L. J. *Análise histopatológica do comportamento pulpar, pós cimentação de coroas totais metálicas com cimentos de ionômero vítreo e fosfato de zinco*. São José dos Campos, 1997. 115p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

Com o objetivo de avaliar histopatologicamente o comportamento pulpar pós-cimentação de coroas totais metálicas (CTM) com um cimento de fosfato de zinco (Lee Smith, Vigodent) e dois cimentos de ionômero vítreo (Ketac-Cem, ESPE; Vidrion C, SSWhite), foram realizados 27 preparos coronários em pré-molares íntegros indicados para exodontia com a finalidade de tratamento ortodôntico. As exodontias foram realizadas após três, dez e trinta dias da cimentação. Para o exame histopatológico a polpa foi removida do dente e corada pelo hematoxilina e eosina. Os resultados mostraram que aos três dias, que seis das nove polpas apresentavam alguma reação inflamatória, o comportamento entre os cimentos foi diferente quanto ao grau de resposta inflamatória, a reação inflamatória persistiu após trinta dias com o Lee Smith (CFZ) e Ketac-Cem (CIV), o grupo do Vidrion C (CIV) foi o qual apresentou melhor biocompatibilidade. A metodologia usada permitiu uma avaliação das condições pulparem em um período mais curto que o processo convencional de descalcificação, entretanto não possibilitou a observação da interação polpa/dentina.

Palavras-chave: Ionômero vítreo, cimentação; fosfato de zinco, cimentação; biocompatibilidade de materiais; coroas totais.

NOGUEIRA, L. J. *Histopathological analysis of pulp reactions after in vivo cementation of complete crowns with three luting agents: one zinc phosphate and two glass ionomer cements*. São José dos Campos, 1997. 115p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

ABSTRACT

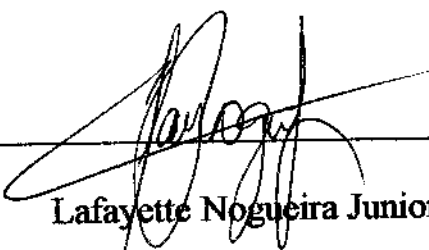
The purpose of this study was to conduct an histological evaluation of pulp reactions of teeth after cementation of complete metal crowns with one of the following luting agents: zinc phosphate cement (ZPC) (Lee Smith, Vigodent) and two glass ionomer cements (Ketac Cem, ESPE, Vidrion C, SSWhite). Twenty seven sound bicuspid scheduled for extraction by orthodontic treatment were prepared for complete crowns, casts were made and luted with one of the above cements. Three, ten and thirty days after cementation the teeth were removed, split in two halves and the pulps detached from one of the halves, stained with H.E. and pulpal reactions assessed by optical microscopy. Results showed dissimilar inflammatory responses that were associated to the different cementing agents. For specimens of the ZPC and Ketac-Cem groups the inflammatory reaction subsided for 30 days. For the Vidrion C group only 2 out of 9 specimens showed pulpal inflammatory reactions. Therefore, regarding biocompatibility, best

results were seen with the specimens of the Vidrion C group. The method allowed a quick assessment of pulp conditions when compared to the traditional decalcifying process. However, observations of dentin-pulp relationships could not be noticed.

Keys words: glass ionomer cement, luting agent; zinc phosphate cement, luting agent; biocompatibility; full crowns.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

São José dos Campos, 18/06/97



Lafayette Nogueira Junior