

CARLOS AUGUSTO PAVANELLI

**ANÁLISE DA ESPESSURA DA PELÍCULA DE CIMENTOS DE
IONÔMERO VÍTREO E FOSFATO DE ZINCO, EMPREGADOS
NA CIMENTAÇÃO DE COROAS TOTAIS METÁLICAS,
PREPARADAS *IN VIVO*.**



Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte dos 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

7 D121
P288.0
+130V

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

PAVANELLI, C.A. *Análise da espessura da película de cimentos de ionômero vítreo e fosfato de zinco empregados na cimentação de coroas totais preparadas in vivo*. São José dos Campos, 1997. 120p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

AOS MEUS PAIS

MARIA GENY e VICENTE PAVANELLI

Pelos sacrifícios e privações, dedicados à realização dos
sonhos de seus filhos.

Exemplos de vida, que Peço a Deus, me permita repetir.

À MINHA ESPOSA

HELOISA

Amiga e companheira.

Sua compreensão, amor e dedicação, tem sido o significado da minha vida. Obrigado, por também ter incentivado a realização desse trabalho.

HUMBERTO E ÉRIKA

Vocês são minha riqueza.

Perdoem-me por ficar tanto tempo ausente, nesta fase tão importante de suas vidas.

Prof. Dr. JOÃO VIEIRA DE MORAES

Poucos têm a sorte de ter um segundo pai. Permita-me considerá-lo assim. Agradeço a Deus por tê-lo colocado no meu caminho.

Sua amizade e compreensão, muito além de qualquer obrigação, tem sido fundamental na minha formação pessoal e profissional.

Prof. Dr. JOSÉ EDUARDO JUNHO DE ARAÚJO

Meu Orientador, e amigo de longa data.

Seus incentivos e apoio, permitiram que esse sonho fosse mantido e se concretizasse. Serei eternamente grato.

Prof. Dr. MARCO ANTONIO BOTTINO

Amigo, cuja dedicação abnegada e contagiante, tem sido incentivo na minha formação. Ter sua amizade é um privilégio, o qual agradeço.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA, Campus de São José dos Campos,
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho",
representada na pessoa do Sr. Diretor, Prof. Dr. José
Eduardo Junho de Araújo e do Vice Diretor, Prof. Dr.
Franklin Edgard de Moura Campos.

À Prof^a. Dra. MARIA AMÉLIA MÁXIMO DE ARAÚJO, pela admirável e
incansável dedicação. Sua inestimável colaboração na
realização desse trabalho e sua preciosa amizade,
mostraram-me o verdadeiro significado do que é ser um
Mestre.

Ao Prof. Dr. SIGMAR DE MELLO RODE, pelo incentivo e
companheirismo, demonstrados nos momentos mais difíceis.

À Prof^a. Dra STELA MARIA O. ROSSETINI e ao Prof. IVAN BALDUCCI,
pela solicitude, dedicação e valiosa colaboração na
realização da análise estatística.

À Sra ÂNGELA DE BRITO BELLINI, pela colaboração na normalização desta dissertação e revisão das Referências Bibliográficas.

Aos Professores, Estagiários e Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela amizade, apoio e compreensão que sempre me dedicaram.

Aos Professores e funcionários do Departamento de Metrologia da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) UNESP, pela inestimável amizade, atenção e cooperação, demonstrados no desenvolvimento dos nossos trabalhos.

Aos colegas do curso de Pós Graduação: GALERA; LAFAYETTE; MONTEIRO; OSSAMU e WIRLEY. Pessoas maravilhosas e amigos queridos. A oportunidade que nos foi dada de convívio durante esse curso, por si só, já é motivo de tudo ter valido a pena.

A Todos, que direta ou indiretamente, auxiliaram na elaboração deste trabalho.

MEUS AGRADECIMENTOS SINCEROS.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO.....	49
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	50
4.1 Materiais.....	50
4.1.1 Material humano.....	50
4.1.2 Material geral.....	51
4.2 Método.....	54
4.2.1 Preparos coronários.....	54
4.2.2 Moldagem.....	55
4.2.3 Obtenção do modelo de trabalho.....	56
4.2.4 Ceroplastia.....	58
4.2.5 Inclusão em revestimento.....	59
4.2.6 Fundição.....	61
4.2.7 Cimentação.....	62
4.2.8 Obtenção dos corpos de prova.....	63
5 RESULTADOS.....	72

6 DISCUSSÃO.....	83
7 CONCLUSÕES.....	102
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	104
RESUMO.....	116
<i>ABSTRACT</i>.....	118
ANEXO.....	119

1 INTRODUÇÃO

Novos agentes cimentantes receberam a atenção de importantes pesquisadores e foram mais intensamente estudados à partir do final da década de sessenta. Sempre foi motivo de constante preocupação na Odontologia a procura por materiais, biocompatíveis, com propriedades mecânicas favoráveis, estéticos, resistentes às agressões da cavidade bucal e também por técnicas preventivas e curativas mais adequadas à recuperação da saúde do sistema estomatognático.

Os cimentos de fosfato de zinco (CFZ), resistiram isolados, por mais de setenta anos, como materiais de eleição para cimentações definitivas em Prótese, acompanhados somente pelos cimentos de óxido de zinco e eugenol. Sua praticidade de uso levou-o a conquistar outras áreas de aplicação que vão desde forramento de cavidades até cimentação de bandas ortodônticas. Adquiriram ainda *status* de padrão para comparação em pesquisas com os novos agentes cimentantes.

Smith⁴⁷, 1983, analisando a razão da liderança do CFZ na prática clínica, concluiu que talvez esse fato tenha ocorrido devido à sua

performance satisfatória nas condições de rotina, facilidade de manipulação, fluidez inicial satisfatória e endurecimento rápido formando uma massa relativamente forte. Porém admitiu que essas propriedades estavam longe de serem ideais e citou algumas desvantagens dos CFZ:

- a) irritação pulpar;
- b) falta de ação antibacteriana;
- c) fragilidade;
- d) falta de adesão;
- e) solubilidade em fluidos ácidos.

Sem dúvida o CFZ teve a oportunidade de ser o cimento mais estudado e o que mais se beneficiou de contribuições significativas da maioria dos importantes pesquisadores dessa geração. Recebeu a atenção de conceituadas entidades no estabelecimento de normas e especificações para seu uso, como é o caso da especificação nº 8 da American Dental Association (ADA)¹, 1972.

Smith⁴⁶, 1968, deu um passo importante quando descobriu o cimento de policarboxilato (CPC). Esse novo cimento, como seus antecessores, também eram apresentados na forma de pó e líquido. Diferiam dos CFZ no seu líquido, composto de ácido poliacrílico, porém, quanto ao pó continuavam à base de óxido de zinco. Possuíam características hidrofílicas, isto é, apresentavam afinidade e bom escoamento sobre a superfície dentária úmida, ou após secagem como indicada (Dahl¹⁵, 1977; Wilson et al.⁶⁴, 1977; Christensen¹¹, 1990;

Christensen¹², 1995). A umidade relativa era importante pois promovia o íntimo contato entre a superfície dentária e o cimento, facilitando a atração físico-química, ou simplesmente melhorando o embricamento mecânico entre eles, (Wilson et al.⁶⁴, 1977). A partir do CPC, estavam criadas condições para a descoberta de um novo cimento que reunia qualidades do líquido do próprio CPC e da porção vítrea do pó do cimento de silicato. Surgia o cimento de ionômero vítreo.

O início da década de 70 é considerado como sendo o marco do aparecimento dos cimentos de ionômero vítreo (CIV), criados por Wilson e Kent, na Inglaterra em 1972. Os relatos desse acontecimento foram feitos inicialmente por Wilson & Kent⁶⁰, 1972; Kent et al.²⁶, 1973; Wilson⁵⁹, 1973. Os resultados promissores desses trabalhos, passaram a nortear outros pesquisadores ao desenvolvimento de novas formulações, melhorando suas propriedades e permitindo seu uso clínico para diversas funções em várias áreas da Odontologia (McLean et al.³⁴, 1977; Wilson et al.⁶⁴, 1977).

Dentre as propriedades requeridas de um cimento odontológico, para Lóssio³², 1972, mesmo antes de surgirem os CIV, estava a biocompatibilidade. Essa característica tornava-se promissora desde os primeiros trabalhos de pesquisa sobre os CIV, que evidenciavam os mínimos efeitos tóxicos causados pelo ácido poliacrílico aos tecidos pulpaes, relatados por McLean et al.³⁴, 1977; Wilson & Prosser⁶², 1982; Wilson & McLean⁶¹, 1988. Diversos outros autores,

quando se referiam à hipersensibilidade pós operatória causada pelos CIV, mostravam resultados similares aos dos CFZ, entre esses autores estavam: Kent et al.²⁶, 1973; Dahl¹⁵, 1977; McLean & Wilson³³, 1977; Pameijer et al.⁴¹, 1981; Norman & Wright³⁷, 1986; Smith & Ruse⁴⁸, 1986; Berry & Berry⁵, 1987; Heyes et al.²², 1987; Pameijer & Stanley⁴⁰, 1988; Stanley⁴⁹, 1990; Pameijer et al.⁴², 1991; Johnson, et al.²³, 1993; Kern et al.²⁷, 1996. A eventual reação pulpar desfavorável poderia estar relacionada com muitos outros fatores, desde a utilização de substâncias químicas, até o controle da temperatura dos instrumentos rotatórios e à desidratação dos tecidos, conforme relatado por Lóssio³², 1972 e Dahl¹⁵, 1977. Outra qualidade que se mostrava interessante no CIV como agente cimentante, que o colocava em situação de superioridade em relação ao CFZ, era sua capacidade de proteção dos túbulos dentinários contra microinfiltrações após a cimentação de coroas, de acordo com Brannstrom⁶, 1984; White et al.⁵⁶, 1994 e White et al.⁵⁵, 1995.

Contudo, apesar de apresentarem algumas características insatisfatórias como: solubilidade ao longo do tempo, no pH da cavidade bucal (Wilson et al.⁶³, 1970); ausência de vedamento marginal contra micro infiltrações nos canaliculos dentinários (White et al.⁵⁵, 1995); não proteção das margens dos preparos através da liberação de substâncias anti cariogênicas como o flúor (Forsten¹⁸, 1990 e Forsten¹⁹, 1991), ainda assim o CFZ reinou absoluto como agente cimentante por décadas.

O CIV surgiu da procura por um cimento que integrasse as boas propriedades de adesão e resistência dos CPC com a propriedade de liberar flúor do cimento de silicato, e isso lhe conferia essa capacidade de proteger as margens da restauração (Smith⁴⁷, 1983; Tortamano Neto et al.⁵¹, 1989; ADA², 1990; Carvalho et al.¹⁰, 1990; Christensen¹¹, 1990; Forsten¹⁸, 1990; Graver et al.²¹, 1990; Forsten¹⁹, 1991; Oilo³⁸, 1991).

O CIV, também como seus antecessores surgiu na forma de um cimento do tipo pó e líquido, existindo a necessidade de se misturar esses dois componentes para o início da reação de presa. A novidade que ele apresentava em relação ao CPC era seu pó derivado de um componente vítreo pulverizado em micro partículas ao redor de 40µm e como líquido, usava uma solução aquosa de ácido poliacrílico, com alguns modificadores para tornar sua fórmula adequada ao uso desejado (McLean et al.³⁴, 1977).

Os primeiros cimentos desenvolvidos no Laboratório de Química do Governo, em Londres, eram Alumino-Silicatos-Poli-Ácidos, representados com a sigla (ASPA), citados por Kent et al.²⁶, 1973. A identificação das versões modificadas e melhoradas que se seguiram, foi feita pelo acréscimo à sigla, de um número em algarismo romano, tal como ASPA II, ASPA IV, citado por McLean et al.³⁴, 1977.

Wilson & Prosser⁶², 1982, lembraram que a designação de todas as versões de CIV desenvolvidas no Laboratório de Química do

Governo em Londres foram feitas com letras maiúsculas e isso era importante ser dito para evitar confusões com resultados de trabalhos realizados com uma marca comercial de CIV (Aspa) de um determinado fabricante.

ASPA I foi o primeiro CIV desenvolvido. A matriz vítrea do seu pó era codificada como G-200 e o líquido era o ácido poliacrílico. Os relatos das primeiras pesquisas de Kent et al.²⁶, 1973, indicavam o CIV como portador de propriedades altamente desejáveis de adesão à dentina e esmalte, superiores às dos CPC, além de que preveniam cáries secundárias, pela liberação continuada de flúor após a presa final. Notava-se também nesta fase que muitas das desvantagens atribuídas a cada um dos dois cimentos isoladamente (CPC e silicato), não estavam presentes ou eram muito reduzidas nos CIV. A primeira versão, entretanto tinha qualidades estéticas pobres e tempo de presa muito lento, conforme relataram McLean et al.³⁴, 1977; Van de Voorde et al.⁵², 1988.

Os resultados do comportamento laboratorial e clínico dos CIV, estimularam pesquisas orientadas ao desenvolvimento de novas formulações para tornar seu uso possível como material forrador, restaurador, agente cimentante e até protetor, no preenchimento de fósulas e fissuras (Mount³⁵, 1994). Apesar disso, esse material apresentava como desvantagem uma fragilidade de resistência inicial ao ataque de líquidos, nos primeiros minutos após o início da mistura do pó

com líquido, que diminuía com o tempo e chegava, após 24 horas, a apresentar alta resistência à solubilização por ácidos fracos (Knibbs & Walls²⁸, 1989). Contudo, se ainda hoje não se eliminou esse problema, ao menos se observa que ele pode ser minimizado (Wilson et al.⁶⁴, 1977 e Mount³⁵, 1994), através de isolamento adequado da área, durante os atos operatórios, associado à aplicação de substâncias isolantes sobre sua superfície, conforme relatos de McLean³³, 1977; Garone Filho et al.²⁰, 1992; Leinfelder³¹, 1993; Navarro et al.³⁶, 1994.

Novas matrizes de vidro têm sido testadas física e quimicamente, diferenciando os CIV entre si: quanto à composição e consistência; ao diâmetro das partículas; aos tipos de reação; à sua associação com outros materiais como resinas e metal; ao tempo de endurecimento; às formas de apresentação; tudo isto associado à melhoria das qualidades estéticas e aumento da resistência à compressão e tração (Crisp et al.¹⁴, 1976; Mount³⁵, 1994; Van de Voorde et al.⁵², 1988). É importante lembrar também os trabalhos de Barry et al.⁴, 1979, em que foram encontrados fundamentos para afirmar que a história da fundição do vidro para a posterior obtenção do pó do cimento afeta tanto a composição química como a microestrutura do vidro. Assim, as propriedades de cada partida, ou como denominaram os autores, cada "fornada" estão relacionadas com sua temperatura de fusão e reagentes envolvidos na reação. Isso tem grande relevância quando se estuda uma determinada propriedade isolada do CIV.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Jorgensen²⁴, 1960, já lembrava que um grande número de variáveis ou fatores podia afetar a espessura de película do cimento que preenchia o espaço entre a superfície do dente preparado e a restauração, após a cimentação. O autor usou nessa pesquisa preparações teste em bastões de plástico de 50mm de comprimento, com 10° de expulsividade. Foram testadas variáveis relacionadas com a cimentação de coroas feitas em latão que pudessem interferir com a espessura de película do CFZ. Os resultados obtidos permitiram concluir que: esses fatores estavam relacionados com a quantidade de material usado na cimentação; com a pressão exercida; com o tempo de aplicação dessa pressão; com a viscosidade do cimento; com a temperatura, com o desgaste efetuado no dente durante o preparo e com a presença ou não de alívio interno ou perfuração oclusal executada na coroa antes da cimentação definitiva.

Cooper et al.¹³, 1971, se preocupavam em diminuir a espessura de película do cimento e o desajuste marginal de coroas totais metálicas, sobre troquéis de aço inoxidável. Para tanto executaram

perfurações sobre essas coroas, com a finalidade de diminuir a resultante de força da pressão hidrostática, que se contrapunha à força exercida durante o assentamento da prótese durante os procedimentos de cimentação. Uma vez que quanto maior o desajuste das coroas, maior era a espessura da película do cimento e conseqüentemente maior sua solubilização, Cooper et al.¹³, 1971 justificaram as perfurações como sendo o modo mais prático de se obter espaço para o escoamento do cimento e assim aliviar a pressão hidrostática que se opunha ao assentamento da coroa. Alívios internos, seriam outra forma de se conseguir esse espaço, eram procedimentos que tomavam longo tempo do profissional e exigiam equipamentos geralmente não disponíveis na maioria dos laboratórios.

Para a execução do experimento, foram usinados troquéis em aço inoxidável com dimensões aproximadas às de um primeiro molar inferior, na forma de um preparo coronário para coroa total com ombro de 1mm. As paredes laterais apresentavam três graus de expulsividade e tinham um sulco para orientação do assentamento da coroa. Catorze coroas foram enceradas diretamente sobre os troquéis e fundidas em ouro tipo III. O estudo foi conduzido de modo a comparar a técnica de cimentação, com seus resultados em coroas não perfuradas e não aliviadas; e em coroas similares perfuradas mas não aliviadas. O cimento utilizado foi um CFZ (Flecks, Mizzy) na proporção para consistência *standard*, conforme ADA¹, 1972, de 1,5g de pó para 0,5ml de líquido e

manipulado por 1,5min. Foi exercida uma pressão oclusal de 80lb (36Kg) com a interposição de um pedaço retangular de madeira de laranjeira durante 10min. A coroa cimentada foi colocada em ultra-som durante 3min para limpeza dos excessos de cimento e o desajuste foi medido em microscópio apropriado a esse fim. A seguir as coroas foram removidas do troquel, limpas internamente em ultra-som, foram perfuradas na superfície vestibular, novamente recimentadas nas mesmas condições anteriores e outra vez medidas. Os resultados encontrados permitiram a Cooper et al¹³, 1971, concluir que:

- a) a adaptação marginal foi significativamente maior no grupo das coroas com perfuração;
- b) reprodução o mais próximo possível das condições clínicas de cimentação de coroas totais metálicas são necessárias antes que se possa recomendar perfurações como rotina.

Wilson & Kent⁶⁰, 1972 e Wilson⁵⁹, 1973, mostraram os resultados de trabalhos efetuados com um novo tipo de material, o CIV, desenvolvido por eles no Laboratório de Química do Governo em Londres, Inglaterra. A composição química básica desse cimento era uma combinação especial de aluminossilicato vítreo codificado como G-200, pulverizado a uma granulação capaz de atravessar uma peneira fina, de malha de 40µm e uma solução aquosa de ácido poliacrílico a 50%. O

primeiro CIV era um cimento translúcido de ionômero vítreo ASPA e apresentava um grande potencial de aplicações. Sua origem estava ligada ao ácido poliacrílico do líquido do CPC e à porção vítrea do cimento de silicato.

