

ALDARI RAIMUNDO FIGUEIREDO

**DISCREPÂNCIAS DE ASSENTAMENTO OCORRIDAS EM
COROAS TOTAIS METÁLICAS, COM E SEM ALÍVIO
INTERNO, VARIANDO-SE OS TÉRMINOS CERVICAIS E OS
AGENTES CIMENTANTES.**



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

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Bottino

São José dos Campos
1997

A meus pais,

Irene e Machadinho,

A meus irmãos,

Margarida, Ailton e Enéas,

A minha esposa,

Enedite,

A meus filhos,

Alessandra, Aryanne, Adriene e Aldari,

A minha neta,

Aline,

dedico este trabalho.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Bottino,
orientador deste trabalho, amigo sempre
presente, consolador nas horas amargas,
encorajador nos momentos decisivos,
fiel na valorização da amizade,

meu respeito e reconhecimento.

Ao particular colega e amigo, professor
Carlos Alberto Jambeiro da Rocha, pela
amizade e compreensão sempre manifestas,
pela efetiva e decisiva colaboração na
execução deste trabalho,

minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Adjunto José Eduardo Junho de Araujo, DD. Diretor da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, UNESP, pela amizade e constante apoio nos momentos decisivos.

Ao Prof. Dr. Ruy Fonseca Brunetti, que me apontou os meandros da Prótese Dentária e ensinou-me ser honesto, ético e profissional.

Ao Prof. Dr. João Vieira de Moraes, chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, UNESP, pelo incentivo e contribuição.

Ao Prof. Dr. Henrique Cerveira Netto que me acolheu prazerosamente na Disciplina de Prótese Total, no início de minha carreira universitária, dando-me a oportunidade de poder demonstrar vontade de aprender e ensinar.

Ao Prof. Titular João Humberto Antoniazzi, da Disciplina Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela colaboração na análise estatística.

A Profa. Ass. Dra. Stela M. O. Rossetini, pela atenção na elucidação das dúvidas pertinentes à análise estatística.

A Sra. Ângela de Brito Belline, diretor do Serviços de Biblioteca e Documentação, pela dedicação e contribuição na revisão das normas de apresentação e redação deste trabalho.

Ao Sr. Urbano Gonçalves de Oliveira, funcionário do Colégio Técnico do Campus de Guaratinguetá, UNESP, oficina usinagem, pela colaboração na parte experimental.

Aos docentes e funcionários do Departamento de Metrologia da Faculdade de Engenharia Mecânica do Campus de Guaratinguetá, UNESP, pela colaboração na parte experimental.

A Sra. Suzana Cristina de Oliveira, escriturária do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de S. José dos Campos, UNESP.

Ao CD Nuno Filipe D'Almeida, pela cooperação na elaboração do *Abstract*.

Aos colegas docentes e funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, pela convivência alegre e amigável no ambiente de trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
2.1 Términos cervicais	14
2.2 Cimentação provisória	23
2.3 Cimentação definitiva	29
2.4 Alívio interno e perfuração	39
3 PROPOSIÇÃO	61
4 MATERIAIS E MÉTODOS	62
4.1 Materiais	62
4.1.1 Instrumental e Aparelhos	63
4.1.2 Dispositivos	65
4.2 Métodos	76
4.2.1 Confeção dos corpos-de-prova: modelos-padrão	76
4.2.2 Confeção das cápsulas metálicas	78
4.2.3 Pesagem dos corpos de prova	78
4.2.4 Medida inicial dos corpos de prova	80
4.2.5 Cimentação das cápsulas metálicas - cimentos provisórios	83
4.2.6 Cimentação das cápsulas metálicas - cimento definitivo	84
5 RESULTADOS	88
6 DISCUSSÃO	103
CONCLUSÕES	126
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128
APÊNDICES	142
RESUMO	148
<i>ABSTRACT</i>	150

1 INTRODUÇÃO

Nos idos de 1961, segundo Horn³⁴, já havia uma preocupação dos dentistas no que concerne à cimentação permanente e cimentação temporária, em que os agentes cimentantes à base de óxido de zinco e eugenol promoviam um alívio da agressão ao complexo dentino-pulpar, diminuindo a dor pós-operatória e favorecendo a formação de dentina reparativa.

Em 1965, o mesmo autor³⁵ confirmou essas afirmativas, relatando ser o propósito da cimentação temporária vista de maneira mais favorável, principalmente porque tornava os dentes suportes preparados menos sensíveis à irritação dos cimentos de fosfato de zinco.

Os preparos dentários têm como objetivo principal conseguir o máximo de retenção e estabilidade para nossas próteses, executando-se o mínimo necessário de desgaste de tecido dental hígido. As restaurações, além de substituírem as estruturas dentárias perdidas, devem também preservar o remanescente dental.

Outra condição que determina um perfeito relacionamento bioprotético das coroas totais com os componentes biológicos do sistema mastigatório, e de fundamental importância, é a justeza do limite cervical denominada clinicamente de adaptação marginal. Ela se verifica apenas pela presença de uma *linha virtual*, que há de se considerar teoricamente imperceptível, condição, que tanto do ponto de vista clínico como laboratorial, torna-se impraticável, devido ao processo de obtenção das coroas totais, que possibilita a introdução de um somatório de erros desde o momento do preparo, moldagens, obtenção dos modelos de trabalho, do enceramento, fundição, até o acabamento e polimento final da prótese.

A especificação número oito da American Dental Association (ADA)³ (1978) propõe que o agente cimentante utilizado para fixar as coroas totais nos dentes preparados deva apresentar uma granulação e viscosidade que permitam estabelecer uma película de 25 micrometros ao ser interposto entre duas superfícies sob uma pressão de 15 Kgf/cm². Com base nesta especificação devemos aceitar que a adaptação marginal de nossos trabalhos protéticos se situe em função de um desajuste com igual medida.

Em inúmeras situações somos obrigados a desgastar dentes em busca de melhor ancoragem mecânica para as próteses; mas, conscientes dessa agressão, empregamos vários procedimentos para que o dente injuriado possa recuperar sua melhor condição estrutural e biológica.

Dentre inúmeras razões pelas quais devemos cimentar temporariamente próteses definitivas, podemos citar a formação de dentina reparativa; acomodação da prótese; comprovação se os requisitos estéticos e funcionais foram executados satisfatoriamente; hipersensibilidade dentária após preparos extensos em dentes hígidos; tolerância gengival às margens protéticas; necessidade de se indicar tratamentos periodontais ou endodônticos *a posteriori*; correções de forma, contorno, sobre extensões, tanto dos retentores como dos pânticos; necessidade de se corrigir a dimensão vertical, remoção facilitada da prótese para possíveis ajustes; alterações do planejamento das próteses caso seja necessária a avulsão de algum elemento suporte; enfim, a possibilidade de se planejar e executar com sucesso a cimentação definitiva das próteses. A especificação número trinta da American Dental Association (ADA)² 1977, classifica e norteia o

emprego dos cimentos provisórios a base de óxido de zinco para cimentações provisórias.

Na literatura pertinente, não encontramos número significativo de trabalhos que se preocuparam com a técnica do emprego da cimentação provisória. A maioria das citações refere-se ao comportamento clínico, ou a pesquisas realizadas para a cimentação definitiva das próteses. Problemas como desajustes cervicais ocasionados pelo aprisionamento de agente cimentante provisório na superfície interna de uma coroa total e as superfícies externas do dente preparado, por exemplo, não foram observados, bem como de cimentos tidos como definitivos com relação à mesma problemática.

O emprego de alívio interno ou perfurações oclusais nas coroas, a pressão estática ou dinâmica executada durante o ato da cimentação, o tipo de acabamento cervical do preparo, quase não são abordados em função da cimentação temporária, principalmente em termos de comparação com a cimentação definitiva.

A problemática das cimentações engloba uma série de fatores que, se não observados atentamente, com certeza prejudicarão a obtenção de um resultado final satisfatório do ponto de vista estético, biológico ou funcional.

Os aspectos biomecânicos das próteses unitárias nos levam a estudar qual seria a melhor técnica de cimentação com um agente cimentante que tivesse as características ideais, quer seja ele temporário ou definitivo, e qual seria o término cervical dos preparos mais adequado para que nossas próteses tivessem longevidade.

Quando estamos discutindo cimentação definitiva ou temporária, devemos levar em conta os problemas oclusais que os desajustes cervicais podem causar, principalmente advindos de inadequado assentamento da prótese, o que fatalmente nos levará a uma sobre oclusão.

Um fator de suma importância, que diminui a longevidade dos trabalhos protéticos, é a falta de adaptação marginal que acarreta, em curto prazo, um processo inflamatório gengival localizado, favorecendo a recidiva de cárie com conseqüente prejuízo à retenção, estabilidade, manutenção e longevidade da prótese.

Os tipos de terminos cervicais têm merecido especial atenção por parte de alguns autores. Hunter & Hunter^{36,37} (1990) em trabalho de revisão bibliográfica analisam a terminologia e a largura de configurações marginais dos preparos para coroas totais e o seu relacionamento com o tecido gengival. Ainda hoje, as bases para a

classificação dos desenhos marginais não são universalmente aceitas, muitos textos evitam defini-los e as ilustrações de chanfros e ombros freqüentemente induzem a erros. e chegaram à conclusão de que desenhos marginais menores são mais favoráveis, mas podem induzir o operador a um sub-preparo.

Com emprego das ligas alternativas e a indicação individualizada das próteses em metalocerâmica sentiu-se a necessidade de se modificarem os términos cervicais dos preparos coronários bem como promoverem-se técnicas de alívio na superfície interna das fundições com o intuito de se conseguir um melhor assentamento das próteses e conseqüentemente uma adaptação marginal mais satisfatória.

Dentro deste raciocínio deve ser feito um estudo crítico comparativo entre agentes cimentantes temporários à base de óxido de zinco, com e sem eugenol em sua composição, e definitivos como o cimento de fosfato de zinco.

Variando-se o tipo de término cervical do preparo coronário, empregando técnica para alívio interno das fundições, visando favorecer o assentamento da prótese, podemos conseguir uma menor linha de cimento com melhor justeza de adaptação.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Nas últimas quatro décadas a Odontologia sofreu um avanço científico significativo principalmente no que se refere aos materiais odontológicos de uso protético; verificaram-se investigações tanto no campo da química, da física, da metalurgia, bem como na biocompatibilidade destes materiais aos tecidos dentários e periodontais.

Apesar de possuímos uma vasta literatura com relação aos princípios biológicos e mecânicos que norteiam os preparos dentários, das técnicas modernas de fundição, das manobras de proteção ao complexo dentina-polpa, dos tipos de agentes cimentantes, quer provisórios ou definitivos, os autores são unânimes em afirmar que não existe uma fundição perfeita e nenhum agente cimentante que preencha todos os requisitos exigidos para atingirmos o ideal na justeza de adaptação marginal.

O grande objetivo dos pesquisadores está em encontrar um cimento que possua propriedades adesivas, tanto à superfície

interna das fundições como à superfície externa dos preparos e com capacidade de promover um perfeito selamento marginal, prevenindo a recidiva de cárie, as alterações gengivais, bem como possuir total compatibilidade biológica com o complexo dentino-pulpar.

Faremos uma revisão na literatura, dos autores que trataram dos terminos cervicais dos preparos dentais, como condição para uma melhor justeza de assentamento e adaptação das próteses, associados ou não a técnicas de alívio interno das coroas e levando-se em consideração o tipo de cimento que será utilizado, quer seja em cimentações temporárias ou definitivas. Analisaremos neste trabalho de pesquisa os terminos cervicais em chanfro, lâmina de faca ou linha zero, degrau inclinado em 135° , ombro ou degrau reto em 90° associado a um bisel e com ombro puro ou degrau reto em 90° .

2.1 Terminos cervicais

Tylman & Tylman⁸³ (1960) reportavam que coroas totais metálicas ou metaloplásticas possuíam uma adaptação cervical melhor quando o término dos preparos era executado em forma de chanfro.

Rosner⁶⁸ (1963), citado por Hunter & Hunter³⁷ (1990), em seu trabalho de pesquisa, comprovou que o emprego de bisel nas

linhas de terminação dos preparos com finalidade protética oferece uma compensação estratégica e mecânica para reduzir os desajustes de adaptação destas próteses. Com relação à configuração do acabamento marginal que determina a forma e espessura do metal, o autor afirma que um ângulo agudo de metal na borda da restauração melhora a justeza de adaptação. Se tivéssemos um grau de adaptação de X em um preparo para coroa total com término cervical em ombro reto, ela poderia ser expressa como $X/2$, quando se preconiza o biselamento do término cervical daquele preparo coronário.

Com base nesse e noutros estudos as linhas de término dos preparos dentários com finalidade protética passaram a ser alvo de atenção melhor por parte dos pesquisadores, numa tentativa de amenizar os problemas de adaptação dos diferentes tipos de próteses.

Basset⁶ et al. (1964) também relatavam que o melhor tipo de acabamento para as coroas totais metálicas seria em chanfro.

Fusayama et al.²⁷ (1964) concluíram que, quanto maior a expulsividade dos preparos coronários (convergência), menor seria a espessura da película do cimento na borda cervical. Com relação ao tipo de acabamento verificaram que os que menos interferiam na cimentação das coroas eram os terminados em chanfro ou linha zero.

McEwen⁵¹ (1965), em suas investigações, concluiu que os preparos terminados em chanfro, linha zero ou *chanferette*, que é um tipo de acabamento em nível de cimento, ou às vezes preconizado nas proximais dos dentes anteriores inferiores, apresentavam grandes vantagens com relação aqueles terminados em ombro puro ou degrau em 90°.

Miller⁵⁴ (1966) preconiza o emprego de degrau 90° nos terminos cervicais para preparo de coroas totais; afirmava que nenhum outro término oferecia as vantagens de retenção, adaptação, proteção e estética que o término em ombro puro, além de oferecer um limite de demarcação do preparo preciso e definido para orientação do profissional e do técnico que iria executar a prótese.

Kornfeld⁴⁷ (1972) afirma que o término cervical em degrau 90° somente deve ser indicado para coroas de porcelana pura, justifica sua afirmação, pelo fato da porcelana ser um material bastante frível, necessitando de uma espessura uniforme mínima de pelo menos 1,8 a 2,0 mm em ombro reto cervical por toda extensão periférica do preparo, o que conferiria maior resistência à possível fratura da prótese naquela região. Para os preparos dentais que irão receber coroas totais,

com ou sem faceta estética, preconiza o término cervical em ombro biselado, chanfro ou *chanferette*.

Shibayama⁷² (1975) concluiu que o término de preparo ideal para a cimentação de coroas totais metálicas era em ombro chanfrado, quando comparou este tipo de acabamento cervical com o degrau biselado e o degrau puro em 90°.

Shillingburg et al.⁷³ (1976) preconizam o emprego de chanfro, chanfro biselado ou ombro biselado para os términos cervicais dos preparos dentais coronários que irão receber coroas totais metálicas, metaloplásticas ou metalocerâmicas.

Sozio & Riley⁷⁶ (1977) relatam uma série de inconvenientes nos términos cervicais em bisel longo (1,5mm), criticam também os términos em ombro inclinado de 45° e finalmente preconizam o emprego do ombro reto nos preparos para coroas metalocerâmicas. Concluíram que a adaptação deste tipo de coroa na vestibular é comparável àquela que emprega o colar metálico vestibular, quando se observa em nível de microscopia.

Stein & Kuwata⁷⁸ (1977) recomendam que a linha de término dos preparos para coroas metalocerâmicas seja do tipo chanfro biselado, e sugerem dessa maneira, para se obter adaptação cervical e

espaço suficiente para colocação do material estético, sem que ocorra o risco de sobrecontorno quando da execução da porcelana. Condenam os preparos que não oferecem suficiente espaço para o metal e a colocação porcelana na região cervical.

Gavelis et al.²⁹ (1981) demonstraram que o assentamento das coroas está diretamente relacionado com o tipo do desenho de margem cervical dos preparos (preparos com 10° de convergência nas paredes axiais), e concluíram que as terminações em bisel oferecem uma melhor justeza, seguindo-se os términos em ombro reto e ombro inclinado em 45° .

Kashani et al.⁴³ (1981) afirmam que a espessura da camada de cimento se reduz quando a angulagem do bisel cervical decresce. Nos preparos que apresentam um ombro com bisel de 30° a área de cimento exposta diminui 50%. Alegam que restaurações fundidas que apresentem as margens cervicais muito finas podem apresentar dificuldades na sua confecção. Uma restauração que apresente a margem gengival muito fina está sujeita a alterações dimensionais ocasionadas pela pressão hidráulica durante o ato da cimentação. Sugerem o emprego de biseis com ângulo de 45° , e que estes biseis não sejam inferiores a 30° .

Dedmon¹⁹ (1985) analisou a abertura marginal de várias coroas fundidas em laboratórios comerciais, variando o término cervical do preparo dental em ombro e chanfro, biselados ou não, e gume de faca. As aberturas inferiores a 39 micrometros foram consideradas aceitáveis. Observou que nas fundições terminadas em chanfro regular houve 9,4% de aberturas superiores a 39 micrometros; para as terminações biseladas ou em gume de faca 5,2% apresentaram índices de abertura superiores a 39 micrometros; para as terminadas em chanfro grande e ombro, sem biseis, a porcentagem de abertura marginal se elevou a 50%.

McAdam⁵⁰ (1985) preconiza o término cervical em ombro inclinado de 135° para preparos de dentes que irão receber próteses em metalocerâmicas. Como vantagens alega haver melhor fechamento das margens da restauração, melhor escape do excesso de cimento no ato da cimentação pela inclinação, um reforço adicional da infra estrutura metálica obtido no ângulo interno do ombro de 135° e melhor exatidão da peça assentada com cimento.

Panno et al.⁶⁰ (1986) consideram a angulação do bisel como sendo a interseção da linha inicial do bisel com o prolongamento do término da linha promovida pelo ombro em suas porções externas.

Acrescentam que o bisel ajuda a compensar o assentamento incompleto da coroa, e que o bisel com menos de 60° não é efetivo para solucionar esse problema.

Shillingburg et al.⁷⁴ (1986) dão preferência para linha de terminação em chanfro para a maioria das fundições. Afirmam que esta terminação permite que se obtenha uma margem fina da restauração com suficiente espessura para resistir à ação das forças de deslocamento da prótese.

Saito⁶⁹ (1989) argumenta que a linha de terminação de um preparo dental é a parte mais crítica a ser executada pelo operador, porque sua uniformidade e lisura influem diretamente na justeza de adaptação marginal, bem como a espessura do desgaste permite estabelecer contornos adequados da restauração, proporcionando ainda resistência para suportar a ação das forças oclusais. Afirma também ser sua localização, com relação ao sulco gengival, um fator fundamental para a higienização e proteção do complexo dentino-pulpar e tecidos periodontais.

Hunter & Hunter³⁷ (1990) verificaram o significado clínico das discrepâncias marginais de coroas metálicas fundidas e assentadas sobre preparos com várias configurações de término.

Salientaram que estas discrepâncias são clinicamente significantes, quando facilitam o acúmulo de placa bacteriana. Observaram que o emprego de formas geométricas deslizantes tem minimizado as discrepâncias de assentamento e adaptação. Chamaram a atenção para a saúde gengival relacionada com as margens das restaurações, salientando a importância de margens superficiais, bem como a necessidade de avaliar o uso de biseis longos. A saúde gengival é melhor e as discrepâncias de assentamento são minimizadas quando se empregam margens horizontais combinadas com procedimentos para melhorar o assentamento da coroa.

Butel et al.¹⁰ (1991) analisaram os tipos de terminos cervicais de coroas metalocerâmicas mais usadas pelas escolas de Odontologia dos Estados Unidos da América e Porto Rico. Todos os desenhos de margem gengival foram encontrados, sendo o ombro ou degrau reto e ombro com bisel os mais freqüentes nos dentes anteriores superiores e inferiores e nos dentes posteriores da maxila. Os terminos em ombro biselado a 45° e o chanfro foram os mais freqüentes nos dentes posteriores da mandíbula. Concluíram que as terminações em ombro puro, ombro biselado a 45° e o chanfro são as mais empregadas para as coroas metalocerâmicas. Com exceção do

término em lâmina de faca ou linha zero todos os demais foram citados neste estudo.

Syu et al.⁸¹ (1993) estudaram a adaptação de coroas totais fundidas em liga com alto teor de paládio em preparos dentais que apresentavam três tipos de terminação cervical: ombro com um ângulo de 110° , ombro biselado a 45° e chanfro. Foram realizadas trinta fundições, usando-se procedimentos padronizados coerentes com as recomendações dos fabricantes quanto à utilização da liga e do revestimento empregado. As coroas fundidas foram assentadas nos seus respectivos troquéis que, em seguida, foram incluídos e seccionados no sentido vestibulolingual. O espaço entre o troquel e a coroa foi medido através de posições pré-determinadas. A análise estatística não demonstrou diferenças significantes em nível de 5% para os espaços axiais e marginais entre os grupos.

Uma coroa total ou o retentor de uma prótese parcial fixa terá maior sucesso sob o ponto de vista de proteção ao dente preparado, contra infiltração, reincidência de cárie e proteção do periodonto, quanto melhor forem suas bordas ajustadas à linha de terminação do preparo.

2.2 Cimentação provisória

Dentre muitos autores que preconizam a cimentação provisória de coroas totais e próteses parciais fixas, podemos destacar Ewing²⁵ (1955); Kazis & Kazis⁴⁵ (1957); Baraban⁵ (1958); Forster²⁶ (1958); Tylman & Tylman⁸³ (1960); Horn³⁴ (1961); Gilson & Myers³¹ (1970); Tamaki⁸² (1971); Kornfeld⁴⁷ (1972); Behsnilian⁷ (1974); Vieira⁸⁵ (1976); Ishikiriyama et al.³⁹ (1984); Shillingburg et al.⁷⁴ (1986); Bottino & Brunetti⁸ (1986); Nooman et al.⁵⁸ (1988); Rosenstiel & Gegauff⁶⁷ (1988); Mezzomo⁵³ (1994).

Ewing²⁵ (1955) achava que alguns antigos conceitos sobre cimentação poderiam ser modificados e que alguns materiais preenchem perfeitamente os requisitos de uma boa cimentação temporária. Relata que uma cimentação temporária pode ser realizada por poucos dias, várias semanas, alguns meses ou possivelmente anos. Cita como principal vantagem da cimentação temporária o fato de podermos remover a prótese e recolocá-la novamente após devidas correções. Defende a cimentação temporária achando-a mais favorável do que realizar-se uma cimentação definitiva. Relata inúmeras vantagens das cimentações temporárias e sugere alguns dos cimentos provisórios mais comumente empregados.

Baraban⁵ (1958) preconizava a cimentação provisória somente para coroas totais desde que haja possibilidade de controle periódico da prótese nesta situação. Em retentores isolados para uma cimentação mais eficaz empregava o cimento de fosfato de zinco. Alerta para que a margem cervical seja bem observada pois os cimentos de óxido de zinco e eugenol não endurecem verdadeiramente e se assemelham a consistência de uma borracha. Enumera as vantagens e desvantagens de se realizar uma cimentação provisória. Apresenta uma série de razões para que o profissional possa optar por uma cimentação temporária. Acredita que os cimentos a base de óxido de zinco e eugenol apresentam vantagens adicionais aos cimentos de fosfato de zinco, principalmente no caso de dentes sensíveis às trocas térmicas, além de oferecerem maior tempo de trabalho e ainda podem ser usados na presença de umidade. Nas situações onde se empregam coroas telescópicas sugere a cimentação definitiva da infra-estrutura com cimento de fosfato de zinco e a cimentação provisória com óxido de zinco e eugenol da supra-estrutura. Alerta que nas próteses metaloplásticas as facetas de resina devem ser protegidas da ação do eugenol.

