PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA

INSTITUTO DE ODONTOLOGIA

AVALIAÇÃO COMPARATIVA DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL DAS COROAS MÉTALO-CERÂMICAS DE LIGAS ÁURICAS, NÃO-ÁURICAS E TITÂNIO APÓS AS PRIMEIRA E ÚLTIMA FASES DE QUEIMA DA PORCELANA

VIVIANI GARCIA ALEXANDRE

Monografia apresentada à Pontifícia Universidade Católica para a obtenção do grau de Especialista em Prótese Dental

Rio de Janeiro 2000

Sumário

RESUMO.....03
ABSTRACT.....03
1 - INTRODUÇÃO 04
2 - REVISTA DE LITERATURA.....06
2.1 - Ligas Metálicas.....06
2.2 - Cozimento das Porcelanas.....15
3 - MATERIAIS E MÉTODOS.....18
3.1 - Materiais.....18
3.2 - Métodos.....20
3.3 - Ilustrações.....22
4 - RESULTADOS.....22
4.1 - Análise estatística dos resultados das tabelas.....22
4.2 - Série original utilizada para construção das tabelas Anovas.....26
4.3 - Ilustrações.....32
5 - DISCUSSÃO.....36
6 - CONCLUSÃO.....42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....43
AGRADECIMENTOS.....48

RESUMO

Este estudo teve como objetivo a análise da desadaptação marginal das coroas métalo-cerâmicas de ligas áuricas, não-áuricas e de titânio, nas primeira e última fases de queima na sua elaboração. Para tal, foram confeccionados 30 casquetes e estes divididos em três grupos, de acordo com o tipo de metal usado. As alterações foram verificadas com auxilio do Microscópio Eletrônico de Varredura. Baseando-se nessas medições e nas análises estatísticas pela técnica Anova, não se pode afirmar que houve diferença estatística significante entre os grupos. Pode-se, no entanto, sugerir que as coroas que apresentaram menor desadaptação marginal foram as confeccionadas com ligas de titânio, devido aos valores apresentados. Todas as médias de desajuste marginal foram consideradas clinicamente aceitáveis.

ABSTRACT

The goal of this study is to analyse the marginal gaps occurred in ceramometal crowns fused in golden, not golden and titanium alloy, in the first and last phases of firing, during the preparation of the crowns. To do so, 30 coping were made and divided into 3 groups, according to the sort of metal. The gaps were observed by using a digital scanning microscope DSM 960. Based on the statistic analysis (Anova), It can not be assured that there is a significant variance among the groups. However, by analyzing the results themselves, it can be suggest that the smallest gaps were found in the crowns made of titanium alloy. All the found results are clinically accepted.

1 – INTRODUÇÃO

Em sua obra, Pegoraro[45] (1998) nos ensina que o objetivo básico de toda restauração cimentada é estar bem adaptada e com uma linha mínima de cimento, para que a prótese possa permanecer em função o maior tempo possível, num ambiente biológico desfavorável que é a boca.

Afirma, ainda, que mesmo com as melhores técnicas e materiais usados na confecção de uma prótese, sempre haverá algum desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado. Esse desajuste será preenchido com cimentos que apresentam diferentes graus de degradação marginal. Com o passar do tempo, cria-se um espaço entre o dente e a restauração que vai permitir, cada vez mais, retenção de placa, recidiva de cárie e, conseqüentemente, perda do trabalho.

O autor julga que o cirurgião-dentista deve ter em mente que a maior porcentagem de fracassos de próteses fixas deve-se à presença da cárie, que só se instala na presença da placa bacteriana. O desajuste marginal desempenha um papel fundamental neste processo, bem como na instalação da doença periodontal.

O tipo de metal utilizado na estrutura métalo-cerâmica tem relação direta com o desajuste marginal. Essas estruturas são amplamente utilizadas em reabilitação oral, principalmente por suas indicações em elementos unitários estéticos anteriores e posteriores, próteses fixas, nos sistemas de encaixes e nas próteses sobre implante.

Em 1887, LAND[36] tentou a união da porcelana ao metal para utilização em coroas de jaqueta. O metal escolhido foi a platina, que era capaz de promover união à porcelana e apresentava ponto de fusão maior do que as porcelanas de alta fusão, porém, esse trabalho teve um efeito cosmético pobre, pois houve contaminação da cerâmica pelo metal. A partir de então, muitos metais passaram a ser estudados, todos com vantagens e desvantagens.