Dimashkieh et al.¹⁶, 1974, preocupados em medir a espessura de película do cimento sob coroas totais cimentadas com CFZ (Ash C.A.S., Amalgamated, Londres), desenvolveram estudos semelhantes ao de Cooper et al.¹³, 1971, que consistia em: preparo dos troquéis de forma cônica a partir de uma haste de resina de 8mm de diâmetro por 8mm de altura, torneados em torno mecânico de precisão com angulações de 2° , 5° e 10° de expulsividade. Esses troquéis foram duplicados em resina acrílica 11 vezes para cada angulação, totalizando 33 troquéis que foram metalizados com prata por deposição química e posteriormente com eletro-deposição de cobre, assim produzindo coroas eletro-formadas. Essas coroas foram cimentadas com CFZ sobre os troquéis em consistência *standard* segundo a especificação nº 8 da ADA¹ (0,5ml de líquido para 1,15g de pó). Após a presa do cimento o conjunto coroa troquel era seccionado verticalmente. Para a medição da espessura de película do cimento foi utilizado um microscópio com micrômetro, calibrado em milésimos de milímetro; as medições foram feitas em seis posições (sendo três de cada lado) em paredes opostas: a) ângulos oclusais; b) meio das paredes laterais; c) terço cervical das

coroas. O propósito do trabalho foi avaliar os efeitos das angulações das paredes dos preparos, associados com perfurações das coroas, relacionadas com a espessura da película do CFZ e encontrar formas de minimizar a pressão hidráulica que ocorria na cimentação. Essa pressão, segundo os autores, ocorria quando o cimento ao escoar, se comprimia entre as paredes do dente preparado e a superfície interna da coroa. E concluíram:

- a) o aumento em 5Kg na pressão de assentamento durante a cimentação, reduzia a espessura de película do cimento;
- b) forças muito maiores não resultavam em grandes reduções;
- c) pressões aplicadas sobre a coroa por mais de 1 min não produziam efeitos consideráveis sobre a espessura da película do cimento;
- d) o aumento da proporção pó líquido além de aumentar a viscosidade do CFZ, também aumentava sua película;
- e) o grau de inclinação das paredes do preparo tiveram grande significância nos casos onde a oclusal da coroa não apresentava perfuração;
- f) os ângulos de paredes inferiores a 10°, restringiam o escoamento do cimento no sentido ocluso cervical e aumentavam a espessura da película, porém isso era

completamente eliminado quando se executava uma perfuração de 1mm de diâmetro na oclusal da coroa para escoamento do cimento.

Wilson et al.⁶⁴, 1977 e McLean et al.³⁴, em 1977, apresentaram a primeira versão de CIV ASPA desenvolvida especialmente para cimentação. A nova formulação visava fornecer espessura de película adequada para resistir às forças de compressão e tração, diminuindo o desajuste marginal das próteses fixas, durante o processo de cimentação. Também afirmavam nessa época que os CIV ASPA II e ASPA IV como agentes cimentantes apresentavam propriedades comparáveis aos antigos cimentos existentes.

Com a finalidade de facilitar a compreensão e estabelecer uma técnica adequada de cimentação, Wilson et al.⁶⁴, 1977, fizeram uma descrição das reações que provavelmente ocorriam no início da presa dos CIV ASPA, conforme são apresentadas a seguir: a geleificação inicial acontecia como resultado da retirada, primeiramente de cátions Ca^{2+} seguida da retirada de cátions Al^{3+} do pó do cimento pelos poliânions da solução de ácido poliacrílico. Como resultado dessa reação o ácido poliacrílico era neutralizado. Os íons hidrogênio eram perdidos para grupos de ácidos carboxílicos (COOH), causando a ionização dos grupos carboxilato (COO^-). As forças eletrostáticas mutuamente repulsivas entre os grupos ligados e carregados negativamente originavam uma cadeia molecular. Então o que era uma massa coesa e

esférica, se distendia em uma configuração linear. A pasta se engrossava tornando-se elástica antes de finalmente formar uma massa rígida, como resultado de ligações cruzadas aniônicas dos íons metálicos da matriz do cimento. Neste trabalho, Wilson et al.⁶⁴, 1977, estudaram os CIV ASPA II e ASPA IV e outros cimentos, entre eles o de sílico-fosfato, o CPC, OZE e CFZ, e lembraram os cuidados que deviam ser tomados no proporcionamento pó e líquido desses cimentos, pois sua alteração podia afetar todas as demais propriedades. O aumento da proporção pó líquido aumentava a resistência à solubilidade aquosa que era vantajosa, mas isso significava aumento da espessura de película do cimento que era desfavorável. Os valores da proporção pó líquido do CFZ foram feitas de acordo com a especificação nº 8 da ADA¹, e para os demais cimentos, por não possuírem normas específicas, seguiram as especificações dos fabricantes. A temperatura de manipulação dos cimentos foi controlada e mantida em $23 \pm 1^\circ\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 2\%$.

Wilson et al.⁶⁴, 1977, também consideravam como propriedades ideais desejáveis nos agentes cimentantes:

- a) baixa viscosidade e mínimo filme de película;
- b) tempo de trabalho longo e presa rápida na temperatura da boca;
- c) alta resistência à compressão e tração;
- d) resistência ao cisalhamento;

- e) adesão à estrutura dental e à restauração;
- f) compatibilidade biológica com os tecidos pulpare;
- g) boa resistência à solubilização na água ou por ataque de ácidos;
- h) propriedades cariostáticas;
- i) translucidez.

Os autores colocaram ainda, como principal defeito dos CIV, a sensibilidade à água no início da mistura, causada pela fragilidade do gel formado (fixação do gel com a substituição dos cátions cálcio, seguida da substituição dos cátions alumínio, tornando esta fase a mais crítica e vulnerável à solubilização pela saliva). Uma vez que a substituição tenha ocorrido, os CIV formavam um material de propriedades superiores aos CFZ. Assim, a solubilidade inicial, maior que nos CFZ, exige que o CIV seja protegido enquanto toma presa.

Eames et al.¹⁷, 1978, buscando técnicas para melhorar o assentamento das fundições, realizaram um trabalho com duzentas fundições onde aplicaram métodos para eliminar discrepâncias internas causadoras de desajustes marginais das restaurações, nas posições de assentamento final sobre os dentes preparados. Prepararam dentes humanos, *in vitro*, usando métodos que se aproximavam o máximo possível das condições clínicas, aos quais introduziram as seguintes variáveis:

- a) preparos com 10° e 20° de expulsividade, sendo 5° e 10° em cada parede, em primeiros e segundos molares, em *inlays* classe II;
- b) os cimentos usados foram: CFZ (Flecks, Kerr); CPC (Durelon, Premier); sílico fosfato (Fluorotin, SS White) e resinoso (CBA 9080, Lee Pharmaceuticals);
- c) coroas com e sem perfurações oclusais;
- d) fundições com e sem alívios internos por ataque ácido de água régia;
- e) troquéis com e sem alívio obtido com verniz espaçador;
- f) foram preparadas 185 coroas e quarenta *inlays* sendo dez controles para cada método.

As ceroplastias e fundições foram feitas por método convencional. A liga usada foi de ouro tipo III. Para a cimentação, foi aplicada pressão uniforme sobre um casquete de resina adaptado na face oclusal da coroa, através de uma máquina de teste de compressão. Quando as coroas eram perfuradas foram feitos orifícios também sobre os casquetes para o escoamento do cimento. CFZ e CPC foram utilizados de acordo com a especificação nº 8 da ADA¹ e os demais cimentos foram manipulados conforme instruções dos fabricantes. Os dentes preparados e fundições foram preenchidos com cimento e submetidos à máquina que fornecia a pressão de assentamento, numa estufa com temperatura de 37°C por 1,5 min, seguida da manutenção da

pressão pelo operador, através de pressão digital. Nos casos em que usaram verniz espaçador para troquéis, foram aplicadas cinco camadas, com 5µm cada e com 5min de intervalo entre uma camada e outra, num total de 25µm de alívio. Foi sempre mantido sem alívio, a distância de 0,5mm da margem de terminação do troquel. Dez amostras de controle para cada grupo experimental foram medidas: coroas sem cimento e convergência de 10° e 20° aliviadas e não aliviadas foram submetidas a forças estáticas de 15kgf. As coroas que foram assentadas, sem cimento, foram incluídas em resina, para que mantivessem essa posição. O seccionamento foi feito com uma máquina de corte com disco fino, enquanto as amostras eram mantidas em água. A superfície de corte foi aplainada com lixa d'água de granulação 600 para remover o brilho. O assentamento efetivo foi determinado por seis medições aleatórias na interface oclusal de cada coroa usando um microscópio para medição. O fenômeno de *rebound* (ricochete) que expulsa a coroa em sentido contrário ao da inserção, quando sem cimento, eram diminuídos nas técnicas de alívio interno. Essas forças desapareciam após as coroas serem preenchidas por cimento e mantidas sob pressão de assentamento por três minutos. Os alívios diminuía substancialmente as áreas de estresse das coroas sobre os dentes.

Os resultados permitiram a Eames et al.¹⁷, 1978, concluir que:

- a) convergências de 20° para coroas totais eram melhores, em experimentos de laboratório;
- b) fundições não assentavam sem cimento quando a convergência das paredes era de 10°, e isso ocasionava um espaço médio de 215µm para a película do cimento. Se a convergência fosse de 20° esse valor caía para 99µm. As forças mastigatórias assentavam as coroas até aproximadamente 150µm, mas causavam concentração de esforços ao acaso contra a estrutura dentária (estresse) e todas as fundições tendiam a se deslocar de sua posição (*rebound*);
- c) coroas cimentadas com CFZ e CPC assentavam com 33µm e 20µm respectivamente quando aliviadas, mas esse número chegava a 112µm quando não aliviadas;
- d) o método de alívio dos troquéis com verniz espaçador foi o mais aceitável dos três métodos de compensação das fundições. A retenção das fundições aliviadas, depois da cimentação aumentava em 25%.

Koyano et al.²⁹, 1978, para encontrarem a técnica de aplicação de pressão de assentamento mais efetiva à cimentação de

restaurações fundidas, elaboraram corpos de prova *inlays*, que foram cimentados em cavidades cilíndricas de dois diferentes diâmetros e profundidades, sob várias pressões estáticas e dinâmicas, que geravam espessuras de películas de cimento que eram então comparadas entre si. Os troquéis eram de bronze, com paredes expulsivas de 20° (10° em cada parede) e diâmetro de 4mm por 2,5mm de profundidade na cavidade menor e diâmetro de 8mm por 5mm de profundidade na cavidade maior. As cavidades menores representavam as *inlays* e as maiores as coroas. As terminações marginais eram em ombro sobre o qual era adaptado um anel espaçador de espessura conhecida, que permanecia durante o enceramento das coroas, sendo removido na cimentação. A fundição das coroas era feita com liga de cobre de contração comparável às ligas de ouro. A cimentação foi feita com CFZ (Crown-Bridge-Inlay, GC Dental), na proporção pó líquido de 1,5g/0,5ml por 90seg em temperatura de $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 10\%$ de umidade relativa. A pressão de assentamento foi mantida por 2min do início da mistura.

As pressões estáticas foram proporcionadas por pesos de chumbo de um, dois e quatro Kg aplicados através de um dispositivo em forma de pêndulo formando uma alavanca. Uma extremidade era fixa, o ponto de apoio era a coroa cimentada e a pressão estava na outra extremidade, fornecida por uma caixa contendo o(s) peso(s). As pressões dinâmicas foram fornecidas por: martelete gravitacional (saca prótese);

marteleto elástico; vibrador vertical (eletromagnético); vibrador horizontal (eletromagnético) e pressão combinada estática e dinâmica.

Para a determinação da película de cimento, a coroa foi posicionada sobre os preparos, sem o anel espaçador, examinada sob um microscópio comparador, onde a distância entre a margem cervical da coroa e a margem da cavidade era medida nos quatro lados. A mesma medida era feita após a cimentação. A espessura de película do cimento era calculada pela diferença entre a média das medidas antes e após a cimentação. As conclusões dos autores foram:

- a) pressão dinâmica produzia espessura de película do cimento menor que pressão estática. O mesmo acontecia com relação à pressão vibratória e pressão com marteleto;
- b) vibração horizontal parecia preferível porque permitia aumentar a pressão sem causar trauma ou dor;
- c) combinação de pressão estática seguida de pressão dinâmica produzia espessuras de película menores que apenas uma técnica isolada.

Windeler⁶⁸, 1979, estudou alterações das proporções pó líquido recomendadas pela especificação nº 8 da ADA¹ para CFZ e seus efeitos sobre a espessura da película de cimento. Segundo esse autor pesquisas anteriores mostravam que os testes da ADA¹ mediam a

viscosidade do cimento mas não indicavam a espessura mínima da película. O grupo controle foi orientado pelas normas da especificação nº 8 da ADA¹. As amostras foram criadas através de troquéis macho e fêmea, preparados em laboratório, simulando o mais próximo possível as condições clínicas da boca. Foram usadas três marcas comerciais de CFZ (Flecks, Mizzy); (Zinc cement improved, SS White); e (Crown, Bridge & Inlay, Ames). Cada marca foi avaliada sob as condições de 21°C com a proporção *standard* (ADA¹) de pó líquido; a 4°C com a mistura enriquecida com 40% de pó a 15°C com mais 60% de pó e espatulação por 90seg. sobre placa de vidro resfriada. Os troquéis tinham inclinação de paredes de 10° ; a fêmea tinha perfuração. Sobre os troquéis foram aplicados 15Kg de peso através de um aparelho construído para essa finalidade. Quando seguida a especificação nº 8 da ADA¹, os resultados mostraram uma redução da espessura de película do cimento estatisticamente significante nas misturas com pó líquido *standard* e temperatura reduzida. Com o pó enriquecido e temperatura reduzida somente um CFZ apresentou significante redução da película e os outros dois não tinham significância. Quando medidos sobre os troquéis preparados, os mesmos dois cimentos mostraram aumento significativo da espessura de película e o outro CFZ mostrava significante redução em relação a eles. Isto podia sugerir que a geometria dos preparos podia ter significância no aumento da espessura de película do cimento, quando da cimentação de coroas totais.

Campagni et al.⁷, 1982, mediram a espessura de película de três materiais utilizados como espaçadores de troquéis. Dois eram realmente materiais comercializados como espaçadores (Belle de St. Claire cement spacer, Technical Dental); (Tru-Fit, George Taub), e o terceiro como pintura para aeromodelos (Aerogloss, Pactra Industries). Os materiais foram aplicados nos troquéis de gesso pedra em várias camadas, incluídos em resina, seccionados, medidos e fotografados ao microscópio. Os três espaçadores foram aceitáveis clinicamente, proporcionando alívio de 20 a 40m μ , quando aplicados em várias camadas. Os materiais espaçadores específicos apresentaram de 11 a 13m μ cada camada. O material alternativo produziu aproximadamente cinco micrômetros de espessura por camada. O espaçamento aumentava proporcionalmente conforme aumentavam as camadas.

Araújo et al.³, 1985, avaliaram o ajuste de incrustações metálicas MOD em função de tipos de cavidades e técnicas de cimentação definitiva. As variáveis do trabalho quanto aos preparos cavitários foram: MOD; MOD com slices; MOD com slices e recobrimento de cúspides e quanto ao cimento, foi utilizado um CFZ triturado e não triturado em gral de porcelana, associado à técnica de cimentação com e sem vibração. Os preparos cavitários foram realizados *in vitro* em três primeiros molares inferiores com características anatômicas similares, sendo um tipo de preparo para cada dente. Foram feitas moldagens com

anel de cobre e silicona, sendo vinte moldes para cada tipo de preparo, totalizando sessenta moldes, seguido de metalização por cobre. Cada preparo, representado por vinte troquéis, foi subdividido em quatro grupos de cinco troquéis. Cada um dos quatro grupos recebeu um tipo de técnica de cimentação. Ceroplastias foram executadas sobre os troquéis e fundidas conforme instruções dos fabricantes do revestimento e da liga de cobre alumínio (M3, Duracast). A proporção pó líquido do CFZ (SS White) seguiu a norma nº8 da ADA¹ (1,43g/0,5ml) espatulada em placa de vidro a 18°C . A proporção pó líquido foi modificada para o pó moído. Os corpos de prova foram cortados por serra circular de 0,5 mm de espessura no sentido mésio distal, no centro das incrustações. Foram realizados slides dos corpos de prova e posteriormente projetados sobre uma tela de fórmica fosca revestida por uma folha de papel a uma distância fixa predeterminada. Foram obtidos desenhos dos perfis projetados, para todos os corpos de prova. As medições foram realizadas após o cálculo de adequação do fator de ampliação, onde duas marcações previamente feitas nos corpos de prova com distâncias entre si conhecidas, foram comparadas com as mesmas distâncias obtidas no papel após a ampliação. Assim os autores concluíram que: relacionado aos preparos cavitários as tendências a menores desajustes (espessura da película do cimento) ocorreram com os preparos MOD com *slice*, porém não significantes estatisticamente. Quanto ao tipo de granulação do pó do cimento os desajustes marginais foram menores e

estatisticamente significantes em relação aos previamente moídos. E ainda, a vibração melhorou o ajuste em todas as condições experimentais quando utilizada.

Campagni et al.⁶, 1986, avaliaram o efeito do verniz espaçador no assentamento de coroas fundidas em ouro com e sem ranhuras, cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Utilizaram cinquenta dentes pré-fabricados de segundos molares Ivorine (Columbia Dentoform), preparados através de técnica padronizada e divididos em cinco grupos de dez. As variáveis foram dois sulcos (vestibular e lingual) nos preparos e verniz espaçador (Aerogloss, Pactra Industries, Calif) promovendo alívio de 20 a 40 μ m. Os dois primeiros grupos não tinham ranhura no preparo, sendo que um deles foi aliviado internamente e o outro não. Três grupos apresentavam uma ranhura por lingual e vestibular, sendo que um grupo não foi aliviado, outro foi totalmente aliviado e o terceiro, não tinha alívio nas ranhuras. A discrepância verificada antes e depois da cimentação foi medida e a significância entre os grupos foi determinada. Concluíram que o troquel aliviado melhorou significativamente o assentamento das coroas totais de ouro com ou sem ranhuras. As ranhuras não interferiam no assentamento quando os espaçadores eram aplicados por completo ou omitidos somente nas ranhuras.

Wong & Bryant⁶⁹, 1986, compararam espessuras de película de quatro CIV e encontraram uma média de 28µm. Inicialmente o teste era feito na proporção pó líquido recomendada pela técnica descrita no British Standards Specifications (BSS). Para cada material, a proporção pó líquido era progressivamente diminuída e a espessura de cimento gerada era anotada para cada nova consistência na temperatura de 23°C. A proporção de líquido era aumentada gradativamente até que o cimento não mais tomasse presa após nove minutos do início da mistura (esse é o tempo estipulado para medições de presa nas especificações da BSS). Considerava-se o cimento como não tendo tomado presa quando sua superfície apresentava fraturas ou rachaduras após 9min. Quatro testes foram realizados para cada cimento e para cada consistência. Os tamanhos das partículas foram medidos tanto no pó como no cimento após a presa e as regiões representativas foram fotografadas com um microscópio eletrônico. Os cimentos utilizados nos testes foram: Ketac-Cem (Espe), Fuji Ionomer Type I (G-C), ChemBond (A D Dental), Hy-Bond (Shofu).

Os cimentos foram misturados na proporção pó líquido recomendada, inseridos dentro de um molde de metal (dividido ao meio para poderem ser abertos), levados à estufa a 37°C ± 1°C por uma hora, removidos desse molde e incluídos em outro molde de polimetil metacrilato, usando como meio uma resina epoxi. A presença de extensas rachaduras têm sido encontradas nas amostras CIV submetidos

a microscopia eletrônica de varredura, segundo os autores. As rachaduras, nesse caso, foram consideradas como conseqüências da técnica, que causa ressecamento do cimento quando submetido ao vácuo para posterior avaliação. Os resultados levaram Wong & Briant⁶⁹, 1986 a concluir:

- a) com relação aos cimentos estudados foram encontradas espessuras de película em torno de 28µm, apropriadas para o uso clínico;
- b) a menor espessura de película foi proporcionada pelo cimento Ketac-Cem e a maior com Fuji Ionomer Tipe I;
- c) ao microscópio eletrônico, o pó apresentava pequena quantidade de partículas grandes e grande quantidade de partículas pequenas em praticamente todos os cimentos.