Forster²⁶ (1958) recomenda, como agente cimentante, o pó cirúrgico de acromicina, misturado ao cimento temporário de óxido de zinco e eugenol, para a cimentação provisória de reabilitações orais extensas. Acredita que o sucesso das reabilitações mais extensas está na observação da prótese em intervalos periódicos de, no máximo, seis meses, o que justificaria a cimentação provisória dela para que possa ser removida a qualquer momento para possíveis correções, sem acarretar prejuízos para a prótese ou para o paciente.

Tylman & Tylman⁸³ (1960) recomendavam a cimentação provisória de próteses parciais fixas, cujo pântico em porcelana tinha uma extensão sobre o alvéolo do dente extraído, e tal procedimento permitiria que fosse feito um controle da cicatrização do ato cirúrgico.

São os agentes cimentantes os responsáveis diretos pelo sucesso ou até mesmo fracasso de nossas próteses. Horn^{34,35} (1961, 1965) já afirmava que a cimentação encerra o potencial de sabotar a mais perfeita das próteses fixas.

Myers⁵⁶ (1968) empregava a cimentação provisória com intuito de permitir ao complexo dentino-pulpar uma recuperação ocasionada pelo trauma desenvolvido durante os preparos dentais.

Acreditava que com a cimentação provisória conseguia-se uma esclerose dos canalículos dentinários, reduzindo a permeabilidade da dentina antes de uma cimentação definitiva.

Gilson & Myers³¹ (1970) concluíram em seus estudos que a cimentação temporária deveria ser recomendada, usando-se agentes cimentantes à base de óxido de zinco e eugenol para permitir um período de tempo em que a inflamação da polpa pudesse ser reduzida, até a cimentação final com cimento de fosfato de zinco e que apresentassem uma resistência à compressão de 1000 a 3500 libras por polegada quadrada.

Tamaki⁸² (1971) sugere a cimentação provisória com uma pasta de óxido de zinco e eugenol bem fluída, mantendo a prótese em posição por um período de 24 horas.

Kornfeld⁴⁷ (1972) não recomenda a cimentação temporária por períodos muito prolongados, principalmente em regiões sujeitas a esforços excepcionais. Não recomenda a cimentação temporária para próteses unitárias como incrustações tipo MOD, incrustações com pinos e nem para coroas parciais tipos três quartos ou quatro quintos.

Behsnilian⁷ (1974) emprega os cimentos Opotow, Temp Bond ou simplesmente o óxido de zinco e eugenol com glicerina ou Terra Cortil, para cimentações temporárias.

Vieira⁸⁵ (1976), para indicar uma cimentação provisória, leva em consideração os aspectos biológicos que dizem respeito à higidez clínica da polpa como sintomas dolorosos, ou se a dentina mostrar sensibilidade exacerbada ao toque, ou ainda se os preparos forem muito profundos. Sugere a cimentação provisória por um espaço de quarenta a cinquenta dias, empregando-se um cimento obtundente, paliativo, que seja bem tolerado pela polpa e capaz de promover sua regeneração dos traumas dos atos operatórios. Acredita que neste período dará tempo à formação de dentina reacional ou reparadora, protegendo a polpa quando da cimentação definitiva.

Abelson¹ (1980) recomendava a cimentação temporária para coroas totais fundidas por um espaço de tempo máximo de quatro meses. Argumentava que com isso poderia observar melhor a oclusão, a reação dos tecidos moles à prótese, uma observação mais acurada da estética, havendo possibilidade de alguma correção, se necessária, antes da cimentação definitiva.

Paige et al.⁵⁹ (1986) analisaram as superfícies de resinas compostas em contato com cimentos temporários com e sem eugenol na sua composição. Concluíram que estes agentes cimentantes podem interferir na polimerização das resinas compostas. Justificam dizendo que eles aderem nas porosidades da superfície da resina dificultando sobremaneira sua remoção.

Craig¹⁸ (1993) relata que os cimentos temporários a base de óxido de zinco sem eugenol não aderem tão bem às coroas como aqueles que contêm eugenol, além disso apresenta um tempo de presa aumentado e não amolecem as coroas temporárias de resina como acontece com os de óxido de zinco e eugenol.

Rocha et al.⁶⁶ (1996) relatam que as próteses fixas definitivas poderão ser cimentadas temporariamente a curto e médio prazo para verificação de imperfeições e possíveis correções; aguardar prováveis respostas teciduais; para comprovação estética e funcional; sedação da hipersensibilidade; verificar tolerância gengival as margens protéticas; aceitação psicológica do paciente com respeito a cor, forma, tamanho e caracterização dos retentores e pânticos; remoção das próteses fixas para inspeção; fazer reavaliação dos tratamentos endodônticos ou periodontais realizados; alteração do desenho da

prótese; corrigir possíveis sobre-extensão dos pânticos; remoção da prótese sem prejudicar sua estrutura; comprovar cor e forma das facetas estéticas; planejar a cimentação definitiva e permite, ainda, uma observação acurada do comportamento do Sistema Estomatognático em sua plenitude ao novo elemento que passará a integrá-lo.

2.3 Cimentação definitiva

Lange⁴⁹ (1955) citado por Jorgensen⁴¹ (1960) concorda em suas observações haver desajuste cervical de cerca de 91 micrometros nas coroas cimentadas com fosfato de zinco sem alívio na sua superfície interna.

Jorgensen⁴¹ (1960) relatou que os fatores que afetam a espessura da película do cimento de fosfato de zinco, impedindo um perfeito assentamento de coroas totais metaloplasticas, eram determinados pela quantidade de material empregada na cimentação, pela pressão exercida e pelo tempo que ela é exercida sobre a prótese, pela viscosidade do cimento, pela temperatura, pelo desgaste efetuado no dente durante o preparo e pela presença ou não de alívio interno ou perfuração oclusal executada na coroa antes da cimentação definitiva.

Stein & Glickman⁷⁷ (1962) desaconselham a tendência de se evitar a cimentação definitiva, substituindo-a por repetidas

cimentações temporárias, e justificam: “não executar a cimentação definitiva impede a cura e a adaptação da gengiva à prótese”.

Sardi⁷⁰ (1963), em trabalho de revisão da literatura sobre cimentações, relata que alguns autores recomendam a cimentação definitiva imediata; outros são partidários de uma cimentação temporária por curto espaço de tempo e um terceiro grupo é partidário da cimentação temporária durante anos. Concluiu que, para se conseguir e manter uma saúde periodontal satisfatória e a manutenção do tratamento realizado, o melhor seria que realizássemos uma cimentação que garantisse a real imobilidade dos dentes suportes.

McEwen⁵¹ (1965) relata que, muitas vezes, a coroa após observada, ajustada e dada como satisfatória, apresentava uma supra oclusão depois de cimentada. Relata que as terminações cervicais mais empregadas são: ombro puro, chanfro e lâmina de faca. Na opinião do autor o término em chanfro é o ideal e, em alguns casos, dá preferência para o término em linha zero, ou às vezes, em *chanferette*. Terminações em ombro puro apresentam maiores dificuldades de assentamento e são recomendadas somente quando se indicam coroas de porcelana pura. Devem ser nítidos e uniformes em toda área

cervical do dente preparado. Sugere que o término gengival dos preparos sejam observados com lupa para melhor resolução.

McLean & Fraunhofer⁵² (1971) realizaram um estudo sobre a espessura de película de cimento embaixo de restaurações, de coroas de porcelanas e coroas metalocerâmicas, em vivo. Nas suas observações concluíram que discrepâncias abaixo de 80 micrometros dificilmente podem ser detectadas. Acrescentam que fendas marginais menores que 120 micrometros não interferem no sucesso final da prótese.

Dimashkieh et al.²¹ (1974) mediram a espessura de película de cimento embaixo de coroas totais, empregando um troquel cônico de acrílico que apresentava 8 mm de diâmetro, 8 mm de altura e convergência de $2,5^{\circ}$ e 10° . Sobre estes troquéis foi construído uma supra estrutura também de acrílico, sobre cobre depositado. Utilizou o cimento de fosfato de zinco para as cimentações, com partículas máximas de 55 micrometros de diâmetro. Após a presa, estas coroas eram seccionadas e a película do agente cimentante era medida em seis posições. Notaram que, apenas no canto da superfície oclusal, havia um assentamento precário das coroas, devido à resistência do cimento.

Arfaei & Asgar⁴ (1974) analisaram a espessura de película dos cimentos de fosfato de zinco, óxido de zinco e eugenol com E.B.A. e policarboxilato. Foram preparados coroas totais em dentes recém extraídos, e mediam a distância de um determinado ponto na margem do preparo até outro em uma cúspide da coroa, antes e após a cimentação. Dos agentes cimentantes analisados o fosfato de zinco foi o que apresentou uma espessura de película menor, seguido pelo policarboxilato e pelo E.B.A..

Eames et al.²³ (1974) relataram uma solução alternativa, aquela do ajuste oclusal, mas com a possibilidade inerente da falha marginal do cimento. Utilizaram dentes humanos que foram preparados *in vitro* por técnicas correlacionadas clinicamente. Como variáveis experimentais consideraram: o grau de convergência dos preparos para coroas totais, quatro tipos de cimentos comumente encontrados no comércio, e a presença ou não de alívio na superfície interna das coroas, através do uso da água régia ou nos troquéis antes do enceramento das fundições. Concluíram que uma convergência de 20⁰ é a mais provável de ser clinicamente aceita. Coroas totais posicionadas com força estática mostraram uma discrepância de 215 micrometros nos preparos com 10⁰ de convergência e de 99

micrometros nos preparos com 20^o de expulsividade. Detectaram uma área de compressão contra as paredes dos dentes preparados, comprimindo a dentina e deformando a fundição. Como resultado observaram que todas as fundições tendem a se deslocar da posição de assentamento. A técnica de se fazer alívio antes do enceramento da fundição foi a mais apropriada.

Koyano et al.⁴⁸ (1978) analisaram a discrepância vertical de *inlays* e coroas totais metálicas confeccionadas em liga de cobre, empregando várias técnicas para pressioná-los durante a cimentação com cimento de fosfato de zinco. Utilizaram uma pressão estática de 1, 2 e 4 Kg; a pressão gravitacional com rolete de madeira adaptado à agulha de Vicat de 280g, repetindo dez vezes em 20 segundos, e em seguida, as coroas eram mantidas sob uma pressão estática de 1 Kg por 15 minutos; empregaram também um martetele de madeira paliado, dez vezes em 20 segundos, em seguida, as coroas eram mantidas sob pressão de 1 Kg por 15 minutos; vibração vertical aplicada por 5 segundos a 2300 rotações por minuto, repetindo este procedimento três vezes em 20 segundos, em seguida as coroas eram mantidas sobre os preparos sob ação de uma carga de 1 Kg por 15 minutos; vibração horizontal por 15 segundos, seguida pela aplicação



de uma carga estática de 1 Kg por 15 minutos e combinação de pressão estática sob carga de 4 Kg por 10 segundos, seguida pela aplicação da gravitacional ou dos vibradores vertical e horizontal. Estas coroas eram mantidas em posição sob cargas somente quando cimentadas. Concluíram que a pressão produzida por carga dinâmica resultou em uma espessura menor que a estática. Recomendam para trabalhos clínicos primeiro a pressão digital, seguida pela pressão horizontal sob vibração.

Windeler⁹¹ (1979) estudou alterações na proporção pó/líquido recomendada pela especificação nº 8 da ADA³ para o cimento de fosfato de zinco e o efeito dessas alterações na espessura de película do cimento. Usaram um grupo controle que foi orientado pelas especificações da ADA³. Os corpos-de-prova eram troquéis tipo macho com uma inclinação de 10° e fêmea que tinha uma perfuração; foi aplicada uma força de 15 Kg de peso no ato da cimentação. Os resultados mostraram uma redução da espessura de película estatisticamente significativa nas misturas pó/líquido *standard* e com a temperatura reduzida. Concluíram que isto pode sugerir que a geometria dos preparos e a proporção pó/líquido podem ter

significância na espessura da película de cimento no ato da cimentação de coroas totais.

Newman⁵⁷ (1980) utilizou a técnica da placa resfriada na manipulação do cimento de fosfato de zinco para restaurações fundidas. O autor manipulou cimento de fosfato de zinco (Mizzy, Inc. Clifton Forge, Va.) sobre uma placa de vidro na temperatura ambiente por 2 minutos e usou como grupo controle. No outro grupo manipulou cimento de fosfato de zinco em uma placa de alumínio coberta com uma folha de vinil. Esta placa foi armazenada num *freezer* entre 15⁰C e 20⁰C. A proporção pó-líquido utilizada foi de 1,1g de pó para 0,5ml de líquido a temperatura ambiente e 2,2g de pó para 0,5ml de líquido para a placa resfriada, segundo a norma número oito da ADA³ (1978). O autor verificou que a técnica de manipulação do cimento de fosfato de zinco pode ser alterada para melhorar-lhe as propriedades. A resistência do cimento pode ser aumentada e a solubilidade reduzida. A espessura de película do cimento pode ser mantida dentro de limites aceitáveis.

Gavelis et al.²⁹ (1981) analisaram o selamento marginal e o assentamento oclusal de coroas totais cimentadas em troquéis de aço inoxidável que apresentavam diferentes tipos de acabamento

cervical. Estudaram o efeito de vários tipos de término cervical, no selamento marginal e no assentamento vertical de coroas totais cimentadas. Utilizaram oito modelos de aço inoxidável com volume e tamanho semelhantes a um molar preparado. Os preparos tinham 5° de inclinação axial, 10° de convergência, 6 mm de superfície oclusal e 8 a 10 mm de diâmetro. Os tipos de término eram: linha zero, ombro 90° , ombro 90° com bisel em 45° , chanfro com bisel paralelo a 5° , ombro 90° com bisel a 30° , ombro com bisel paralelo a 5° . Cinco coroas foram feitas para cada troquel e fundidas em ouro através um método padronizado. Após cimentadas, as amostras foram seccionadas e a espessura do cimento foi analisada em três pontos: oclusal, margem cervical e parede axial. Não houve diferença estatisticamente significativa a nível de 5% entre os preparos com término em linha zero e ombro com bisel paralelo a 5° . Também não houve diferença significativa entre os grupos com ombro a 45° , ombro biselado a 30° e ombro biselado a 45° , mas houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com degrau 90° , linha zero e chanfro com bisel.

Susthers & Wise⁸⁰ (1982) compararam o assentamento de coroas cimentadas com cimento de óxido de zinco e eugenol temporário, cimento de fosfato de zinco e ausência de cimento para

determinar qual dos métodos fornecia a melhor adaptação. Na manipulação do cimento de fosfato de zinco os autores utilizaram 0,25 ml de líquido para 0,5g de pó dividido em seis partes. Cada parte foi incorporada a mistura em intervalos de 15 segundos, totalizando 90 segundos de manipulação, realizada sobre uma placa de vidro a 24°C. Na manipulação do cimento de óxido de zinco e eugenol os autores utilizaram 0,15 ml de base e acelerador dispensados separadamente e misturados por 30 segundos. Os autores concluíram que o cimento utilizado na cimentação causa deslocamento oclusal; o cimento de fosfato de zinco promoveu maior deslocamento oclusal do que o cimento de óxido de zinco e eugenol temporário; a disparidade no assentamento das coroas obtida sem cimento, com cimento de óxido de zinco e eugenol temporário e cimento de fosfato de zinco, tendeu a reduzir-se em magnitude com o aumento de conicidade dos preparos dentais; a confecção de orifícios nas coroas mostrou-se um meio efetivo para reduzir as diferenças entre o assentamento obtido sem cimento, com cimento de óxido de zinco e eugenol temporário e cimento de fosfato de zinco.

Ishikiriama et al.³⁹ (1984) em trabalho de pesquisa, compararam o efeito de vários agentes cimentantes no assentamento e

retenção de coroas confeccionadas de resina e liga áurica. Estas coroas foram assentadas sobre dentes molares preparados, sob pressão digital e mantidas sob carga de 5 Kg por 8 minutos. Segundo os autores todos os cimentos testados apresentaram um desajuste de assentamento.

Jansen et al.⁴⁰ (1984) avaliaram a espessura de película do cimento em coroas totais, quando cimentadas com cimento de fosfato de zinco em 32 molares hígidos. Foram utilizadas duas técnicas de cimentação: técnica I, pincelamento do cimento em toda superfície interna da coroa, e técnica II, pincelamento do cimento na lateral interna e periferia da superfície oclusal. Foi aplicada vibração por 10 segundos através do aparelho Vibra-Seat em metade das coroas testadas. Foram realizados três cortes longitudinais no conjunto dente/coróa e a leitura foi realizada utilizando-se microscópio comparador com precisão de 0,005mm. Os autores concluíram que a técnica II apresentou resultados mais favoráveis nas regiões do término cervical, áxio-oclusal e central da superfície oclusal; a vibração mostrou resultados mais favoráveis em todas as regiões analisadas; a espessura de película não se apresentou uniforme no plano longitudinal vestibulo-lingual, mostrando-se decrescente em relação às médias das

espessuras de película das regiões do centro da superfície oclusal para a região do término cervical; houve completo escoamento do cimento em toda a superfície interna das coroas analisadas.

Moore et al.⁵⁵ (1985) analisaram a discrepância vertical e a abertura marginal de coroas fundida em preparos com o término cervical em gume de faca, antes e após a cimentação com cimento de fosfato de Zinco. Após a cimentação a discrepância vertical elevou-se cerca de 200 a 435 micrometros e a abertura marginal, que era em torno de 9,2 a 9,5 micrometros antes da cimentação, passou a ser de 18,5 a 35,6 micrometros após a cimentação. Empregaram uma pressão de 700N para o assentamento dessas coroas, alegando ser esta pressão comparável às usadas clinicamente.

White & Kipnis⁸⁷ (1993) utilizaram um método para fixação das coroas assentadas sobre os dentes preparados utilizando elásticos ortodônticos e uma carga de pressão de 49N. Com as coroas travadas nos dentes preparadas eles promoviam as mensurações.

2.4 Alívio interno e perfuração

Com respeito ao emprego de alívio na superfície interna das próteses, vários autores o preconizam como Fusayama et al.²⁸ (1963); Basset et al (1964)⁶; Kaufman et al.⁴⁴ (1966); Grajower et al.³³ (1989); Campbell¹³ (1990); Kern⁴⁶ et al. (1993); Wilson⁸⁸ (1994); dentre muitos outros.

Fusayama et al.²⁸ (1963) estudaram o efeito do alívio promovido em troquéis de gesso com esmalte para unhas e folha de estanho com 44 micrometros de espessura, visando diminuir o desajuste das coroas metálicas fundidas. Verificaram que, quando os alívios eram realizados nas superfícies bucal, lingual ou oclusal dos troquéis, houve uma sensível melhora na discrepância vertical das coroas. A falta de ajuste foi reduzida em todos os casos onde se usaram espaçadores. As próteses cimentadas apresentavam uma discrepância vertical de 110 micrometros e com alívio este valor foi reduzido para 37 a 48 micrometros. Concluíram que sempre se deve fazer o alívio para se obter melhor assentamento da coroa, conseguindo-se uma diminuição da discrepância vertical.

Jorgensen & Petersen⁴² (1963) analisaram duas propriedades do cimento de fosfato que influenciam separadamente ou combinadas na espessura da película a viscosidade e o tamanho das

partículas, sugerem a realização de uma perfuração para escape do excesso de agente cimentante durante a cimentação de coroas totais.

Basset et al.⁶ (1964) sugerem um alívio nas superfícies internas de coroas totais com o uso de espaçadores e uma via de escape (perfuração oclusal) para saída do excesso de agente cimentante; considera fundamental a realização destes artificios para se conseguir um mínimo de desajuste marginal no assentamento das coroas totais.

Fusayama et al.²⁷ (1964), em testes experimentais, concluíram que o espaçamento interno nas coroas totais executado, com a finalidade de diminuir a resistência ao escoamento dos agentes cimentantes, reduzem a espessura dos cimentos nas porções marginais de assentamento da prótese. Afirmam ainda que a linha de cimento é maior no preparo com término em ombro reto, menor no chanfrado e mais reduzida nos terminos biselados. Acham que o espaço entre a superfície interna da coroa e a externa do preparo deveria estar entre 30 a 40 micrometros o que favoreceria o assentamento da peça protética.

Courtade¹⁷ (1966) relatou suas experiências realizadas na Marquette University Dental School, onde as mais

perfeitas fundições obtidas, com as mais requintadas técnicas de laboratório, apresentavam, entre a superfície interna da coroa e a superfície externa do dente preparado, um espaço de cerca de 20 a 25 micrometros; e quando estas coroas eram cimentadas, sem perfuração este espaço era maior do que 250 micrometros, devido ao aprisionamento do agente cimentante naquelas superfícies. Quando as coroas eram cimentadas com emprego da perfuração, a película de cimento era a mesma do espaço mínimo original.

Kaufman et al.⁴⁴ (1966) afirmaram que coroas totais que apresentavam um alívio interno de 25 micrometros tinham melhor assentamento, diminuindo a discrepância marginal e que também apresentavam melhora na retenção.

Cooper et al.¹⁶ (1971) se preocuparam em diminuir a espessura de película de cimento e o desajuste marginal de coroas totais sobre troquéis de aço inoxidável, através de perfurações para diminuir a pressão hidrostática no ato da cimentação. Quanto maior a espessura de película maior o desajuste. Justificam o emprego de perfurações por ser o modo mais prático de se obter espaço para aliviar a pressão hidrostática causada pelo cimento no ato da cimentação e para facilitar o seu escoamento. Os troquéis de aço inoxidável tinham

as dimensões aproximadas de um primeiro molar inferior. Foram preparadas coroas totais com término cervical em ombro de 1,0 mm, paredes axiais com expulsividade de 3° e tinham um sulco para orientação de assentamento da coroa. Compararam coroas não perfuradas e não aliviadas com coroas similares perfuradas mas não aliviadas. Empregaram o cimento de fosfato de zinco e utilizaram uma pressão oclusal de 80 lb, com interposição de um pedaço de pau de laranjeira, durante 10 minutos. O desajuste foi verificado em microscópio; a seguir as coroas eram removidas limpas em ultra som, perfuradas na superfície vestibular e recimentadas nas mesmas condições e aferidas. No primeiro caso houve um desajuste de 0,141 mm e no segundo, de 0,096 mm.

Shibayama⁷² (1975) em seu método de pesquisa comparou coroas totais fundidas em liga de ouro, sem sofrer alívio eletrolítico e sem perfuração oclusal; com coroas perfuradas sem alívio eletrolítico e coroas com perfuração e com alívio eletrolítico. Estas coroas foram cimentadas em troquéis usinados em aço inoxidável com características do término cervical em ombro reto, ombro reto com bisel em 45° e ombro chanfrado com 45° de inclinação em relação ao eixo longitudinal do troquel. Inicialmente, as coroas fundidas eram

colocadas em seus respectivos troquéis, sem cimento, e aferidas através de um micrômetro com mostrador, em seguida, eram cimentadas com cimento de fosfato de zinco e aferidas novamente. A diferença considerou como sendo a medida da discrepância da adaptação.

