

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

Carlos Augusto PAVANELLI**

José Eduardo Junho de ARAÚJO**

Lafayette NOGUEIRA JUNIOR**

Maria Amélia Máximo de ARAUJO***

- **RESUMO:** Esta pesquisa consistiu em analisar a espessura da película de cimentos de ionômero de vidro (Vidrión 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. Pelo teste estatístico ANOVA, os resultados mostraram valores semelhantes para os três cimentos, no nível de 1%. Os mesmos valores, apreciados por diagrama do tipo Box-Plot, *quanto ao cimento em função da posição de mensuração*, mostraram, 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 de vidro concentraram seus valores, em relação à faixa de distribuição, em níveis mais baixos que o cimento de fosfato de zinco. O Vidrión 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 de vidro.

* Resumo de Dissertação de Mestrado - Área de concentração de Prótese Parcial Fixa - Faculdade de Odontologia - UNESP - 12245-000 - São José dos Campos - SP.

** Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia - UNESP - 12245-000 - São José dos Campos - SP.

*** Departamento de Odontologia Restauradora - Disciplina de Dentística - Faculdade de Odontologia - UNESP - 12245-000 - São José dos Campos - SP.

Introdução

A cimentação, por ser uma das fases mais importantes na execução de próteses parciais fixas, tem motivado pesquisadores a procurarem por materiais biocompatíveis, com propriedades mecânicas favoráveis, estéticos, resistentes às agressões da cavidade bucal e também por técnicas preventivas/curativas mais adequadas à recuperação da saúde do sistema estomatognático.

Os cimentos de fosfato de zinco (CFZs) resistiram isolados, por mais de cem anos, como materiais de eleição para cimentações definitivas em prótese. Conquistaram, por sua praticidade, outras áreas de aplicação: do forramento de cavidades à cimentação de bandas ortodônticas. Adquiriram desta forma *status* de padrão para comparação com outros agentes cimentantes que surgiram. Smith¹⁹ relacionou esse fato com a *performance* nas condições de rotina, tais como: facilidade de manipulação, fluidez inicial satisfatória e endurecimento rápido formando uma massa relativamente forte. Entretanto, lembrou que apesar disso o CFZ apresenta várias desvantagens: irritação pulpar falta de ação antibacteriana, não-adesividade às estruturas e solubilidade em fluidos ácidos.

Na procura por novos agentes cimentantes, um passo importante foi dado por Smith,¹⁸ ao descobrir o cimento de policarboxilato (CPC), cuja novidade era apresentar um ácido poliacrílico no seu líquido.

O início da década de 1970 foi marcado pelo aparecimento dos cimentos de ionômero de vidro (CIVs), descobertos por Wilson & Kent,²⁵ no Laboratório de Química do Governo, em Londres. Esses cimentos eram basicamente Alumínio-Silicatos-Poli-Ácidos (ASPA). Surgiram de pesquisas que procuravam combinar as boas qualidades do ácido poliacrílico dos CPCs, com as qualidades da porção vítrea do pó dos cimentos de silicato.^{10,24,25} Os primeiros resultados foram promissores e incentivaram os pesquisadores da época^{13,16} ao desenvolvimento de novas formulações, aprimorando suas propriedades. O CIV "ASPA" tinha qualidades estéticas pobres e tempo de presa muito longo.^{13,20} Isto tornava-o inconveniente para cimentação, porque sua resistência inicial ao ataque de líquidos era baixa.¹¹ Essa desvantagem, contudo, tem diminuído com novas formulações e também com cuidados de técnica que preconizam isolamento adequado e proteção do material, durante e após os atos operatórios.²⁶ Assim, a primeira versão específica para cimentação só surgiu em 1977.^{13,16}

Em relação ao ácido fosfórico do CFZ, o ácido poliacrílico desde logo evidenciava mínimos efeitos tóxicos aos tecidos pulpare. ¹³ A hipersensibilidade pós-operatória causada pelos CIVs mostrava resultados similares aos dos CFZs. ^{10,12,15} Sua capacidade de proteção dos túbulos dentinários contra microinfiltrações ^{2,22} e sua capacidade de liberar flúor, por tempo indeterminado, após a presa, ^{7,8} também eram qualidades que lhe foram atribuídas.