Kelly et al.²⁵, 1989, desenvolveram um trabalho onde buscavam viabilizar uma técnica de avaliar a espessura da película do cimento por mapeamento ótico tridimensional da parte interna das próteses fixas. Para isso fizeram uma hipótese de que uma película de material de moldagem colorido poderia ser mensurada pela quantidade da intensidade de luz que passava pelo material de moldagem depois de refletido na superfície interna da coroa, apesar de que uma significativa atenuação da luz ocorria como resultado da sua absorção pelos corantes

do elastômero. Três experimentos foram feitos para testar essa hipótese. No primeiro, corpos de prova do material de moldagem Xantopren (Bayer) de espessura de película do cimento previamente conhecida tiveram sua película novamente medida, fotometricamente após serem posicionados entre camadas de lâminas de folheado de ouro tipo III. No segundo, as películas de elastômero foram medidas fotometricamente no interior de dez fundições e comparadas com mensurações efetuadas com microscopia direta do mesmo material depois de seccionado transversalmente. E no terceiro, o espaço da pré-cimentação de sete coroas de ouro foi fotometricamente mapeada em 45 locais para cada coroa e esses valores comparados com as películas de cimento medidas em locais aproximadamente similares aos usados nas medições anteriores, porém após seccionamento transversal das coroas. A aparelhagem ótica usada incluía um cabo condutor de luz de fibra ótica de 1mm^2 , uma fonte de luz de tungstênio, uma sonda foto-diodo de irradiação de silício, um filtro de interferência de luz visível e um fotômetro digital. Com base nos resultados obtidos, Kelly et al.²⁵, 1989, concluíram que coroas podiam ser mapeadas tridimensionalmente usando essa técnica ótica. As medidas da reflexão luminosa eram feitas diretamente na camada de elastômero colorido duplicando o espaço da pré cimentação. Este método, fornecia por si só, uma rápida coleção de dados relativos ao interior das coroas, envolvidos com os processos de fundições, longevidade e controle de qualidade de larga escala.

Kyrios et al.³⁰, 1989, examinaram detalhadamente a faixa do tempo de trabalho, relacionada com a espessura da película de três CIV (Ketac-Cem, ESPE; Fuji ionomer I, GC Dental e Shofu Hybond, Shofu Dental), simulando uma técnica de cimentação clínica através de troquéis e fundições. Os cimentos foram analisados entre 60 a 255seg do início da mistura sob pressão constante de 15Kg. Foram usadas duas técnicas de cimentação, uma simulando a técnica da ADA¹ para determinação da espessura de película do cimento e outra com cinco troquéis de aço preparados com expulsividade de paredes de 10°, perfurados. Nos dois casos uma única mistura de cimento foi usada, tanto para preencher as cinco fundições simuladas de cada rodada de testes, como para testar o cimento entre as duas placas de vidro pela técnica da ADA¹. O primeiro troquel permaneceu sob pressão durante 45seg e os demais, 60, 75, 90 e 105seg e assim por diante. Os resultados indicaram que uma técnica de simulação clínica de cimentação geralmente fornecia película de cimento menor. Nenhuma diferença significativa foi encontrada na película, entre as marcas de cimentos aos 240 segundos, onde a faixa permaneceu entre 7,24 e 20,5µm. As espessuras de películas encontradas nos troquéis preparados foram menores quando comparados com os feitos pela técnica das placas de vidro da ADA¹. O Ketac-Cem produziu películas menores em função do tempo, particularmente com a técnica da ADA¹.

Wang et al.⁵³, 1992, avaliaram os efeitos de várias situações com relação à cimentação de coroas, tais como: a aplicação de verniz espaçador sobre o troquel; força de assentamento; desenho marginal; dispositivos auxiliares de cimentação para promover pressão de assentamento e tipo de cimento usado. Foram feitos dois troquéis de aço inoxidável com 6mm altura, 10° de expulsividade; um com ombro de 1mm e outro com ombro e bisel largo de 65°, ambos com um entalhe em "V" na superfície oclusal para orientar o assentamento da coroa. Foram gerados dez troquéis de gesso para cada troquel de aço através de moldagem com material de moldagem à base de *polyether*. Metade dos troquéis foi pintada com quatro camadas de verniz espaçador (Tru-Fit, George Taub). As coroas foram enceradas, incluídas em revestimento e fundidas (por indução) com liga não preciosa. Foram provadas quanto ao assentamento sobre os troquéis e realizadas medições com um micrômetro. Esses procedimentos foram repetidos após as cimentações. As medições do espaço entre a coroa e o troquel na região da união dessas duas estruturas, foram repetidas até que se encontrasse duas medidas idênticas. Também foram feitas comparações de resultados quanto à película de cimento encontradas em cimentações efetuadas com um CFZ (Flecks, Mizzy) e um CIV (Ketac-Cem, ESPE) sob a ação de forças de 2,5 e 15kgf de pressão, usando um mordente de madeira de laranjeira ou um mordente E-Z. Os resultados foram submetidos a análise estatística e revelaram que o uso de verniz espaçador e forças

compressivas de 15kgf e CIV, melhoraram significativamente o assentamento da coroa. Da mesma forma, o preparo biselado mostrou-se superior para o assentamento quando do uso de forças compressivas e CIV. O mordente de madeira de laranjeira e o dispositivo EZ apresentaram resultados similares no assentamento das coroas. As diferenças entre as medidas de pré cimentação e pós cimentação foram consideradas como discrepâncias de assentamento. O CIV usado foi o Ketac-Cem na proporção pó líquido de 3,4g/1ml; placa de vidro gelada e manipulação por 1min; aplicação de força por 2min. a partir do início da mistura; e presa após 7min. Foram analisadas neste trabalho, cimentações de coroas metálicas com e sem alívio por verniz espaçador; desenho marginal (ombro e ombro+bisel); CFZ *versus* CIV; força de cimentação de 2,5 e 15kgf; e mordentes acessórios para fornecer pressão de assentamento. Estes fatores foram avaliados por análise de variância. As análises estatísticas não demonstraram interação significativa entre os cinco ou quatro fatores simultâneos. Porém, para três fatores juntos houve interação relevante.

Os resultados levaram os autores a concluir que:

- a) a aplicação do verniz espaçador aumentava significativamente o assentamento da coroa durante a cimentação;
- b) a elevação da força de assentamento de 2,5 para 15kgf aumentava significativamente o assentamento;

- c) o assentamento das coroas durante a cimentação foi substancialmente aumentado usando CIV comparado com CFZ;
- d) o verniz espaçador nos preparos com ombro biselado resultaram em significativo assentamento, superior ao assentamento das cimentações que usaram grande força ou CIV, quando comparado com os preparos com ombro reto e verniz espaçador;
- e) os mordentes de madeira de laranjeira ou o E-Z foram igualmente efetivos durante a cimentação.

White et al.⁵⁷, 1992, examinaram os efeitos das pressões de assentamento na espessura da película de um novo agente cimentante adesivo, *in vitro*, com o auxílio de troquéis. O método obedeceu às normas estabelecidas pela American National Standards e à especificação nº 8 da ADA¹ para CFZ. Os materiais testados foram : CFZ (Flecks, Keystone); CIV (Ketac-Cem Caplet, ESPE); CPC (Durelon, ESPE); e um cimento resinoso com agente de união dentinário (Den-Mat, Den-Mat Santa Maria). Todos os materiais foram manipulados exatamente como descrito pelos fabricantes. As medições foram feitas com um medidor eletrônico, com precisão de 0,5µm. Cada classe de material foi medida dez vezes para seis diferentes pressões de assentamento. Análise da variância e múltiplas comparações testadas

revelaram que as pressões de assentamento e a classe de material influenciaram fortemente a espessura da película do agente cimentante.

Todas as mensurações foram feitas após 10min do início da mistura e as pressões aplicadas foram de 1, 3, 5, 9, 15 e 23Kg tanto para o grupo controle de CFZ como para as três diferentes classes de agentes cimentantes adesivos. Os instrumentos foram recalibrados a cada nova pressão para a tomada das medidas, feitas dez vezes para cada agente cimentante. O CIV foi o cimento que menor pressão exigiu para a obtenção de uma mínima espessura de película do cimento e os resinosos foram os que exigiram maiores. CFZ e CPC ficaram numa situação intermediária.

White & Yu⁵⁴, 1992, estudaram os efeitos das interações entre um agente cimentante com adesivo dentinário e a espessura da película do cimento. O método obedeceu às instruções da *American National Standards Institution* e da especificação nº 8 da ADA¹ para CFZ. O grupo controle seguiu essas especificações, ou seja, o cimento foi colocado entre duas placas de vidro para simular a cimentação, porém no grupo teste, foram usadas uma placa de vidro e uma placa de dentina. Os cimentos usados foram: um CFZ (Flecks, Keystone); um CIV (Ketac-Cem Caplet, ESPE); um CPC (Durelon, ESPE); e um cimento resinoso com agente de união dentinário (Den-Mat, Den-Mat Santa Maria, Calif.). Foram avaliadas então, estatisticamente, as espessuras de película de

cimento de cada situação, ou seja, entre a placa de vidro e dentina, comparadas com o mesmo cimento pressionado entre as duas placas de vidro. O resultado observado foi que a espessura de película do cimento do CFZ e CIV decresceram significativamente quando medidos em contato com a dentina, comparados com os resultados obtidos entre as placas de vidro. O CPC e o cimento resinoso não apresentaram alterações significativas.

Reinhardt et al.⁴⁴, 1993, fizeram um levantamento Nacional sobre o uso do CIV. O objetivo foi determinar o porque e o como o CIV estava sendo usado pelo clínico geral. Os dados foram coletados por correspondência ao acaso entre 1022 clínicos gerais escolhidos do banco de dados da ADA nos Estados Unidos. Os resultados mostraram que 94% disseram usar frequentemente ou terem usado CIV. Em ordem de popularidade o CIV é mais usado para forramento. Em seguida estava o uso como agente cimentante e em terceiro lugar como material de preenchimento para coroas. 82% dos que usaram CIV como agente cimentante relataram sensibilidade pós operatória, porém uma proporção ligeiramente maior (85%) relatou sensibilidade com outros cimentos. 41% dos Dentistas usava CIV como principal material de cimentação em pelo menos três quartos das suas cimentações. Afirmaram ainda que seria prematuro dizer que a sensibilidade pós cimentação estivesse

decrecendo e que a incidência de sensibilidade pós cimentação não foi maior no CIV, que em outros agentes cimentantes definitivos.

Strutz et al.⁵⁰, 1994, analisaram a interação físico-química do agente cimentante com a superfície metálica na espessura de película do cimento. O grupo controle foi conduzido como indicado pela ADA¹, nas especificações nº.8, ou seja, entre duas placas de vidro. No grupo teste o cimento foi aplicado entre uma placa de vidro e uma de metal. Os materiais usados foram: CFZ (Flecks, Keystone, Cherry Hill, N.J.), cimento de ionômero resinoso (Den-Mat, Den-Mat Santa Maria, Calif.), ionômero vítreo encapsulado (Ketac-Cem Caplet, ESPE), resina composta adesiva (Panavia, Kuraray, Okayama, Japan) e um CPC (Durelon, ESPE). As ligas metálicas usadas foram: ouro tipo III (Argenco 58, Argen Co, San Diego, Calif), uma liga nobre para metalocerâmica (Nobelpharma, USA Inc.) e uma liga não nobre para metalocerâmica de NiCr (Rexillum III, Jeneric Pentron, Wallingford, Conn.). Analisaram os efeitos do tipo de superfície metálica, o tipo de cimento e a interação estatisticamente significativa afetando a espessura da película. O tipo de cimento afetou mais a película que o tipo de metal. O CIV foi o que produziu película menor que os outros cimentos. A liga de metal nobre cerâmico produziu menor espessura de película que as outras ligas. As especificações da ADA¹ não refletem exatamente o uso comum do cimento.

Wilson⁶⁷, 1994, estudou os efeitos do espaço para o cimento (alívios) em coroas artificiais e troquéis torneados mecanicamente. As coroas usadas foram feitas em uma liga de latão com módulo de elasticidade de 100 GPa, próximo ao das ligas de ouro tipo III (83 GPa). Os troquéis eram de aço inoxidável torneados de modo a fornecer alívio com a coroa de 10 μ m. A pressão aplicada na cimentação foi de 2,5 Kgf com CFZ ou silicona fluída. Foram efetuadas medidas após o assentamento completo, sem cimento ou com silicona fluída de viscosidade 10,6 Pa, primeiro com tempo de assentamento de 168 segundos, sem alívio e com 50 μ m de alívio. A menos que se usasse 40 μ m de alívio, as coroas com CFZ não assentaram com menos de 30 μ m de espessura de película (causado pelas partículas do cimento). A faixa de discrepância ficou entre 368 μ m sem alívio até 29 μ m para os casos onde o alívio foi de 50 μ m.

Wilson⁶⁶, 1994, estudou os efeitos do assentamento retardado de coroas sobre troquéis usando CFZ (Phosphacap, Vivadent) e CIV capsulados (Fujicap II, GC Int., Tokyo). O espaço entre a coroa e o troquel variou acima de 60 μ m e foi obtido com o início do assentamento após 30 e até 210seg do término da mistura. O CFZ aumentou gradualmente sua discrepância de assentamento com o tempo (45 μ m) e a coroa podia ser assentada além dos 3min da mistura, sendo

considerado adequado para cimentação de *inlays*. Com o CIV as discrepâncias foram menores comparadas aos CFZ, mas seus resultados eram piores quando o assentamento da coroa ocorria além dos 3min. Concluíram ainda que os cimentos capsulados eram limpos e rápidos para uso, mas em casos de atraso do assentamento da coroa na cimentação, uma nova mistura deveria ser preparada.

White et al.⁵⁸, 1995, realizaram um estudo onde observaram a adaptação marginal *in vivo* de coroas fundidas e cimentadas com diferentes cimentos, justificando esse procedimento por existirem muitos estudos *in vitro*, mas poucos *in vivo*. Os dentes empregados neste trabalho apresentavam-se hígidos, com exodontia indicada por comprometimento periodontal.

Foram recrutados 24 pacientes da clínica da *University of Southern California School of Dentistry* aos quais foi explicado a natureza do estudo, por escrito, de onde se obtinha o consentimento.

Os preparos coronários e demais procedimentos clínicos foram padronizados o máximo possível. Os cimentos utilizados foram: um CFZ (Flecks, Mizzy); um CIV resinoso (Infinity, Den-Mat Santa Maria, Calif.) e um CIV igual, mas com agente de união dentinário (Infinity with Tenure, Den-Mat, Santa Maria, Calif.). Os dentes foram clinicamente mantidos durante seis meses com tratamento de controle e manutenção periodontal, após o que foram extraídos. Os corpos de prova foram

incluídos em resina epóxica por 24 horas em estufa a 37°C, cortados com disco diamantado fino e baixa velocidade, em duas partes, sendo uma mesio-distal e outra vestibulo-lingual. Os autores mostraram também a dificuldade da avaliação clínica de adaptação com instrumentos tipo explorador que possuem a ponta ativa com espessura muito superior ao máximo esperado de desajuste de adaptação. E analisando os resultados das medições de desajuste concluíram:

- a) o CIV modificado com resina apresentou discrepância similar ao CFZ controle;
- b) o agente de união dentinário não interferiu nas discrepâncias marginais;
- c) a baixa discrepância marginal neste estudo foi tida como dentro de uma faixa aceitável;
- d) discrepâncias marginais verticais foram consideravelmente maiores que as horizontais e a sua distribuição apontava para limites elevados.

Carter & Wilson⁹, 1996, estudaram os efeitos do verniz espaçador aplicado sobre troquéis na retenção de coroas. Realizaram para isso dez preparos coronários para coroas totais padronizados em dez dentes terceiros molares extraídos, selecionados por terem formas coronárias semelhantes. Esses dentes tiveram suas raízes incluídas com resina acrílica quimicamente ativada, em um tubo condutor para fios

elétricos de 20mm de diâmetro por 30mm de comprimento, de modo a deixarem livres os limites amelo-cementários. Feitos os preparos cavitários, cada dente preparado foi duplicado cinco vezes em troquéis de gesso, que foram pintados com zero, duas, quatro, seis e oito camadas de verniz espaçador (Tru-Fit, George Taub). Coroas foram enceradas por métodos convencionais sobre esses troquéis. As fundições foram processadas, acabadas e levadas aos preparos, para medições da força necessária à remoção de cada uma delas antes da cimentação. O mesmo processo foi repetido após as cimentações. Um aparelho apropriado para manter pressão constante de 4,5 Kgf sobre as coroas por um período de 3min foi utilizado durante a cimentação (CFZ Phosphacap, Vivadent), enquanto ocorria a presa inicial do agente cimentante. Os resultados das medições permitiram aos autores concluir:

- a) a retenção de coroas onde foi feita pré cimentação diminuíram de menos de $2,4 \pm 1,0$ Kgf com zero camadas de verniz para zero Kgf com quatro camadas de verniz espaçador ou mais;
- b) o desajuste decresceu de $547 \pm 77\mu\text{m}$ com zero camadas de verniz espaçador para $38 \pm 31\mu\text{m}$ para oito camadas;
- c) a retenção pós cimentação aumentou de $25,0 \pm 9,5\text{Kgf}$ com zero camada para $37,5 \pm 9,4\text{Kgf}$ para oito camadas de verniz espaçador.

Wilson⁶⁵, 1996, mediu as deformações sofridas por coroas de ouro construídas sobre troquéis de aço inoxidável com 6mm de altura por 8mm de base, paredes laterais com 5° de expulsividade e ombro marginal com 0,6mm, durante procedimentos de cimentação. As forças aplicadas foram de 0,3; 1,0 e 2,5Kgf em três diferentes cimentos capsulados, sendo um CFZ de controle (Phosphacap, Ivoclar) e dois CIV de testes (Fujicap I, GC Dental, Tokyo) e (Ketac-Cem, Applicap, ESPE). As variáveis pesquisadas foram a presença ou ausência de perfuração nas coroas, relacionadas com deformações e discrepâncias de assentamento. A variação dessas condições experimentais foram: cada um dos três cimentos foi usado com a aplicação de força de 0,3 e 1,0Kgf, com espaço interno de alívio para o cimento de 40µm e presença e ausência de perfuração. Para cada uma dessas situações o experimento foi repetido cinco vezes aleatoriamente. Os espaços nos troquéis foram conseguidos às custas de diminuição do tamanho dos troquéis por usinagem mecânica. Dos resultados das medições puderam concluir que as perfurações aumentaram as deformações e reduziram as discrepâncias de assentamento. O pico de deformação ocorreu depois de 60seg da ação das forças de assentamento, quando a discrepância de assentamento passou de 950µm para 50µm. Os CIV foram os cimentos que apresentaram menores discrepâncias de assentamento associadas a deformações médias, quando as coroas eram perfuradas, comparado com as deformações encontradas em coroas não perfuradas quando se

aplicava grande pressão. As perfurações também diminuíram as discrepâncias de assentamento a níveis aceitáveis quando foram aplicadas forças de 2,5Kgf nos casos de CFZ. Perfurações podem ser indicadas em adição a métodos de criação de espaço para o cimento, para não gerar pressão de cimentação. São desconhecidos os níveis de pressão gerados e tolerados pela polpa e pode ser prudente minimizar seus possíveis efeitos.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando que:

- a) as condições clínicas influenciam no ajuste e cimentação das próteses;
- b) a espessura da película é um fator importante no ajuste de próteses;
- c) o cimento de fosfato de zinco já foi empregado por várias décadas com sucesso, porém não possui adesividade às estruturas;
- d) o cimento de ionômero vítreo embora recente, apresenta biocompatibilidade, adesividade e libera flúor às estruturas dentárias;
- e) propomos estudar as espessuras da película de dois cimentos de ionômero vítreo e um fosfato de zinco em cimentação de coroas totais metálicas (CTM), realizadas *in vivo* em dentes indicados à exodontia por motivos ortodônticos.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

4.1.1 Material Humano

Procuramos nesta pesquisa, por ser *in vivo*, envolver a menor quantidade possível de pacientes e dentes, obedecendo a uma tendência atual dos pesquisadores que executam esse tipo de trabalho e como preconizam White et al.⁵⁸, 1995.