Eames et al.²⁴ (1978), utilizando dentes preparados *in vitro* através de métodos que se aproximavam o máximo das condições clínicas, realizaram um trabalho de pesquisa, buscando técnicas para melhorar o assentamento das fundições. Realizaram duzentas fundições, aplicando artificios para eliminar ou diminuir as interferências internas causadoras de desajustes marginais no assentamento final sobre o dente preparado. Utilizaram como variáveis: a inclinação das paredes axiais dos preparos para coroas totais nos primeiros e segundos molares, sendo de 10° e 20° de expulsividade (5° e 10° em cada parede); com e sem perfuração oclusal nas coroas; com e sem alívio interno através do uso da água régia; com e sem alívio dos troquéis com verniz espaçador. Empregaram cimentos de fosfato de zinco, sílico fosfato de zinco e resinoso. As fundições foram preenchidas com cimento e assentadas sobre os dentes preparados através pressão digital pelo operador, em seguida submetidos a uma

máquina que produzia pressão para melhor assentamento, e assim mantidas em uma estufa a temperatura de 37^o C. Nos casos em que se utilizou o verniz espaçador, foram aplicadas cinco camadas com 5 micrometros cada, perfazendo 25 micrometros de alívio, mantendo 0,5 mm sem alívio no término marginal do troquel. Dez amostras controle para cada grupo experimental foram mensuradas: coroas sem cimento e convergência de 10^o e 20^o aliviadas ou não foram submetidas à força estática de 15 Kg. As coroas assentadas e não cimentadas foram incluídas em resina e seccionadas para mensurações. Realizaram seis medições aleatórias na interface oclusal de cada coroa através de microscópio. Observaram um fenômeno que expulsava a coroa em sentido contrário ao da inserção quando assentadas sem cimento. Este fenômeno foi denominado pelo autor como *rebound* que pode ser traduzido como rechaçamento. Observaram, também, que essas forças desaparecem após o preenchimento das coroas com o agente cimentante. Este fenômeno é que determina, segundo os autores, a necessidade de se manter a coroa sob pressão durante pelo menos 3 minutos durante o ato de cimentação. Verificaram ainda que a presença do alívio interno diminuía substancialmente a discrepância de assentamento. Nas coroas não aliviadas com inclinação de 10^o sob

ação de força estática sem cimento obtiveram 215 micrometros de desajuste; nas com 20° de expulsividade nas mesmas condições aferiram 99 micrometros. Quando as coroas foram aliviadas nas mesmas situações, obtiveram 49 micrometros e 47 micrometros respectivamente. Nas coroas assentadas nas mesmas situações com cimento de fosfato de zinco registraram para os preparos com 10° (sem alívio = 143 micrometros, perfuradas = 64 micrometros e aliviadas = 45 micrometros) e nos preparos com 20° (sem alívio = 112 micrometros, perfuradas = 63 micrometros e aliviadas = 33 micrometros). Concluíram que as vantagens de se conseguir um espaçamento entre as paredes axiais e oclusais dos dentes preparados e as superfícies internas das coroas são traduzidas pela obtenção de melhor assentamento e justeza na região cervical. Preparos com convergência de 10° promoviam um espaço médio de 215 micrometros e se a convergência fosse de 20°, esse valor diminuía para 99 micrometros. Citaram o método de alívio dos troquéis com verniz espaçador como o mais aceitável.

Phillips⁶¹ (1978) destaca a importância do uso de espaçadores, principalmente quando são empregadas ligas alternativas de níquel-cromo ou de cobre-alumínio, pois estas ligas apresentam um

processo de contração de aproximadamente 2%, durante a solidificação delas na fundição, enquanto que a expansão térmica de compensação dos revestimentos aglutinados com fosfato e com sílica está em torno de 1,5%.

Piccino et al.⁶² (1979) analisaram o emprego de perfuração oclusal, como método para reduzir a pressão hidrostática e minimizar as discrepâncias de assentamento cervical, verificadas durante a cimentação, em relação ao uso do espaçamento químico. Concluíram que o ataque ácido da superfície interna das coroas totais, bem como sua perfuração oclusal, influem na adaptação delas aos respectivos preparos e na sua resistência à remoção por tração; observaram menor desajuste nas coroas atacadas com ácido e perfuradas na superfície oclusal. O ataque ácido nas superfícies internas de incrustações de classe I influi na justeza de sua adaptação e na resistência à remoção por tração; incrustações atacadas apresentaram menor desajuste e maior resistência à remoção do que as não atacadas internamente por ácido.

Ishikiriama et al.³⁸ (1981) avaliaram a influência de vários fatores na adaptação de coroas cimentadas. Os fatores avaliados foram a quantidade de cimento colocada nas coroas e a aplicação de

vibração associado a orifício oclusal e alívio interno. O cimento utilizado foi o fosfato de zinco (S.S.White Mfg. Co., Rio de Janeiro, Brasil). Os autores concluíram que a colocação do cimento com pincel nas margens das coroas promoveu melhor adaptação do que quando as coroas foram totalmente preenchidas com cimento; a vibração mecânica das coroas no momento da cimentação promoveu melhor adaptação; um orifício nas coroas, um alívio interno ou a combinação de ambos, melhorou o assentamento das coroas no momento da cimentação; a associação de uma ou mais variáveis utilizadas neste trabalho melhorou consideravelmente a adaptação das coroas cimentadas.

Van Nortwick & Gentleman⁸⁴ (1981) compararam o efeito do orifício oclusal, vibração horizontal e alívio interno, individualmente ou em combinação, no assentamento de coroas cimentadas. Estas próteses foram confeccionadas sobre um suporte metálico, que simulava o preparo de um pré-molar, foram fundidas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy, Inc., Clifton Forge, Va.). Durante a cimentação a força estática aplicada foi de 7,2 Kgf (70,6N) usando um cilindro de ar. A vibração horizontal foi realizada com Vibra-Seat (Wilkinson Co., Westtiake Village, Calif.)

sobre a coroa por 10 segundos, enquanto a força estática era aplicada verticalmente. Foram cimentadas dez coroas em cada grupo, num total de oitenta cimentações e cinco medidas foram realizadas sobre cada uma delas, totalizando quatrocentas mensurações. Os autores concluíram que a vibração aplicada horizontalmente não teve efeito isoladamente, ou em qualquer interação com o orifício oclusal ou alívio interno da coroa; o orifício e o alívio interno isoladamente promoveram um bom assentamento; o orifício e o alívio interno juntos constituíram a mais efetiva das combinações.

Campagni et al.¹¹ (1982) mediram a espessura de película de três pinturas utilizadas como espaçadores. Dois desses materiais são comercializados como espaçadores e o terceiro como pintura para aeromodelos. Os materiais foram aplicados nos troquéis de gesso pedra em múltiplas camadas, em seguida incluídos em resina, seccionados, medidos e fotografados ao microscópio. Os três espaçadores foram capazes de alcançar aceitação clínica, aliviando de 20 a 40 micrometros, usando-se um número variado de camadas. As duas pinturas específicas para espaçadores deram de 11 a 13 micrometros por camada. A pintura alternativa produziu aproximadamente 5 micrometros de espessura por camada. Concluíram

ainda que os materiais apresentaram uma coerente progressão aritmética quando múltiplas camadas foram aplicadas.

Grajower & Lewinstein³² (1983) analisaram o emprego de espaçadores para melhorar o assentamento de coroas em dentes preparados com diferentes inclinações da parede axial e com cinco tipos de terminação cervical. Após a cimentação as coroas apresentaram maior ou menor discrepância gengival, não só em função da contração ou expansão da fundição, bem como pelo próprio ato da cimentação. Concluíram que o uso apropriado de espaçadores para se promoverem alívios nas paredes axiais e oclusal dos troquéis, poderia tornar supérflua a confecção do bisel.

Schwartz⁷¹ (1986) afirmou que, na maior parte das ligas utilizadas para obtenção de próteses metalocerâmicas, o emprego de ataque eletrolítico, para se obter um alívio interno nas próteses, não é o método mais apropriado. Sugere o emprego da perfuração oclusal naqueles casos de pacientes que apresentem problemas periodontais avançados; alegando que a mobilidade desses dentes e a pressão hidrostática, durante o ato da cimentação podem proporcionar um desajuste marginal da prótese. Concluiu que muitos métodos de alívio interno foram desenvolvidos para propiciar melhor assentamento, e

condições máximas de adaptação marginal. No entanto, justifica que muitos destes materiais ou métodos são bastante honerosos e indica o uso de espaçadores por serem de fácil manipulação e baratos, favorecendo seu emprego rotineiramente. O espaçamento ideal proposto gira em torno de 20 a 40 micrometros. Afirma que o aumento de um micrometro na espessura de película de cimento promove uma discrepância de 11,5 micrometros no assentamento de coroas, que, segundo ele, é um procedimento complexo que envolve algumas dificuldades, como o preparo dos dentes, o processo de fundição, o cimento e sua manipulação.

Campagni et al.¹² (1986) avaliaram o efeito do espaçador no assentamento de coroas fundidas em ouro com ou sem ranhuras, cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Utilizaram 50 coroas construídas através de técnica indireta para padronização e divididas em cinco grupos de dez. Os dois primeiros grupos não tinham ranhura no preparo sendo que um foi aliviado internamente e o outro não. Os três grupos apresentavam uma ranhura do lado lingual e outra do lado vestibular. Um grupo não foi aliviado, outro foi completamente aliviado e o outro 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; a omissão do espaçador na ranhura não reduziu os benefícios do alívio no remanescente do troquel, e que as ranhuras não interferem no assentamento quando os espaçadores são aplicados por completo ou omitido somente nas ranhuras.

Rieger et. al.⁶⁵ (1987) mediram a espessura de camadas alternadas do espaçador Tru-fit. Utilizaram dois grupos com seis variações em cada grupo. O primeiro grupo começava com uma camada de espaçador prateado e o segundo com uma camada de espaçador dourado. A primeira medida era feita com apenas uma camada de espaçador, a segunda com duas camadas e assim sucessivamente até seis camadas, nos dois grupos. Notaram que duas camadas, prateada e dourada, não tinham a mesma espessura que duas camadas dourada e prateada, o que sugeria a interação entre os dois materiais e essa diferença dependia de qual material havia sido aplicado primeiro. Quando quatro camadas do espaçador foram aplicados, na seqüência, prateada, dourada, prateada e dourada, a espessura total do alívio foi de 23,93 micrometros. Cinco camadas

dourada, prateada, dourada, prateada e dourada, nesta sequência, promoveu um alívio de 25,24 micrometros. Essas duas sequências foram as mais indicadas pelos autores por se aproximarem da espessura considerada ideal, 25 micrometros. Concluíram, ainda, que a consistência alcançada com o espaçador Tru-fit dourado e prateado é excelente, e a ordem de aplicação dos materiais pode alterar o espaço entre o troquel e a coroa.

De Fiori et al.²⁰ (1988) afirmam que os vernizes espaçadores, quando aplicados nas áreas axiais dos troquéis, criam uma folga entre as superfícies metálicas e dentais nessa região, evitando que ocorram desajustes de assentamento das próteses; o espaçador não deve ser aplicado na área oclusal do troquel para permitir que haja um ponto de referência que determine o assentamento final da prótese. Não deve também atingir as áreas que envolvam a linha de terminação do preparo dentário no troquel, para evitar que a justeza cervical da prótese seja alterada. Relatam ainda que o uso de espaçadores é indicado para reforçar a compensação de contração de esfriamento da liga, determinada pela expansão proporcionada pelos revestimentos durante a fase de fundição, que normalmente se mostra deficiente quando se empregam ligas não nobres; e para criar uma folga

entre a coroa e o dente preparado que possibilite desenvolver uma camada de cimento com espessura tal que proporcione condições ótimas de retenção para a prótese e proteção contra alterações térmicas, no remanescente dental.

Pilo et al.⁶⁴ (1988) fizeram uma revisão da literatura a respeito do assentamento de coroas totais cimentadas, analisando os fatores que poderiam afetar a espessura de película dos cimentos, determinando a espessura de película, descrevendo as principais teorias sobre o assentamento incompleto de coroas e suas conseqüências devido ao desajuste cervical. Mostraram ainda o pensamento de vários autores a respeito da perfuração e do alívio interno como métodos para melhorar o assentamento de coroas totais cimentadas, além de discutirem várias técnicas de cimentação e suas variações.

Gegauff & Rosenstiel³⁰ (1989) fizeram uma reavaliação dos espaçadores pintados e seus efeitos no assentamento de coroas totais fundidas, através do uso de força dinâmica. Três dentes molares humanos extraídos foram utilizados e uma série de sete coroas totais foi feita para cada dente, variando-se de zero a seis camadas de espaçador em cada troquel. Índices marcados foram usados para medir a posição da coroa antes e depois da cimentação com cimento de

fosfato de zinco. Concluíram que o espaçador não melhorou o assentamento das fundições cimentadas; a retenção das fundições feitas sem espaçador foi significativamente maior que as feitas com uma ou até seis camadas de espaçador.

Grajower et al.³³ (1989) estudaram o assentamento de coroas na dependência de espaçadores aplicados sobre os modelos. Utilizaram 29 molares extraídos e preparados de uma maneira padrão, a partir dos quais foram obtidos os troquéis. Recomendam, para melhor assentamento das coroas, que se faça a colocação de espaçadores sobre os troquéis de gesso e que esses espaçadores sejam aplicados inclusive no término cervical do preparo. Discordam que esses espaçadores sejam aplicados a 1,0 mm de distância da margem, considerando este fato ineficaz e seria como se as coroas não apresentassem nenhum alívio, porque a margem cervical e parte da parede axial do preparo sem alívio servem de obstáculo à melhor adaptação das coroas.

Stephano et al.⁷⁹ (1989) avaliaram a adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troquéis com e sem espaçador. Utilizaram um troquel metálico, a partir do qual oito troquéis de gesso pedra melhorado foram obtidos; e enceradas quatro coroas com espaçador e quatro sem espaçador, para cada

troquel, obtendo-se desse modo sessenta e quatro coroas. As coroas foram fundidas em liga de cobre-alumínio, níquel-cromo e ouro. Em seguida foram adaptadas ao troquel metálico sob leve pressão digital e procedida a medição do desajuste cervical, em um microscópio de mensuração linear. Os resultados mostraram que o uso de espaçadores nos troquéis diminuiu de forma estatisticamente significativa os desajustes cervicais das coroas, qualquer que tenha sido a liga metálica empregada.

Campbell¹³ (1990) comparou a espessura de película dos espaçadores convencionais Tru-fit e Belle de St.Claire e dos espaçadores totais cerâmicos Dicor e Cerestone; 21 troquéis de gesso foram obtidos a partir de um modelo de aço inoxidável simulando um segundo pré-molar inferior e outros 21 troquéis simulando um molar inferior com preparos de ombro biselado e com 10⁰ de convergência. Concluiu que três camadas de Tru-fit, duas camadas de Belle de St.Claire e duas camadas do Cerestone promoveram um alívio em torno de 25 micrometros; enquanto que uma única camada do espaçador Dicor promoveu uma película de 37 micrometros de espessura.

Wilson et al.⁹⁰ (1990) avaliaram a deformação das coroas durante a cimentação com cimento de fosfato de zinco; foram

analisados a espessura da coroa, viscosidade do agente cimentante e alívio interno na coroa. Concluíram que a deformação da coroa aumentou com a viscosidade do agente cimentante; que a via de escape para o cimento, executado na coroa, diminuiu a sua deformação, durante o assentamento e que o alívio interno promovido pela água régia na superfície interna das coroas reduziu o tempo necessário para o assentamento, mas não diminuiu a sua deformação.

Wang et al.⁸⁶ (1992) utilizaram modelos-padrão de aço inoxidável com dois tipos de término cervical: ombro puro e ombro biselado com 65^o de inclinação. Obtiveram coroas fundidas em liga não nobre, que foram enceradas em troquéis de gesso tipo IV. Utilizaram as seguintes variáveis: emprego do espaçador Tru-Fit em quatro camadas para obter um alívio interno nas coroas, de aproximadamente 24 micrometros; forças de assentamento de cinco ou trinta libras; desenho do término cervical; assentamento das coroas metálicas fundidas de maneira estática e dinâmica, bem como a interação entre todos estes fatores. O assentamento das coroas foi medido antes, sem que elas fossem fixadas ao modelo-padrão e depois da cimentação. Foram empregados como agentes cimentantes os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro. Concluíram que,

aumentando-se a carga para assentamento, de cinco para trinta libras, melhorava significativamente o assentamento das coroas. O assentamento das coroas com o emprego do ionômero de vidro melhorou de maneira substancial, durante o ato de cimentação, comparando-se com o cimento de fosfato de zinco. Os preparos com término em ombro biselado e espaçador apresentaram um assentamento significativamente melhor, para os dois tipos de cimento, quando a cimentação foi realizada com o auxílio da carga de trinta libras. Observaram ainda que as coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco apresentaram uma diferença significante, qual seja: 116 micrometros de discrepância vertical sob carga de cinco libras sem alívio e dois micrometros para aquelas cimentadas sob carga de trinta libras com alívio.

Brandt et al.⁹ (1993) fizeram uma revisão dos métodos para criar espaço entre a restauração metálica fundida e a estrutura dental preparada. Propuseram uma técnica padronizada para pintura de troquéis de gesso com espaçadores. Recomendam, para se obter uma adaptação mais precisa com integridade marginal, a remoção dos defeitos positivos na face interna da fundição; testar a adaptação da coroa no troquel com o espaçador intacto e avaliar a quantidade de

expansão ocorrida durante a inclusão no revestimento e no processo de fundição; remover o espaçador com o solvente recomendado pelo fabricante e avaliar novamente a adaptação da coroa no troquel após a remoção do espaçador e novo ajuste da coroa, se necessário, para seu completo assentamento.

Carter & Wilson¹⁵ (1996) estudaram o efeito do verniz espaçador aplicado sobre troquéis para verificação do assentamento e retenção de coroas. Realizaram dez preparos em terceiros molares extraídos e selecionados por terem formas coronárias semelhantes. Cada preparo foi duplicado cinco vezes em troquéis de gesso que foram pintados com duas, quatro, seis e oito camadas de verniz espaçador e outros sem camada nenhuma. Coroas foram enceradas de maneira convencional sobre esses troquéis e fundidas. As coroas assim obtidas foram levadas sobre os troquéis e avaliada a força necessária à sua remoção antes e após a cimentação. Concluíram que a retenção das coroas onde foi feita a pré-cimentação diminuiu de menos de 24 ± 10 N sem nenhuma camada de verniz para zero N com quatro camadas ou mais de verniz espaçador; e o desajuste decresceu de 547 ± 77

micrometros sem nenhuma camada de verniz para 38 ± 31 micrometros para oito camadas de verniz espaçador.

Wilson⁸⁹ (1996) mediu as deformações sofridas por coroas de ouro contruídas sobre troquéis de aço inoxidável com 6mm de altura, 8 mm de base, paredes axiais com 5° de expulsividade e término cervical em ombro de 0,6 mm. Empregou como variáveis a presença ou ausência de perfurações, relacionadas com a discrepância de assentamento e deformação. Cada cimentação foi realizada usando uma força de 3 a 10 N com alívio interno de 40 micrometros e a presença ou não da perfuração. Concluiu que as perfurações aumentaram as deformações e amenizaram as discrepâncias de assentamento; as perfurações diminuíram as discrepâncias de assentamento a níveis aceitáveis quando foram aplicadas forças de 25N na cimentação com cimento de fosfato de zinco; e que as perfurações podem ser indicadas em adição a métodos de alívio interno para minorar o efeito da pressão hidrostática no ato da cimentação. Justifica dizendo serem desconhecidos os níveis de pressão gerados e tolerados pela polpa e pode ser prudente minimizar seus possíveis efeitos.

3 PROPOSIÇÃO

Análise das discrepâncias de assentamento ocorridas na cimentação de coroas totais metálicas com e sem alívio, sobre preparos com término cervical em chanfro, linha zero ou lâmina de faca, plano inclinado em 135° , ombro puro associado a um bisel e ombro puro ou degrau em 90° . Utilizaremos quatro agentes cimentantes, sendo três classificados como temporários, à base de óxido de zinco com e sem eugenol, e o quarto empregado para cimentações definitivas, o cimento de fosfato de zinco.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais:

- a) aço Vilarés V-303, linha barras laminadas, forma redonda com 12,70mm de diâmetro;
- b) cimentos temporários:
 - Provy Herpo Produtos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ,
 - Temp Bond NE Sybron Kerr Indústria e Comércio Ltda., Guarulhos SP B221052169,
 - Temp Bond - produzido e distribuído pela Dumont Produtos Odontológicos Ltda. - Guarulhos-SP - sob licença da Kerr Manufacturing Company - U.S.A.
- c) cimento definitivo:
 - Fosfato de Zinco S.S.White Artigos Dentários Ltda. Rio de Janeiro, RJ.

- d) Removalon I Dry Pak, Premier Dental products Norristown, PA., U.S.A.;
- e) bicarbonato de Sódio Mosteiro, laboratório Guaramidina, S. Paulo;
- f) álcool Isopropílico, Farmacopéia Brasileira, fabricado por Drogasil S.A., S. Paulo;
- g) clorofórmio, Farmacopéia Brasileira, fabricado por Drogasil S.A., S. Paulo;
- h) óleo de casca de laranja amarga, fabricado pelo Laboratório Veado D'Ouro, São Paulo;
- i) algodão hidrófilo Apolo;
- j) lamparina a álcool;
- l) cera pegajosa em bastões Horus, Herpo Produtos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ.

4.1.1 Instrumental e aparelhos:

- a) motor de baixa rotação Max Tork, Vigodent, R.J.;
- b) escova Robinson para polimento;
- c) placas de vidro para espatulação de cimento;
- d) espátulas de aço inoxidável números 7, 24 e 36, Duflex;

- e) pincéis marca Tigre, tipo 308 números 2 e 3;
- f) pinça clínica para algodão;
- g) termômetro com precisão de $0,1^{\circ}\text{C}$ para verificação da temperatura ambiente;
- h) cronômetro Jaquet, Switzerland;
- i) torno mecânico Micro Nardini 500ES, Americana, S.P.;
- j) aparelho para exercer carga de 5 quilogramas confeccionado pelo Colégio Técnico e Industrial UNESP - Câmpus de Guaratinguetá, S.P. (Figura 1);
- k) lupa, Model N^o DA-3, OptiVISOR Donegan Optical Company, INC., Lenexa, Kansas, U.S.A.;
- l) balança Mettler H10 W Switzerland, sensibilidade $0,0001\text{g}$ (Figura 2);
- m) balança Sartorius sensibilidade $0,1\text{ g}$;
- n) seringa e pipeta com graduação de $0,1\text{ml}$;
- o) desempenadeira $30 \times 50\text{cm}$ Ind. Met. Fesmo Ltda., Km 305 Rodovia Presidente Dutra;
- p) aparelho de nível Stanley S.W. número 38, U.S.A.
- q) projetor de perfil MP 320 Carlzeiss, Germany, resolução $0,001\text{mm}$ (Figura 3);

- r) comparador vertical Carlzeiss, Germany, resolução 0,001mm;
- s) metroscópio Horizontal Carlzeiss - Jena, Germany , resolução 0,0002 mm (Figura 4);
- t) aparelho para ensaio de tração universal marca Emic (Figura 5);
- u) aparelho de Ultra-Som, marca LR, Ultrasonic modelo T 7, S.P.

4.1.2 Dispositivos:

- a) hastes metálicas usinadas para serem adaptadas a encaixes;
- b) três modelos-padrão, respeitando a média aproximada das dimensões de um segundo molar inferior relatados por Sicher⁷⁵ (1955); Cantisano et al.¹⁴ (1987); Picosse⁶³ (1990); Dubrul²² (1991), com cada um dos tipos das formas do término da parede gengival citados na proposição, representativos de preparos para uma coroa total em aço inoxidável (Figura 6), torneados em torno mecânico.