O ouro, como outros metais nobres, possui o grande inconveniente do preço elevado. Isso incentivou os pesquisadores a buscar ligas alternativas que possuíssem propriedades mecânicas iguais ou melhores, para serem usadas na confecção das coroas métalo-cerâmica e próteses parciais fixas.

Alguns autores relataram incidentes causados aos pacientes por sensibilidade ao níquel. Da mesma maneira, a utilização do berílio é controversa, pois apresenta propriedades carcinogênicas que atingem os técnicos em prótese por exposição, durante a fundição e o polimento. As pesquisas chegaram, dessa forma, ao titânio.

O uso do titânio como um material biomédico iniciou-se cerca de 60 anos atrás. Em 1940, BOTHE, BEATON, DAVENPORT[11] (1940) implantaram titânio em animais de laboratório. Relataram que foi bem tolerado, aparentemente, devido à excelente resistência à corrosão. Nos anos setenta, iniciou-se a sua utilização em humanos. Em 1977, seu uso foi ampliado em coroas e PPR, fundidas a vácuo, mais tarde passando a ser empregado, também, em fios ortodônticos, pinos intrarradiculares e limas endodônticas.

O titânio tem características excelentes que são bem aproveitadas na odontologia, apresenta baixa condutividade térmica, é um metal bastante leve, apresenta alta resistência à tração, sua microdureza é menor do que o esmalte dentário e não causa alergia, pois a emissão de íons é extremamente reduzida. Outra vantagem na confecção de próteses sobre implante em titânio seria a não formação de corrente galvânica.

A quantidade de pesquisas sobre o titânio e seu uso na odontologia tem aumentado, mas ainda é muito limitada. Um dos aspectos pouco estudados é sua adaptação marginal nas estruturas métalo-cerâmicas.

Por este motivo, o autor, por meio desta pesquisa, tem por objetivo a avaliação comparativa da desadaptação marginal das coroas métalo-cerâmicas de ligas áuricas, não-áuricas e titânio após a primeira e última fases de queima da porcelana.

2 - REVISTA DE LITERATURA

2.1 – Ligas Metálicas

CHRISTENSEN[19], em 1971, recomendou que o máximo de desadaptação marginal fosse de 50□¼m.

No estudo de BASSANTA & MUENCH[6] (1977), foi demonstrado que as queimas sucessivas da porcelana levam a desajustes cada vez maiores e a magnitude do desajuste depende da liga.

BARAN[3] (1979) relata que as ligas de níquel-cromo estão sujeitas a alterações químicas e mecânicas durante o processo de fundição. A maioria das desadaptações ocorre após a degaseificação. A distorção ocorrida pode ser o resultado da contração do metal, durante o aquecimento, ou devido à formação de óxidos na superfície interna do casquete.

De acordo com McLEAN, WILSON , BUTT[41] (1980), que são favoráveis ao processo de degaseificação, os gases adsorvidos na fundição podem ser eliminados se o metal for submetido a alto vácuo, por um longo período, a 1000° C. Os autores afirmam que esse é um meio seguro para certificar-se de que os elementos voláteis não contaminem a porcelana e que a limpeza a vapor ou jateamento da superfície do metal não garante esse efeito. Quanto ao amaciamento da liga, sugerida por alguns autores como resultante da degaseificação, eles admitem a possibilidade da ocorrência do fato apenas na superfície do metal e somente a uma profundidade de alguns micrômetros e que certamente não afeta a estrutura completa do metal.

Foi observado por BUCHANAN, SUARE , TURNER[14] (1981) que durante o processo de degaseificação ocorreu abertura das margens dos casquetes fundidos com metais preciosos e não preciosos. O desajuste dos casquetes de metais não preciosos estava numa proporção de 8 para 1 em relação aos metais preciosos.

Mostraram também que a adaptação marginal era afetada pelo tipo de liga utilizada para confeccionar a estrutura metálica. A quantidade de discrepância marginal foi encontrada mais pronunciada em ligas não preciosas.

A diferença entre ligas preciosas e não preciosas foi avaliada como resultado da espessura da camada de óxido formada no interior dos casquetes não preciosos durante vários estágios da queima.