Foram utilizados vinte e um premolares, íntegros, com exodontia indicada para terapia ortodôntica (Figura 1). Os pacientes que participaram desta pesquisa e se submeteram às sessões clínicas de preparo coronário, moldagem e cimentação, foram consultados e concordaram em participar. Desta forma, realizamos um documento que foi assinado pelo paciente ou no caso de menor de idade, por seu responsável, através do qual, consentiam com as sessões clínicas (Anexo A). Contudo, foram esclarecidos também sobre a importância e significado científico da sua participação, e que sua rejeição, não iria alterar de forma alguma o curso do tratamento ortodôntico e cirúrgico proposto.

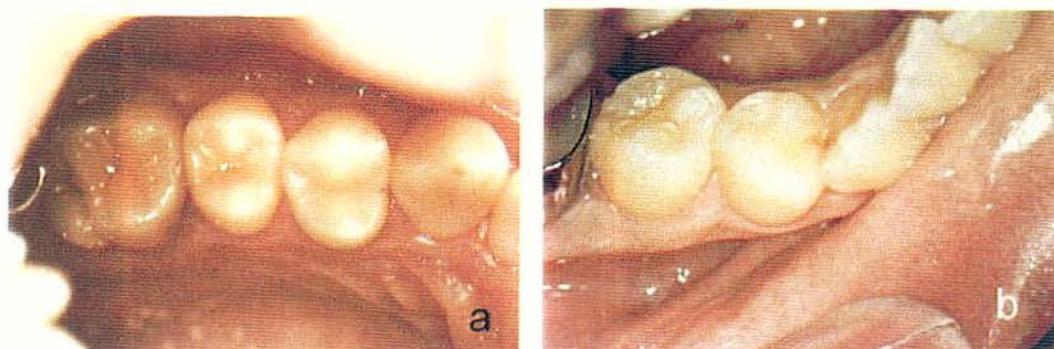


FIGURA 1- Caso exemplo: a) dente 14 com exodontia indicada; b) arcada antagonista.

Os dentes foram subdivididos em três grupos, sendo um grupo para cada cimento pesquisado, como se segue:

- a) Grupo CFZ - cimento de fosfato de zinco Lee Smith;
- b) Grupo CIV - cimento de ionômero vítreo Ketac Cem;
- c) Grupo CIV - cimento de ionômero vítreo Vidrion C.

Os pacientes foram identificados através de letras.

Após as exodontias cada dente/CTM isoladamente passou a ser chamado de corpo de prova.

Para a identificação dos corpos de prova estabelecemos que a letra de identificação do paciente seria seguida de um número para permitir a identificação do cimento utilizado.

4.1.2 Material geral

- a) de consumo:

- anti-bolhas Excelsior (SS WHITE),
- cera azul de dureza média para ceroplastia (KERR),
- cera tipo 7 (WILSON),
- cimento de fosfato de zinco - LEE SMITH (TELEDYNE, EUA),
- cimento de ionômero vítreo - VIDRION C (SS WHITE, BRASIL),
- cimento de ionômero vítreo - KETAC® CEM (ESPE, ALEMANHA),
- cimento temporário Temp Bond (KERR),
- gesso tipo IV Durone (DENTSPLY),
- hidrocolóide irreversível - alginato Jeltrate (CAULK),
- isolante para resinas Al-cote (CAULK / DENTSPLY),
- isolante para troquéis Microfilm (KERR),
- liga de prata estanho para fundição Pratalloy (DEGUSSA),
 cor: branca *composição: 80% prata*
 fusão: 643 a 745 °C *peso específico: 9,7 g/cm³*
- silicona leve por condensação, Xantopren (BAYER),
- silicona pesada por condensação, Optosil (BAYER),
- silicona para moldes de laboratório, Rodorsil (CLÁSSICO),
- pinos para troquéis tipo Dowell (LABORDENTAL),
- resina acrílica quimicamente ativada Dencôr (CLÁSSICO),
- revestimento à base de gesso Cristobalite (KERR),
- resina de poliéster (FIBERGLASS),
- sprues plásticos medida 12 (WILLIAMS),

- verniz espaçador para troquel (TRU FIT).

b) aparelhos e instrumentos:

- anel 1 de plástico PVC de 50mm de diâmetro por 50mm de altura,
- arco de serra para troquéis (NEY),
- balança para pesar gesso e revestimento (RECORD),
- base formadora de cadinho,
- bureta graduada em mililitros para medição de água,
- centrífuga para fundições (SYLPA),
- forno para anéis de fundição (EDG),
- maçarico para fundições M. Max (ORCA),
- micromotor de bancada (DENTEC),
- pincel nº 2 (TIGRE),
- placa de vidro de 20 mm de espessura,
- projetor de perfil MP320 (CARL ZEISS, JENA), com sensores de coordenadas x ; y digitais (AE80, CARL ZEISS, JENA),
- serra para troquéis (NEY),
- torno de polimento (NEVONI),
- trijato abrasivo (LARCON),

4.2 Método

4.2.1 Preparos coronários

Os vinte e um dentes foram preparados para coroa total metálica (CTM), como descrito por Shillingburg et al⁴⁵, 1978, com algumas modificações. Todos os terminos dos preparos, sempre que possível, foram executados supra gengivais para facilitar moldagens e provas clínicas de adaptação. Os preparos para CTM de Shillingburg⁴⁵ obedeceram aos seguintes passos operatórios: *redução* de aproximadamente 1,5 mm de tecido dentário em toda a superfície *oclusal*; *bisel da cúspide funcional*, para obtenção de espaço para o metal nas situações de movimentos excêntricos de oclusão; *redução proximal*, para tornar as faces *proximais expulsivas* (Figura 2).

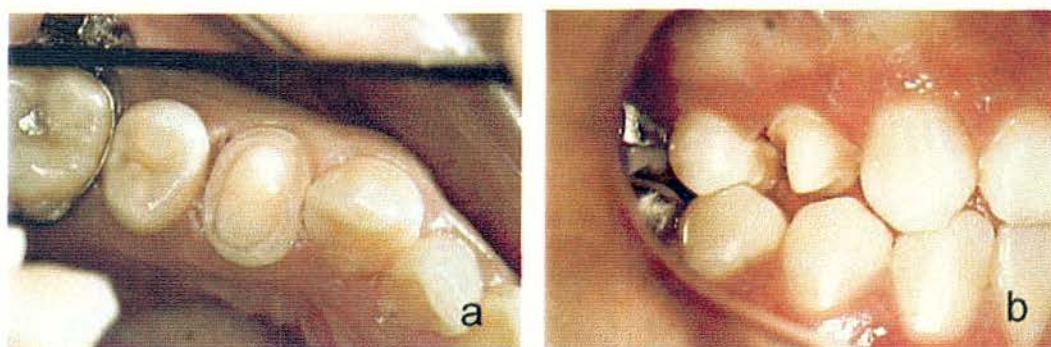


FIGURA 2 - a) e b) preparo para CTM com ombro biselado em 135°.

O término cervical foi modificado de chanfro curvo para ombro biselado com inclinação de 135°. O sulco de orientação de inserção preconizado por Shillingburg⁴⁵ não foi executado, pois os dentes preparados sendo premolares não ofereciam estrutura favorável. As superfícies preparadas foram limpas com água em abundância e secas com bolinhas de algodão. A proteção dos dentes após os preparos, durante a fase de espera para processamento laboratorial da estrutura metálica, foi feita através de coroas provisórias confeccionadas em resina acrílica quimicamente ativada (Duralay), diretamente sobre os dentes preparados e cimentadas com cimento temporário Temp-Bond da Kerr.

4.2.2 Moldagem

Todas as moldagens foram de arcada completa e as moldeiras utilizadas foram do tipo Vernes. A moldagem para a obtenção dos modelos de trabalho, ou seja, dos dentes preparados foi feita com elastômero do tipo silicona por condensação, seguindo as proporções de massa (Optosil) ou pasta base (Xantopren) e pasta ativadora indicadas pelo fabricante.

Inicialmente a moldeira foi individualizada através de uma pré moldagem com a massa de silicona pesada (Optosil). O alívio desse primeiro molde também chamado de molde de individualização da moldeira foi padronizado pela espessura do dente provisório, que até

então foi mantido sobre o preparo. Feito isto, o provisório foi removido, o dente foi seco com bolinhas de algodão e a moldagem com a pasta de silicona leve (Xantopren) foi efetuada. Para facilitar os procedimentos de moldagem, foi utilizada uma seringa apropriada para levar o material ao dente preparado, preenchendo-o sem bolhas. O restante do material, preencheu o pré molde de Optosil que posicionado sobre a arcada dentária finalizou a moldagem.

Na mesma sessão foram efetuadas moldagens, para ambas as arcadas. O material de moldagem para o arco antagonista foi um hidrocolóide irreversível, o alginato Jeltrate.

4.2.3 Obtenção do modelo de trabalho

O molde obtido, após lavagem e secagem foi avaliado quanto às suas qualidades macroscópicas de fidelidade, isto é: ausência de áreas de compressão; cópia de detalhes finos e bordas do preparo em toda sua extensão. Quando aprovado, foi feito o vazamento desse molde em gesso tipo IV, também segundo as instruções do fabricante quanto à proporção água/pó e tempo de espatulação.

Nessa fase, posicionou-se um pino para troquel tipo dowell, no molde, sobre o centro da região do dente preparado, com o cuidado de seguir uma inclinação paralela às faces proximais dos dentes

vizinhos, para facilitar a remoção do troquel, posteriormente. A fixação do pino em posição foi feita com alfinetes de costura e cera rosa 7.

Espatulado o gesso, o vazamento do molde foi dividido em duas etapas: na primeira o gesso foi vertido sob vibração, cuidadosamente, no molde, iniciando pela região posterior de um lado, seguindo seu escoamento lento sobre as superfícies moldadas, evitando assim a inclusão de bolhas de ar, até completar totalmente o preenchimento do lado oposto. Essa primeira camada de gesso recobriu toda a extensão coronária dos dentes. Retenções foram criadas, em “forma de cogumelos”, em toda a superfície do gesso, exceto onde existia dente preparado no molde, com a finalidade de reter a segunda camada de gesso que seria vazada posteriormente.

Após a presa da primeira camada de gesso, isolou-se com isolante para resinas Al-Cote, a região em torno do pino Dowell próximo ao dente preparado, esperou-se a secagem do isolante e efetuou-se o vazamento da segunda camada de gesso até completar o modelo, recobrando inclusive as retenções anteriormente criadas (suspiros de gesso).

A separação molde-modelo foi sempre executada após 60 minutos, tanto para o hidrocolóide como para a silicona.

A individualização dos troquéis, foi feita serrando-se com um arco de serra e serra da Ney, o gesso da primeira camada na região dos espaços interproximais vizinhos aos dentes preparados, até

encontrar o gesso da segunda camada isolada com Al-cote (Figura 3). O preparo do troquel para a escultura em cera foi mínimo, pois os bordos eram supragengivais, o que causava pouca interferência ao acesso dos instrumentos cortantes de escultura.

Para padronização dos procedimentos de laboratório, a ceroplastia, inclusão em revestimento, fundição e acabamento das CTM, foram executadas por um mesmo técnico de laboratório, devidamente calibrado, isto é, treinado para seguir rigorosamente as instruções dos fabricantes dos materiais utilizados e obedecer à mesma sequência de trabalho para todos os casos.

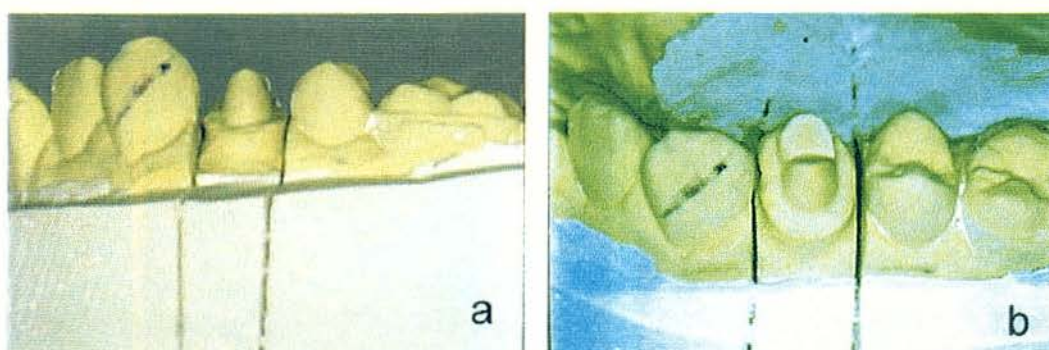


FIGURA 3 - a) e b) individualização e preparo dos troquéis para enceramento das CTM.

4.2.4 Ceroplastia

Cinco camadas de verniz espaçador, como idealizado por Cooper et al.¹³, 1971 e Carter & Wilson⁹, 1996, foram aplicadas sobre o troquel, procurando manter distância constante de 0,5 mm do limite do término do preparo. A finalidade disto era criar espaço para o

escoamento do agente cimentante, melhorando o assentamento das fundições.

Para isolar a cera, do gesso, foi aplicada uma película de isolante para troquéis Microfilm com pincel fino. Como para a ceroplastia muitas variáveis poderiam exercer interferência, decidiu-se padronizar a técnica utilizada pelo técnico de laboratório, de forma que as variáveis fossem iguais para todos os casos.

4.2.5 Inclusão em revestimento

Terminada a ceroplastia da coroa, foram colocados os *sprues* plásticos do canal de alimentação e câmara de compensação para a fundição pelo método da cera perdida. Nesse método o padrão de cera ao evaporar pelo aumento da temperatura do revestimento deixa um espaço que posteriormente será preenchido pelo metal fundido. A colocação do *sprue* foi feita de modo a tornar possível ao metal liquefeito, atingir a superfície do revestimento em um ângulo de 45°, diminuindo o seu impacto sobre o revestimento; o turbilhonamento da liga; a pressão de retorno; e facilitar o seu escoamento, preenchendo rapidamente todo o espaço interior da cavidade.

Posicionados os *sprues*, aguardou-se 30 minutos para iniciar a inclusão em revestimento, permitindo que a cera retornasse à

temperatura ambiente. O revestimento utilizado foi o Cristobalite (Kerr) que é à base de gesso.

A inclusão em revestimento, fundição e acabamento, obedeceram em todos os casos as etapas a seguir :

a) *aplicação de anti-bolhas*: aplicou-se anti-bolhas, com pincel, sobre toda a superfície interna e externa do padrão de cera, quebrando a tensão superficial, com cuidado, retirando todo o excesso com suaves jatos de ar à temperatura ambiente;

b) *confeção da "boneca"*: o revestimento foi aplicado com pincel, sobre o padrão de cera, recobrindo por partes, cuidadosamente, toda a sua superfície, com pequena vibração, até formar uma camada de aproximadamente 5mm de espessura. Este procedimento é denominado pelos técnicos de laboratório de confecção da boneca, e é utilizado para diminuir as possibilidades de inclusão de bolhas de ar nessa fase de vazamento do revestimento sobre o padrão de cera;

c) *inclusão da boneca no anel*: posicionou-se a boneca na base formadora de cadinho, deixando a câmara de compensação do *sprue* plástico no centro térmico do anel, para manter a liga fluída durante um tempo maior e compensar a contração de solidificação;

d) usando como modelo o anel nº 1 de plástico, foi feito um cilindro em papel tipo *cuchê*, enrolado com três voltas, uma sobre as outras, dando-lhe resistência suficiente para substituir o antigo anel

metálico de fundição, e assim permitindo a expansão de cristalização do revestimento;

e) o anel de papel foi fixado com cera à base formadora de cadinho. Após umedecer cuidadosamente a boneca e o anel, complementou-se seu preenchimento com o mesmo revestimento usado na confecção da boneca. Aguardou-se a presa final do revestimento, por um intervalo mínimo de quatro e máximo de 24 horas, quando então esse anel era levado ao forno.

4.2.6 Fundição:

a) *no forno*: foram respeitados os intervalos de tempo e temperatura recomendados pelos fabricantes, para o revestimento e liga. A fundição foi feita pelo processo da cera perdida, com liquefação da liga através de um Maçarico (Orca), gás (GLP) + ar comprimido e injeção dessa liga fluída dentro do anel de revestimento aquecido com a ajuda de uma centrífuga;

b) *após o resfriamento do anel*: aguardou-se o retorno do anel à temperatura ambiente e passou-se à fase de desinclusão, usinagem e acabamento para prova da CTM, de forma padrão, passando pela remoção de possíveis micro bolhas da sua face interna, seguida de jateamento por óxido de alumínio. O acabamento do bordo e da face externa, foi feito com pontas e borrachas abrasivas de granulação

grossa e gradativamente mais fina, até conseguir o polimento desejado (Figura 4)

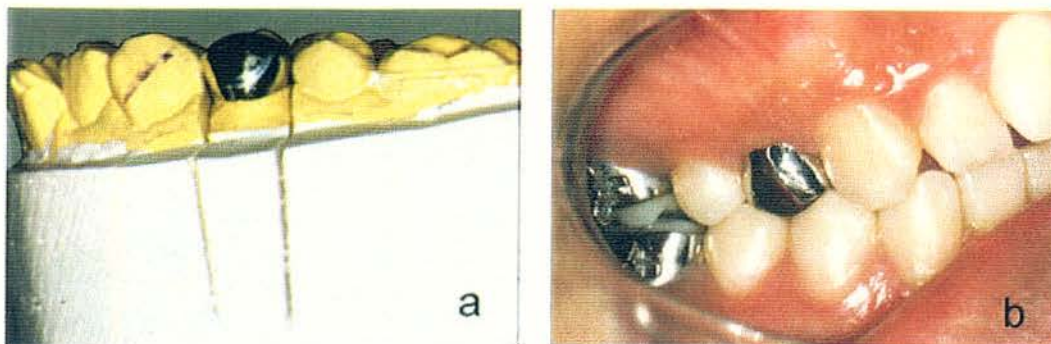


FIGURA 4 - a) CTM terminada, sobre o troquel; b) provas da CTM terminada, na boca.

c) *aprovada a adaptação da CTM sobre o troquel*: passou-se às provas de adaptação na boca. Essa prova habilitava ou não a CTM à cimentação. Caso rejeitada repetia-se todo o processo novamente desde a fase de moldagens.

4.2.7 Cimentação

Os vinte e um premolares foram divididos aleatoriamente em três grupos de sete dentes para receberem os diferentes agentes cimentantes.