Para se estudar a espessura da película dos cimentos, devem-se considerar os fatores que podem interferir com a película e *estão relacionados com a sua composição química e propriedades específicas*: viscosidade, escoamento, tamanho das partículas, resistências e adesão; e também com outros fatores que *independem do tipo do cimento usado*, mas que podem exercer influência na película: *pressão*: estática, dinâmica, intensidade e tempo de aplicação; *temperatura*: ambiente e da placa de manipulação; *preparos coronários*: inclinações das paredes, retenções (caixas, sulcos); *alívios*: orifícios, verniz, erosões; *proporção pó/líquido*: quantidade de material e forma de aplicação. ¹⁶ Esses fatores têm sido estudados, isolados ou associados uns aos outros.

Assim, quanto à *pressão*: obteve-se que 5 kgf de pressão durante a cimentação reduzem a película de CFZ, mas pressões muito maiores não aumentavam a redução na mesma proporção; após 1 minuto, a manutenção da pressão não melhorava esse resultado; quando se usou um CIV, nas mesmas condições, as películas dos cimentos foram menores. ^{5,21} A vibração melhorava o ajuste em todas as condições experimentais em que foram utilizadas por Araújo et al. ¹

Vinte graus de *inclinação das paredes* foram melhores para coroas totais, *in vitro*. ⁶ Quando feito algum tipo de *alívio*, a película do cimento tornava-se menor. ^{3,4,6} A aplicação de verniz espaçador, sobre os trocêis de gesso, promovia melhores resultados que quando eram feitas erosão química ou perfurações nas coroas. Nesses casos, a retenção aumentou em 25%. ⁴

As *temperaturas* ambiente e da placa de manipulação, apesar de não dependerem do cimento, interferem com a sua viscosidade, escoamento e presa, ⁹ portanto também interferem com a espessura da película.

Alterar a *proporção pó/líquido*, apesar de aceitável para os CFZs, é um procedimento crítico quando se usa CIV. ^{27,14}

Consideramos, então, importante observar a espessura da película de dois CIVs e um CFZ na cimentação de coroas totais metálicas, *in*

vivo, em dentes com exodontia indicada por motivos ortodônticos, nas condições mais próximas às encontradas na atividade de um clínico geral. Apesar de o CFZ ser empregado por décadas com sucesso, não possui adesividade às estruturas. O CIV, embora recente, apresenta biocompatibilidade, adesividade e libera flúor ao dente.

Materiais e método

Participaram da pesquisa 15 pacientes, esclarecidos quanto à importância e significado científico dessa sua participação. Foram também alertados que sua rejeição em participar não causaria interferência com a continuidade dos tratamentos, ortodôntico e cirúrgico propostos. Dessa forma, assinaram um termo de anuência para submeterem-se à pesquisa.

Foram utilizados 21 pré-molares íntegros, com exodontia indicada para terapia ortodôntica, preparados para coroa total metálica (CTM) de acordo com Shillingburg et al.,¹⁷ com algumas modificações. Sempre que possível, os terminos dos preparos foram supragengivais para facilitar moldagens e provas clínicas de adaptação. O término cervical foi modificado de chanfro curvo para ombro biselado com inclinação de 135°, para que as paredes tivessem a inclinação desejada, haja vista que as coroas eram curtas em razão da baixa média de idade dos pacientes. O sulco de orientação de inserção¹⁷ não foi executado, pois os dentes preparados sendo pré-molares não ofereciam estrutura favorável à sua realização.