LEINFELDER, SOCKWELL , SLUDER[37] (1982) disseram que a menor desadaptação clinicamente detectável é de 100□¼m.

McLEAN[40] (1983) afirmou que o alto ponto de fusão da liga de ouro-paládio, reduz o risco de distorção do metal durante a ciclagem térmica da porcelana, além da liga possuir boas propriedades mecânicas.

MOFFA[43] (1983) observou que ligas de alta fusão usadas em coroas métalo-cerâmicas satisfazem tanto física quanto biologicamente os requisitos para essas restaurações. Em adição a isso, o metal deve ser térmica, mecânica e quimicamente compatível com a porcelana para evitar possíveis desadaptações do casquete metálico.

DEDERICH[20] et al (1984) examinaram três ligas não nobres usadas em coroas métalo-cerâmicas e concluíram que elas apresentaram oxidação interna e discrepância significativa na margem das restaurações durante os ciclos térmicos de cozimento da porcelana.

TERADA[53] (1984) mediu a resistência dos casquetes metálicos de ligas áuricas e não áuricas e concluiu que quanto maior a espessura do casquete metálico, menores desajustes ocorrerão. Afirmou, também, que para ligas não áuricas a espessura mínima do casquete deve ser de 0,35 mm e para ligas áuricas de 0,5 mm.

BASSANTA & MUENCH[4] (1985) concluíram que as ligas áuricas comparadas com as não-áuricas apresentaram, em geral, menores desajustes em decorrência das cocções da porcelana. Embora a maior resistência ao escoamento a altas temperaturas, apresentadas nessas ligas não áuricas, seja um fator de menor distorção durante a cocção da porcelana, existe algum outro fator que age em sentido oposto e faz com que, no resultado final, essas ligas não nobres apresentem maiores alterações.

Um estudo clínico de dois anos do Sistema Castmatic, realizado por IDA et al[33] (1985), revelou que a adaptação marginal de mais de 100 coroas fundidas de titânio foi intermediária entre as coroas de prata-paládio e níquel-cromo.

BASSANTA & MUENCH[5] (1987) afirmaram que as ligas não nobres, em geral, apresentaram um maior desajuste após a cocção da porcelana.

A dificuldade de fundição do titânio levou ANDERSSON, BERGMAN , BESSING[1] (1989) a desenvolverem um novo método de fabricação de coroas de titânio. Esse consiste no processo de torneamento por cópia para produzir a morfologia da superfície externa e usinagem com descarga elétrica baseada em decalques da matriz principal para reproduzir a superfície interna. Com a combinação dessas técnicas, a origem de muitos erros associados ao enceramento, ao revestimento e ao procedimento de fundição na fabricação de coroas metálicas tem sido eliminada. Esse método permite alta precisão na adaptação das coroas, devido à possibilidade de modificação do eletrodo em relação ao troquel de gesso. Além disso, os casquetes fabricados a partir de uma peça sólida de titânio são excepcionalmente biocompatíveis, já que esse método não inclui tratamento térmico dos procedimentos de fundição convencional que poderia criar condições desfavoráveis.

STEPHANO et al[52] (1989) concluíram que a liga de ouro apresentou desajuste médio menor do que o da película de cimentação, o que indica clinicamente essa liga para a confecção de coroas fundidas.

BERGMAN, BESSING , ERICSON[8] (1990) avaliaram, durante dois anos, a técnica de erosão por descarga elétrica para produzir as coroas Procera. Neste estudo, julgaram 167 coroas unitárias a partir do sistema de avaliação de qualidade "California Dental Association" (CDA). Para a confecção da faceta estética dos casquetes, Isosit® foi usada em 90% das coroas e a Dentacolor® para os 10% restantes. A maioria das margens foi julgada como excelente, encontrando poucas mudanças de excelente para aceitável. As coroas isosit® (n=145) exibiram falhas, incluindo fraturas e deteriorização da superfície, da cor e da forma anatômica. Com Dentacolor® como material de faceta (n=18), os resultados em relação à forma anatômica foram julgados como satisfatórios após dois anos, e não foi registrada nenhuma fratura do material da faceta. Ao examinar clinicamente as coroas Procera, foi verificado que a adaptação marginal destas foi tão boa quanto à das fundidas com alto conteúdo de ouro.