O CFZ foi escolhido como controle, e foi usado como padrão para comparação, por ser o mais antigo, mais empregado e o de maior comprovação de uso segundo Phillipps⁴³, 1993, e os CIV por serem cimentos com propriedades adesivas e biológicas e que podem contribuir

para melhores resultados das próteses, além de possuírem fluoretos que lhes conferem qualidades preventivas com relação às cáries.

O isolamento do campo operatório, foi do tipo relativo, através de roletes de algodão e sugador de alta potência. A secagem dos dentes preparados foi feita por aplicação de jatos de ar intermitentes e de curta duração para não causar desidratação da dentina.

A manipulação dos cimentos foi feita obedecendo às recomendações de cada material, quanto à proporção pó líquido; tempo de manipulação e temperatura da placa de vidro. Em todos os casos o cimento manipulado foi levado às paredes internas das CTM e sobre os dentes preparados, com pincel. O assentamento, iniciou-se por pressão digital, seguida de solicitação ao paciente que oclísse seus dentes, onde era interposto entre eles um mordente de madeira de laranjeira, até a presa do cimento.

Quando usado o CIV, o excesso foi removido com sonda exploradora imediatamente após o assentamento, evitando a adesividade do mesmo sobre a região externa da peça metálica e estruturas dentárias adjacentes. A interface dente/metal foi protegida com verniz para não sofrer contaminação pela umidade e acidez do meio bucal nas primeiras 24 horas, tempo este considerado crítico para o cimento.

4.2.8 Obtenção dos corpos de prova

Após o mínimo de 24 horas da cimentação, foram feitas as exodontias.(Figura 5).



FIGURA 5 - a) após a exodontia; b) dente e coroa, passaram a ser denominados de corpo de prova.

O conjunto, dente e coroa cimentada, depois da exodontia, passou a ser denominado de corpo de prova, e foi processado como se segue :

a) inclusão em resina:

Para que fosse possível medir a espessura da película do cimento entre as interfaces das paredes internas das CTM e as paredes externas dos dentes preparados, os corpos de prova necessitavam ser cortados longitudinalmente, abrangendo metal, cimento e dente, dividindo-os em duas metades, porém mantendo o relacionamento dessas estruturas entre si.

O modo prático encontrado para concretizar essa fase foi incluir os corpos de prova, individualmente, em uma resina de poliéster, que é inicialmente líquida, transparente e relativamente simples de ser

aplicada. A forma, aproximadamente cilíndrica ou ovóide das coroas dos premolares, no sentido látero lateral, possibilitava o deslocamento das duas metades do corpo de prova do interior desse tipo de resina, após serrado. Isto podia causar o deslocamento das CTM de posição. Para impedir que isso ocorresse e conseguir a retenção, foram feitas ranhuras longitudinais em todas as faces de todos os corpos de prova, seguindo o longo eixo dos dentes, distanciadas 1mm umas das outras, de oclusal para apical, com ponta diamantada 3070 (KG Sorensen) em alta rotação refrigerada com água, atingindo metal, esmalte, dentina e cimento radicular.

Para facilitar a inclusão dos corpos de prova, foram confeccionadas caixas em resina de poliéster. Essas caixas tiveram origem em um modelo, previamente confeccionado em cera, com dimensões em torno de 3,0cm de comprimento, 2,5cm de largura por 1,5cm de altura, com paredes de aproximadamente 2mm de espessura. O modelo de cera foi moldado com silicona para laboratório, Rodorsil.

Aproximadamente 500g de resina de poliéster foi previamente misturada com um corante translúcido, de cor contrastante em relação à coloração do corpo de prova, para conseguir uma partida única de material, suficiente para toda essa fase do trabalho.

A resina de poliéster tem um catalisador próprio, que deve ser usado na proporção fornecida pelo fabricante. Sua mistura e homogeneização deve ser feita com cuidado, em ambiente aberto,

ventilado, e com cuidado para não aprisionar bolhas de ar no seu interior, preservando assim, sua transparência.

Uma parte adequada dessa resina, foi misturada ao catalizador e vazada sobre o molde de sílica. Essa operação, foi repetida até a obtenção de 21 caixas.

Foram então, preparadas duas etiquetas iguais para a marcação de cada corpo de prova, com os códigos descritos no item 4.1.1. e posicionadas internamente, uma de cada lado da caixa, de modo que, após ser dividida a caixa em duas metades ainda se podia identificar a origem de cada metade.

O procedimento para a inclusão do corpo de prova foi feito como segue: inicialmente foi vertida uma pequena porção de resina líquida, catalisada no interior da caixa, até preencher 50% da sua altura interna. Segurando o corpo de prova pela raiz, umedeceu-se a sua parte coronária com a própria resina, de modo que, as retenções longitudinais não aprisionassem bolhas de ar. O corpo de prova foi lentamente centralizado e acomodado com uma das faces proximais tocando e repousando estável sobre o fundo da caixa. Em seguida foi completado seu preenchimento. Após a completa polimerização, foram feitos os procedimentos comuns para o acabamento e polimento das superfícies externas do bloco de resina (Figura 6).

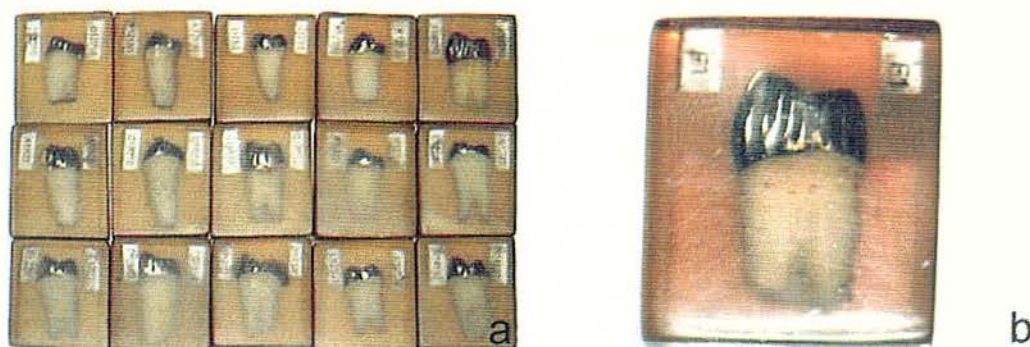


FIGURA 6 - a) amostras de corpos de prova, totalmente inclusos em resina;
b) em destaque, de cada lado do bloco de resina, a identificação do cimento.

A divisão do conjunto em duas metades, foi feita através de corte longitudinal do bloco de resina que abrangeu: a resina o dente e a CTM e foi feito em duas etapas.

Na primeira procurou-se cortar apenas a resina, com arco de serra e serra para troquéis (Ney) e orientar através dela o corte do corpo de prova no seu interior (Figura 7). Estabeleceu-se que o corte deveria passar, na porção coronária, em vista oclusal, o mais próximo possível do centro do sulco principal méso-distal, seguindo na metade da distância vestibulo-lingual em direção a apical, dividindo-o aproximadamente ao meio. Com essa mesma serra efetuou-se os cortes em toda a extensão do bloco de resina, atingindo o corpo de prova nas faces proximais, oclusal e apical (Figura 8).

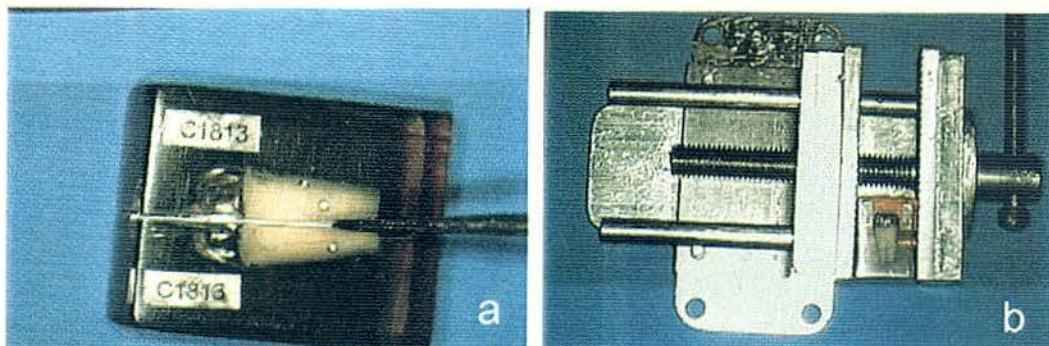


FIGURA 7 - a) marcação da linha onde será feito o corte longitudinal do bloco de resina;
b) bloco de resina preso por uma morsa para facilitar o corte com a serra (Ney).

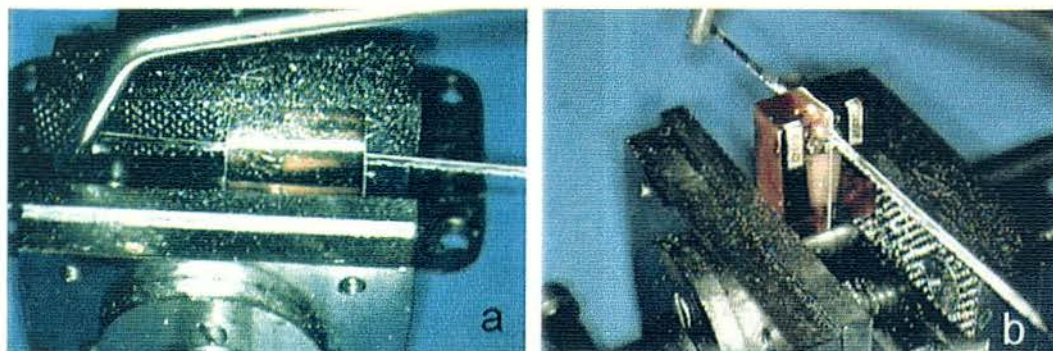


FIGURA 8 - a) Serrando a lateral do bloco de resina, preso pela morsa, com o arco de serra e serra; b) mostrando o corte da face oclusal, até atingir o corpo de prova. Isto foi feito em toda a extensão longitudinal do bloco de resina.

Agora, somente o corpo de prova continuou mantendo a união entre as duas partes do bloco de resina.

Na segunda etapa, com uma broca diamantada (3070 KG Sorensen) em alta rotação com refrigeração por água, completou-se a separação do corpo de prova em duas metades, de forma relativamente simples, rápida e adequada para o que se propõe esse trabalho (Figura 9).

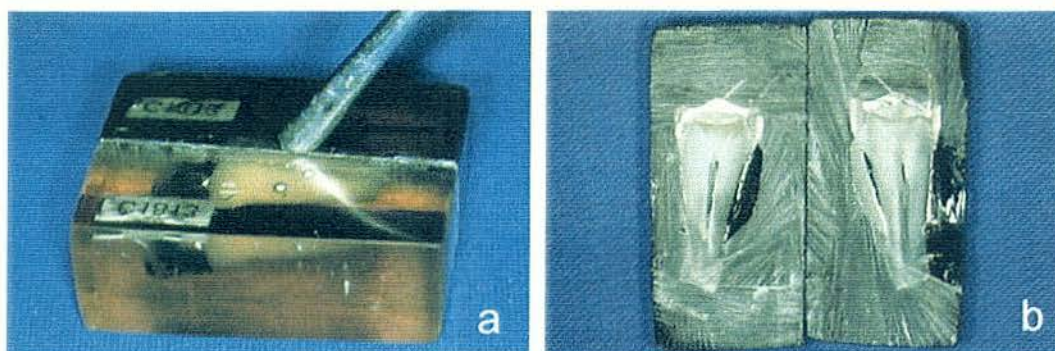


FIGURA 9 - a) e b) após o corte com a ponta diamantada, um instrumento pontiagudo foi usado para forçar a separação das duas metades do corpo de prova.

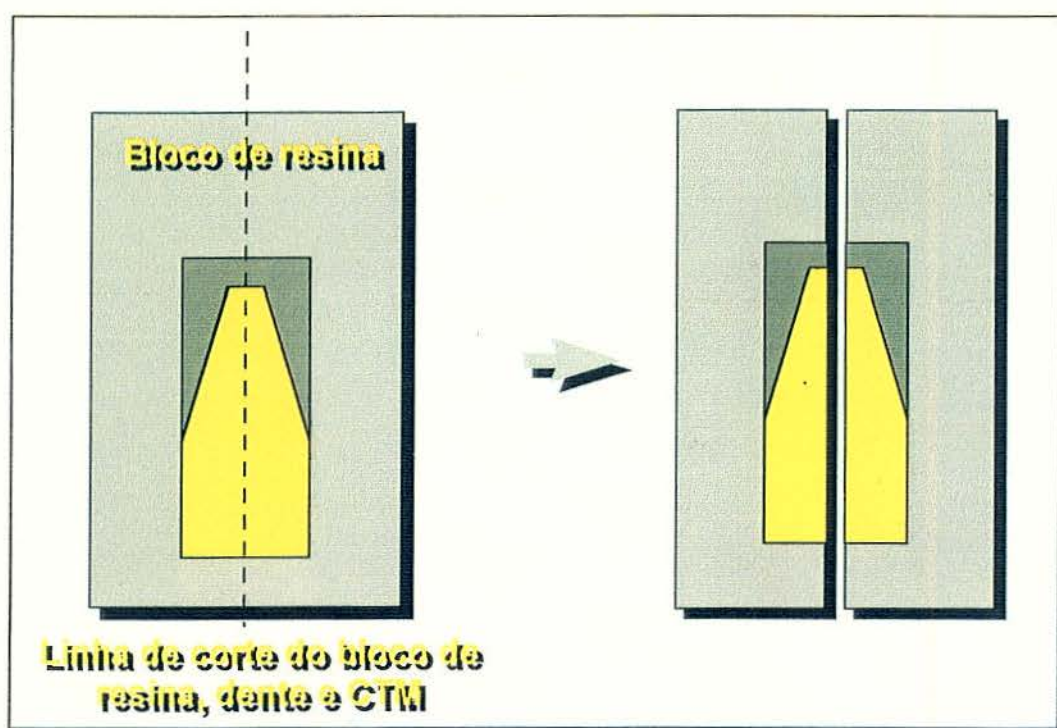


FIGURA 10 - Desenho esquemático do bloco de resina e a determinação da posição do corte.

Para a análise da espessura da película do cimento, foi utilizada apenas uma das metades. A regularização da superfície cortada, foi feita através de disco abrasivo fino refrigerado com água em abundância e lixa d'água fina de granulação 600. As superfícies não

foram polidas, para facilitar a visualização das interfaces no projetor de perfil.

b) medições:

O aparelho utilizado para as medições foi: um projetor de perfil MP320 - CARL ZEISS - JENA - equipado com sensores de coordenadas x ; y - digitais - AE80 - CARL ZEISS - JENA e graduação em milésimos de milímetro.

A temperatura ambiente foi mantida constante em 20°C.

As medições foram feitas no Departamento de Metrologia da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) UNESP.

Foram determinados os locais da interface dente/cimento/metal, onde a espessura de película do cimento seria medida, conforme representado na Figura 11.

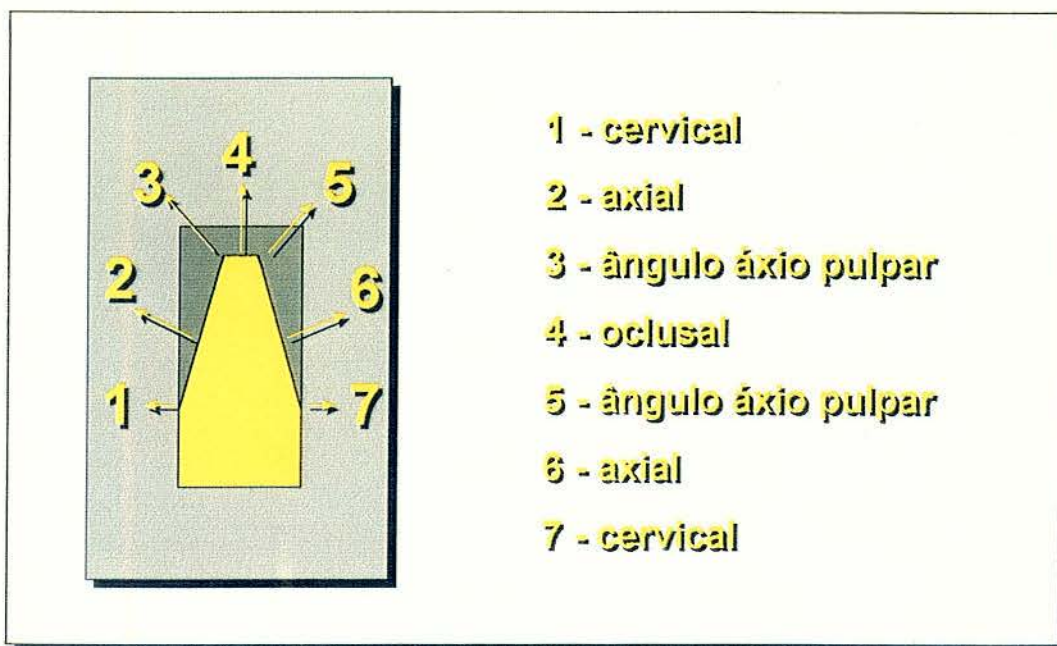


FIGURA 11 - Desenho esquemático em norma lateral, onde se observam os sete locais selecionados para medições da película de cimento dos corpos de prova.

Os locais convencionados receberam numeração para facilitar sua identificação conforme segue:

- (1) - na cervical de uma das faces proximais;
- (2) - na parede axial aproximadamente na metade da distância entre o bordo cervical e o ângulo áxio-pulpar;
- (3) - no ângulo áxio-pulpar;
- (4) - no centro da parede pulpar ;
- (5) - no ângulo áxio-pulpar do lado oposto;
- (6) - aproximadamente na metade da distância entre o bordo cervical e o ângulo áxio-pulpar do lado oposto;
- (7) - na cervical do lado oposto.

As medidas foram todas tomadas perpendicularmente à superfície dentinária.

5 RESULTADOS

Os valores obtidos nas mensurações dos corpos de prova, nos sete locais previamente determinados estão registrados nas Tabelas 1, 2 e 3, de acordo com o cimento usado e a posição em que foi obtida.