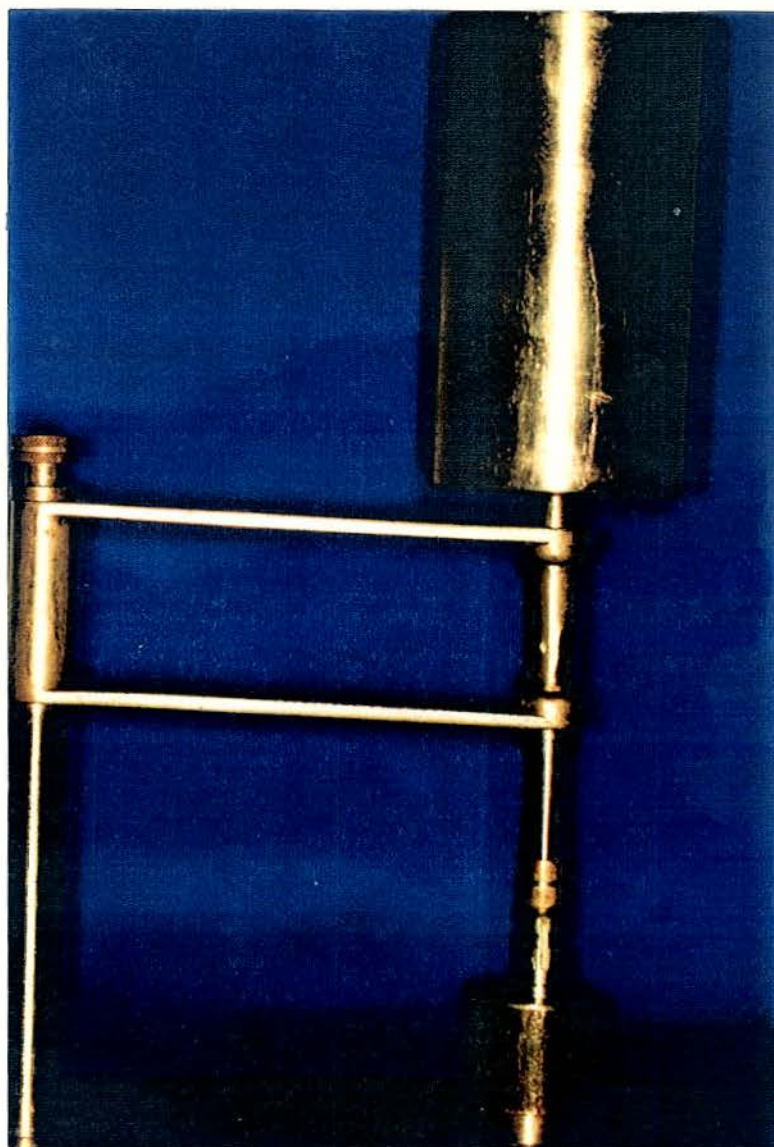


FIGURA 1 - Aparelho para exercer carga de 5 kg sobre a cápsula metálica assentada no modelo-padrão.



FIGURA 2 - Modelo padrão sendo aferido em balança Mettler com precisão de 0,0001g.



FIGURA 3 - Projetor de perfil MP 320 Carlzeiss, Germany, resolução 0,001mm.

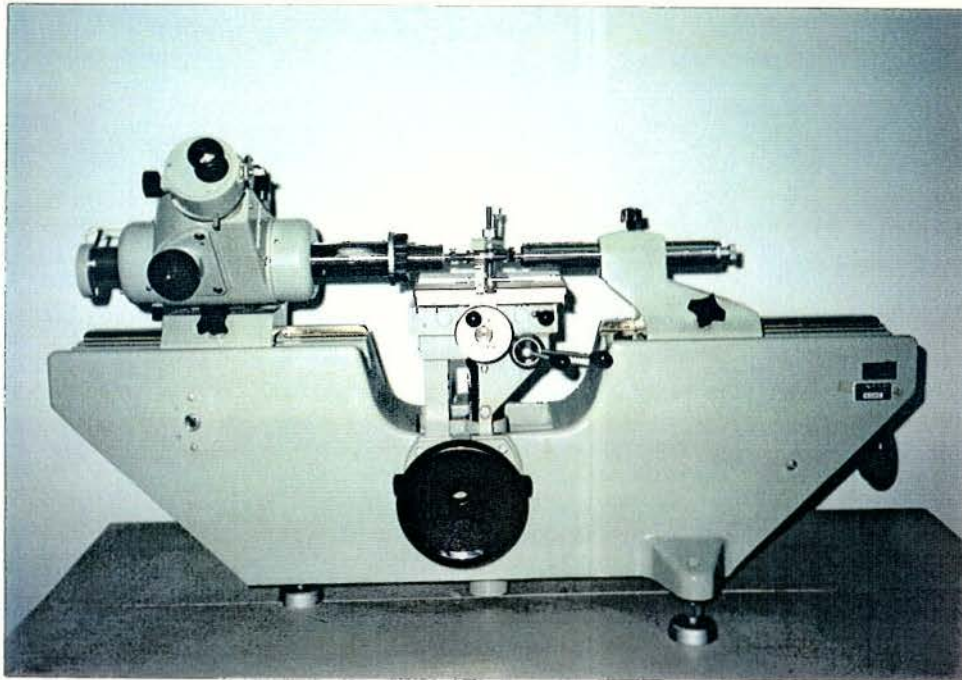


FIGURA 4 - Vista frontal do metroscópio horizontal Carl Zeiss com resolução de 0,0002mm.



FIGURA 5 - Aparelho para ensaio de tração universal marca Emic.



FIGURA 6 - Modelos-padrão torneados respeitando a média de dimensão de um segundo molar inferior com término cervical conforme proposição, na seqüência:
a) chanfro; b) gume de faca; c) plano inclinado; d) ombro biselado; e) ombro retro.

- Com tipo de término cervical do preparo em ombro puro ou degrau formando um ângulo de 90° com o longo eixo das paredes axiais, (Figura 7):

altura do preparo: 5,5mm,

diâmetro maior do preparo: 8mm,

diâmetro maior das paredes axiais: 6,4mm,

largura do ombro ou degrau: 0,8mm,

ângulo de convergência do preparo: 6° ,

embaixo do término cervical em sua base cilíndrica de 15mm de altura, apresentam dois sulcos guias, um posicionado frontalmente ao outro, para orientar a inserção da peça superior usinada para ser assentada no modelo-padrão.



FIGURA 7 - Modelo-padrão apresentando término cervical do preparo em ombro puro o degrau formando um ângulo de 90° com o longo eixo das paredes axiais.

- **Com tipo de término cervical do preparo em chanfro formando uma concavidade de $1,02^{\circ}$ com as paredes axiais, (Figura 8):**
 - altura do preparo: 5,5mm,
 - diâmetro maior do preparo: 8mm,
 - diâmetro maior das paredes axiais: 6,4mm,
 - largura do chanfro: 0,8mm,
 - ângulo de convergência do preparo: 6° ,embaixo do término cervical do preparo em sua base cilíndrica de 15mm de altura, apresentam dois sulcos guias, um posicionado frontalmente ao outro, para receber as hastes e orientar a inserção da peça superior usinada para ser assentada no modelo-padrão.



FIGURA 8 - Modelo-padrão apresentando término cervical do preparo em chanfro formando uma concavidade de $1,02^{\circ}$ com as paredes axiais.

- Com tipo de término cervical em ombro biselado sendo que o ombro forma um ângulo de 90° com o longo eixo das paredes axiais e o bisel um ângulo de 45° com o ombro, (Figura 9):

altura do preparo: 5,5mm,

diâmetro maior do preparo: 8mm,

diâmetro maior das paredes axiais: 6,4mm,

largura do ombro: 0,5mm,

largura do bisel: 0,3mm,

ângulo de convergência do preparo: 6° ,

embaixo do término cervical do preparo, em sua base cilíndrica de 15mm de altura apresentam dois sulcos guias, um posicionado frontalmente ao outro, para receber as hastes e orientar a inserção da peça superior usinada para ser assentada no modelo-padrão.



FIGURA 9- Modelo-padrão apresentando término cervical do preparo em ombro biselado. O ombro forma um ângulo de 90° com o longo eixo das paredes axiais e o bisel um ângulo de 45° com o ombro.

- Com tipo de término cervical do preparo em linha zero ou gume de faca, (Figura 10):

altura do preparo: 5,5mm,

diâmetro maior do preparo: 8mm,

diâmetro maior das paredes axiais: 6,4mm,

ângulo de convergência do preparo: 60°,

embaixo do término cervical do preparo em sua base cilíndrica de 15mm de altura, apresentam dois sulcos guias, um posicionado frontalmente ao outro para receber as hastes e orientar a inserção da peça superior usinada para ser assentada no modelo-padrão.



FIGURA 10 - Modelo-padrão apresentando término cervical do preparo em linha zero ou gume de faca.

- Com tipo de término cervical do preparo em plano inclinado, formando um ângulo de 135° com o longo eixo das paredes axiais, (Figura 11):

altura do preparo: 5,5mm,

diâmetro maior do preparo 8mm,

diâmetro maior das paredes axiais: 6,4mm,

largura do ombro inclinado: 0,8mm,

ângulo de convergência do preparo: 6° ,

embaixo do término cervical do preparo, em sua base cilíndrica de 15mm de altura, apresentam dois sulcos guias, um posicionado frontalmente ao outro para receber as hastes e orientar a inserção da peça superior usinada em aço para ser assentada no modelo-padrão.



FIGURA 11- Modelo-padrão apresentando término cervical do preparo em plano inclinado formando um ângulo de 135° com o longo eixo das paredes axiais.

4.2 Métodos

4.2.1 Confecção dos corpos-de-prova: modelos-padrão

Cilindros de aço inoxidável (V 303) com diâmetro de 12,70mm e altura de 25mm foram posicionados no torno mecânico, que apresentava no mandril uma broca de carbeto de tungstênio intencionalmente preparada para executar os desgastes externos necessários nos cilindros de aço, deixando-os com o formato e dimensões dos modelos-padrão. Todos eles foram obtidos dessa maneira e a única variação foi executada no término cervical.

Os desgastes foram feitos na parte externa central dos cilindros de maneira que os 8mm de seu diâmetro maior deixassem de cada lado 2,35mm de aço, perfazendo o diâmetro inicial dos cilindros de 12,70mm.

Posteriormente, a posição do cilindro foi invertida no torno e abriu-se internamente na base não desgastada do cilindro uma cavidade rosqueada de 7mm, com a finalidade de podermos rosqueá-lo em uma das extremidades do aparelho para ensaio de tração.

Em uma de suas porções laterais os modelos-padrão foram aplainados com a finalidade de serem adaptados quantas vezes

necessárias fossem à haste horizontal do metroscópio horizontal para se executarem mensurações (Figura 12). Em outras duas, frente a frente, confeccionaram-se dois sulcos guias paralelos para receber as hastes metálicas.

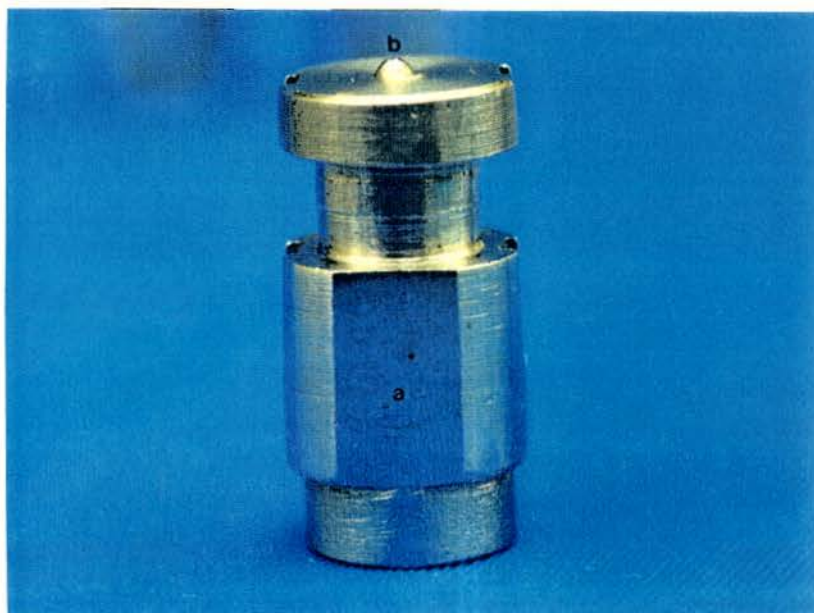


FIGURA 12 - Vista frontal do modelo-padrão com a cápsula metálica assentada:
a) lateral do modelo-padrão aplainada para ser adaptada à haste horizontal do metroscópio;
b) elevação hemisferoidal com 1mm de diâmetro da parede externa da cápsula metálica.

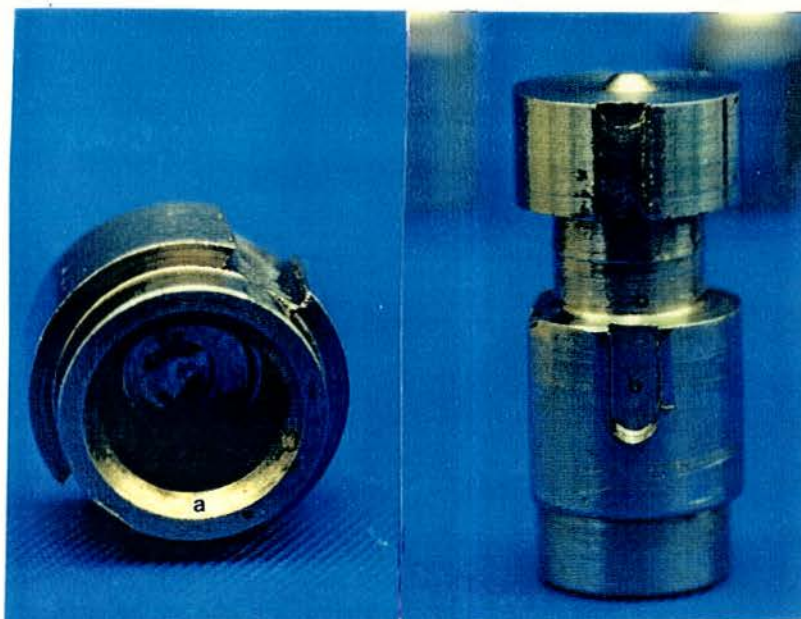


FIGURA 13 a) vista interna da cápsula metálica mostrando termino cervical em plano inclinado 135°; b) vista lateral do modelo-padrão com a cápsula metálica assentada. Notar o detalhe do sulco guia posicionado verticalmente na parede externa do modelo-padrão e da cápsula.

4.2.2 Confeção das cápsulas metálicas para serem assentadas nos modelos-padrão

Cilindros de aço inoxidável (V 303), com diâmetro de 12,70mm e altura de 25mm, foram posicionados no torno e com brocas de carbeto de tungstênio foram desgastados internamente de maneira a apresentar as mesmas dimensões e formas externas dos modelos-padrão. As paredes superiores possuem uma espessura de 1,5mm e em sua porção central externa nota-se uma elevação hemisferoidal com 1mm de diâmetro. Nas paredes externas axiais observam-se dois sulcos guias posicionados verticalmente, dando continuidade aos sulcos colocados nos modelos-padrão (Figura 13).

Além destas cápsulas, outras tantas foram obtidas com o mesmo formato, porém com as dimensões das paredes internas diminuídas em 30 micrometros, até uma distância de 0,5mm do término cervical dos preparos.

4.2.3 Pesagem dos corpos de prova

Os corpos de prova foram pesados em balança com 0,0001g de precisão (Figuras 14 e 15).

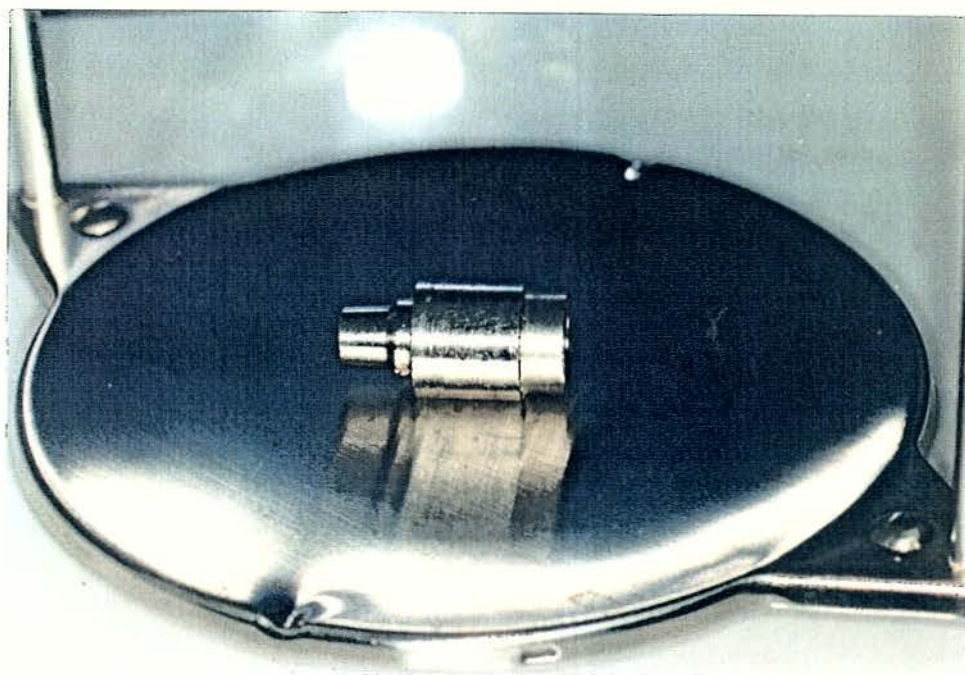


FIGURA 14 - Vista do modelo-padrão sendo aferido em balança Metter com precisão de 0,0001g.

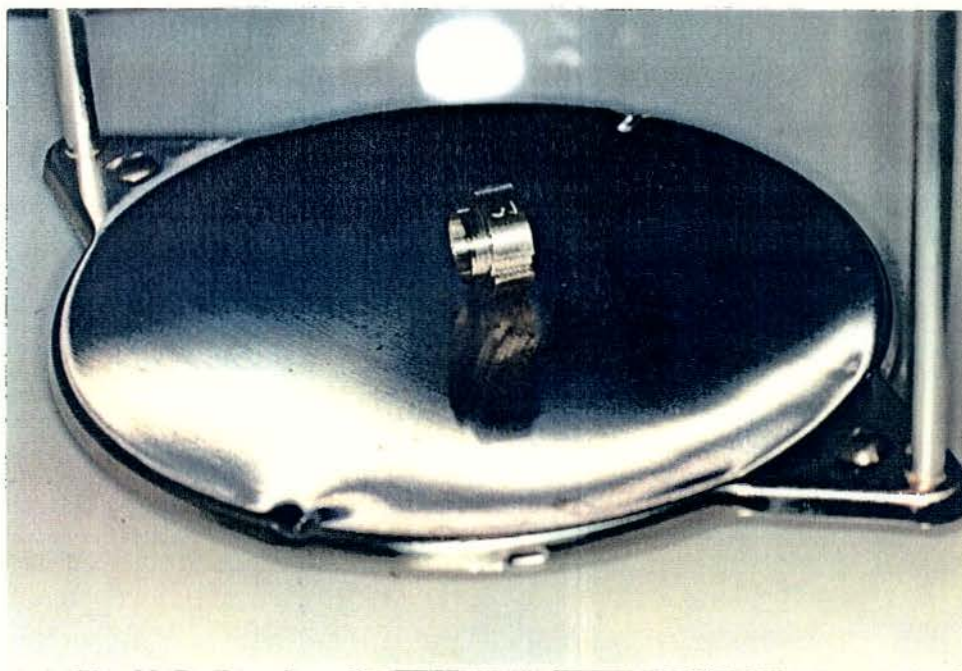


FIGURA 15 - Vista da cápsula metálica sendo aferida em balança Metter com precisão de 0,0001g.

4.2.4 Medida inicial dos corpos de prova com as cápsulas metálicas adaptadas

A cápsula metálica foi assentada no modelo-padrão, que tinha sua base apoiada na desempenadeira nivelada. Em seguida, fazia-se atuar a carga de 5 Kg sobre ela, durante quatro minutos (Figura 16). Decorrido esse período de tempo, o conjunto armado, cápsula metálica/modelo-padrão, ainda sob a carga de 5 Kg, era travado através das hastes metálicas colocadas nos sulcos guia posicionados verticalmente na parede externa do conjunto, modelo padrão e cápsula metálica, (Figura 17).

Posteriormente o conjunto era fixado, empregando-se o cimento provisório Temp Bond, aplicado diretamente sobre as hastes metálicas nos sulcos guia. Aguardou-se a presa do cimento, e o conjunto foi levado ao metroscópio horizontal para a primeira leitura, que convencionamos chamar de L0 (ele zero).

Procedeu-se a limpeza com óleo de casca de laranja amarga e álcool isopropílico após a remoção do cimento Temp Bond, usado para a fixação das hastes, para iniciar-se a cimentação propriamente dita, com o agente cimentante selecionado, visando a obtenção da medida L1 (ele um).

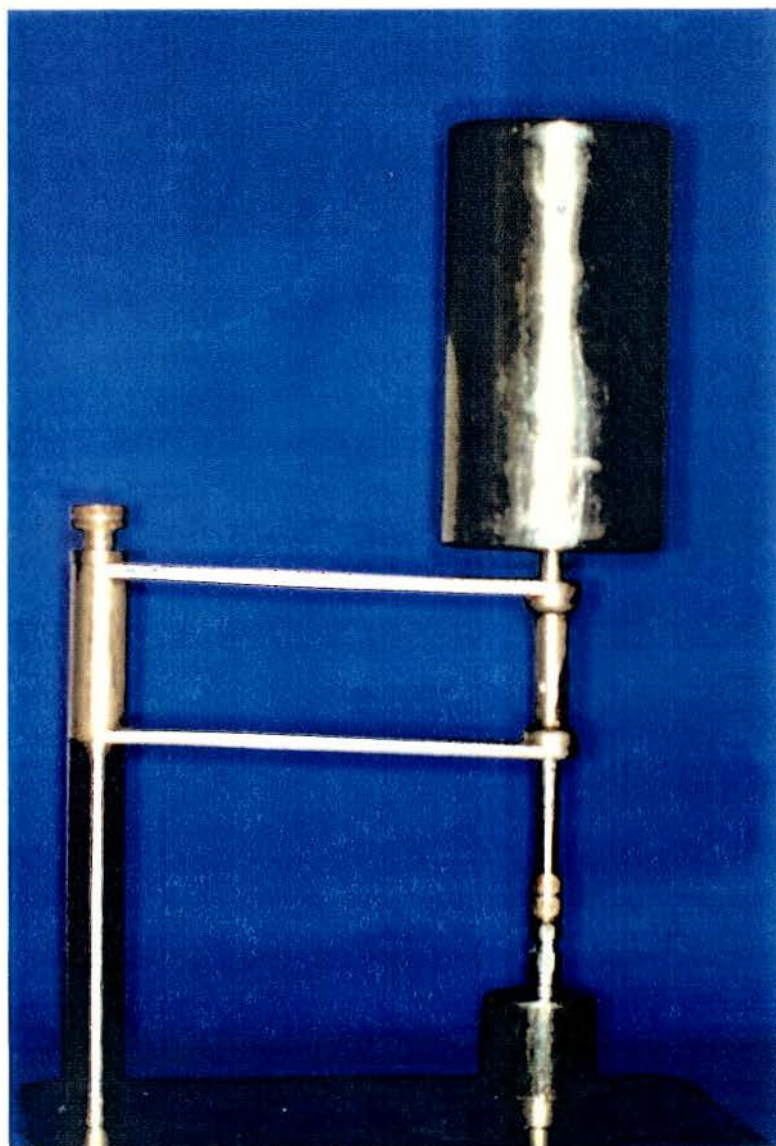


FIGURA 16 - Corpos-de-prova (modelo-padrão e cápsula metálica) submetidos a uma carga de 5 kg no ato de assentamento da cápsula metálica, por um período de 4 minutos.



FIGURA 17 - Detalhe dos corpos-de-prova (modelo-padrão e cápsula metálica), ainda sob a carga de 5 kg, sendo travado através das hastes metálicas colocadas no sulco guia posicionado verticalmente na parede externa do conjunto.

4.2.5 Cimentação das cápsulas metálicas sobre cada modelo-padrão com os agentes cimentantes temporários: Provy, Temp Bond NE e Temp Bond.