Todas as moldagens foram de arcada completa, com moldeiras do tipo Vernes. A moldagem para a obtenção dos modelos de trabalho foi feita com elastômero do tipo sílica por condensação, seguindo as proporções de massa (Optosil) ou pasta base (Xantopren) e pasta ativadora indicadas pelo fabricante. Na mesma sessão foram efetuadas moldagens para ambas as arcadas. Para o arco antagonista usou-se um hidrocolóide irreversível (Jeltrate, Caulk).

O molde obtido, após lavado e seco, foi avaliado quanto às suas qualidades macroscópicas de fidelidade, isto é, ausência de áreas de compressão, cópia de detalhes finos e nitidez das bordas do preparo em toda sua extensão. Efetuou-se, então, o vazamento desse molde com gesso Durone tipo IV (Dentsply), na proporção água/pó indicada pelo

fabricante. Esse modelo foi obtido por meio de uma técnica que previa a colocação de pinos para troquel tipo dowell sob os dentes preparados.

Para padronização dos procedimentos de laboratório, a ceroplastia, inclusão em revestimento, fundição e acabamento das CTMs foram executadas por um mesmo técnico de laboratório comercial, devidamente calibrado. Cinco camadas de verniz espaçador foram aplicadas sobre o troquel, sendo mantida distância constante de 0,5 mm do limite do término do preparo.⁴ A finalidade disto foi deixar um *stop* para o assentamento das CTMs e criar espaço para o escoamento do agente cimentante. A fundição foi feita pelo processo da cera perdida, com uma liga de prata estanho Pratalloy (Degussa) por meio de um maçarico (Orca), gás (GLP) + ar comprimido e injeção da liga fluida através de uma centrífuga.

As desinclusões, usinagens e acabamentos das CTMs para provas foram feitos de forma padrão, com a remoção de possíveis microbolhas na face interna, seguida de jateamento por óxido de alumínio.

Para a cimentação, os 21 pré-molares foram divididos aleatoriamente em três grupos de sete dentes para receberem os agentes cimentantes CFZ (Lee Smith – Teledyne, EUA), CIV (Vidrion C – SS WHITE, Brasil) e CIV (Ketac-Cem – Espe, Alemanha).

O isolamento do campo operatório foi do tipo relativo, mediante 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 desidratar a dentina.

A manipulação dos cimentos foi feita obedecendo às recomendações dos fabricantes de cada material,¹⁶ quanto à proporção pó/líquido, tempo de manipulação e temperatura da placa de vidro. Em todos os casos, o cimento manipulado foi levado, com pincel, às paredes internas das CTMs e sobre os dentes preparados. O assentamento iniciou-se por pressão digital, seguida de solicitação ao paciente que ocluisse seus dentes, em que era interposto entre as arcadas 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 sua adesividade 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.

Obtenção dos corpos-de-prova

Após o mínimo de 24 horas decorrentes da cimentação, foram feitas as exodontias. O conjunto, dente e coroa cimentada, passou a ser denominado de corpo-de-prova.

Para que fosse possível medir a espessura da película do cimento entre as faces das paredes internas das CTMs 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, mantendo assim 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, líquida, transparente e relativamente simples de ser aplicada. Cada corpo-de-prova foi totalmente incluído nessa resina, com o auxílio de caixas retangulares, pré-confeccionadas em cera, com dimensões de aproximadamente 2,5 cm x 1,5 cm x 3,5 cm.

Em seguida, foi feita a divisão do conjunto em duas metades, através de corte longitudinal, com arco de serra e serra para troquéis, seguindo o longo eixo do dente, passando na oclusal pelo sulco principal méso distal, até atingir a região apical pelo centro da raiz.

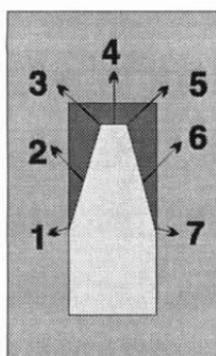
Para a análise da espessura da película do cimento, foi utilizada apenas uma das metades. A regularização da superfície cortada foi feita através de disco abrasivo fino refrigerado com água em abundância e lixa d'água fina de granulação 600. As superfícies não foram polidas, para facilitar a visualização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

Medições

O aparelho utilizado para as medições foi um projetor de perfil MP320 - Carl Zeiss - JENA - equipado com sensores digitais de coordenadas x, y - AE80 - Carl Zeiss - JENA graduados em milésimos de milímetro, sob temperatura ambiente constante de 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 1. As medidas foram todas tomadas perpendicularmente à superfície dentinária.