Tabela 1 - Resultados das medições da espessura de película do cimento CFZ (cimento de fosfato de zinco Lee Smith), nos sete locais convencionados na Figura 11. Escala milésimos de milímetros

Corpo de	Posições						
Prova	1	2	3	4	5	6	7
CFZ1	0,041	0,031	0,015	0,093	0,052	0,079	0,009
CFZ2	0,122	0,039	0,054	0,251	0,187	0,021	0,097
CFZ3	0,024	0,013	0,015	0,148	0,163	0,016	0,006
CFZ4	0,072	0,171	0,057	0,168	0,152	0,082	0,022
CFZ5	0,012	0,094	0,112	0,119	0,070	0,058	0,013
CFZ6	0,012	0,008	0,253	0,279	0,147	0,017	0,125
CFZ7	0,015	0,016	0,011	0,074	0,011	0,010	0,006

Tabela 2 - Medições da espessura de película do cimento KTC (cimento de ionômero vítreo Ketac-Cem), nos sete locais convencionados

Corpo de Prova	Posições						
	1	2	3	4	5	6	7
KTC1	0,008	0,009	0,012	0,152	0,137	0,153	0,028
KTC2	0,014	0,015	0,071	0,271	0,324	0,025	0,027
KTC3	0,009	0,008	0,007	0,237	0,184	0,015	0,011
KTC4	0,013	0,011	0,011	0,187	0,012	0,013	0,010
KTC5	0,009	0,012	0,019	0,143	0,009	0,018	0,013
KTC6	0,069	0,045	0,022	0,131	0,168	0,073	0,025
KTC7	0,012	0,018	0,030	0,100	0,054	0,009	0,010

Tabela 3 - Medições da espessura de película do cimento VDC (cimento de ionômero vítreo Vidrion C), nos sete locais convencionados

Corpo de Prova	Posições						
	1	2	3	4	5	6	7
VDC1	0,010	0,011	0,011	0,019	0,009	0,013	0,009
VDC2	0,006	0,004	0,009	0,012	0,008	0,006	0,023
VDC3	0,019	0,013	0,012	0,085	0,103	0,012	0,062
VDC4	0,128	0,003	0,099	0,226	0,147	0,035	0,027
VDC5	0,022	0,010	0,101	0,109	0,028	0,013	0,010
VDC6	0,016	0,008	0,014	0,112	0,080	0,010	0,063
VDC7	0,010	0,009	0,008	0,053	0,018	0,009	0,013

A análise da variabilidade das mensurações dos corpos de prova nas sete posições descritas na Figura 11, sugeriu-nos a possibilidade de reuni-las em grupos, como fez White et al.⁵⁸, 1995, visto estarem localizadas duas a duas em posições semelhantes, ou seja: duas cervicais (posições 1 e 7), duas axiais (posições 2 e 6), duas em ângulos

áxio-pulpaes (posições 3 e 5) e uma em oclusal (posição 4), e então avaliar separadamente os dados referentes a cada grupo. Para tanto, efetuamos o teste ANOVA de medidas repetidas para os dados das Tabelas 1, 2 e 3, segundo grupos de posições, que foram denominados de:

GRUPOS:

(A) - posições 1 e 7

(B) - posições 2 e 6

(C) - posições 3 e 5

Verificamos que para todos os tipos de cimento, os valores médios das espessuras das películas, mensurados em posições semelhantes de faces opostas, não diferiam significativamente entre si, conforme os resultados do teste ANOVA apresentados no Quadro 1. Os valores de prova obtidos foram sempre superiores ao nível de significância de 1%.

Quadro 1 - Resultados (p, valor de prova) da ANOVA para os dados das Tabelas 1, 2 e 3.

Grupo	Posição	CFZ	KTC	VDC
(A)	1 e 7	p=0,460	p=0,615	p=0,591
(B)	2 e 6	p=0,469	p=0,177	p=0,191
(C)	3 e 5	p=0,139	p=0,048	p=0,307

Esses resultados, impossibilitaram a rejeição da hipótese de igualdade entre os valores médios da espessura da película do cimento nos grupos, isto é, permitiam concluir que as posições eram

estatisticamente iguais e podiam ser agrupadas. Os valores descritivos de tendência central e de dispersão encontram-se no Quadro 2.

Quadro 2 - Estatística descritiva por cimento segundo o grupo.

Cimentos		1: CFZ			2: KTC			3: VDC		
Grupos		(A)	(B)	(C)	(A)	(B)	(C)	(A)	(B)	(C)
Média		0,041	0,047	0,093	0,018	0,030	0,076	0,029	0,011	0,046
Desvio Padrão		0,044	0,046	0,077	0,016	0,039	0,094	0,033	0,007	0,048
Faixa	Mínimo	0,006	0,008	0,011	0,008	0,008	0,007	0,006	0,003	0,008
	Máximo	0,125	0,171	0,253	0,069	0,153	0,324	0,128	0,035	0,147
primeiro quartil		0,011	0,015	0,015	0,009	0,10	0,011	0,10	0,007	0,009
Mediana		0,018	0,026	0,063	0,012	0,015	0,026	0,017	0,010	0,016
terceiro quartil		0,078	0,079	0,154	0,025	0,030	0,144	0,035	0,013	0,099
interquartil		0,067	0,064	0,139	0,016	0,020	0,133	0,025	0,006	0,090

Não houve necessidade de aplicação do teste da ANOVA de medidas repetidas para o grupo (D), ou seja, posição 4, porque essa era uma medida única. No Quadro 3 estão apresentados os valores descritivos de tendência central e de dispersão desse grupo.

Quadro 3 - Estatística descritiva por cimento segundo o grupo (D), posição 4.

Cimentos		1: CFZ	2: KTC	3: VDC
Média		0,161	0,174	0,088
Desvio Padrão		0,077	0,061	0,073
Faixa	Mínimo	0,074	0,100	0,012
	Máximo	0,279	0,271	0,226
primeiro quartil		0,093	0,131	0,019
Mediana		0,148	0,152	0,085
terceiro quartil		0,251	0,237	0,112
Interquartil		0,158	0,106	0,093

Após a análise quanto às posições, passamos à análise quanto aos cimentos. Para a comparação das espessuras das películas dos cimentos entre si, optamos por uma representação gráfica, como White et al.⁵⁸, 1995, através de diagramas do tipo *BOX and WHISKER*

PLOT, relacionando cimentos com os grupos de posições **(A)**, **(B)**, **(C)** e **(D)**. (Figuras 12 a 15).

Este tipo de diagrama coloca em evidência a metade principal, ou seja, 50% dos valores mais importantes da amostra analisada e a sua distribuição. Geralmente, é nessa metade principal (também denominada de intervalo interquartil) que se concentra a maior quantidade de valores semelhantes, portanto mais estáveis e sugestivos da tendência dos valores. 25% dos menores valores correspondem ao chamado primeiro quartil (Q1) e os 25% dos maiores valores ao terceiro quartil (Q3). Assim, o intervalo interquartil, pode também ser obtida da fórmula

$$\text{intervalo interquartil} = Q3 - Q1$$

Observações que puderam ser extraídas dos diagramas:

A primeira, válida para todos os diagramas representativos dos valores originais, foi que esses valores se distribuíram de forma assimétrica.

a) grupo **(A)**, posições 1 e 7 (Figura 12):

- o VDC e o KTC apresentaram distribuição de valores mais compacta em relação à mediana, quando comparados com o CFZ,
- 75% dos valores do CFZ se apresentaram abaixo de 0,056mm, enquanto 75% dos valores do VDC, abaixo de 0,024mm e 75% dos valores do KTC, abaixo de 0,020mm,
- os valores medianos dos três cimentos estavam abaixo de 0,020mm.

Distribuição dos valores de espessura da película, por cimento no grupo **(A)**

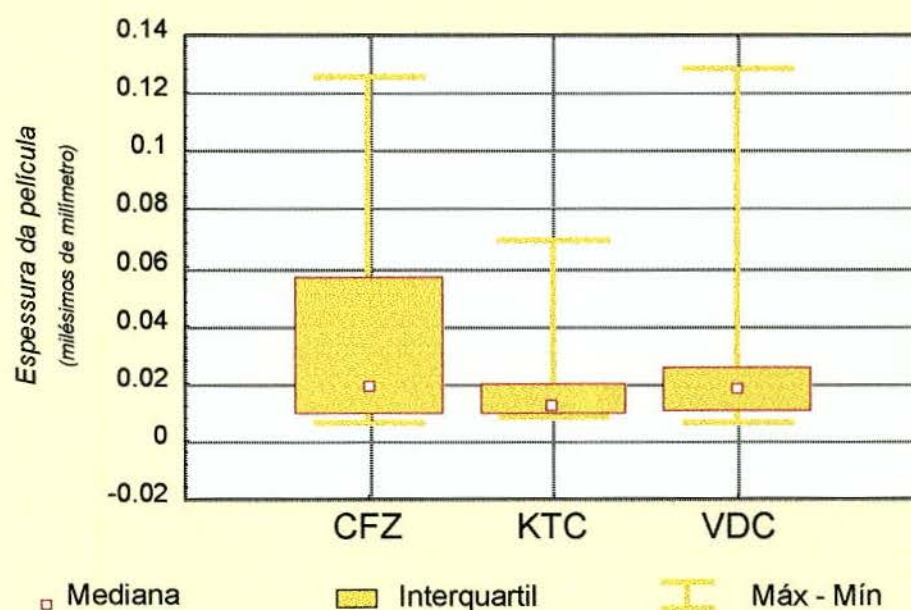


FIGURA 12 - Gráfico representativo dos valores originais do grupo **(A)** em função do cimento.

b) Grupo **(B)**, posições 2 e 6 (Figura 22):

- o VDC e o KTC apresentaram distribuição de valores mais compacta em relação à mediana, quando comparados com o CFZ,
- 75% dos valores do CFZ se apresentaram acima dos valores do KTC e VDC,
- a metade principal dos valores do CFZ foi maior que 75% dos valores do VDC.

Distribuição dos valores de espessura da película, por cimento no grupo **(B)**

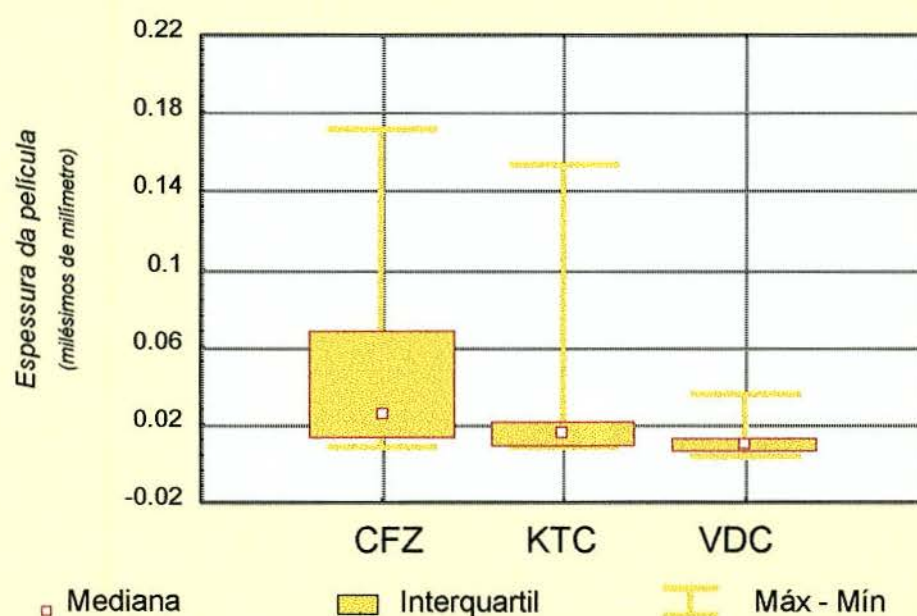


FIGURA 13 - Gráfico representativo de valores originais do grupo **(B)** em função do cimento.

c) Grupo **(C)**, posições 3 e 5 (Figura 23):

- 25% do CFZ, acima de 0,150 mm apresentaram valores superiores à totalidade do VDC,
- os valores medianos do KTC e do VDC estavam próximos a 0,020mm.

Distribuição dos valores de espessura da película, por cimento no grupo **(C)**

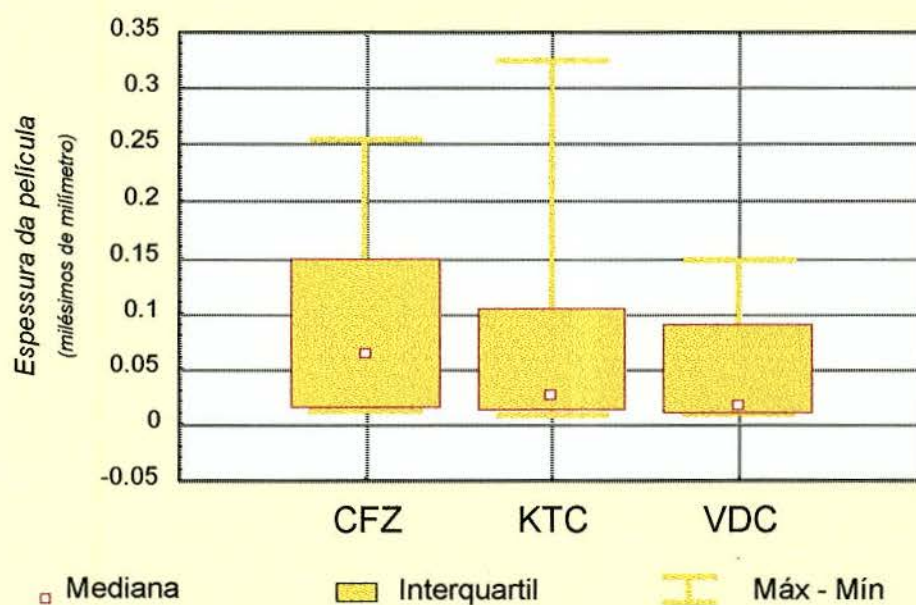


FIGURA 14 - Gráfico representativo dos valores originais do grupo **(C)** em função do cimento.

d) Grupo **(D)**, posição 4 (Figura 24):

- praticamente 75% dos valores do VDC foram inferiores a 0,110 mm, enquanto quase 100% dos valores do KTC estavam acima de 0,110 mm,
- os cimentos CFZ e KTC apresentaram, aproximadamente o mesmo valor mediano de 0,140 mm.

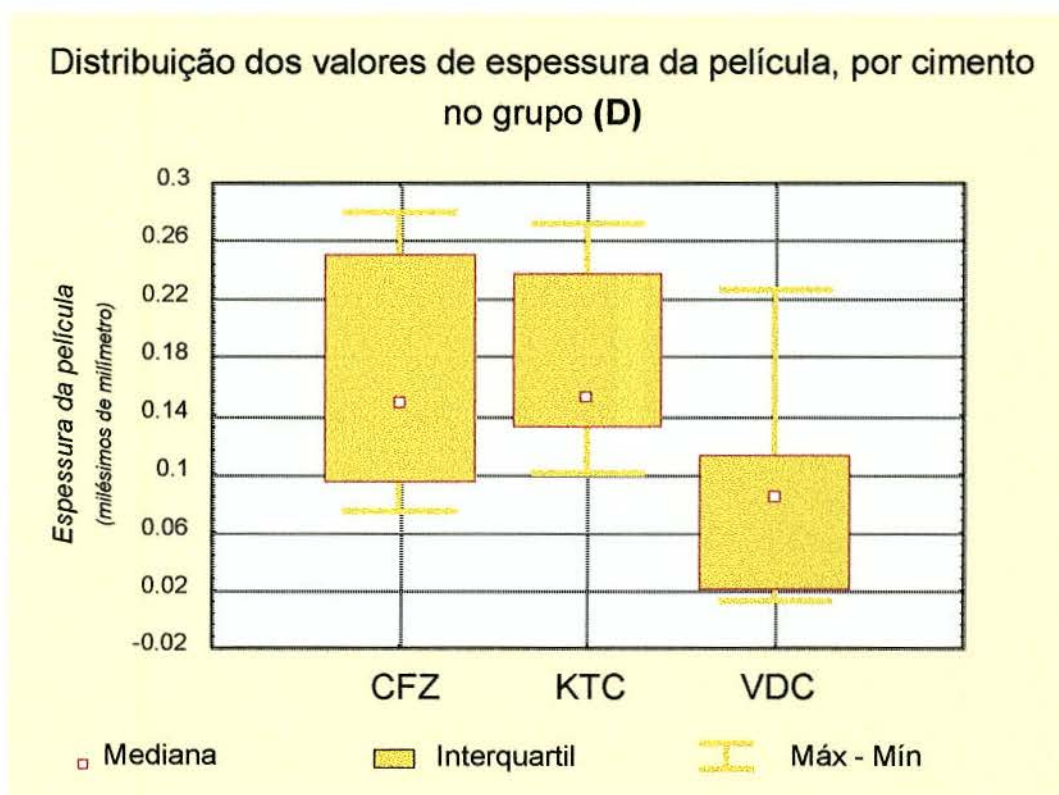


FIGURA 15 - Gráfico representativo dos valores originais do grupo (D) em função do cimento.

Além das comparações entre as espessuras das películas, de cimentos diferentes em posições semelhantes, segundo essa técnica exploratória de dados (BOX-PLOT), realizamos o teste estatístico da Análise de Variância (ANOVA).

Os dados para serem analisados por esse teste necessitavam atender ao requisito de homogeneidade de variância (homocedasticidade). Para verificar esse requisito, fizemos o teste de Cochran, $p > 0.05$.

Quando os dados originais não atenderam a essa condição, realizamos como preconiza a técnica, uma transformação logarítmica dos valores. Desta forma, foi necessária a aplicação desse expediente nos grupos **(A)** e **(B)**.

Feito isto, efetuou-se então o teste ANOVA, ou Análise de Variância, a um critério fixo. Esse teste é dito robusto, pois tolera desvios de simetria na distribuição dos dados. Foi realizado para a verificação da possibilidade de se rejeitar a hipótese de igualdade entre os valores médios das espessuras das películas dos cimentos em cada grupo. Os resultados obtidos mediante o *software STATISTICA for Windows*^{*}, estão apresentados no Quadro 4:

^{*} Versão 4.2, 1993, STATSOFT.

Quadro 4 - Resultados (p, valor de prova) da ANOVA de acordo com o grupo.

Grupo : Posição	(A): 1+7	(B): 2+6	(C): 3+5	(D): 4
p(valor de prova)	p=0,358	p=0,017*	p=0,269	p=0,073

* Significante ao nível de 1%

Como houve significância no grupo **(B)**, verificamos a possibilidade de rejeitarmos a hipótese de igualdade entre as médias dos valores dos cimentos para esse grupo. O teste usado então, foi o da comparação múltipla de Tukey, ao nível de 5%. Os resultados obtidos, estão no Quadro 5:

Quadro 5 - Grupo **(B)**. Resultados (p, valor de prova) do teste de Tukey (5%).

Comparações entre os cimentos	2: KTC	3: VDC
1: CFZ	p=0,293	p=0,0013*
2: KTC	-----	p=0,0644

* Significante ao nível de 5%

Com esse resultado foi possível a rejeição da hipótese de igualdade entre as médias das espessuras das películas dos cimentos CFZ e VDC no grupo **(B)**, ou seja, pode-se dizer que as espessuras das películas dos cimentos CFZ e VDC, são diferentes nas faces axiais. Os demais cimentos, apresentaram comportamento estatisticamente iguais nesse e nos outros grupos.

6 DISCUSSÃO

Muitos estudos sobre espessura de película do agente cimentante têm sido feitos *in vitro*. Isto é de grande valor, pois orienta tanto o desenvolvimento de novos materiais, como a busca de novas técnicas e procedimentos visando sua melhor utilização. O objetivo básico desses trabalhos, é portanto, encontrar a melhor forma de conseguir ao máximo, as melhores propriedades dos materiais, causando o mínimo de agressões aos tecidos vivos com os quais mantém contato.

Como não poderia deixar de ser, os estudos em laboratório, possibilitam o controle de um grande número de variáveis que de alguma forma podem interferir nos resultados das avaliações. Devem portanto serem efetuados, prioritariamente a qualquer experimento clínico.

Assim, quando satisfeita essa condição, torna-se necessária uma complementação de avaliação para a observação, da correspondência na clínica, desses resultados obtidos em laboratório.

Os experimentos *in vivo* são necessários à observação das reações que possam provocar nos tecidos, entretanto, apresentam como desvantagem uma grande complexidade de condução e controle de variáveis, devido ao envolvimento de seres vivos. Assim, acreditamos ser

de boa norma que sempre sejam precedidos e fundamentados em resultados anteriores *in vitro*.

A padronização de procedimentos em laboratório visando a obtenção das condições mais próximas possível, semelhantes às encontradas clinicamente, têm sido o principal expediente encontrado por vários autores, como Cooper et al.¹³, 1971; Dimashkieh et al.¹⁶, 1974; Campagni et al.⁷, 1982; Kelly et al.²⁵, 1989; Carter & Wilson⁹, 1996, para a verificação de padrões de comportamento dos materiais, seja para orientar novas pesquisas e atualizar resultados, seja para condicionar os experimentos *in vivo* às situações previamente estudadas *in vitro*.