Colocava-se sobre a placa de vidro 1 cm de cada uma das pastas, base e ativadora do cimento, mantendo-se as temperaturas ambiente e da placa à $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}$. Sob espatulação durante 30 segundos, com movimentos constantes, pressionando-se a espátula de aço inoxidável número 24 contra a placa, obtinha-se a mistura das pastas. Em seguida o agente cimentante era pincelado na superfície interna da cápsula metálica, que era posicionada entre as hastes metálicas presas à parte inferior do modelo-padrão com cera pegajosa e assentada sobre ele sob pressão digital e posteriormente aplicava-se carga de 5 Kg e assim mantida por 4 minutos. Prosseguindo, o corpo-de-prova era levado ao metroscópio horizontal e registrava-se a leitura L1 (ele um)

Removia-se a cápsula metálica do modelo-padrão no aparelho para ensaio de tração e limpava-se o conjunto separadamente, com álcool isopropílico em um aparelho de ultra som por 10 minutos. Novos cuidados foram tomados com a limpeza, esfregando-se sobre as

superfícies um algodão hidrófilo, embebido em álcool isopropílico preso a uma pinça clínica.

Após a limpeza, modelo-padrão e cápsula metálica eram analisados no projetor de perfil, repesados na balança Mettler, com precisão de 0,0001g., e somente após obtenção do mesmo peso, obtido no item anterior, era iniciada a segunda cimentação.

Estes procedimentos foram executados dez vezes, tanto para as cápsulas metálicas sem e com alívio interno, obtendo-se assim dez medidas denominadas L1 (ele um) para cada grupo e para cada tipo de corpo de prova.

Fazendo-se a subtração das mensurações L1 menos L0, obtém-se a discrepância de assentamento, ocorrida para cada tipo de corpo-de-prova e para cada cimentação.

4.2.6 Cimentação das cápsulas metálicas sobre cada modelo-padrão com o agente cimentante de fosfato de zinco S.S. White.

A proporção pó/líquido empregada foi a sugerida pelo fabricante, 1,4g de pó para 0,4ml do líquido, A espatulação foi

executada em placa de vidro à temperatura de 21⁰C, e com a temperatura ambiente em torno de 20⁰ ± 2⁰C.

O pó foi dividido em quatro partes iguais, depois uma das partes foi dividida em duas partes de um oitavo, em seguida uma destas partes foi dividida ao meio, em duas partes de 1/16. A espatulação teve início por uma das porções de 1/16 de pó, que foi agregada ao líquido e espatulado durante 10 segundos sob pressão manual, com uma espátula de aço inoxidável de número 24. As outras porções menores do pó (1/16 e um oitavo) foram cada uma delas espatuladas durante dez segundos; as outras duas (de um quarto), por 15 segundos cada uma e a última durante 30 segundos, perfazendo um total de 1 minuto e 30 segundos.

A mistura era pincelada no interior da cápsula metálica, que em seguida era posicionada entre as hastes metálicas, presas à parte inferior do modelo-padrão com cera pegajosa, sob pressão digital e posteriormente aplicava-se a carga de 5 Kg e assim mantida por 4 minutos. O conjunto era levado ao metroscópio horizontal para mensuração e obtenção da medida L1 (ele um).

A remoção da cápsula metálica do modelo-padrão foi feita no aparelho para ensaio de tração. A limpeza das peças do corpo-de-prova foi feita em ultra som com o produto comercial Removalon I Dry Park.

A repesagem na balança Mettler com 0,0001g de precisão e a verificação de possíveis deformações permanentes, analisadas no projetor de perfil com resolução de 0,001mm, sempre foram executadas após a limpeza do corpo-de-prova e antes da nova cimentação.

Evidentemente, algumas cápsulas metálicas e/ou modelos-padrão poderiam ser danificados, então novos corpos-de-prova com as mesmas especificações passavam a ser usados, e repetiam-se todos os procedimentos desde o início quando se executava a primeira cimentação.

Foram realizadas, portanto, dez cimentações para cada um dos quatro tipos de cimento em cada um dos modelos-padrão, com e sem alívio das cápsulas metálicas, perfazendo um total de quatrocentas cimentações.

Os dados obtidos foram tabulados nas várias interações e receberam tratamento estatístico com nível de $\alpha = 0,05$ ($P_{5\%}$), utilizando o programa de estatística GMC 7.0*. O exame deles foi feito pela análise de variância (ANOVA) a dois critérios.

* Desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, do Departamento de Patologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP.

5 RESULTADOS

A utilização do programa de estatística GMC 7.0 exige que se estabeleça a existência ou não de distribuição normal do conjunto das amostras avaliadas. Em decorrência disto, nos casos de distribuição normal dos valores amostrais, emprega-se para amostras independentes ou múltiplas a análise de variância, teste F (Fischer) e conseqüentemente para evidenciar onde possam ocorrer diferenças estatisticamente significantes, detalha-se com o teste de Tukey.

Portanto, inicialmente considerou-se o conjunto das variáveis testadas, isto é: cimentos selecionados, términos cervicais dos preparos e alternativa sem ou com alívio interno. Em seguida com intuito de evidenciar eventuais diferenças significantes, comparou-se em cada tipo de cimento o efeito da existência ou não do alívio interno.

A análise estatística continua avaliando em cada tipo de término cervical na ausência ou presença do alívio, seguindo-se da comparação entre os vários tipos de términos sem alívio, finalizando identicamente com alívio. Ultima-se a avaliação verificando o

significado da feitura ou não do alívio interno independentemente do tipo de cimento e término cervical.

A avaliação das diferenças das leituras iniciais L0 (ele zero) e L1 (ele um) antes e após o emprego dos cimentos objetos deste trabalho de pesquisa, nos corpos-de-prova com os diversos términos cervicais propostos e com a alternativa Sem (S) ou Com (C) alívio, pode ser vista nas Tabelas 1 a 4.

Os valores originais das leituras obtidos com as variáveis propostas encontram-se nos Apêndices A a H.

Os valores do teste de aderência à curva normal, considerando-se as diferenças obtidas para todos os cimentos sem ou com alívio em relação a curva normal, estão representados no Apêndice I.

Os resultados obtidos após tratamento estatístico das médias em milímetros e do desvio padrão podem ser observados nas Tabelas 5 e 6.

É possível observar na Tabela 5 as médias em milímetros das diferenças de cada grupo, sobretudo as médias gerais da condição sem alívio (0,08256 mm) e com alívio (0,04758 mm).

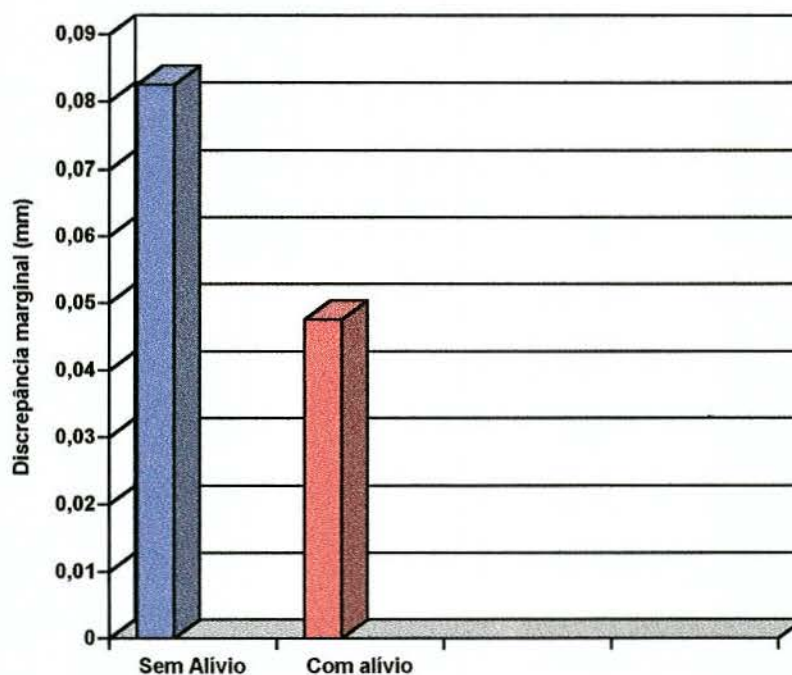


FIGURA 18 - Gráfico ilustrativo das médias em milímetros das cimentações nos corpos-de-prova sem e com alívio independente do término e do cimento.

A Tabela 6 refere-se às médias em milímetros das diferenças dos cimentos em relação ao tipo de término cervical, independentemente do alívio ou não nos corpos-de-prova. Observa-se que, sem considerar o tipo de término cervical do modelo-padrão, os cimentos apresentam em ordem crescente as seguintes discrepâncias marginais: Temp Bond NE (0,04963 mm); Temp Bond (0,05608 mm); Provy (0,07509 mm) e finalmente o Fosfato de Zinco (0,07950 mm).

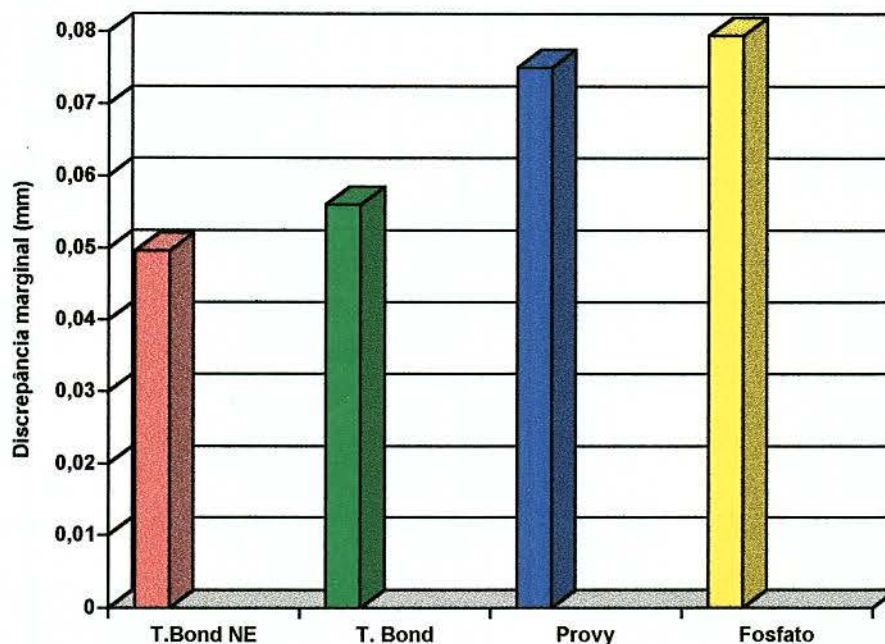


FIGURA 19 - Gráfico ilustrativo das discrepâncias dos cimentos considerados.

O término cervical do preparo no modelo-padrão (Tabela 6) do tipo Faca apresenta a menor discrepância independente do cimento empregado (0,05205 mm) e a maior ficaria com o término em Ombro Reto (0,08088 mm); em segundo lugar, está o Plano Inclinado (0,05694 mm), seguindo-se, o acabamento em Chanfro (0,05984 mm) e o Ombro Biselado (0,07610 mm).

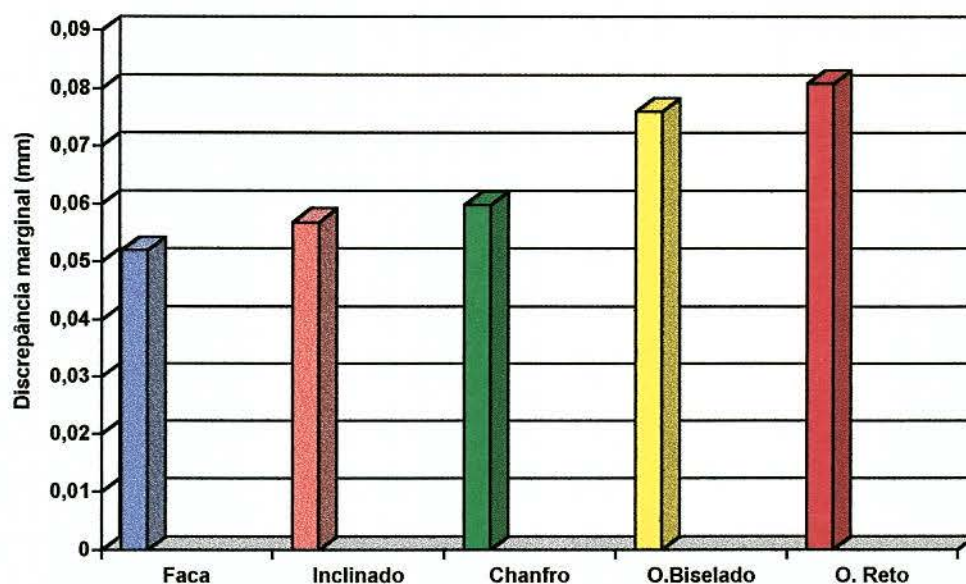


FIGURA 20 - Gráfico ilustrativo das discrepâncias dos termos considerados.

A Tabela 7 mostra os valores da análise de variância do conjunto experimental. Verifica-se que o valor de F obtido é sempre maior que o F crítico, traduzindo que as diferenças são estatisticamente significantes ao nível de $\alpha=0,05$ ($P_{5\%}$).

Os cálculos do valor crítico de Tukey, que representa a diferença mínima entre duas amostras, levando-se em consideração os cimentos empregados, os termos cervicais dos modelos-padrão e sem ou com alívio, encontram-se nos Apêndices J e L, (respectivamente 0,01049 mm e 0,00165 mm).

A Tabela 8 mostra em milímetros os contrastes (diferença mínima significativa entre as médias), comparando-se os

grupos experimentais dos cimentos utilizados e sem ou com alívio, independente do término cervical. Toda diferença, entre as médias, que foi maior em relação ao valor crítico, é estatisticamente significativa; estes resultados estão marcados com asterísco. Foram considerados estatisticamente não significantes os contrastes Provy X Fosfato de Zinco e Temp Bond NE X Temp Bond (todos do grupo sem alívio); Provy X Temp Bond; Provy X Fosfato de Zinco e Temp Bond NE X Temp Bond (todos do grupo com alívio).

A Tabela 9 mostra em milímetros os contrastes (diferença mínima significativa entre as médias), comparando-se os grupos experimentais segundo o término do preparo e sem ou com alívio, independentemente do cimento empregado. Portanto, foram considerados estatisticamente não significantes os contrastes: Chanfro X Inclinado; Faca X Inclinado; Ombro Biselado X Ombro Reto (todos do grupo sem alívio) e Chanfro X Faca; Chanfro X Inclinado; Faca X Inclinado; Ombro Biselado X Ombro Reto (todos do grupo com alívio).

Na Tabela 10 observa-se que o valor crítico 5% é menor que a diferença das médias em milímetros das amostras sem e com alívio (D), e assim, a diferença é estatisticamente significativa.

Tabela 1 - Diferença (mm) das leituras antes e após o emprego do cimento PROVY nos diversos tipos de terminos cervicais (diversos preparos experimentais) em corpos-de-prova Sem (S) e Com (C) alívio

Réplicas	Términos	Chanfro		Faca		Inclinado		Ombro Biselado		Ombro Reto	
	Alívio	S	C	S	C	S	C	S	C	S	C
1		0,0856	0,0496	0,0906	0,0460	0,0882	0,0434	0,0946	0,0604	0,1014	0,0660
2		0,1747	0,0510	0,1792	0,0462	0,0904	0,0456	0,0950	0,0618	0,1006	0,0692
3		0,0920	0,0496	0,0900	0,0476	0,0914	0,0448	0,0934	0,0582	0,1002	0,0702
4		0,0904	0,0500	0,0876	0,0480	0,0916	0,0462	0,1002	0,0626	0,0988	0,0642
5		0,0876	0,0496	0,0874	0,0496	0,0930	0,0470	0,1006	0,0618	0,0988	0,0632
6		0,0876	0,0512	0,0892	0,0396	0,0934	0,0462	0,1012	0,0636	0,0988	0,0638
7		0,0834	0,0484	0,0914	0,0456	0,0918	0,0470	0,1002	0,0574	0,0992	0,0636
8		0,0854	0,0488	0,0922	0,0410	0,0864	0,0478	0,1014	0,0634	0,1002	0,0650
9		0,0870	0,0406	0,0898	0,0476	0,0890	0,0446	0,1026	0,0602	0,0994	0,0658
10		0,0914	0,0496	0,0886	0,0468	0,0868	0,0436	0,0994	0,0588	0,1008	0,0642

Tabela 2 - Diferença (mm) das leituras antes e após o emprego do cimento TEMP BOND nos diversos tipos de terminos cervicais (diversos preparos experimentais) em corpos-de-prova Sem (S) e Com (C) alívio

Réplicas	Términos	Chanfro		Faca		Inclinado		Ombro Biselado		Ombro Reto	
	Alívio	S	C	S	C	S	C	S	C	S	C
1		0,0718	0,0350	0,0696	0,0312	0,0752	0,0326	0,0746	0,0530	0,0904	0,0626
2		0,0820	0,0362	0,0786	0,0300	0,0718	0,0340	0,0850	0,0544	0,0844	0,0600
3		0,0798	0,0380	0,0707	0,0304	0,0606	0,0364	0,0922	0,0546	0,0850	0,0520
4		0,0654	0,0334	0,0706	0,0282	0,0712	0,0344	0,0848	0,0556	0,0870	0,0532
5		0,0816	0,0234	0,0664	0,0272	0,0700	0,0342	0,0780	0,0548	0,0824	0,0616
6		0,0874	0,0388	0,0700	0,0322	0,0652	0,0336	0,0850	0,0496	0,0904	0,0632
7		0,0778	0,0340	0,0686	0,0306	0,0593	0,0360	0,0798	0,0528	0,0780	0,0608
8		0,0738	0,0430	0,0768	0,0308	0,0692	0,0344	0,0866	0,0628	0,0906	0,0564
9		0,0812	0,0332	0,0702	0,0320	0,0750	0,0434	0,0780	0,0542	0,0878	0,0618
10		0,0806	0,0342	0,0718	0,0316	0,0696	0,0328	0,0866	0,0546	0,0838	0,0614

Tabela 3 - Diferença (mm) das leitura antes e após o emprego do cimento TEMP BOND NE nos diversos tipos de terminos cervicais (diversos preparos experimentais) em corpos-de prova Sem (S) e Com (C) alívio

Réplicas	Términos	Chanfro		Faca		Inclinado		Ombro Biselado		Ombro Reto	
	Alívio	S	C	S	C	S	C	S	C	S	C
1		0,0600	0,0212	0,0586	0,0192	0,0534	0,0112	0,0800	0,0428	0,0830	0,0542
2		0,0608	0,0216	0,0580	0,0196	0,0548	0,0234	0,0696	0,0490	0,0752	0,0618
3		0,0614	0,0202	0,0498	0,0250	0,0602	0,0240	0,0736	0,0388	0,0844	0,0526
4		0,0504	0,0212	0,0502	0,0230	0,0414	0,0120	0,0778	0,0450	0,0752	0,0574
5		0,0526	0,0186	0,0576	0,0202	0,0538	0,0268	0,0816	0,0528	0,0726	0,0496
6		0,0616	0,0314	0,0598	0,0250	0,0604	0,0286	0,0796	0,0466	0,0864	0,0530
7		0,0526	0,0928	0,0596	0,0232	0,0634	0,0234	0,0796	0,0498	0,0752	0,0518
8		0,0428	0,0216	0,0624	0,0392	0,0548	0,0274	0,0768	0,0496	0,0726	0,0508
9		0,0642	0,0228	0,0582	0,0204	0,0602	0,0338	0,0736	0,0458	0,0752	0,0504
10		0,0608	0,0234	0,0598	0,0194	0,0602	0,0252	0,0704	0,0478	0,0724	0,0532

Tabela 4 - Diferença (mm) das leitura antes e após o emprego do cimento FOSFATO DE ZINCO nos diversos tipos de terminos cervicais (diversos preparos experimentais) em corpos-de prova Sem (S) e Com (C) alívio.

Réplicas	Términos	Chanfro		Faca		Inclinado		Ombro Biselado		Ombro Reto	
	Alívio	S	C	S	C	S	C	S	C	S	C
1		0,0904	0,0498	0,0810	0,0500	0,0840	0,0458	0,1124	0,0752	0,1254	0,0796
2		0,0910	0,0510	0,0838	0,0520	0,0868	0,0444	0,1134	0,0772	0,1262	0,0826
3		0,0918	0,0522	0,0828	0,0468	0,0856	0,0470	0,1140	0,0768	0,1246	0,0794
4		0,0898	0,0516	0,0818	0,0414	0,0852	0,0464	0,1138	0,0758	0,1272	0,0804
5		0,0910	0,0500	0,0808	0,0516	0,0850	0,0452	0,1132	0,0736	0,1250	0,0806
6		0,0888	0,0476	0,0824	0,0490	0,0844	0,0454	0,1130	0,0746	0,1244	0,0790
7		0,0884	0,0506	0,0818	0,0474	0,0832	0,0450	0,1126	0,0752	0,1266	0,0810
8		0,0878	0,0510	0,0806	0,0486	0,0846	0,0470	0,1136	0,0744	0,1242	0,0806
9		0,0894	0,0496	0,0806	0,0482	0,0842	0,0458	0,1134	0,0742	0,1252	0,0794
10		0,0878	0,0518	0,0824	0,0502	0,0836	0,0454	0,1126	0,0746	0,1264	0,0796

Tabela 5 - Médias em milímetros e desvios padrões () das diferenças das interações cimento, tipos de terminos cervicais, Sem (S) e Com (C) alívio nos corpos-de-prova

ALÍVIO	CIMENTOS	PROVY	T. BOND NE	T. BOND	FOSFATO DE ZINCO	MÉDIA DE CADA TÉRMINO	MÉDIA DOS TÉRMINOS
	TÉRMINOS						
SEM	CHANFRO	0,09678 (0,0285)	0,05672 (0,0068)	0,07814 (0,0063)	0,08962 (0,0014)	0,08031	0,08256
	FACA	0,09860 (0,0284)	0,05740 (0,0041)	0,03042 (0,0016)	0,08180 (0,0011)	0,06705	
	INCLINADO	0,09200 (0,0025)	0,05826 (0,0036)	0,06871 (0,0054)	0,08466 (0,0010)	0,07590	
	BISELADO	0,09886 (0,0033)	0,07626 (0,0042)	0,08306 (0,0053)	0,11320 (0,0005)	0,09284	
	RETO	0,09982 (0,0009)	0,07722 (0,0053)	0,08598 (0,0041)	0,12552 (0,0010)	0,09713	
MÉDIA POR CIMENTO		0,09685	0,06517	0,06926	0,09896		
COM	CHANFRO	0,04884 (0,0030)	0,02318 (0,0041)	0,03492 (0,0051)	0,05052 (0,0013)	0,03936	0,04758
	FACA	0,04580 (0,0031)	0,02342 (0,0060)	0,03042 (0,0016)	0,04852 (0,0030)	0,03704	
	INCLINADO	0,04562 (0,0015)	0,02358 (0,0070)	0,03518 (0,0031)	0,04574 (0,0008)	0,03753	
	BISELADO	0,06082 (0,0022)	0,04680 (0,0040)	0,05464 (0,0033)	0,07516 (0,0014)	0,05935	
	RETO	0,06552 (0,0024)	0,05348 (0,0037)	0,05930 (0,0040)	0,08022 (0,0011)	0,06463	
MÉDIA POR CIMENTO		0,05332	0,03409	0,04289	0,06003		

Tabela 6 - Médias em milímetros das diferenças dos cimentos em relação ao tipo de término cervical independente de haver ou não alívio nos corpos-de-prova

<i>Cimentos Términos</i>	<i>Provy</i>	<i>Temp Bond NE</i>	<i>Temp Bond</i>	<i>Fosfato de Zinco</i>	<i>Médias dos Términos</i>
Chanfro	0,07281	0,03995	0,05653	0,07007	0,05984
Faca	0,07220	0,04041	0,03042	0,06516	0,05205
Inclinado	0,06791	0,04092	0,05194	0,06520	0,05694
O.Biselado	0,07984	0,06153	0,06885	0,09418	0,07610
O.Retô	0,08267	0,06535	0,07264	0,10287	0,08088
Média dos Cimentos	0,07509	0,04963	0,05608	0,07950	0,06507

Tabela 7- Análise de variância (Teste F) entre todos os cimentos e términos cervicais (colunas) sem e com alívio (linhas)