- 1 - cervical
- 2 - axial
- 3 - ângulo áxio pulpar
- 4 - oclusal
- 5 - ângulo áxio pulpar
- 6 - axial
- 7 - cervical

FIGURA 1 - Esquema das posições escolhidas para mensurações.

Resultados e discussão

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 CFZ (Lee Smith, Teledyne, USA), em milésimos de milímetro

Corpo-de-prova	Posições						
	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 de vidro Ketac-Cem), em milésimos de milímetro

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 da película do cimento VDC (cimento de ionômero de vidro Vidrion C), em milésimos de milímetro

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 1 sugeriu-nos a possibilidade de reuni-las em grupos, como fizeram White et al.²³ Dessa forma, teríamos duas posições cervicais (1 e 7), duas axiais (2 e 6), duas em ângulos áxio-pulpare (3 e 5) e uma em oclusal (4). Assim, poderíamos 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 A – posições 1 e 7; B – posições 2 e 6; C – posições 3 e 5; e D – posição 4.

De acordo com as posições, verificamos que para todos os tipos de cimento, os valores médios das espessuras das películas não diferiam significativamente entre si. Os valores-de-prova obtidos foram sempre superiores em nível de significância de 1%, podendo assim serem agrupados.

Após a análise quanto às posições, passamos à análise quanto aos cimentos. Para isso, optamos por uma representação gráfica, como White et al.²³ por meio de diagramas do tipo Box and Whisker Plot, relacionando cimentos e grupos de posições (A), (B), (C) e (D). 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. No diagrama, 25% dos menores valores correspondem ao chamado primeiro quartil (Q1) e os 25% dos maiores valores ao terceiro quartil (Q3).

As observações que puderam ser extraídas dos diagramas, foram:

a) grupo (A), posições 1 e 7 (Figura 2):

- 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 0,056 mm; 75% dos valores do VDC, abaixo de 0,024 mm; e 75% dos valores do KTC, abaixo de 0,020 mm;
- os valores medianos dos três cimentos estavam abaixo de 0,020 mm.

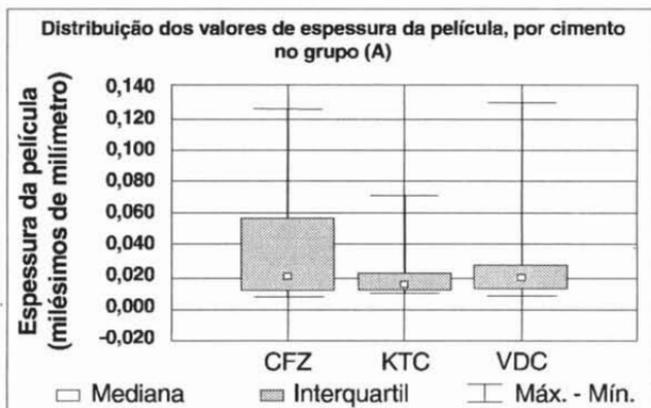


FIGURA 2 - Gráfico representativo dos valores originais do grupo (A) em função do cimento.

b) Grupo (B), posições 2 e 6 (Figura 3):

- 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.