Com relação a cimentos odontológicos usados para cimentação, são encontradas na literatura muito mais pesquisas relacionadas ao CFZ, do que com qualquer outro cimento.

A justificativa como diz Pameijer & Nilner³⁹, 1994, está no fato do CFZ ser o cimento mais antigo do mercado e ter bom desempenho, registrado e estudado por mais de cem anos. Isso faz com que sua participação seja a maior em relação a outros cimentos mais novos, tanto nas pesquisas laboratoriais, como clínicas. Esse desempenho fez ainda, com que se tornasse padrão para comparações com os novos cimentos que surgiram e estão surgindo no mercado.

As propriedades e qualidades básicas desejadas, para os cimentos, entretanto, são genéricas e relacionadas a todos os agentes cimentantes. Vários autores têm apresentado seu conceito de quais

seriam essas propriedades, dos quais podemos citar Lóssio³², 1972 e Wilson et al.⁶⁴, 1977, que acreditamos, conseguiram resumir de forma simples o considerado agente cimentante ideal:

- a) baixa viscosidade e mínimo filme de película;
- b) tempo de trabalho longo e presa rápida na temperatura da boca;
- c) alta resistência à compressão e tração;
- d) resistência ao cisalhamento;
- e) adesão à estrutura dental e à restauração;
- f) compatibilidade biológica com os tecidos pulpare;
- g) resistência à solubilização na água ou por ataque de ácidos;
- h) propriedades cariostáticas;
- i) translucidez.

Algumas variáveis, modificam o resultado da cimentação, mas não são relativas à própria natureza do cimento, como por exemplo as do tipo: expulsividade das paredes dos preparos, pressão de cimentação, presença ou não de alívios internos nas fundições. São variáveis que podem modificar os resultados sem modificar o comportamento do próprio cimento. Causam resultados semelhantes independentemente do tipo de cimento usado, como demonstrado em trabalhos de pesquisas das últimas duas décadas por Wilson et al.⁶⁴, 1977; Eames et al.¹⁷, 1978; White et al.⁵⁷, 1992; Wilson⁶⁶, 1994; Wilson⁶⁵,

1996. Talvez essa seja também uma das causas do CFZ ter se destacado como padrão para controle.

O CFZ conquistou espaço de uso, multidisciplinar, como disse Smith⁴⁷, 1968, que se estendeu desde a fixação de bandas ortodônticas, material protetor/forrador na dentística restauradora ou o lugar de principal agente cimentante durante muitas décadas para próteses fixas, com o que concorda Phillips⁴³, 1993. Apresenta espessura de película aceitável, mostrada em vários experimentos, sob diversas condições clínicas e laboratoriais. Assim, Smith⁴⁷, 1983, dizia que a longa permanência do CFZ na prática clínica é indicativo de que uma performance razoável é obtida pelo clínico, mas também que suas propriedades estão longe de serem as ideais. A principal razão desse domínio, entretanto, está no fato de apresentar nas condições de rotina, extrema facilidade de manipulação e relativa elasticidade de técnica. Oilo³⁸, 1991, concorda e lembra que isso nem sempre acontece com outros cimentos.

Os estudos com o CFZ na procura de um melhor processo de cimentação, levou pesquisadores a trabalhar com as variáveis que estavam diretamente relacionadas à própria cimentação, como foi o caso de Knibbs & Walls²⁸, 1989, além das que se relacionavam com as qualidades do cimento. Esses autores, disseram, e nós concordamos, que uma avaliação clínica de agentes cimentantes,

não é muito fácil porque muito material fica escondido pelo assentamento da restauração.

A preocupação em padronizar as propriedades mínimas exigidas do CFZ para que apresentasse qualidade como agente de cimentação, levou entidades como a ADA¹ a estabelecer normas de padronização, que são periodicamente revistas e atualizadas para melhor orientar os profissionais. Para o CFZ, foi criada a especificação nº 8 que define como sendo de 25µm a espessura máxima de película que deverá ter um CFZ Tipo I, para cimentação, quando interposto entre duas placas de vidro, sob pressão de 15Kgf/cm², com tempo de presa mínimo de cinco e máximo de nove minutos a 37°C. Além disso, a solubilização máxima deverá ser de 0,2% em peso em 24 horas. Assim, os demais cimentos que não têm normas próprias, estabelecidas, usam como parâmetro o CFZ para estudos comparativos. Esse é o caso do cimento de ionômero vítreo.

Encontramos que muitos pesquisadores concordam que deveria haver espaço para aliviar a pressão hidrostática causada pelo cimento durante a cimentação e com isso, facilitar seu escoamento, independentemente do tipo de cimento usado. Pensam assim, Cooper et al.¹³, 1971; Eames et al.¹⁷, 1978; Campagni et al.⁷, 1982; Campagni et al.⁸, 1986; Berry & Berry⁵, 1987; Wilson⁶⁷, 1994; Carter & Wilson⁹, 1996. Entretanto, as opiniões variam quanto ao que seria o melhor meio de se conseguir esse espaço.

Cooper et al.¹³, 1971, observaram que orifícios ou perfurações feitos em determinados locais das fundições antes da cimentação, resultavam em diminuição da resultante de força da pressão hidrostática durante os procedimentos de cimentação. Isso trazia uma melhor adaptação marginal. Concluíram que esse poderia ser considerado como o método mais prático.

Outros trabalhos, parecem ter soluções mais simples, como o de Eames et al.¹⁷, 1978, onde concluíram que o método de alívio dos troquéis com verniz espaçador era o mais aceitável entre três métodos empregados, entre eles o de orifícios feitos nas coroas. E ainda, que as coroas aliviadas por algum dos métodos, tinham a retenção aumentada em 25%.

A necessidade de se considerar outros fatores, que poderiam interferir com a espessura da película de cimento, entre eles a expulsividade das paredes dos preparos coronários, levou-nos à padronização desses preparos, dentro do possível, aos passos operatórios e inclinações das paredes, preconizados por Shillingburg et al.⁴⁵, 1978.

Dimashkieh et al.¹⁶, 1974, realizaram um experimento *in vitro* com CFZ e observaram que o grau de inclinação das paredes do preparo tiveram grande significância nos casos onde a superfície oclusal da coroa não apresentava orifício. Além disso, ângulos de inclinação das

paredes inferiores a 10°, restringiam o escoamento do cimento no sentido ocluso cervical e aumentavam a espessura da película.

Eames et al.¹⁷, 1978, concluíram que 20° de expulsividade eram melhores para coroas totais, em mensurações feitas em laboratório. Além do que, fundições não assentavam adequadamente, sem cimento quando a convergência das paredes era de 10°. Nesse caso, ocorria o aparecimento de um espaço médio de 215µm entre a coroa e a superfície dentinária. Se a convergência fosse elevada para 20° esse valor decrescia para 99µm. Assim, inclinações de parede de 10° favoreciam ainda o aumento do fenômeno de *rebound* (tendência da coroa se deslocar de sua posição de assentamento sobre o dente, após cessada a pressão oclusal de assentamento, nos casos onde não se usou cimento no seu interior). O responsável por esse fenômeno é o aumento da concentração de esforços ao acaso contra a estrutura dentária (estresse), para esse valor de expulsividade.

Wilson⁶⁷, 1994, encontrou películas de CFZ acima de 30µm e relacionou esse fato à espessura da partícula do cimento. Quando as coroas não eram aliviadas a discrepância chegava a 368µm, caindo o valor para 29µm quando se promovia alívio da ordem de 50µm.

Berry & Berry⁵, 1987, encontraram que valores favoráveis para a camada de espaçadores para troquéis estava entre 25 e 30µm sem que houvesse prejuízo para a retenção. E ainda, que a remoção da

camada interna de óxido formado na fundição, com jatos de areia, dependendo do tipo de cimento, aumentava sua adesão ao metal.

Wang et al.⁵³, 1992, ainda com relação á espessura da película do CFZ, concluíram que verniz espaçador aplicados sobre preparos coronários, onde as paredes tinham 10° de expulsividade promoviam coroas com melhor assentamento. Assim como a aplicação de pressões durante o assentamento, de 2,5 a 15kgf aumentavam proporcionalmente esse assentamento. Tipos diferentes de dispositivos usados na aplicação da pressão (mordentes de madeira de laranjeira ou o E-Z), foram igualmente efetivos durante a cimentação.

Araújo et al.³, 1985, realizaram experimento em que conseguiram diminuir os desajustes marginais, utilizando pó de CFZ moído em cuba de porcelana, porém esse procedimento aumentava a necessidade de líquido para seu manuseio. Esse procedimento não pode ser executado para cimentos de ionômero vítreo, pois a granulação do pó desses cimentos é obtida de acordo com o trabalho e a história térmica da "fornada" quando da sua preparação, conforme o trabalho de Barry et al.⁴, 1979.

A proporção pó líquido, é uma variável diretamente relacionada ao cimento, alterando seu comportamento, como relataram Christensen¹¹, 1990; Wong & Bryant⁶⁹, 1986; Windeler⁶⁸, 1979.

Dimashkieh et al.¹⁶, 1974 concluíram na sua pesquisa que o aumento da proporção pó líquido além de aumentar a viscosidade do

CFZ, também aumentava sua película. Wilson et al.⁶⁴, 1977, encontrou resultado similar e concluiu que o aumento da proporção pó líquido aumentava a resistência à solubilidade, sendo uma vantagem para o CFZ, entretanto o custo disso era o aumento da espessura da película que era altamente desvantajosa.

Windeler⁶⁸, 1979, relacionou condições em que se poderia aumentar a proporção pó líquido do CFZ, sem causar prejuízo ao seu comportamento. Encontrou que a redução da temperatura durante a manipulação do CFZ, permitia o enriquecimento da mistura em mais 40% de pó, com redução da espessura de película. O CIV é muito mais sensível a esse tipo de procedimento, com o que Oilo³⁸, 1991, também concordou. Christensen¹¹, 1990, mostrou que uma mistura de CIV com 30% a mais de pó que a indicação do fabricante, tinha suas propriedades de resistência aumentadas o dobro em relação às misturas padrão. E a diminuição em 30% reduzia significativamente sua resistência. Torna-se, entretanto temerosa a utilização dos CIV fora das especificações dos fabricantes, pois não existem pesquisas suficientes para embasar essa atitude.

Barry et al.⁴, 1979, estudaram a estrutura dos CIV e encontraram que, a microestrutura das partículas e sua composição química eram afetadas pela história da fundição, principalmente no que diz respeito à temperatura de fusão e resfriamento do vidro. Temperaturas mais elevadas favoreciam o aumento de alumínio e a

diminuição de flúor no pó. Quanto mais altas as temperaturas de fusão do vidro, mais homogêneas e regulares se tornavam as partículas de vidro, o que é interessante para um agente cimentante. Esse trabalho mostra como esse cimento é diferente do CFZ e deve ser tratado de forma diferente.

Jorgensen²⁴, 1960, estudou as variáveis ou fatores que considerou afetar a espessura de película do CFZ. Foram elas: expulsividade das paredes dos preparos, quantidade de material usado na cimentação; pressão de assentamento exercida e tempo em que era aplicada; viscosidade do cimento; temperatura ambiente e da placa de manipulação; presença ou não de alívio interno ou perfuração oclusal executada na coroa antes da cimentação definitiva. Observamos nesse trabalho, que das variáveis analisadas pelo autor, a única que se relacionava diretamente com uma propriedade realmente do cimento e que provavelmente poderia causar diferença de comportamento de um cimento em relação a outro, desde que as demais fossem mantidas sob as mesmas condições, era a viscosidade. Outra, que também poderia, eventualmente, seria a temperatura, pois a sua variação, dependendo da característica específica do cimento usado, poderia alterar sua viscosidade, escoamento e presa. Por isso, nossa preocupação em manter para os cimentos, em todos os casos a proporção fornecida pelo fabricante.

Van De Voorde et al.⁵², 1988, revisando a literatura a respeito do CIV, resumiu: A formulação e desenvolvimento do CIV feita nos anos setenta, tinha o objetivo de combinar as qualidades positivas do cimento de silicato, resinas compostas e cimento de policarboxilato. Os silicatos eram anticariogênicos devido à liberação de flúor, as resinas compostas apresentavam excelente estética e resistência ao ataque de ácidos, o CPC adería às estruturas dentais e não irritavam a polpa. Assim, a combinação de um alumino silicato de vidro com uma solução aquosa de ácido poliacrílico resultou num material que possuía:

- a) resistência à compressão maior que o CFZ;
- b) adesividade ao esmalte, dentina e cimento;
- c) compatibilidade com os tecidos bucais;
- d) capacidade de liberar flúor.

Quanto à pressão de assentamento aplicada durante a cimentação, Dimashkieh et al.¹⁶, 1974, encontraram que 5Kg de pressão aplicada na cimentação de coroas reduzia a espessura da película, mas também que o aumento em maiores proporções, não resultava proporcionalmente em grandes reduções. E ainda, que tempos de aplicação da força superiores a um minuto, não mais produziam efeitos consideráveis à espessura da película do CFZ.

Koyano et al.²⁹, 1978, além de encontrarem resultados semelhantes a Dimashkieh et al.¹⁶, 1974, concluíram que uma técnica combinada de pressão estática, seguida de pressão dinâmica produzia

espessuras de película menores que quando usava apenas uma técnica isolada.

Smith⁴⁷, 1983, relatou que é comum a obtenção de películas de CFZ, em cimentações efetuadas sob pressão com valores entre 20 e 40µm, mas na prática esse espaço pode atingir mais de 100µm. Isso, reforçava o conceito da dificuldade de se repetir resultados laboratoriais, clinicamente. Essa constatação, também foi encontrada no nosso trabalho, quando observamos os resultados.

White et al.⁵⁷, 1992, aplicando o mesmo tipo de pressão sobre as coroas durante a cimentação, observaram que o CIV foi o que exigiu menor pressão para obter uma espessura de película mínima, os cimentos resinosos exigiram a pressão maior e os CPC e CFZ ficaram numa situação intermediária. Isso apoia a afirmação de Christensen¹¹, 1990, quando diz que o CIV tem alto escoamento, o que o torna útil para a cimentação de próteses fixas com pilares paralelos ou com muitos sulcos.

Wilson⁶⁵, 1996, comparando deformações causadas nas coroas durante cimentações, com aplicação de força de assentamento de 0,3 ; 1 e 2,5 Kgf aplicadas a três cimentos em coroas com e sem orifícios de escape, concluíram como White et al.⁵⁷, 1992 e Wilson⁶⁷, 1994, com relação às espessuras da película, que as deformações das coroas eram maiores quando a pressão era maior e as coroas não eram

perfuradas. Os CIV foram os que apresentaram menores discrepâncias e deformações médias, quando as coroas eram perfuradas.

Wilson et al.⁶⁴, 1977, relacionaram as propriedades que consideraram indesejáveis nos CIV:

- a) sensibilidade à água (umidade) no início da mistura;
- b) fragilidade do gel nos primeiros minutos após o início da mistura;
- c) solubilidade inicial maior que nos CFZ;
- d) necessidade de proteção da borda até a presa.

Disseram também que terminada a reação de presa, os CIV podiam formar um material de propriedades superiores aos CFZ.

Kern et al.²⁷, 1996, lembraram que entre os "defeitos" dos CIV, podiam ser incluídos a dificuldade de manipulação e a possibilidade de ocorrência de hipersensibilidade pós operatória.

Christensen¹¹, 1990, associou a excelente característica de escoamento dos CIV à maior pressão hidráulica exercida sobre os canalículos dentinários, o que poderia ser causa de sensibilidade pós cimentação.

Na presente pesquisa, buscamos analisar as espessuras da película de dois CIV, comparadas com a de um CFZ, motivados pela literatura que exalta as propriedades do CIV criado por Wilson e Kent, conforme relatam Wilson & kent⁶⁰, 1972; Wilson⁵⁹, 1973; Kent et al.²⁶, 1973. Segundo eles, o CIV conseguia reunir as características de

biocompatibilidade dos CPC com as propriedades cariostáticas dos cimentos de silicato, que é o sonho de quem se dedica à Prótese.

Muito se tem pesquisado nos últimos vinte e cinco anos *in vitro* e pouco *in vivo*, sobre CIV para cimentação, conforme lembram White et al.⁵⁸, 1995.

Na realidade as primeiras formulações de CIV específicos para cimentações, somente começaram a surgir a partir de 1977 com a publicação dos trabalhos de Wilson et al.⁶⁴. Isso justifica o maior volume de publicações a esse respeito a partir de então.

A principal motivação de vários autores a investigarem os CIV, entre os quais nos colocamos, são suas propriedades favoráveis, entre elas: são cariostáticos, segundo Berry & Berry⁵, 1987; Van De Voorde et al.⁵², 1988; Christensen¹¹, 1990; Oilo³⁸, 1991; Leinfelder³¹, 1993; e liberam flúor por longo tempo segundo Forsten¹⁸, 1990 e Forsten¹⁹, 1991. Pameijer & Stanley⁴⁰, 1988, diziam que a duração e a quantidade de flúor liberado, ainda era motivo de controvérsias. Entretanto, Forsten¹⁸, 1990 e Forsten¹⁹, 1991, em estudos quanto à liberação e recarregamento de flúor por parte dos CIV, concluiu que realmente ocorre e é uma propriedade desejável desses cimentos e uma vantagem em relação ao CFZ.

Outra qualidade do CIV é a adesão positiva às estruturas dentais e a alguns metais, fazendo com que sejam agentes cimentantes superiores para a maioria das aplicações, em relação aos CFZ segundo

Berry & Berry⁵, 1987. Essa afirmação, vem adquirindo força com os anos, e sendo apoiada por outros autores, como Christensen¹¹, 1990, que disse que a liberação de flúor é bem conhecida e novas lesões de cárie não ocorrem com frequência ao redor de qualquer tipo de CIV.

A adesão do CIV e sua resistência à solubilização por ácidos fracos eram características exaltadas por Smith⁴⁷, 1983; Christensen¹¹, 1990; Kern et al.²⁷, 1996. Pameijer & Stanley⁴⁰, 1988, diziam que a “baixa dissolução” do CIV *in vivo*, impedia a microinfiltração e desadaptação marginal, no limite dente-fundição. Esses fatores positivos também nos estimularam a desenvolver a presente pesquisa.

Entretanto, desvantagens dos CIV não podem ser esquecidas, para que possam ser reduzidas, como é o caso das citadas pela ADA², 1990, quanto à sua baixa resistência à deflexão e à abrasão em áreas de grande estresse oclusal. Incluem-se ainda as dificuldades de manipulação, por serem materiais de técnica menos flexível que o CFZ; a hipersensibilidade pós operatória e radiolucidez (pelo menos nos primeiros cimentos desenvolvidos). Quanto à hipersensibilidade Kern et al.²⁷, 1996 encontraram resultados satisfatórios e similares entre o CIV Ketac-Cem Maxicap (ESPE) capsulado e o CFZ Phosphacap (Vivadent) e lembrou que o capsulamento dos cimentos, torna sua manipulação clínica mais segura e conveniente.

Parece que a ocorrência de sensibilidade é decorrente de manipulação descuidada do material e raramente acontece quando

usado correta e cuidadosamente, segundo trabalhos de Berry & Berry⁵, 1987. Relatos de reação em grau similar com outros cimentos, como o CFZ, foram feitos por Norman & Wright³⁷, 1986; Christensen¹¹, 1990 e Kern et al.²⁷, 1996.