BACKMAN, BAEZ , BARGUI[2] (1992), em seus estudos, analisaram a geometria e adaptação marginal dos casquetes de Ti fundido (99,5% quimicamente

puro). Foram feitos vinte casquetes, com término marginal de 45º na vestibular e 90º na lingual, pela técnica indireta com o sistema comercial, seguindo as recomendações do fabricante. Os casquetes foram cimentados com fosfato de zinco sobre os seus respectivos troquéis mestres individuais. Após a cimentação, o casquete e o troquel foram embebidos em resina e seccionados longitudinalmente. A mensuração da adaptação marginal foi realizada no microscópio com aumento de cinqüenta vezes. A contração da fundição foi uma característica particular ao longo do plano axial horizontal do ombro. Embora a contração linear horizontal nas margens de 45º tenha sido maior do que nas margens com 90º, a discrepância da superfície marginal foi maior com a configuração de 90º. Concluíram que as coroas fundidas de titânio puro podem ser fundidas, adaptadas e cimentadas nos seus troquéis com aceitável precisão de assentamento (50µm), mensuradas axialmente.

CAMPBELL & PELLETIER[15] (1992) afirmaram que em todos os casquetes estudados ocorreram distorções marginais durante o primeiro ciclo de queima da liga (degaseificação), tendo os mesmos três espessuras de colar vestibular: 0,1; 0,4 e 0,8mm. O casquete de maior espessura apresentou a menor distorção.

De acordo com HERO, SYVERUD , WAARLI[31] (1993), a tecnologia disponível para a fundição do titânio claramente não está livre de problemas. Tipicamente, o titânio fundido na temperatura de 1720º C é forçado para dentro do molde pré-aquecido com a temperatura menor que 800º C. A diferença extrema entre as temperaturas do molde e a fundição cria um resfriamento rápido do metal e um pequeno tempo para escape dos gases.

KARLSSON[35] (1993) realizou um outro estudo sobre avaliação da precisão na adaptação marginal de coroas do sistema Procera. Em sua pesquisa, o autor avaliou essa precisão das coroas de titânio Procera no troquel de gesso e em vivo no dente antes da cimentação. A adaptação marginal foi superior e significativamente melhor nas áreas oclusais e superfícies axiais. As coroas tiveram adaptação melhor no troquel de gesso do que no dente. A discrepância marginal foi de aproximadamente 60µm in vitro e 70µm in vivo.

HARRIS & WICKENS[29] (1994) compararam a adaptação marginal de copings de titânio confeccionados pelo processo de usinagem por descarga elétrica com copings

de ouro, feitos pela técnica convencional de cera-perdida. A espessura do filme de cimento e o espaço morto nos casquetes de titânio foram maiores do que nas fundições de ouro.

LEONG et al[38] (1994) realizaram preparos e confeccionaram dezoito coroas de métalo-cerâmica que foram divididas em três grupos: coroas realizadas pelo sistema Procera, coroas de titânio fundido e coroas fundidas em ouro, estas como grupo-controle. O grupo-controle apresentou menor abertura marginal (25µm) e foi significantemente diferente das coroas Procera (54µm) e titânio fundido (60µm), que também foram consideradas aceitáveis. Os autores concluíram também que a adição de porcelana não afetou significativamente a integridade marginal dos três tipos de coroa.

Segundo MORI et al[44] (1994), o valor da expansão térmica do revestimento para compensar a contração do metal é geralmente encontrado através do aquecimento do revestimento à temperatura do molde. A temperatura relativamente baixa dos revestimentos convencionais baseados SiO_2 não promove expansão adequada do molde para compensar a contração do titânio. Uma formulação alternativa refratária aplicada em novo revestimento, baseado Al_2O_3/MgO produziu baixa reação de superfície e uma melhor compensação de contração do metal quando levado ao estado fundido. O metal reagiu pouco com o novo revestimento e foi encontrada uma melhor compensação (discrepância de 0,15mm) para contração do metal, quando o revestimento foi aquecido a 950° C e em seguida resfriado para temperatura recomendada do molde.

WIEZ & JAGER[57] (1994) mencionam que o desenvolvimento de novas tecnologias reservou um lugar fixo para o titânio tanto nas próteses sobre implantes, como na terapia protética de pacientes com intolerância a certos metais e/ou alergias diversas. O titânio é uma substância estável, do ponto de vista corrosivo, biocompatível, antialérgico, com gosto neutro, transparente ao raio X, com baixa condutividade térmica e peso reduzido. Portanto, não existem peças protéticas para as quais o titânio não seja indicado.