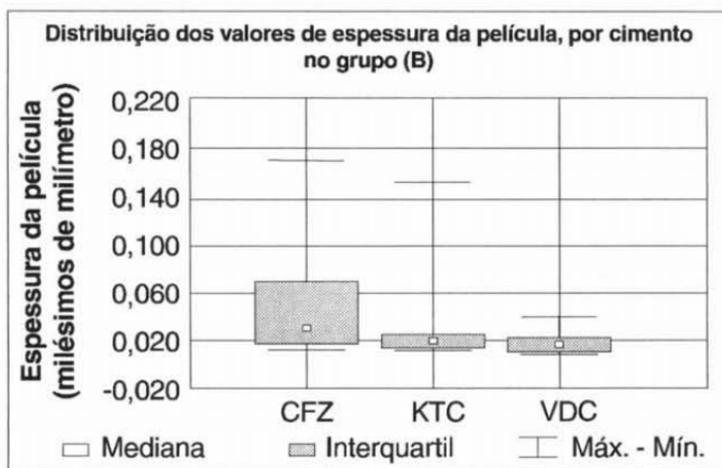


FIGURA 3 - Gráfico representativo de valores originais do grupo (B) em função do cimento.

c) Grupo (C), posições 3 e 5 (Figura 4):

- 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 0,020 mm.

d) Grupo (D), posição 4 (Figura 5):

- 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.

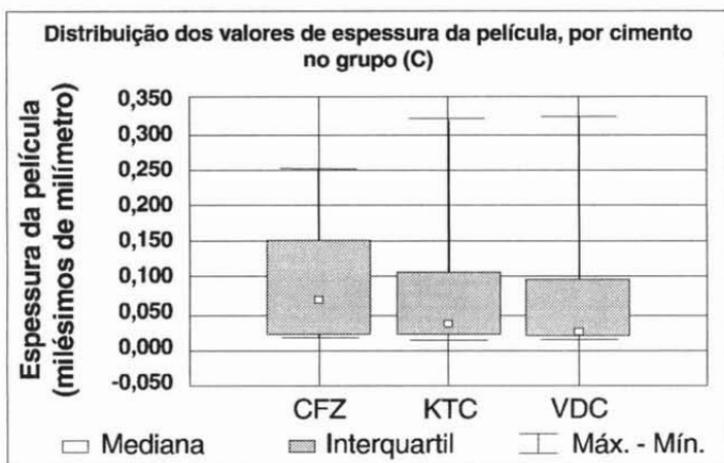


FIGURA 4 – Gráfico representativo dos valores originais do grupo (C) em função do cimento.

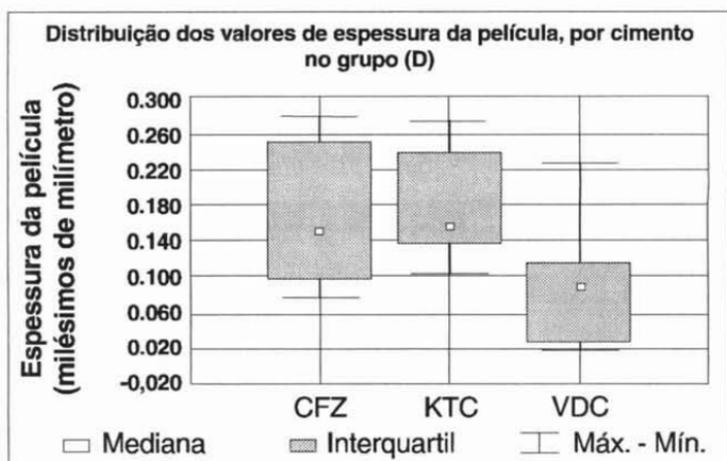


FIGURA 5 – Gráfico representativo dos valores originais do grupo (D) em função do cimento.

Na presente pesquisa, buscamos analisar as espessuras da película de dois CIVs comparadas com a de um CFZ, motivados pela literatura que exalta as propriedades do CIV criado por Wilson & Kent.²⁵ Segundo esses autores, o CIV conseguia reunir as características de biocompatibilidade dos CPCs com as propriedades cariostáticas dos cimentos de silicato, que é o sonho de quem se dedica à prótese.^{10,24,25}

Concordamos com White et al.²³ que, apesar dos resultados de mensurações da espessura da película de vários cimentos mostrarem valores muito próximos uns dos outros, às vezes iguais estatisticamente, pode-se, por meio de representações gráficas, verificar as tendências desses valores e o seu deslocamento para patamares menores ou maiores, quando comparados uns com os outros. Assim, por intermédio de um diagrama do tipo Box and Whisker Plot, obtivemos uma visualização da tendência de distribuição dos valores na faixa compreendida entre o maior e o menor valor da espessura de película dos três cimentos estudados.