O CPC, reconhecidamente não irritante pulpar, e o CIV, não têm pH significativamente diferentes, segundo Christensen¹¹, 1990, portanto não seria justo atribuir ao ácido poliacrílico do CIV essa característica.

Talvez, o alto escoamento apresentado pelo CIV, quando encontra canalículos dentinários desidratados e abertos, possa causar irritação pulpar, concluiu Christensen¹¹, 1990. Então justifica-se a preocupação da ADA², 1990; Stanley⁴⁹, 1990; Pameijer & Nilner³⁹, 1994, com a limpeza dos preparos e remoção de parte do *smear layer*, mas não os *smear plugs* que deveriam continuar obliterando a entrada dos canalículos dentinários, protegendo a dentina remanescente. Stanley⁴⁹, 1990, afirmou que o fluído dentinário servia como meio para transmissão de agentes irritantes à polpa, produzindo resposta inflamatória, assim qualquer substância que contatasse a dentina viva, poderia ser levada até a polpa. Christensen¹¹, 1990 e Stanley⁴⁹, 1990 parecem sensatos quando dizem, que associado a isso, a aplicação de pressão durante a cimentação induz o desenvolvimento de pressão hidráulica, enquanto a coroa é assentada. Essa pode ser uma situação que favoreça o aparecimento de hipersensibilidade pós-operatória. Sob esse ponto de

vista, parece certo sugerir, como Campagni et al.⁸, 1986; Carter & Wilson⁹, 1996; Wilson⁶⁷, 1994; Eames et al.¹⁷, 1978; Campagni et al.⁷, 1982; Wang et al.⁵³, 1992, algum tipo de procedimento que alivie a pressão interna das coroas para facilitar o escoamento do cimento. Talvez essa seja a causa porque não tivéssemos nenhum caso de sensibilidade pós operatória.

White et al.⁵⁸, 1995, relataram que 24 dentes íntegros, com exodontia indicada por problemas periodontais, foram suficientes para fornecer conclusões válidas à pesquisa que estavam fazendo. A amostra que utilizamos no nosso trabalho, aproximou-se desse valor, ou seja, 21, porém optamos por trabalhar com dentes que seriam extraídos com finalidade ortodôntica. Desta forma, o suporte ósseo promoveria uma condição de maior estabilidade desses dentes nos alvéolos. Entretanto, é conveniente ressaltar que nem todos os dentes que se mostraram disponíveis puderam ser usados, devido ao seu mau posicionamento na arcada, tornando os procedimentos operatórios clínicos dificultados, podendo se constituir em uma variável não controlada.

Estabelecemos, como condição mínima, que os dentes deveriam ser íntegros e estarem em posição que pudessem ser reconstruídos em oclusão com o dente antagonista. Observamos, nos trabalhos de White et al.⁵⁸, 1995 que apesar de os resultados de mensurações da espessura da película de vários cimentos, mostrarem valores muito próximos uns dos outros, muitas vezes considerados iguais

estatisticamente, podia-se, através de análises por meio de gráficos, analisar as tendências desses valores e o seu deslocamento para patamares menores ou maiores, quando comparados uns com os outros.

Optamos então, na nossa pesquisa, avaliar os resultados das mensurações tanto por análise estatística, como através de diagramas do tipo BOX and WHISKER PLOT, semelhantes, aos usados por White et al.⁵⁸, 1995. Esse diagrama possibilitava a visualização gráfica da tendências de distribuição dos valores na faixa compreendida entre o maior e o menor valor da espessura de película dos três cimentos estudados.

Os valores resultantes das mensurações da nossa pesquisa, submetidos ao teste ANOVA, quando considerada apenas a variável cimento, permitiram concluir que as espessuras das películas dos três cimentos estudados foram estatisticamente iguais. Isto, significou que, quanto a essa propriedade, e nas condições desse trabalho, os três cimentos podiam ser usados sem diferença para cimentação de coroas totais metálicas.

Quando adicionada a variável posição da mensuração, obteve-se menor espessura da película do cimento Vidrion C, em relação ao CFZ, nas paredes axiais. Entretanto, como essa ocorrência apareceu somente em uma posição, é prudente que seja considerada apenas como um resultado representativo de uma tendência, ou seja, apesar dos valores obtidos com CFZ e CIV, estarem contidos dentro de uma mesma

faixa, houve uma tendência à compactação e concentração dos dados dos CIV em níveis menores que os CFZ. Isso pode ser melhor observado na análise gráfica, do conjunto de todos os resultados das Tabelas (1, 2 e 3), com o auxílio das Figuras (12, 13, 14 e 15).

A verificação de que as espessuras das películas dos três cimentos foram semelhantes, possibilitou-nos concluir que eles poderiam ser utilizados em iguais condições para cimentações de coroas totais metálicas. Isto, associado ao fato de que os CIV apresentaram na literatura, muitas outras vantagens, tais como: serem cariostáticos, liberarem e se recarregarem continuamente de flúor com o tempo. Porisso, sob esse aspecto, permitiu-nos dizer que os CIV apresentaram vantagens de uso em relação aos CFZ.

7 CONCLUSÕES

A análise dos resultados das medições das espessuras da película dos cimentos permitiu que concluíssemos:

- a) quando avaliada a espessura da película, *por cimento*, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre eles;
- b) quando avaliada a espessura da película, *por cimento e posição* de mensuração, verificamos que nas faces axiais o VDC e CFZ diferiram estatisticamente, com significância de 1%, ou seja, nessa posição o VDC apresentou espessura de película estatisticamente menor que o CFZ;
- c) quando os valores foram submetidos à análise exploratória dos dados (diagrama BOX-PLOT), houve uma tendência de distribuição dos valores das películas dos cimentos, em função do *cimento e da posição* da mensuração, onde:

- o CFZ distribuiu seus valores, de forma semelhante, por toda a faixa compreendida entre o valor máximo e o valor mínimo;
 - os CIV, apresentaram uma tendência de concentrar os valores, com relação à faixa de distribuição, a níveis mais baixos que o CFZ, sendo que o VDC em particular foi o que mais mostrou essa tendência;
- d) futuras pesquisas são necessárias para avaliar outras posições de corte dos dentes e novos lançamentos de materiais.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. American Dental Association specification n.8, In: — . *Guide to dental materials*, 6.ed., p.187-96, 1972.
- 2 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Using glass ionomers. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.121, p.181-5, 1990.
- 3 ARAUJO, J.E.J., MORAES, J.V., ARAÚJO, M.A.M. Avaliação do ajuste de incrustações metálicas fundidas MOD em função de cavidade e técnicas de cimentação definitiva. *Rev. Paul. Odontol.*, v.7, p.4-16, 1985.
- 4 BARRY, T.I., CLINTON, D.J., WILSON, A.D. The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J. Dent. Res.*, v.58, p.1072-9, 1979.

*

Baseado em:

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

- 5 BERRY, E.A., BERRY, L.L. The successful use of glass ionomer luting cements without post cementation sensitivity. *Tex. Dent. J.*, v.104, p.8-10, 1987.
- 6 BRANNSTROM, M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper. Dent.* v.9, p.57-68, 1984.
- 7 CAMPAGNI, W.V., PRESTON, J.D., REISBICK, M.H. Measurement of paint on die spacers used for casting relief. *J. Prosthet. Dent.*, v.47, p.606-11, 1982.
- 8 CAMPAGNI, W.V., WRIGHT, W., MARTINOFF, J.T. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J. Prosthet. Dent.*, v.55, p.324-8, 1986.
- 9 CARTER, S.M., WILSON, P.R. The effect of die spacing on crown retention. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.21-9, 1996.
- 10 CARVALHO, R.M. et al. Padrão de liberação de flúor de cimentos odontológicos. *Rev. Gaucha Odontol.*, v.38, p.346-8, 1990.

- 11 CHRISTENSEN, G.J. Glass ionomer as a luting material. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.120, p.59-62, 1990.
- 12 CHRISTENSEN, G.J. A promising new category of dental cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.126, p.781-2, 1995.
- 13 COOPER, T.M. et al. Effect of venting on cast gold full crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.26, p.621-6, 1971.
- 14 CRISP, S., LEWIS, B.G., WILSON, A.D. Characterization of glass-ionomer cements 2. Effect of the powder: liquid ratio on the physical properties. *J. Dent.*, v.4, p.287-90, 1976.
- 15 DAHL, B.L. Dentine/pulp reactions to full crown preparation procedures. *J. Oral Rehabil.*, v.4, p.247-54, 1977.
- 16 DIMASHKIEH, M.R., DAVIES, E.H., VON-FRAUNHOFER, J.A. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. *Br. Dent. J.*, v.137, p.281-4, 1974.
- 17 EAMES, W.B. et al. Techniques to improve the seating of castings. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.96, p.432-7, 1978.

- 18 FORSTEN, L. Short and long term fluoride release from glass ionomers and other fluoride containing filling materials in vitro. *Scand. J. Dent. Res.*, v.98, p.179-85, 1990.
- 19 FORSTEN, L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand. J. Dent. Res.*, v.99, p.241-5, 1991.
- 20 GARONE FILHO, W., CONTI, M., GERALDELI, S. Ionômero de vidro: o que é e como se usa?. In: BOTTINO, M.A., FELLER, C. (Coord.) *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas, 1992. cap.5, p.69-79.
- 21 GRAVER, H., TROWBRIDGE, H., ALPERSTEIN, K. Microleakage of castings cemented with glass ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.15, p.2-9, 1990.
- 22 HEYES, 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.

- 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 JORGENSEN, D.K. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 25 KELLY, J.R., DAVIS, S.H., CAMPBELL, S.D. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, p.368-73, 1989.
- 26 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.
- 27 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.
- 28 KNIBBS, P.J., WALLS, A.W.G. A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *J. Oral Rehabil.*, v.16, p.467-73, 1989.

- 29 KOYANO, E., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v. 40, p.544-8, 1978.
- 30 KYRIOS, D.M., DUKE, E.S., WINDELER, A.S. Glass-ionomer cement film thickness and working time. *J. Prosthet. Dent.*, v.62, p.533-6, 1989.
- 31 LEINFELDER, K.F. Glass ionomers: Current clinical developments. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.124 , p.62-4, 1993.
- 32 LOSSIO, J.J.D. Considerações sobre irritantes pulpares e materiais de forramento. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.26, p.67-77, 1972
- 33 McLEAN, J.W., WILSON, A.D. The clinical development of the glass-ionomer cement III. The erosion lesion. *Aust. Dent. J.*, v.22, p.190-5, 1977.
- 34 McLEAN, J.W., WILSON, A.D., CHEM, C. The clinical development of the glass-ionomer cements I. Formulations and properties. *Aust. Dent. J.*, v.22, p.31-6, 121-7, 1977.

- 35 MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements: past, present and future.
Oper. Dent., v.19, p.82-90, 1994.
- 36 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.
- 37 NORMAN, R.D., WRIGHT, J.S. A comparison of a glass ionomer
and zinc phosphate cements via pulpal responses. *Compend.*
Cont. Educ. Dent., v.7, p.41-7, 1986.
- 38 OILO, G. Luting cements: a review and comparison. *Int. Dent. J.*,
v.41, p.81-8, 1991.
- 39 PAMEIJER, C.H., NILNER, K. Long term clinical evaluation of three
luting materials. *Swed. Dent. J.*, v.18, p.59-67, 1994.
- 40 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.

- 41 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.

- 42 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.134-42, 1991.

- 43 PHILLIPS, R.W. Cimentos para cimentação. In: — . *Skinner Materiais dentários*. Trad. D.F. Vieira. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. cap.25, p.276-90.

- 44 REINHARDT, J.W., SWIFT, E.J., BOLDEN, A.J. A national survey on the use of glass-ionomer cements. *Oper. Dent.*, v.18, p.56-60, 1993.

- 45 SHILLINGBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L.D. *Fundamentos de prostodoncia fija*. Berlin: Quintessence, 1978. 338p.

- 46 SMITH, D.C. A new dental cement. *Br. Dent. J.*, v.5, p.381-4, 1968.

- 47 SMITH, D.C. Dental cements: current status and future prospects.
Dent. Clin. North. Am., v.6, p.763-92, 1983.
- 48 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.
- 49 STANLEY, H.R. Pulpal responses to ionomer cements - biological characteristics. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.120, p.25-9, 1990.
- 50 STRUTZ, J.M. et al. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, p.128-2, 1994.
- 51 TORTAMANO NETO, P. et al. Comparação entre o cimento de fosfato de zinco e o ionômero de vidro como agente de cimentação. *Ver. Paul. Odontol.*, v.11, p.28-39, 1989.
- 52 VAN DE VOORDE, A., GERDTZ, G.J., MURCHISON, D.F. Clinical uses of ionomer cement: a literature review. *Quintessence Int.*, v.19, p.53-61, 1988.

- 53 WANG, C.J., MILLSTEIN, P.L., NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, p.786-90, 1992.
- 54 WHITE, S.N., YU, Z. The effect of adhesive luting agent-dentinal surface interactions on film thickness. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, p.49-52, 1992.
- 55 WHITE, S.N., FURUICHI, R., KYOMEN, S.M. Microleakage through dentin after crown cementation. *J. Endod.*, v.21, p.9-12, 1995.
- 56 WHITE, S.N., INGLES, S., KIPNIS, V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, p.257-64, 1994.
- 57 WHITE, S.N., YU, Z., KIPNIS, V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, p.476-81, 1992.
- 58 WHITE, S.N. et al. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.74, p.25-32, 1995.

- 59 WILSON, A.D. Dental materials at the Laboratory of the Government Chemist. *Br. Dent. J.*, v.134, p.441-2, 1973.
- 60 WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br. Dent. J.*, v.132, p.133-5, 1972.
- 61 WILSON, A.D., McLEAN, J.W. Glass-Ionomer luting cements. In: —. *Glass ionomer cement*. Chicago: Quintessence, 1988. cap.15, p.229-45.
- 62 WILSON, A.D., PROSSER, H.J. Biocompatibility of the glass ionomer cement. *J. Dent. Assoc. S. Afr.*, v.37, p.872-9, 1982.
- 63 WILSON, A.D., KENT, B.E., LEWIS, B.G. Zinc phosphate cements: chemical study of in vitro durability. *J. Dent. Res.*, v.49, p.1049-54, 1970.
- 64 WILSON, A.D., et al. Experimental luting agents based on the glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, v.142, p.117-22, 1977.
- 65 WILSON, P.R. Cementation of vented crowns with low deformation. *Aust Dent. J.*, v.41, p.28-32, 1996.

- 66 WILSON, P.R. The effect of delayed placement of capsulated cements on crown seating. *Aust. Dent. J.*, v.39, p.214-9, 1994.
- 67 WILSON, P.R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, p.560-4, 1994.
- 68 WINDELER, A.S. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.42, p.299-303, 1979.
- 69 WONG, T.C.C., BRYANT, R.W. Glass ionomer cements: some factors in film thickness. *Aust. Dent. J.*, v.31, p.81-5, 1986.

PAVANELLI, C.A. *Análise da espessura da película de cimentos de ionômero vítreo e fosfato de zinco empregados na cimentação de coroas totais preparadas in vivo*. São José dos Campos, 1997. 120p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

A presente pesquisa, consistiu em analisar a espessura da película de cimentos de ionômero vítreo (Vidrion C, SS WHITE, Brasil; Ketac Cem, ESPE, Alemanha) *in vivo*, comparando os resultados com um cimento de fosfato de zinco (Lee Smith, TELEDYNE WATER PIK, USA), na cimentação de coroas totais metálicas. Foram utilizados 21 dentes íntegros, com exodontia indicada para fins ortodônticos, que foram preparados para receber coroa total metálica. O processamento laboratorial das fundições, foi feito em laboratório comercial, de forma padronizada. Todas as coroas foram aliviadas internamente, através da prévia aplicação de cinco camadas de verniz espaçador sobre os troquéis. As cimentações, foram feitas, inicialmente sob pressão digital, seguida por pressão de assentamento pela oclusão, com um mordente de madeira de laranjeira, interposto entre a coroa e a arcada antagonista. Os resultados mostraram, pelo teste estatístico ANOVA, valores semelhantes para os três cimentos, ao nível de 1%. Entretanto, quando a espessura da película do cimento foi analisada sob as variáveis *cimento e posição de mensuração* na superfície do dente preparado, encontrou-se que nas paredes axiais, havia diferença entre o cimento Lee Smith e o Vidrion C, onde os valores para o Vidrion foram significativamente menores. Nas demais posições analisadas, não houve diferença significativa ao nível de 5%. Quando esses mesmos valores foram apreciados através de representação gráfica (diagrama, do tipo BOX-PLOT), *do cimento em função da posição de mensuração*, observou-se, no caso do cimento de fosfato de zinco, uma tendência de distribuição dos valores, por toda a faixa compreendida entre o valor máximo e o valor mínimo da película. Os cimentos de ionômero vítreo, tenderam a concentrar seus valores, em

relação à faixa de distribuição, a níveis mais baixos que o cimento de fosfato de zinco. O Vidrion C, em particular, foi o que mais mostrou essa tendência.

Palavras chave: Cimentação; espessura da película do cimento; cimento de fosfato de zinco; cimento de ionômero vítreo.

Pavanelli, C.A. *An in vivo evaluation of film thicknesses of glass ionomer cements and zinc phosphate cement used for final cementation of complete crowns*. São José dos Campos, 1997. 120p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

ABSTRACT

This study evaluated the film thicknesses of two GIC cements (Vidrion C, SS WHITE, Brazil; Ketac Cem, ESPE, Germany) and one zinc phosphate cement (Lee Smith, TELEDYNE, USA), used for final cementation of complete metal crowns. Twenty-one teeth scheduled for extraction due to orthodontic treatment were prepared for complete metal crowns. Dies were relieved with 5 layers of die varnish spacer. The crowns were manufactured by a commercial laboratory (with standardized procedures as much as possible) and cemented first with finger pressure and later by occlusion pressure using orange wood sticks. Results submitted to an ANOVA test showed that all cements had a similar behavior showing no significant statistical differences ($p < 0.01$). A film thickness analysis of 7 selected preparations sites, showed that only axial positions, presented differences between Lee Smith and Vidrion C cements, the latter presenting lower significant values. For other positions studied, the three cements showed no significant statistical differences ($p < 0.05$). Technical exploratory analysis of data by a BOX PLOT graphic showed for the ZPC a broad film thickness value distributions (from the highest to the lowest values) related to type of cement and measurement values. For glass ionomer cement the graphic presented values concentrating at lower levels than zinc phosphate cement. This was still more evident for the Vidrion C cement.

Key-words: Crowns cementation; luting agent cements; film thickness; zinc phosphate cements; glass ionomer cement.

Anexo A - Termo de adesão e autorização para tratamento, com finalidade de pesquisa

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP -
Curso de Pós Graduação em Odontologia, Área de concentração em
Prótese Parcial Fixa, Nivel de Mestrado.

Eu, _____
representado por: _____
grau de parentesco: _____ concordo em participar
da pesquisa do docente Carlos Augusto Pavanelli e permito que meus
dentes, indicados para exodontia por motivos ortodônticos, sejam
preparados, moldados, para realização e cimentação de coroas metálicas
e em seguida extraídos.

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

São José dos Campos, _____ de _____ 199__

Quem assina: _____

Autorizo a reprodução deste trabalho.

São José dos Campos, junho de 1997.

A handwritten signature in black ink, consisting of a large, stylized 'C' followed by a smaller 'A' and a horizontal line extending to the right.

Carlos Augusto Pavanelli