<i>Fonte de variação</i>	<i>Soma dos Quadrados</i>	<i>G.L.</i>	<i>Quadrados Médios</i>	<i>F Obtido</i>	<i>F 5% crítico</i>
Entre colunas	0,1260	19	0,0066	125,24*	1,57
Entre linhas	0,1223	1	0,1223	2310,36*	3,84
Interação CxL	0,0125	19	0,0006	11,45*	1,57
Resíduo	0,0191	360	0,0001		
Varição total	0,2789	399			

Tabela 8 - Teste de Tukey (diferença mínima significante) entre os grupos experimentais independente do término cervical

<i>Amostras Comparadas</i>	<i>\bar{D}</i>	<i>Menor valor</i>	<i>Valor Critico 5%</i>
Provy S X C	0,04353*	Com alívio	
T.Bond NE S X C	0,03108*	Com alívio	
T.Bond S X C	0,02637*	Com alívio	
Fosfato Zinco S X C	0,03893*	Com alívio	
Provy S X T.Bond NE S	0,03168*	Temp Bond NE	
Provy S X T.Bond S	0,02759*	Temp Bond	
Provy S X Fosfato Zinco S	0,00211ns	≈	
T.Bond NE S X T. Bond S	0,00409ns	≈	
T.Bond NE S X Fosfato Zinco S	0,03379*	Temp Bond NE	0,01049
T.Bond S X Fosfato Zinco S	0,02970*	Temp Bond NE	
Provy C X T.Bond NE C	0,01923*	Temp Bond NE	
Provy C X T.Bond C	0,01043ns	≈	
Provy C X Fosfato Zinco C	0,00761ns	≈	
T.Bond NE C X T.Bond C	0,00880ns	≈	
T.Bond NE C X Fosfato ZincoC	0,02594*	Temp Bond NE	
T.Bond C X Fosfato Zinco C	0,01714*	Temp Bond	

Tabela 9 - Teste de Tukey (diferença mínima significante) entre os grupos experimentais independente do tipo de agente cimentante empregado

<i>Amostras Comparadas</i>	\bar{D}	<i>Menor Valor</i>	<i>Valor Crítico 5%</i>
Chanfro SXC	0,04095*	Com alívio	
Faca SXC	0,03001*	Com alívio	
Inclinado SXC	0,03792*	Com alívio	
O.Biselado SX C	0,03349*	Com alívio	
Ombro Reto SX C	0,03250*	Com alívio	
Chanfro S.X Faca S	0,01326*	Faca	
Chanfro S X Inclinado S	0,00486ns	≈	
Chanfro S X O.Biselado S	0,01253*	Chanfro	
Chanfro S X O.Reto S	0,01682*	Chanfro	
Faca S.X Inclinado S	0,00840ns	≈	
Faca S X O.Biselado S	0,02579*	Faca	
Faca S X O.Reto S	0,03008	Faca	
Inclinado S X O.Biselado S	0,01739*	Inclinado	
Inclinado S X O.Reto S	0,02168*	Inclinado	0,01049
O.Biselado S X O.Reto S	0,00429ns	≈	
Chanfro C X Faca C	0,00232ns	≈	
Chanfro C.X Inclinado C	0,00183ns	≈	
Chanfro C.X O.Biselado C	0,01999*	Chanfro	
Chanfro C X O.Reto C	0,02579*	Chanfro	
Faca C.X Inclinado C	0,00049ns	≈	
Faca C X O.Biselado C	0,02231*	Faca	
Faca C X O.Reto C	0,02759*	Faca	
Inclinado C X O.Biselado C	0,02182*	Inclinado	
Inclinado C X O.Reto C	0,02710*	Inclinado	
O.Biselado C X O.Reto C	0,00528ns	≈	

Tabela 10 - Teste de Tukey (diferença mínima significante) entre as amostras sem e com alívio

Alívio	\bar{X}	\bar{D}	Valor Crítico 5%
SEM	0,08256		
COM	0,04758	0,03498*	0,00165

Tabela 11 - Comparação das médias gerais em milímetros dos diversos cimentos empregados nos corpos-de-prova sem e com alívio, independente do término cervical

<i>Cimento</i>	<i>Provy</i>	<i>Temp Bond NE</i>	<i>Temp Bond</i>	<i>Fosfato Zn</i>
Sem alívio	0,09685	0,06517	0,06926	0,09896
Com alívio	0,05332	0,03409	0,04289	0,06003

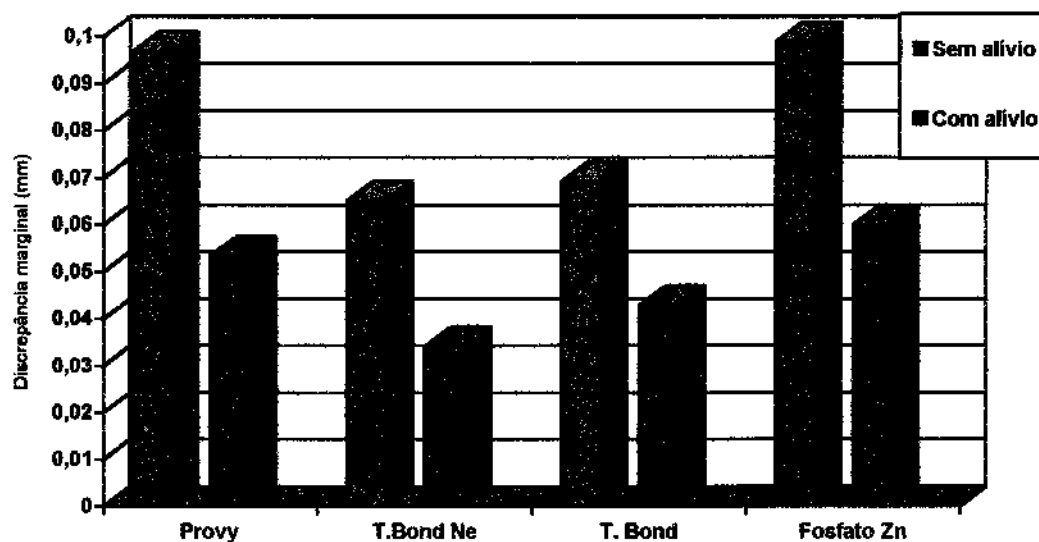


FIGURA 21 - Gráfico ilustrativo comparativo dos valores da Tabela 11.

Tabela 12- Comparação das médias gerais em milímetros dos diversos cimentos empregados nos corpos-de-prova sem e com alívio independente do término cervical

<i>Cimentos</i>	<i>Sem Alívio</i>	<i>Com Alívio</i>
Fosfato Zn	0,09896	0,06003
Provy	0,09685	0,05332
Temp Bond	0,06926	0,04289
Temp Bond NE	0,06517	0,03409

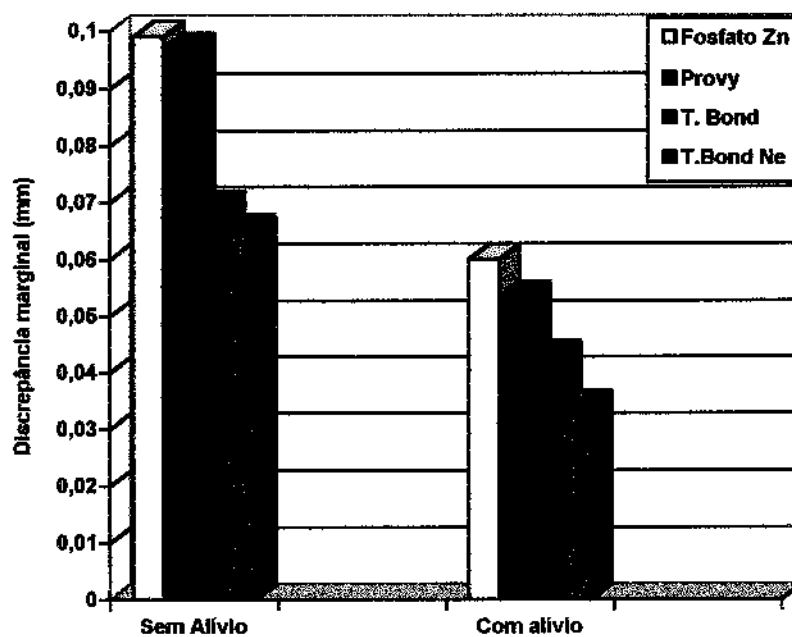


FIGURA 22 - Gráfico ilustrativo comparativo da Tabela 12 em ordem decrescente.

Tabela 13- Comparação das médias gerais em milímetros, em ordem decrescente, dos términos cervicais nos corpos-de-prova sem e com alívio, independente do cimento empregado

<i>Cimentos</i>	<i>Sem Alívio</i>	<i>Com Alívio</i>
Ombro Reto	0,09713	0,06463
Ombro Biselado	0,09284	0,05935
Chanfro	0,08031	0,03936
Inclinado	0,07590	0,03753
Faca	0,06705	0,03704

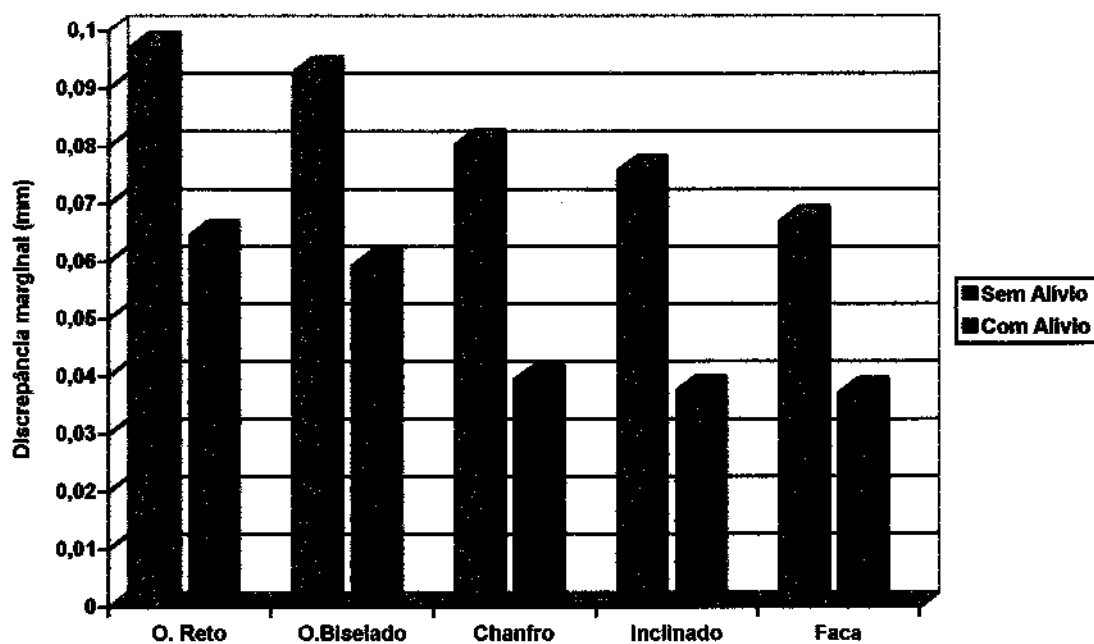


FIGURA 23 - Gráfico ilustrativo comparativo da Tabela 13.

6 DISCUSSÃO

Entre as condições que determinam o relacionamento bioprotético das coroas totais com os componentes biológicos do sistema mastigatório, situa-se como fundamental a proposta pela justeza do limite cervical, chamada clinicamente de adaptação marginal e representada teoricamente pela determinação de uma situação de continuidade anatômica e estrutural, verificada nas áreas limítrofes protético-dentais, propondo que se verifique apenas a existência de uma linha virtual de separação entre esses elementos, sem que se evidencie qualquer tipo de separação entre eles.

A integridade marginal das restaurações somente pode perdurar no meio ambiente biológico da cavidade oral quando suas margens estiverem perfeitamente adaptadas à linha de contorno marginal do preparo.

A configuração do término marginal é que determina a forma e a espessura do metal da margem da restauração e pode afetar o

seu perfeito ajuste. Muito se tem discutido na literatura qual seria a melhor forma do término cervical que favorecesse o assentamento das coroas, proporcionando uma linha de desajuste cervical aceitável do ponto de vista clínico.

Muitos autores afirmam que desenhos marginais menores são mais favoráveis, mas podem induzir o operador a um subpreparo; além de se preocuparem com o tipo ideal de término, eles sugerem o emprego de outros meios que possam favorecer o assentamento das coroas, como alívio nas superfícies internas, realização de perfurações oclusais, emprego de pressão estática ou dinâmica no ato da cimentação e o grau de convergência dos preparos.

Todos esses artifícios empregados para se conseguir melhor adaptação marginal estão diretamente relacionados com a necessidade de propiciar longevidade aos trabalhos protéticos. Desajustes cervicais facilitam o acúmulo de placa bacteriana favorecendo a recidiva de cárie, instalação de processo inflamatório gengival localizado, provocam um prejuízo para a retenção e estabilidade da prótese, o que fatalmente diminuiria a longevidade do trabalho protético.

A afirmação de que não existe nenhuma fundição tão perfeita e nenhum agente cimentante atual que preencha completamente todos requisitos exigidos para atingirmos o ideal na justeza de adaptação marginal, é um fato que merece ser considerado.

Opiniões distintas com relação ao término cervical dos preparos são encontradas, apresentam justificativas para o emprego de determinados termos, visando obter um assentamento mais favorável com base em argumentos de experiências clínicas ou pesquisas realizadas.

A especificação número oito da ADA³ (1978), quando se refere aos cimentos de fosfato para cimentação definitiva de próteses, define que a espessura de película deste cimento deve ser de 25 micrometros ao ser interposto entre duas superfícies sob uma pressão de 15 Kgf/cm², deve-se, pois, aceitar que a adaptação marginal de nossos trabalhos se situe em função de um desajuste com igual mensuração.

Saito⁶⁹ (1989) considera como tipos de acabamento marginal o degrau em 90⁰, degrau com bisel ou com chanfro, chanfro, chanfro com bisel, degrau inclinado em 135⁰ e lâmina de faca. Concordamos com o autor nestas suas considerações, mas excluimos

das nossas observações os tipos degrau chanfrado e chanfro com bisel por conveniência própria e por serem pouco citados na literatura.

Existe grande controvérsia na literatura odontológica no que concerne aos relatos dos diversos autores consultados, sobre o tipo ideal de término cervical nos preparos extracoronários, para que tivéssemos melhor assentamento das coroas e conseqüentemente melhor justeza de adaptação marginal. Acreditamos ser a espessura do desgaste e a configuração de linha de acabamento fatores de fundamental relevância neste processo.

Concordamos com Saito⁶⁹ (1989) por considerar o término cervical a parte mais crítica para o operador e que um retentor terá maior sucesso do ponto de vista de proteção ao dente preparado, contra infiltração marginal, reincidência de cárie e preservação do periodonto de proteção, quanto melhor forem suas bordas ajustadas à linha de terminação ao preparo. Somos de opinião também, que o tipo de terminação ideal é aquele que forma um ângulo agudo com o longo eixo do dente, deixando uma espessura adequada, regular e contínua, promovendo maior resistência à borda da restauração e que o tipo de linha de término que origina pior justeza de adaptação seria o ombro puro em 90°.

Concordamos com Hunter & Hunter^{36,37} (1990), quando afirmam que as discrepâncias de assentamento são clinicamente significantes quando facilitam o acúmulo de placa bacteriana. Deve-se dar especial atenção para a preservação da saúde gengival com relação ao tipo e localização do término cervical adotado.

Estamos plenamente de acordo com Jorgensen⁴¹ (1960) quando diz que outros fatores são também de grande importância na busca de melhor assentamento cervical das coroas, tais como o tipo de cimento a ser empregado e a presença ou não de alívio interno nas superfícies internas das coroas.

No ato da cimentação, que seria a interposição de uma camada de qualquer agente cimentante entre as faces internas de uma restauração e externas do dente preparado, é importante determinar-se o tipo de agente cimentante, se com características de cimento provisório ou definitivo, para se poder avaliar o grau de possível desajuste cervical após sua fixação ao elemento dental.

Alguns fatores podem interferir no ato da cimentação, causando desajustes como a quantidade de material empregada, a pressão exercida sobre a prótese, a viscosidade do cimento, a

temperatura ambiente, o desgaste efetuado no dente preparado, a presença ou não de alívio interno ou perfuração oclusal.

Uma das falhas mais comuns que abreviam a longevidade das restaurações fundidas é a solubilidade do agente cimentante empregado no ato da cimentação; o assentamento incompleto da prótese expõe maior quantidade de cimento nas margens da restauração, facilitando este processo.

Procuramos considerar alguns destes fatores em nosso trabalho de pesquisa e pode-se observar na Tabela 5 as médias em milímetros das diferenças das interações das diversas variáveis consideradas. Com relação aos cimentos empregados o fosfato de zinco indicado para cimentações definitivas foi o que propiciou maior discrepância marginal; quando mensurado nos corpos-de-prova sem alívio, apresentou uma discrepância marginal de 0,09896 mm e quando empregado com alívio este valor caiu para 0,06003 mm. Quando analisamos as médias em milímetros das interações cimento, tipos de terminos cervicais sem e com alívio nos corpos de prova, pudemos comprovar claramente a importância do alívio, pois ele reduz a discrepância de assentamento em 42%, independente do cimento empregado e do tipo de término cervical do modelo-padrão.

Dentre os cimentos a base de óxido de zinco e eugenol o Temp Bond levou grande vantagem em relação ao Provy apresentando uma discrepância marginal de 0,06926 mm, quando mensurado sem alívio interno e 0,04289 mm na presença do alívio; já o cimento Provy apresentou valores bem próximos aos do cimento de fosfato de zinco, sendo de 0,09685 mm na situação sem alívio e de 0,05332 mm com alívio interno. O Temp Bond NE, que é um cimento a base de óxido de zinco sem eugenol, foi o que demonstrou melhores resultados, tanto na situação sem alívio (0,06517 mm) como com alívio (0,03409 mm). Esses valores podem ser melhor visualizados no gráfico ilustrativo da Figura 22.

Por outro lado, quando se considerou somente o tipo de término cervical, o ombro reto foi o que apresentou a maior média de discrepância marginal, na situação sem alívio 0,09713 mm e quando observado com alívio este valor cai para 0,06463 mm. Em ordem decrescente seguem-se os términos em ombro biselado que, sem alívio, mediu 0,09284 mm e com alívio 0,05935 mm; o chanfro 0,08031 mm sem alívio e 0,03936 mm com alívio; plano inclinado 0,07590 mm sem alívio contra 0,03753 mm com alívio e por último a menor discrepância ficou com o término em lâmina de faca, sendo de 0,06705 mm sem

alívio e (0,03704 mm) com alívio. Nota-se que tanto nas situações sem alívio ou com alívio a ordem seqüencial decrescente dos valores se manteve para todas as terminações consideradas. Pode-se visualizar melhor estes resultados consultando-se a Tabela 13 e o gráfico ilustrativo na Figura 23.

Fez-se também uma análise das médias gerais dos términos e nota-se que no grupo sem alívio o resultado foi de 0,08256 mm e no outro grupo com alívio a média foi de 0,04758 mm. Esses valores foram obtidos sem levar-se em consideração o tipo de término e também sem importar-se com o cimento empregado. Aplicou-se o teste de Tukey, que se refere à diferença mínima significativa entre as médias das amostras sem e com alívio. Pode-se observar na Tabela 10 que a diferença das médias (0,03498 mm) é bem maior do que o valor crítico de 5%, que é de 0,00165 mm. Estes valores nos levam a crer que realmente a presença do alívio na superfície interna das coroas reduz a discrepância de assentamento em torno de 42%, fato este de relevante importância na longevidade das próteses, como foi comentado anteriormente. A Figura 18 apresenta um gráfico bastante ilustrativo desses valores obtidos.

Estes dados confirmam os achados por Jorgensen & Petersen⁴² (1963); Fusayama et al.^{27,28} (1963/1964); Basset et al.⁶ (1964); Kaufman et al.⁴⁴ (1966); Eames et al.²⁴ (1978); Phillips⁶¹ (1978); Van Nortwick & Gentleman⁸⁴ (1981); Ishikiriana et al.³⁸ (1981); Campagni et al.¹¹ (1982); Campagni et al.¹² (1986); Schwartz⁷¹ (1986); Rieger et al.⁶⁵ (1987); De Fiori et al.²⁰ (1988); Grajower et al.³³ (1989); Stephano et al.⁷⁹ (1989); Wilson et al.⁹⁰ (1990); Wang et al.⁸⁶ (1992); Carter & Wilson¹⁵ (1996), destacando o fato de ser vantajoso empregar-se o alívio interno independente de outras variáveis para se conseguir menor desajuste marginal da prótese e conseqüentemente melhor assentamento.

Fusayama et al.²⁷ (1964) realçam a importância do alívio interno nas coroas metálicas de ouro fornecendo espaço para o agente cimentante. Notaram que uma coroa sem alívio interno expunha 90 micrometros de película do cimento marginal, enquanto que nas coroas aliviadas internamente o desajuste marginal era de somente 46 micrometros. Campagni et al.¹¹ (1982) sugerem o emprego do alívio interno com o uso de espaçadores para se conseguir melhor assentamento das coroas, e acreditam ser de 20 a 40 micrometros o espaço ideal para se obter um alívio eficiente.

Podemos afirmar, com base na análise dos resultados da Tabela 10, que realmente a discrepância de assentamento é menor quando se emprega o alívio e que essa esta afirmação é feita com 95% de confiança nos resultados obtidos.

Do ponto de vista clínico esta afirmação é muito importante, porque se subentendem próteses melhores adaptadas com mais justeza de adaptação cervical, relativamente ao espaço existente entre a superfície interna da restauração e do preparo e pela continuidade da borda da restauração com a linha de término do preparo, ou seja, a borda do metal não deverá ficar nem aquém nem além da linha de terminação.

Nossos resultados contradizem as afirmações de Gegauff & Rosenstill³⁰ (1989) que relataram ser ineficiente o alívio interno realizado com emprego de espaçador em troquel, não promovendo melhora no assentamento de fundições cimentadas com cimento de fosfato de zinco.

Schwartz⁷¹ (1986) preconiza também o alívio interno e sugere o uso de espaçadores aplicados nos troquéis. Alega ser uma técnica de manipulação mais fácil e mais econômica para o profissional, e sugere ainda, para se conseguir melhor adaptação

marginal, a perfuração oclusal, para diminuir a ação da pressão hidrostática desenvolvida pelo cimento no ato da cimentação, principalmente para pacientes com problemas periodontais avançados que apresentam dentes com grande mobilidade.

Os autores Jorgensen & Petersen⁴² (1963); Basset et al.⁶ (1964) ; Cooper et al.¹⁶ (1971); Piccino et al.⁶² (1979); Winderler⁹¹ (1979); Van Nortwick & Gentlemam⁸⁴ (1981); Ishikiriyama et al.³⁸ (1981) e Susthers & Wise⁸⁰ (1982); Wilson⁸⁹ (1996), preconizam a perfuração, associada ou não ao alívio interno, para diminuir a referida força de pressão e para que o excesso do agente cimentante possa fluir mais facilmente pela perfuração, diminuindo assim a quantidade do excesso de cimento que escoar pelo término marginal do preparo, favorecendo o assentamento da coroa. Alegam que a presença do alívio já é fator para se conseguir melhor assentamento das coroas e que, associado à presença de uma perfuração oclusal, os resultados poderiam ser mais satisfatórios.

Acreditamos ser teoricamente válida a sugestão de se fazer a perfuração na busca de melhor assentamento das coroas, para minimizar a discrepância marginal, mas devemos também levar em consideração outros fatores clinicamente importantes no anseio de um

resultado final satisfatório tanto do ponto de vista estético como da solidez e durabilidade para a prótese.