Conclusões

A análise dos resultados das medições das espessuras da película dos cimentos estudados permitiu-nos as seguintes conclusões:

- a) quando avaliada a espessura da película, *por cimento*, não foi encontrada diferença estatisticamente significante entre eles;
- b) 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, em que:
 - o CFZ distribuiu seus valores, de forma semelhante, por toda a faixa compreendida entre o valor máximo e o valor mínimo;
 - os CIVs apresentaram uma tendência de concentrar os valores, com relação à faixa de distribuição, em níveis mais baixos que o CFZ, sendo o VDC em particular o que mais mostrou essa tendência.
- c) futuras pesquisas são necessárias para avaliar outras posições de corte dos dentes e novos lançamentos de materiais.

PAVANELLI, C. A. et al. An in vivo evaluation of film thickness of glass ionomer cements and zinc phosphate cement used for final cementation of complete crowns. *Rev. Odontol. UNESP (São Paulo)*, v.26, n.2, p.401-414, 1997.

- **ABSTRACT:** *This study evaluated the film thickness of two GIC cements (Vidrión 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. Results submitted to an ANOVA test showed that all cements had a similar behavior showing no significant statistical differences ($p < 0.01$). 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 concentrating values at lower levels than zinc phosphate cement. This was still more evident for the Vidrión C cement.*
- **KEYWORDS:** *Crowns cementation; luting agent cements; film thickness; zinc phosphate cements; glass ionomer cements.*

Referências bibliográficas

- 1 ARAÚJO, J. E. J. de, MORAES, J. V., ARAUJO, M. A. M. de. 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.
- 2 BRANNSTROM, M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper. Dent.*, v.9, p.57-68, 1984.
- 3 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.
- 4 CARTER, S. M., WILSON, P. R. The effect of die spacing on crown retention. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.21-9, 1996.
- 5 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.
- 6 EAMES, W. B. et al. Techniques to improve the seating of castings. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.96, p.432-7, 1978.
- 7 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.
- 8 _____. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand. J. Dent. Res.*, v.99, p.241-5, 1991.

- 9 JORGENSEN, D. K. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 10 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.
- 11 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.
- 12 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.
- 13 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.
- 14 OILO, G. Luting cements: a review and comparison. *Int. Dent. J.*, v.41, p.81-8, 1991.
- 15 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.
- 16 PHILLIPS, R. W. Cimentos para cimentação. In: _____. *Skinner materiais dentários*. 9.ed. Trad. D. F. Vieira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. cap.25, p.276-90.
- 17 SHILLINGBURG, H. T., HOBO, S., WHITSETT, L. D. *Fundamentos de protodontia fija*. Chicago: Quintessence, 1978. 338p.
- 18 SMITH, D. C. A new dental cement. *Br. Dent. J.*, v.5, p.381-4, 1968.
- 19 _____. Dental cements: current status and future prospects. *Dent. Clin. North. Am.*, v.6, p.763-92, 1983.
- 20 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.
- 21 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.
- 22 WHITE, S. N., FURUICHI, R., KYOMEN, S. M. Microleakage through dentin after crown cementation. *J. Endod.*, v.21, p.9-12, 1995.
- 23 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.
- 24 WILSON, A. D. Dental materials at the Laboratory of the Government Chemist. *Br. Dent. J.*, v.134, p.441-2, 1973.
- 25 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.
- 26 WILSON, A. D. et al. Experimental luting agents based on the glass-ionomer cements. *Br. Dent. J.*, v.142, p.117-22, 1977.
- 27 WINDELER, A. S. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.42, p.299-303, 1979.