Cooper et al.¹⁶ (1971) que avaliaram o grau de desajuste marginal de coroas totais de ouro, afirmando que a média de 14 coroas cimentadas e analisadas sem perfuração e sem alívio foi de 0,141 mm, e após a perfuração e não aliviadas as próteses mediram em média 0,096 mm. Diante desses resultados observa-se que houve um ganho de 32% no assentamento das restaurações, valor percentualmente menor do encontrado em nosso trabalho de pesquisa, quando analisamos corpos-de-prova sem e com alívio interno, representando 42% de melhora no assentamento (Tabela 10 e Figura 18). Diante desses resultados preferimos sugerir o alívio interno nas paredes das coroas do que optar por qualquer tipo de perfuração.

Na Tabela 6 observam-se os resultados das médias em milímetros das diferenças da interação dos cimentos empregados e dos términos cervicais considerados, independentemente de haver ou não alívio nos corpos-de-prova, e em ordem crescente de discrepância marginal, tivemos em primeiro lugar o término em lâmina de faca ou linha zero com 0,05205 mm; em plano inclinado com 0,05694 mm; em chanfro com 0,05984 mm; em ombro biselado com 0,07610 mm e, por

último, em ombro reto com 0,08088 mm. Pode-se visualizar melhor estes resultados consultado-se o gráfico ilustrativo na Figura 20.

Estes resultados sugerem que de fato o término em ombro puro não deve ser o preferido para se conseguir melhor justeza de adaptação marginal das fundições, pois, independente de haver alívio ou não e sem considerar-se o tipo de cimento empregado, foi o que apresentou maior discrepância, contrariando o que preconizam Miller⁵⁴ (1966); Sózio & Riley⁷⁶ (1977); Butel et al.¹⁰ (1991), quando afirmaram que os términos em ombro reto, além de oferecerem melhor justeza de adaptação, favoreceriam a obtenção de uma linha de terminação mais nítida, precisa e de fácil visualização, tanto no ato de conferência da moldagem como também na determinação do limite de demarcação do preparo no troquel. Concordamos com estes argumentos, mas, com respeito à justeza de adaptação, nossos resultados os contradizem.

Já McEwen⁵¹ (1965) e Kornfeld⁴⁷ (1972) foram mais prudentes ao sugerirem a terminação em ombro reto somente para as coroas de porcelana pura, visando conferir um grau maior de resistência às coroas na região cervical, evitando-se possíveis fraturas.

Se observarmos a Tabela 12 e a Figura 22, quando independente do término cervical comparamos as amostras em função do tipo de cimento empregado nos corpos-de-prova sem e com alívio, podemos notar que na situação com alívio, os valores sempre foram menores, acarretando uma diferença mínima estatisticamente significativa.

Observa-se na Tabela 5 que o término em lâmina de faca, apresenta menor discrepância, no entanto, não recomendamos seu emprego de maneira indiscriminada, pois ele não se apresenta bem definido, ficando difícil de se identificar o limite gengival do preparo, dificultando a análise do molde, do troquel de trabalho e conseqüentemente do enceramento correto para se obter a fundição.

No processo laboratorial de enceramento em troquéis com término em lâmina de faca, a tendência é deixar a borda mais longa ou mais curta e mais espessa, prejudicando o contorno da futura prótese. Estas terminações, no entanto, podem ser empregadas nas faces linguais de pre-molares, onde o colo do dente é muito estrangulado; proximais dos incisivos inferiores; em dentes muito inclinados como a face lingual de molares inferiores; ainda quando o remanescente dental apresentar-se muito delgado em situações de

preenchimento coronário com finalidade protética ou em dentes triangulares em forma de sino.

O término em chanfro, quando analisado sem alívio, não apresentou um bom resultado, mas, após o emprego do alívio, sua performance foi bastante satisfatória. Os términos em lâmina de faca e inclinado apresentam bom resultado sem alívio, e melhoram consideravelmente com o seu emprego. Nota-se que a ordem dos valores se mantém nos corpos-de-prova com ou sem alívio e que os términos chanfro, inclinado e faca, na situação com alívio, mostram um resultado estatisticamente não significante, o que nos permite concluir que, quando empregamos o alívio na superfície interna das coroas, qualquer das três opções ofereceria um resultado favorável (Tabela 13 e Figura 23).

Diante destes resultados concordamos com Tylman & Tylman⁸³ (1960); Basset et al.⁶ (1964); Fusayama et al.²⁷ (1964); McEwen⁵¹ (1965); Shibayama⁷²(1975); Shillingburg et al.⁷³ (1976); Stein & Kuwata⁷⁸ (1977); Shillingburg et al.⁷⁴ (1986); que preferem o emprego de linhas de terminação cervical em chanfro para as restaurações metálicas fundidas, e sugerimos que se faça alívio a nas superfícies internas das coroas para um assentamento mais favorável.

O término em plano inclinado também apresentou resultado satisfatório nos corpos-de-prova com alívio interno. Este tipo de término cervical é recomendado por McAdam⁵⁰ (1985) para dentes que irão receber coroas metalocerâmicas. Alega que ocorre melhor vedamento das margens da restauração, favorece o escoamento do excesso de agente cimentante devido à inclinação do término, apresenta reforço adicional na infra-estrutura metálica, permite favorecimento para aplicação da porcelana relativo estética e melhor assentamento da coroa após a cimentação definitiva.

Os términos em ombro reto e ombro biselado apresentaram os piores resultados, e mesmo com o emprego do alívio, os valores continuaram críticos.

A terminação cervical em ombro biselado é sugerida por Gavelis et al.²⁹ (1981); Kashani et al.⁴³ (1981); Panno et al.⁶⁰ (1986); Sillingburg et al.⁷³ (1976) e citada como usual e de grande aceitação nos Estados Unidos e Porto Rico por Butel et al.¹⁰ (1991).

Na Tabela 8 o teste de Tukey mostra que não houve diferença mínima estatisticamente significativa das médias quando comparamos os grupos experimentais independente do término cervical: Provy X Fosfato de Zinco e Temp Bond NE X Temp Bond,

nos corpos-de-prova com e sem alívio; e das amostras Temp Bond NE X Temp Bond, na situação com alívio.

Se observarmos na Tabela 9 os resultados da análise estatística da diferença mínima significante entre os grupos experimentais com relação ao término cervical do preparo, independente do tipo de agente cimentante empregado, podemos notar que, comparando-se os corpos-de-prova com ou sem alívio, sempre ocorreu uma diferença estatisticamente significante, sendo que o menor valor sempre foi com o emprego do alívio; somente na comparação das amostras: Chanfro X Inclinado, Faca X Inclinado, Ombro Biselado X Ombro Reto, todos do grupo sem alívio, e das amostras Chanfro X Faca, Chanfro X Inclinado, Faca X Inclinado e Ombro Biselado X Ombro Reto, do grupo com alívio, apresentaram diferença mínima das médias estatisticamente não significantes.

É a qualidade de justeza de adaptação marginal e a cimentação que determinam o selamento da interface material restaurador-dente. Quanto melhor a justeza de adaptação marginal menor a linha de cimento, e conseqüentemente menor discrepância marginal.

Infelizmente, mesmo seguindo-se rigidamente os padrões técnicos, clínicos-laboratoriais para confecção de próteses dentárias, não se tem conseguido perfeita justeza de adaptação marginal, o que acarreta uma diminuição na longevidade dos trabalhos protéticos.

Se houver uma solução de continuidade entre o material restaurador e a margem da superfície dentária preparada, por menor que seja, irá favorecer a instalação de um meio propício à formação da placa bacteriana, fator primordial para a presença da doença periodontal localizada e recidiva de cárie.

Quanto à metodologia utilizada foi possível avaliar que os corpos-de-prova puderam ser reutilizados para a obtenção de novas medidas iniciais e finais, propiciando mais confiabilidade nos resultados.

Na obtenção das medidas iniciais, não encontramos valores negativos para a discrepância marginal, isto é, o desajuste vertical, medido inicialmente antes da aplicação do agente cimentante, por vezes foi maior do que após a mensuração final, em cimentações com cimentos provisórios ou definitivos, contrariando as afirmações de Rosenstiel & Gegauff⁶⁷ (1988) que obtiveram médias de desajustes

marginais negativas de 18 micrometros para coroas totais metálicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco Fleck's (Fleck's extraordinary Mizzy Inc.), ao empregarem cargas de 49N durante o assentamento. Relataram que sob ação de cargas estáticas, as coroas podem não estar perfeitamente centradas, fato este que não ocorreria se as cargas fossem dinâmicas, o que justificaria os valores negativos encontrados. Analisaram coroas que apresentavam um alívio interno que variava de 55 a 66 micrometros e a espessura de película de cimento girava em torno de 82 a 92 micrometros. Ressalte-se que as medidas iniciais sem a interposição do cimento foram executadas após o emprego da carga de 49N, removida momentos antes da mensuração, sem que as coroas tivessem sido fixadas aos dentes preparados e que para as medidas finais essa carga era removida somente após a presa do agente cimentante.

Gegauff & Rosenstil³⁰ (1989) relataram discrepâncias marginais com médias de números negativos para assentamento de coroas totais cimentadas definitivamente, empregaram cargas dinâmicas de 49 N (4,998 Kg); este fato caracteriza o que podemos denominar clinicamente de infra-oclusão. Estas cargas eram removidas para obtenção da medida inicial. Wang et al.⁸⁶ (1992) também

encontraram média de dados que acusava desajuste negativo de 5 micrometros, quando empregada uma carga dinâmica de 30 libras (aproximadamente 13,6Kg) para coroas fundidas, que apresentavam alívio de sua superfície interna de 24 micrometros, cimentadas com ionômero de vidro Ketac-Cem.

Uma explicação para esses valores negativos talvez possa ser encontrada no trabalho de pesquisa realizado por Eames et al.²⁴ (1978) quando verificaram que o assentamento de coroas não cimentadas sobre dentes preparados e mantidas sob pressão final de 7Kg durante a mensuração era melhorada em 150 micrometros. Concluíram o trabalho discutindo o *Rebound Phenomenon* (fenômeno da repercussão), quando as fundições são elevadas significativamente em direção contrária ao assentamento, sem a presença do cimento, logo após a remoção da carga que as mantinham em posição. Este fenômeno permite à coroa repercutir do dente preparado, devido às pressões internas resultantes das discrepantes forças de oposição da dentina ou de deformação na superfície interna das fundições.

Acreditamos que esses valores negativos possam ser creditados ao fato das medidas iniciais haverem sido obtidas sem os corpos-de-prova estarem submetidos à pressão de favorecimento ao

assentamento e fixados para manutenção da posição inicial sob ação da força de pressão.

White & Kipnis⁸⁷ (1993) obtiveram dados para a verificação da medida inicial usando uma metodologia que prendia as coroas metálicas assentadas sobre os dentes preparados com elásticos ortodônticos, ainda sob ação da carga de 49N. As mensurações eram efetuadas com as coroas assentadas e travadas nos dentes preparados.

Neste trabalho de pesquisa para obtenção das medidas iniciais dos corpos-de-prova (modelos-padrão com as cápsulas metálicas assentadas), o conjunto foi fixado com cimento temporário Temp Bond. As cápsulas metálicas, e os modelos-padrão foram fixados através de seus sulcos guias com hastes metálicas, inicialmente sob pressão digital e em ato contínuo submetidos a carga vertical de 5Kg e travados com cimento provisório, decorrido 4 minutos o conjunto foi levado ao metroscópio horizontal para mensuração inicial. Cremos ser esta metodologia bastante confiável para obtenção de medidas iniciais mais precisas.

Os modelos-padrão idealizados nos permitiram reproduzir preparos dentais com finalidade protética, de acordo com os princípios mecânicos preconizados. Alívios nas superfícies internas

das cápsulas metálicas, vias de escape ou outras variáveis podem ser incrementadas sem prejuízo na verificação dos desajustes verticais pós-cimentação, na mensuração dos corpos-de-prova.

Esta metodologia, mostrando-se bastante confiável, poderá ser modificada e aperfeiçoada em função de novos materiais, equipamentos ou dos consideráveis progressos que estão revolucionando a área da informática.

Mesmo diante das enormes dificuldades com que nos deparamos para conseguir justeza de adaptação cervical ótima, na rotina clínica diária, este objetivo deve ser sempre almejado, não se esquecendo que, na busca da justeza toda atenção deverá ser dispensada às necessidades biológicas do término do preparo e a compatibilidade das características físicas do material restaurador.

A linha de terminação cervical é uma manobra bastante crítica e de difícil execução; ela deve ser lisa, perfeita e uniforme em toda sua extensão, pois, isto influi diretamente na justeza da adaptação marginal; deve apresentar um desgaste contínuo com espessura suficiente para estabelecer contornos adequados à restauração; deve propiciar resistência à margem cervical do retentor para não sofrer deformações e suportar adequadamente as cargas oclusais; e finalmente

sua localização deve permitir o controle da justeza de adaptação e da manutenção da higiene, por parte do paciente, evitando-se o acúmulo de placa bacteriana, propiciando proteção ao remanescente dentário.

7 CONCLUSÕES

Pela análise dos resultados obtidos, na interpretação estatística e ainda pelas limitações próprias da metodologia *in vitro* é lícito concluir-se que:

- a) o alívio executado nas superfícies internas das coroas diminui de forma estatisticamente significativa a discrepância marginal após a cimentação, independentemente do tipo de cimento empregado e da forma do término cervical adotada;
- b) o término cervical do preparo no modelo-padrão tipo Lâmina de Faca foi o que apresentou menor discrepância, independente do cimento empregado, seguido pelo Plano Inclinado, Chanfro, Ombro Biselado e Ombro Reto;
- c) os termos cervicais em Chanfro, Plano Inclinado ou Lâmina de Faca, quando analisadas as amostras dos corpos-de-prova com alívio, mostraram resultados

estatisticamente não significantes, o que nos permite concluir que, quando se emprega o alívio, qualquer das três opções de linha de terminação poderá ser adotada, e oferecerá um resultado mais favorável, em confronto com as terminações em Ombro Biselado ou Ombro Reto;

- d) sem considerar-se o tipo de término cervical do modelo-padrão o cimento Temp Bond NE apresentou menor discrepância marginal, seguido em ordem crescente pelo Temp Bond, Provy e Fosfato de Zinco.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

- 1 ABELSON, J. Cementation of cast complete crown retainers.
J. Prosthet. Dent., v.43, p.174-9, 1980.
- 2 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental
Materials and Devices. New American Dental Association
Specification n^o 30 for Dental Zinc Oxide - Eugenol type
restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.95, p.131-5, 1977.
- 3 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental
Materials and Devices. Revised American National Standards
Institute / American Dental Association Specification n^o 8 for
Zinc Phosphate Cement. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.96, p.23-6,
1978.
- 4 ARFAEI, A. H., ASGAR, K. Bond strenght of seletive cementing
materials. *J. Dent. Res.*, v.53, sp .iss., p.192, 1974. (Abstract
549).

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro.
Referências Bibliográficas NRB 6.023. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 5 BARABAN, D. J. Cementation of fixed bridge prosthesis with zinc oxide-rosin-eugenol cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.8, p.988-91, 1958.
- 6 BASSET, R. W., INGRAHAM, R., KOSER, J. R. *An atlas of cast gold procedures*. Los Angeles: Univ. Southern Cal., 1964. p.106-52.
- 7 BEHSNILIAN, V. *Oclusión & rehabilitación*. 2. Ed. Montevideo: s.n., 1974. p.364-6.
- 8 BOTTINO, M. A., BRUNETTI, R. F. *Manual de prótese parcial fija*. São Paulo: Ed.Santos, 1986. p.197-200.
- 9 BRANDT, R. L., BERTE, J. J., BAKER, P. S. Die spacer removal prior to fitting dental castings. *Gen. Dent.*, v.41, p.157-8, 1993.
- 10 BUTEL, E. M., CAMPBELL, J. C., DI FIORE, P. M. Crown margin design: a dental school survey. *J. Prosthet. Dent.*, v.65, p.303-5, 1991
- 11 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

- 12 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.
- 13 CAMPBELL, S.D. Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.63, p.151-5, 1990.
- 14 CANTISANO, W., PALHARES, W. R., SANTOS, H. J. *Anatomia dental*. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1987. p.68-138.
- 15 CARTER, S.M., WILSON, P.R. The effect of die spacing on crown retention. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.21-9, 1996.
- 16 COOPER, T.M. et al. Effect of venting on cast gold full crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.26, p.621-6, 1971.
- 17 COURTADE, G. L. Pin pointers II. Venting and cross pinning. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, p.978-80, 1966.
- 18 CRAIG, R. G. *Restorative dental materials*. 11.Ed. St. Louis: Mosby, 1993. p.192.
- 19 DEDMON, H. W. The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories. *J. Prosthet. Dent.*, v.53, p.463-6, 1985.

- 20 DE FIORI, S. R. , SAITO, T., JAEGER, R. G. Efeito dos vários tipos de linhas de terminação dos preparos cavitários na adaptação marginal das coroas totais. *Rev. Assoc.Odontol. Bras. Nac.*, n. esp. p.3-24, 1988.
- 21 DIMASHKIEH, M. R., DAVIES, E. H., FRAUNHOFER, J. A. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. *Br. Dent. J.*, v.137, p.281-4, 1974.
- 22 DUBRUL, E. L. *Anatomia oral de Sicher e Dubrul*. 8.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1991. p.152-66.
- 23 EAMES, W. B., O'NEAL, S. J., MILLERS, C. B. Cementation variables in the seating of castings. *J. Dent. Res.*, v.53, sp. iss., p.191, 1974. (Abstract 545).
- 24 EAMES, W.B., et al. Techniques to improve the seating of castings. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.96, p.432-7, 1978.
- 25 EWING, J. E. Temporary cementation in fixed partial prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, v.5, p.388-91, 1955.
- 26 FORSTER, A. S. Adjuncts to mouth reconstruction. *J. Prosthet. Dent.*, v.8, p.1026-30, 1958.

- 27 FUSAYAMA, T., IDE, K., HOSODA, H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.14, p.95-106, 1964.
- 28 FUSAYAMA, T. et al. Cement thickness between cast restorations and preparation walls. *J. Prosthet. Dent.*, v.13, p.354-64, 1963.
- 29 GAVELIS, J. R. et al. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, p.138-45, 1981.
- 30 GEGAUFF, A. G., ROSENSTIEL, S. F. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, p.655-8, 1989.
- 31 GILSON, T. D., MYERS, G. E. Clinical studies of dental cements. III. Seven Zinc Oxide-Eugenol cements used for temporarily cementing completed restoration. *J. Dent. Res.*, v.49, p.14-20, 1970.
- 32 GRAJOWER, R., LEWINSTEIN, I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J. Prosthet. Dent.*, v.49, p.663-74, 1983.
- 33 GRAJOWER, R., ZUBERI, Y., LEWINSTEIN, I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, p.555-63, 1989.

- 34 HORN, H. R. Improved cementation. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.63, p.913-20, 1961.
- 35 HORN, H. R. El cementado de coronas y dentaduras parciales fijas. *Odont. Clin. Norteam.*, v.25, p.91-116, 1965.
- 36 HUNTER, A. J., HUNTER, A. R. Gingival crown margin configurations : a review and discussion. Part I: terminology and widths. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, p.548-52, 1990.
- 37 HUNTER, A. J., HUNTER, A. R. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: discrepancies and configurations. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, p.636-42, 1990.
- 38 ISHIKIRIAMA, A., et al. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, p.400-4, 1981.
- 39 ISHIKIRIAMA, A. et al. Temporary cementation of acrylic resin an cast complete crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.51, p.637-41, 1984.
- 40 JANSEN, W. C., et al. Influência do local de aplicação do agente cimentante e da vibração no resultado final da cimentação de coroas totais metálicas. (Parte II - espessura de película). *Arq. Centro Curso Odontol.*, v.21, p.69-79, 1984.



- 41 JORGENSEN, K. D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 42 JORGENSEN, K. D., PETERSEN, G. F. The grains size of zinc phosphate cement. *Acta Odontol. Scand.*, v.21, p.255, 1963.
- 43 KASHANI, H. G.; KHERA, S. C., GULKER, I. A. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.103, p.882-5, 1981.
- 44 KAUFMAN, E. G., et al. Factors influencing the retention of cemented gold castings: the cementing medium. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, p.731-9, 1966.
- 45 KAZIS, H., KAZIS, A. J. *Rehabilitación oral completa mediante protesis de puentes y coronas*. Buenos Aires: Bibliográfica Argentina, 1957. p.407-9.
- 46 KERN, M., SCHALLER, H. G., STRUB, J. R. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, p.585-91, 1993.
- 47 KORNFELD, M. Cementado. In: *Rehabilitación bucal*. Buenos Aires: Mundi, 1972. v.2, cap.10, p.373-95.

- 48 KOYANO, E., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.40, p.544-8, 1978
- 49 LANGE, F. Experiments on cementation of crowns. *Tandlaegebladet*, v.50, p.191-6. 1955 apud JORGENSEN, K. O. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 50 MC ADAM, D. B. Preparation of a 135-degree shoulder for a ceramometal margin using an end-cutting bur. *J. Prosthet. Dent.*, v.54, p.473-6, 1985.
- 51 MC EWEN, R. A. Efficient restorative procedures. *Dent. Clin. North Am.*, p.343-54, 1965.
- 52 MC LEAN, J. W., VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement, film thickness by an in vivo technique. *Br. Dent. J.*, v.131, p.107-11, 1971.
- 53 MEZZOMO, E. *Reabilitação oral para a clínica*. Rio de Janeiro: Ed. Santos, 1994. p.549-51.
- 54 MILLER, C.J. *Incrustaciones, coronas y puentes: atlas de procedimientos clínicos*. Buenos Aires: Mundi, 1966. p.42-263.

- 55 MOORE, J. A. et al. Marginal distortion of cast restorations induced by cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.54, p.336-40, 1985.
- 56 MYERS, G. E. Status report on zinc oxide-eugenol and modified cements. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.76, p.1053-55, 1968.
- 57 NEWMAN, S. M. Frozen-slab technique for mixing zinc phosphate cement for cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.43, p.46-9, 1980.
- 58 NOOMAN JUNIOR, J. E., GOLDFOGEL, M., SCRABECK, J. G. The use of temporary cement as a disclosing medium to improve the seating of gold castings. *J. Prosthet. Dent.*, v.60, p.644, 1988.
- 59 PAIGE, H., HIRSCH, S. M., GELB, M. N. Effects of temporary cements on crown-to-composite resin core bond strenght. *J. Prosthet. Dent.*, v.55, p.49-52, 1986.
- 60 PANNON, F. V., et. al. Evaluation of the 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, p.655-60, 1986.
- 61 PHILLIPS, R. W., *Materiais dentários de Skinner*. Rio de Janeiro: Interamericana, 1978. p.485-90.

- 62 PICCINO, A. C., VIEIRA, D. I., MONDELLI, J. Ajuste e retenção de incrustações cimentadas (influência do ataque químico e da perfuração oclusal). *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.33, p. 120, 1979.
- 63 PICOSSE, M. *Anatomia dentária*. 4.ed. São Paulo: Sarvier, 1990. p.26-75.
- 64 PILO, R. et al. Incomplete seating of cemented crowns : a literature review. *J. Prosthet. Dent.*, v.59, p.429-33, 1988.
- 65 RIEGER, M. R. et al. Measuring the thickness of a paint-on die spacer. *J. Prosthet. Dent.*, v.58, p.305-8, 1987.
- 66 ROCHA, C. A. J., FIGUEIREDO, A. R., BOTTINO, M. A., Cimentações temporárias e definitivas: problemas e soluções. In: TODESCAN, F. F., BOTTINO, M. A. *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas, 1996. cap.25, p.677-722.
- 67 ROSENSTIEL, S. F., GEGAUFF, A. G. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic seating methods. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.117, p.845-8, 1988.

- 68 ROSNER, D. Function, placement and reproduction of bevels for gold castings. *J. Prosthet. Dent.*, v.13, p.110-6, 1963 apud HUNTER, A. J., HUNTER, A. R. Gingival crown margin configurations : a review and discussion. Part I: terminology and widths. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, p.548-52, 1990.
- 69 SAITO, T. *Preparos dentais fundamentais em prótese fixa*. Rio de Janeiro : Quintessence, 1989. 185p.
- 70 SARDI, M. Cementado provisional o defenitivo de los puentes fijos. *Acta Odontol. Venez.*, v.1, p.151-60, 1963.
- 71 SCHWARTZ, I. S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, p.279-83, 1986.
- 72 SHIBAYAMA, B. *Influência de perfuração e do alívio eletrolítico na adaptação e na resistência à remoção de coroas totais cimentadas em preparos com ombro totais cimentados em preparos com ombro reto, biselado e chanfrado*. Londrina, 1975. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Londrina.
- 73 SHILLINGBURG JUNIOR., H. T., HOBBS, S., FISHER, D. W. *Atlas de tallado para coronas*. Berlin : Die Quintessenz, 1976. p.27-8, 35-133.

- 74 SHILLINGBURG, H. T., HOBO, S., WHITSETT, L. D.
Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Ed. Santos, 1986.
p.151-3.
- 75 SICHER, H. *Anatomia oral*. 2.ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 1955.
p.244-63.
- 76 SOZIO, R. B., RILEY, D. J. A precision ceramic metal restoration
with a facial butted margin. *J. Prosthet. Dent.*, v.37, p.517-21,
1977.
- 77 STEIN, R. S., GLICKMAN, I. Consideraciones protéticas
esenciales para la salud gingival. *Odontol. Clin. Norte*,
v.190, p.195-207, 1962.
- 78 STEIN, R. S., KUWATA, M. A dentist and dental technologist
analyse current ceramic-metal procedures. *Dent. Clin. North
Am.*, v.21, p.729-49, 1977.
- 79 STEPHANO, C. B. et al. Adaptação cervical de coroas totais
fundidas com diversas ligas metálicas usando troquéis com e
sem espaçador. *Rev. Odontol. USP*, v.3, p.383-89, 1989.
- 80 SUSTHERS, M. D., WISE, M. D. Influence of cementing medium
on the accuracy of the remount procedure. *J. Prosthet. Dent.*,
v.47, p.377-83, 1982.

- 81 SYU, J. Z. et al. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, p.25-30, 1993.
- 82 TAMAKI, T. *Prótese parcial fixa e removível*. São Paulo: Sarvier, 1971. p.162-3.
- 83 TYLMAN, S. D., TYLMAN, S. G. *Theory and practice of crown and bridge prosthodontics*. 4.Ed. Saint Louis: Mosby, 1960. p.190-831.
- 84 VAN NORTWICK, W. T., GETTLEMAN, L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, p.395-9, 1981.
- 85 VIEIRA, D. F. *Cimentação (incrustações, coroas e próteses fixas)*. São Paulo: Sarvier, 1976. p.60-1.
- 86 WANG, C. J., MILLSTEIN, P. L., NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal desing, seating aid materials and seating force on crown cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, p.786-90, 1992.
- 87 White, S.N., Kipnis, V. The three dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int. J. Prosthodont*, v.6, p.248-54, 1993.

- 88 WILSON, P. R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, p.560-4, 1994.
- 89 WILSON, P.R., Cementation of vented crowns with low deformation. *Aust. Dent. J.*, v.41, p.28-32, 1996.
- 90 WILSON, P. R., GOODKIND R. J., SAKAGUCHI, R.
Deformation of crowns during cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, p.601-9, 1990.
- 91 WINDELER, A.S. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.42, p.299-303, 1979.

APÊNDICES

Apêndice A

Tabela 11 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Provy, sem alívio

Termo	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5584	24,6440	24,2014	24,2920	23,8818	23,9700	24,1166	24,2112	24,1146	24,2160
02	24,5584	24,6502	24,2014	24,2900	23,8818	23,9722	24,1166	24,2116	24,1148	24,2154
03	24,5584	24,6508	24,2014	24,2914	23,8816	23,9730	24,1166	24,2100	24,1148	24,2150
04	24,5586	24,6490	24,2014	24,2890	23,8816	23,9732	24,1168	24,2170	24,1148	24,2146
05	24,5586	24,6462	24,2016	24,2890	23,8816	23,9746	24,1166	24,2172	24,1150	24,2138
06	24,5584	24,6460	24,2016	24,2908	23,8816	23,9750	24,1164	24,2176	24,1148	24,2136
07	24,5584	24,6418	24,2012	24,2926	23,8816	23,9734	24,1166	24,2168	24,1148	24,2140
08	24,5586	24,6440	24,2012	24,2934	23,8816	23,9680	24,1166	24,2180	24,1148	24,2150
09	24,5586	24,6456	24,2014	24,2912	23,8818	23,9710	24,1166	24,2192	24,1148	24,2142
10	24,5586	24,6500	24,2014	24,2900	23,8816	23,9684	24,1166	24,2160	24,1146	24,2154
Soma	245,5850	246,4676	242,0140	242,9094	238,8166	239,7388	241,1660	242,1546	241,1478	242,1470
Média	24,5585	24,6467	24,2014	24,2909	23,8816	23,9738	24,1166	24,2154	24,1147	24,2147
Diferença	0,088	2mm	0,089	5mm	0,092	2mm	0,099	8mm	0,10	0mm

Apêndice B

Tabela 12 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Provy, com alívio

Termo	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5384	24,5880	24,0408	24,0868	24,2126	24,2560	24,2074	24,2678	24,4582	24,5242
02	24,5384	24,5894	24,0408	24,0870	24,2126	24,2582	24,2072	24,2690	24,4582	24,5274
03	24,5384	24,5880	24,0408	24,0884	24,2126	24,2574	24,2072	24,2654	24,4582	24,5282
04	24,5386	24,5886	24,0406	24,0886	24,2124	24,2586	24,2072	24,2698	24,4582	24,5284
05	24,5386	24,5882	24,0406	24,0902	24,2124	24,2594	24,2074	24,2692	24,4580	24,5282
06	24,5384	24,5896	24,1406	24,0856	24,2124	24,2586	24,2076	24,2712	24,4582	24,5282
07	24,5386	24,5870	24,1406	24,0862	24,2124	24,2594	24,2074	24,2648	24,4582	24,5218
08	24,5386	24,5874	24,0406	24,0870	24,2124	24,2602	24,2078	24,2712	24,4584	24,5234
09	24,5384	24,5790	24,0406	24,0882	24,2124	24,2570	24,2076	24,2678	24,4582	24,5240
10	24,5386	24,5888	24,0406	24,0874	24,2126	24,2562	24,2076	24,2664	24,4582	24,5224
Soma	245,3850	245,8734	240,4066	240,8754	242,1268	242,5810	242,0744	242,6826	244,5820	245,2372
Média	24,5385	24,5873	24,0406	24,0875	24,2126	24,0875	24,2074	24,2682	24,4582	24,5237
Diferença	0,048	8mm	0,046	9mm	0,045	5mm	0,060	8mm	0,065	5mm
SA - CA	0,039	4mm	0,042	6mm	0,046	7mm	0,039	0mm	0,034	5mm

Apêndice C

Tabela 13 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Temp Bond NE, sem alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5584	24,6184	24,2014	24,2600	23,8816	23,9350	24,1964	24,2764	24,1148	24,1978
02	24,5584	24,6192	24,2014	24,2594	23,8816	23,9364	24,1964	24,2660	24,1148	24,1900
03	24,5584	24,6198	24,2014	24,2512	23,8814	23,9466	24,1964	24,2700	24,1148	24,1992
04	24,5586	24,6090	24,2014	24,2516	23,8816	23,9430	24,1964	24,2742	24,1148	24,1900
05	24,5586	24,6112	24,2016	24,2592	23,8814	23,9352	24,1966	24,2782	24,1148	24,1874
06	24,5584	24,6200	24,2016	24,2614	23,8818	23,9422	24,1966	24,2762	24,1148	24,2012
07	24,5588	24,6114	24,2016	24,2612	23,8816	23,9450	24,2964	24,2760	24,1148	24,1900
08	24,5584	24,6012	24,2018	24,2641	23,8816	23,9364	24,1968	24,2736	24,1146	24,1872
09	24,5584	24,6226	24,2018	24,2600	23,8816	23,9418	24,1966	24,2702	24,1146	24,1898
10	24,5586	24,6194	24,2016	24,2614	23,8818	23,9420	24,1966	24,2670	24,1146	24,1870
Soma	245,5850	246,1522	242,0156	242,5896	283,8160	239,3986	241,9632	242,7270	241,1474	241,9196
Média	24,5585	24,6152	24,2015	24,2584	23,8816	23,9398	24,1965	24,2727	24,1147	24,1119
Diferença	0,056	3mm	0,057	4mm	0,058	2mm	0,076	2mm	0,077	2mm

Apêndice D

Tabela 14 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Temp Bond NE, com alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5386	24,5598	24,0408	24,0600	24,2126	24,2372	24,2072	24,2500	24,4582	24,5124
02	24,5388	24,5604	24,0408	24,0604	24,2126	24,2360	24,2072	24,2562	24,4584	24,5202
03	24,5388	24,5590	24,0408	24,0658	24,2126	24,2366	24,2072	24,2460	24,4584	24,5110
04	24,5388	24,5600	24,0410	24,0640	24,2126	24,2380	24,2072	24,2522	24,4582	24,5186
05	24,5386	24,5582	24,0410	24,0612	24,2128	24,2396	24,2072	24,2600	24,4584	24,5080
06	24,5386	24,5700	24,0410	24,0660	24,2126	24,2412	24,2074	24,2540	24,4582	24,5112
07	24,5388	24,5686	24,0408	24,0640	24,2126	24,2360	24,2074	24,2572	24,4584	24,5102
08	24,5386	24,5602	24,0408	24,0800	24,2126	24,2400	24,2074	24,2570	24,4584	24,5092
09	24,5386	24,5614	24,0408	24,0612	24,2128	24,2466	24,2074	24,2532	24,4582	24,5086
10	24,5386	24,5620	24,0410	24,0602	24,2128	24,2380	24,2074	24,2552	24,4582	24,5114
Soma	245,3868	245,6186	240,4088	240,6428	242,1266	242,3892	242,0730	242,5410	244,5830	245,1178
Média	24,5386	24,5318	24,0408	24,0642	24,2126	24,2389	24,2073	24,2541	24,4583	24,5117
Diferença	0,023	2mm	0,023	4mm	0,026	3mm	0,046	8mm	0,053	4mm
SA - CA	0,033	5mm	0,034	0mm	0,031	9mm	0,029	4mm	0,023	8mm

Apêndice E

Tabela 15 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Temp Bond, sem alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5580	24,6298	24,2014	24,2710	23,8814	23,9566	24,1964	24,2710	24,1146	24,2050
02	24,5580	24,6400	24,2014	24,2800	23,8814	23,9532	24,1964	24,2814	24,1146	24,1990
03	24,5582	24,6380	24,2014	24,2718	23,8814	23,9490	24,1964	24,2886	24,1146	24,1996
04	24,5582	24,6236	24,2014	24,2720	23,8814	23,9526	24,1964	24,2812	24,1146	24,2016
05	24,5582	24,6398	24,2016	24,2680	23,8814	23,9514	24,1964	24,2714	24,1146	24,1970
06	24,5582	24,6456	24,2014	24,2724	23,8814	23,9466	24,1964	24,2814	24,1146	24,2050
07	24,5584	24,6362	24,2014	24,2700	23,8814	23,9412	24,1964	24,2762	24,1146	24,1926
08	24,5582	24,6320	24,2014	24,2782	23,8814	23,9506	24,1964	24,2830	24,1146	24,1052
09	24,5584	24,6396	24,2014	24,2716	23,8816	23,9566	24,1964	24,2744	24,1146	24,2024
10	24,5584	24,6390	24,2014	24,2732	23,8816	23,9512	24,1964	24,2830	24,1146	24,1984
Soma	245,5822	246,3636	242,0142	242,7272	238,8144	239,5090	241,9640	242,7946	241,1460	242,0058
Média	24,5582	24,6336	24,2014	24,2727	23,8814	23,9509	24,1964	24,2744	24,1146	24,2005
Diferença	0,075	4mm	0,071	3mm	0,069	5mm	0,083	0mm	0,085	9mm

Apêndice F

Tabela 16 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento Temp Bond, com alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5380	24,5730	24,0408	24,0720	24,2126	24,2452	24,2072	24,2602	24,4582	24,5208
02	24,5380	24,5742	24,0408	24,0708	24,2126	24,2466	24,2072	24,2616	24,4582	24,5180
03	24,5380	24,5760	24,0408	24,0712	24,2126	24,2490	24,2074	24,2620	24,4582	24,5102
04	24,5380	24,5714	24,0408	24,0690	24,2126	24,2470	24,2074	24,2630	24,4582	24,5114
05	24,5382	24,5616	24,0408	24,0680	24,2126	24,2468	24,2074	24,2622	24,4582	24,5198
06	24,5382	24,5770	24,0408	24,0730	24,2126	24,2462	24,2074	24,2570	24,4582	24,5214
07	24,5382	24,5722	24,0408	24,0714	24,2126	24,2486	24,2074	24,2602	24,4582	24,5190
08	24,5382	24,5812	24,0408	24,0716	24,2126	24,2470	24,2072	24,2700	24,4582	24,5146
09	24,5382	24,5714	24,0410	24,0730	24,2126	24,2560	24,2072	24,2614	24,4582	24,5200
10	24,5382	24,5724	24,0410	24,0726	24,2128	24,2456	24,2072	24,2618	24,4584	24,5198
Soma	245,3812	245,7304	240,4084	240,7126	242,1262	242,4780	242,0730	242,6194	244,5822	245,1752
Média	24,5381	24,5730	24,0408	24,0712	24,2126	24,2478	24,2073	24,2619	24,4582	24,5175
Diferença	0,034	9mm	0,030	4mm	0,035	2mm	0,054	6mm	0,059	3mm
SA -CA	0,040	5mm	0,040	9mm	0,034	3mm	0,028	4mm	0,026	6mm

Apêndice G

Tabela 17 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento
Fosfato de Zinco, sem alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O.Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5582	24,6486	24,2014	24,2824	23,8814	23,9654	24,1962	24,3086	24,1146	24,2400
02	24,5582	24,6492	24,2014	24,2852	23,8816	23,9684	24,1964	24,3098	24,1146	24,2408
03	24,5584	24,6502	24,2012	24,2842	23,8816	23,9672	24,1964	24,3104	24,1144	24,2390
04	24,5584	24,6482	24,2012	24,2832	23,8816	23,9668	24,1964	24,3102	24,1144	24,2416
05	24,5584	24,6494	24,2012	24,2820	23,8814	23,9664	24,1962	24,3094	24,1144	24,2394
06	24,5584	24,6472	24,2014	24,2838	23,8814	23,9658	24,1962	24,3092	24,1146	24,2390
07	24,5582	24,6466	24,2014	24,2838	23,8816	23,9648	24,1962	24,3088	24,1146	24,2412
08	24,5582	24,6460	24,2014	24,2820	23,8816	23,9662	24,1964	24,3100	24,1144	24,2386
09	24,5584	24,6478	24,2012	24,2818	23,8816	23,9658	24,1964	24,3098	24,1144	24,2396
10	24,5584	24,6462	24,2014	24,2838	23,8816	23,9652	24,1964	24,3090	24,1144	24,2408
Soma	245,5832	246,4794	242,0132	242,8316	238,8154	239,6620	241,9632	243,0952	241,1448	242,4000
Média	24,5583	24,6479	24,2013	24,2831	23,8815	23,9662	24,1963	24,3095	24,1144	24,2400
Diferença	0,089	6mm	0,081	7mm	0,084	7mm	0,113	2mm	0,125	6mm

Apêndice H

Tabela 18 - Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas com cimento
Fosfato de Zinco, com alívio

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O.Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5386	24,5884	24,0406	24,0906	24,2126	24,2584	24,2072	24,2824	24,4584	24,5380
02	24,5388	24,5898	24,0404	24,0924	24,2126	24,2570	24,2074	24,2846	24,4582	24,5408
03	24,5386	24,5908	24,0404	24,0908	24,2124	24,2594	24,2074	24,2842	24,4584	24,5378
04	24,5386	24,5902	24,0408	24,0894	24,2124	24,2588	24,2074	24,2832	24,4582	24,5386
05	24,5388	24,5888	24,0408	24,0924	24,2126	24,2578	24,2074	24,2810	24,4584	24,5390
06	24,5388	24,5864	24,0408	24,0898	24,2126	24,2580	24,2076	24,2822	24,4582	24,5372
07	24,5386	24,5892	24,0410	24,0884	24,2124	24,2574	24,2074	24,2826	24,4584	24,5394
08	24,5384	24,5894	24,0406	24,0892	24,2126	24,2596	24,2074	24,2818	24,4586	24,5392
09	24,5384	24,5880	24,0408	24,0890	24,2124	24,2582	24,2074	24,2816	24,4584	24,5378
10	24,5382	24,5900	24,0406	24,0908	24,2124	24,2578	24,2074	24,2820	24,4584	24,5380
Soma	245,3858	245,8910	240,4061	240,7028	242,1250	242,5824	242,0740	242,8256	244,5836	245,3858
Média	24,5384	24,5891	24,0406	24,0902	24,2125	24,2582	24,2074	24,2825	24,4583	24,5385
Diferença	0,050	6mm	0,049	6mm	0,045	7mm	0,075	1mm	0,080	2mm
SA - CA	0,039	0mm	0,032	1mm	0,039	0mm	0,038	1mm	0,045	4mm

Apêndice I

Quadro 1 - Teste da distribuição das diferenças obtidas para todos os cimentos sem e com alívio em relação a curva normal

Teste de aderência à curva normal: Valores originais							
A. Frequências por intervalos de classe:							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental:	0.00	6.00	30.50	28.75	29.25	5.00	0.50
B. Cálculo do Qui quadrado:							
Graus de liberdade:	4						
Valor do Qui quadrado:	5.90						
Probabilidade de Ho	20.66%						
Interpretação							
A distribuição amostral testada é normal.							

Apêndice J

Quadro 2 - Valor crítico de Tukey que representa a diferença mínima significativa entre duas amostras, considerando-se os cimentos/términos X sem/com alívio

Cálculo do valor crítico de Tukey	
valor do resíduo na análise de variância:	0.00010
nível de probabilidade desejado:	5
Número total de dados (da amostra):	400
Números de médias comparadas:	20
Números de dados usados para cada média:	20
Graus de liberdade do resíduo:	360
Valor de q tabelado, (ao nível de 5% para 20 médias e 360 graus de liberdade):	4.690
Valor crítico de Tukey calculado	0.01049

Apêndice L

Quadro 3 - Valor crítico de Tukey que representa a diferença mínima significativa entre duas amostras, considerando-se os corpos-de-prova sem/com alívio

Cálculo do valor crítico de Tukey	
valor do resíduo na análise de variância:	0.00010
nível de probabilidade desejado:	5
Número total de dados (da amostra):	400
Números de médias comparadas:	2
Números de dados usados para cada média:	200
Graus de liberdade do resíduo:	360
Valor de q tabelado, (ao nível de 5% para 2 médias e 360 graus de liberdade):	2.330
Valor crítico de Tukey calculado	0.00165

FIGUEIREDO, A. R. *Discrepâncias de assentamento ocorridas em coroas totais metálicas, com e sem alívio interno, variando-se os terminos cervicais e os agentes cimentantes*. São José dos Campos, 1997. 152p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

Foi feita uma análise das discrepâncias de assentamento ocorridas na cimentação de coroas totais metálicas aliviadas ou não, internamente, sobre preparos com término cervical em chanfro; linha zero ou lâmina de faca; plano inclinado em 135° ; ombro reto ou degrau em 90° e ombro reto ou degrau em 90° , associado a um bisel em 45° . Empregaram-se quatro tipos de cimentos, sendo três classificados como temporários à base de óxido de zinco e eugenol (Temp Bond e Provy) e outro sem eugenol (Temp Bond NE); e um quarto indicado para cimentações definitivas, cimento de Fosfato de Zinco. Idealizou-se modelos-padrão usinados em aço inoxidável, com características de um preparo para coroa total metálica em um primeiro molar inferior variando-se os terminos cervicais conforme estabelecido. Foram obtidas cápsulas metálicas usinadas em aço inoxidável e perfeitamente adaptadas aos modelos-padrão com os terminos cervicais correspondentes, nas condições de estarem aliviadas internamente ou não. Empregou-se uma técnica de cimentação padronizada para assentamento destas cápsulas metálicas nos modelos-padrão respectivos. Através de metodologia original promoveu-se a mensuração da discrepância de assentamento nos corpos-de-prova, com o aparelho

Metroscópio Horizontal. Concluiu-se que: a) o alívio executado nas superfícies internas das coroas diminui de forma estatisticamente significativa a discrepância marginal após a cimentação, independentemente do tipo de cimento empregado e da forma do término cervical adotada; b) o término cervical do preparo no modelo-padrão tipo Lâmina de Faca foi o que apresentou menor discrepância, independente do cimento empregado, seguido pelo Plano Inclinado, Chanfro, Ombro Biselado e Ombro Reto; c) os términos cervicais em Chanfro, Plano Inclinado e Lâmina de Faca, quando analisadas as amostras dos corpos-de-prova com alívio, mostraram resultados estatisticamente não significantes, o que nos permite concluir que, quando se emprega o alívio, qualquer das três opções de linha de terminação cervical oferecerá um resultado mais favorável em confronto com as terminações ombro biselado ou ombro puro 90° ; d) sem considerar-se o tipo de término cervical do modelo-padrão o cimento Temp Bond NE apresentou menor discrepância marginal, seguido em ordem crescente pelo Temp Bond, Provy e Fosfato de Zinco.

Palavras-chaves: Coroas totais; términos cervicais; adaptação marginal; alívio interno; cimentação.

FIGUEIREDO, A. R. *Seating discrepancies occurring during cementation of complete metal crowns internally relieved or not, with various finishing line designs and cementing agents*. São José dos Campos, 1997. 152p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

SUMMARY

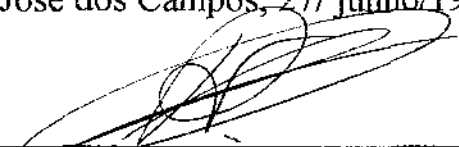
Seating discrepancies during cementation of complete metal crowns internally relieved or not with various finishing lines and cementing agents. This study evaluated the discrepancies during cementation of complete metal crowns either relieved or not on preparation with various margin designs: chamfer, knife edge, 135 degree shoulder, 90 degree shoulder, 90 degree shoulder with 45 degree bevel. Four types of cements, three temporary and one definitive were used: 1- zinc oxide and eugenol temporary cement (Temp Bond); 2- zinc oxide and eugenol temporary cement (Provy); 3- no eugenol temporary cement (Temp Bond NE) and 4- zinc phosphate cement (S.S.White). Machined stainless dies were fabricated to resemble complete crown preparations for a lower first molar with various finishing lines. Machined stainless steel copings, either internally relieved or not were also fabricated to fit the metal dies. A controlled technique was developed to assess seating discrepancies under the horizontal microscope. Results showed: a) the internally relieved crowns showed after cementation statistically significant reduction of marginal discrepancies regardless of cement type or margin design; b) knife edge finishing lines showed least discrepancies regardless of cement type

followed by the 135 degree shoulder, chamfer, bevelled 90 degree shoulder and 90 degree shoulder; c) internally relieved copings with chamfer, 135 degree shoulder and knife edge finishing lines showed no statistically significant marginal discrepancies. This indicates that any of them yields favorable results; d) regarding cements, the least marginal discrepancies were found with Temp Bond NE followed by Temp Bond, Provy and finally by the Zinc Phosphate Cement (S.S.White).

Key words: Complete crowns; finishing lines preparations; marginal adaptation; internal relieving; cementation.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

São José dos Campos, 27/ junho/1997.



Aldari Raimundo Figueiredo