Segundo CHAI & STEIN[17] (1995), um dos fatores críticos associados à construção da coroa é a precisão dimensional das fundições que devem se adaptar ao dente preparado. Em seu estudo, os autores comparam pontes fixas de três elementos em titânio ¾ utilizando a máquina de fundição Cyclark e o revestimento Titavest ¾ com

o grupo controle de fundições em liga de ouro-paládio feitas de maneira convencional. A adaptação marginal no grupo controle foi maior do que nos grupos de titânio. Entretanto, os valores de abertura marginal do titânio estavam dentro da taxa clinicamente aceitável de 50 µm. Eles relataram que as pontes fixas extensas apresentaram ainda um grande desafio, devido às distorções entre os pilares, podendo comprometer o ótimo assentamento nas margens. Os resultados desse estudo indicaram que o titânio pode ser usado para fundições de próteses fixas quando este for seguido por um correto regime de enceramento e fundição.

Ainda segundo esses autores, o "sprue" é uma das variações que afeta o sucesso das fundições. Os vários designs de "sprue" comumente usados têm sido inadequados para a fundição do titânio, devido à baixa densidade desse material (4,5 mg/cm^3). A união geométrica do "sprue" pode produzir diferentes efeitos de fusibilidade e porosidade em metais de baixa densidade. Para garantir as propriedades de preenchimento do molde com titânio é imperativo as modificações do design de "sprue". O design do "sprue" é um mecanismo que controla a velocidade e o preenchimento adequado do metal no molde. No estudo desses autores foi utilizado um material análogo em metal feito para simular um preparo para ponte fixa de três elementos. Quatro tipos diferentes de designs de "sprue" foram avaliados. Um total de dez pontes fixas foram feitas para cada forma de "sprue". As fundições do titânio puro foram feitas na máquina automática Cyclark (pressão a vácuo/arco elétrico/argônio). Os padrões foram incluídos à vácuo com revestimento de alumínio-magnésio (Titavest CB). Foram feitas dez fundições em liga ouro-paládio de maneira convencional, constituindo o grupo de controle para comparar abertura marginal (gap). Resultados desse estudo indicaram que a porosidade foi menor quando utilizado o "sprue" individual largo (6 calibre). A fundição em temperatura padrão de queima mais baixo (910° C e 920° C) exibiu aberturas marginais significantemente menores do que as fundições em temperatura superior a 930° C. Esses mesmos autores indicaram que o exame radiográfico é de grande valia para analisar se existe porosidade interna nas fundições de titânio, antes do uso clínico.

FERRACANE[23] (1995) mencionou que o ponto de fusão das ligas áuricas para métalo-cerâmica foi aumentado com a inclusão de paládio e platina, que conferem resistência e dureza, reduzindo ou eliminando a prata e o cobre. Com isso, diminuiu

sensivelmente as distorções ocorridas nos casquetes metálicos durante os ciclos térmicos em que era submetido no cozimento da porcelana, já que antes da inclusão do paládio e platina o metal tinha ponto de fusão próximo ao cozimento das porcelanas. Nas ligas de Ni-Cr , o Berílio adicionado em pequenas quantidades promoveu uma melhor adesão da porcelana, devido a inativar a produção de óxido de cromo.

GEMALMAZ & HASAN[27] (1995) descreveram que os maiores valores de distorção foram encontrados no ciclo de degaseificação e não nos subseqüentes. A maior parte da distorção marginal parece ocorrer durante o primeiro ciclo de queima. Acredita-se que o estresse residual resultante da fundição e dos processos de polimento foi liberado durante o primeiro estágio da queima. Na distorção do casquete metálico ocorreu o relaxamento do estresse residual contribuindo, assim, para a maior parte da distorção observada.

Afirmaram, ainda, que as ligas de metal não-precioso (Ni-Cr) revelaram um desajuste significativamente menor do que os copings de liga de metal precioso (Pd-Cu).

De acordo com MEYER & LÜTHY[42] (1995), a fundição de titânio apresenta uma série de dificuldades decorrentes das propriedades do metal: alta temperatura de fundição ¾ aproximadamente 1600° C, forte reatividade com o oxigênio e com cadinho de cerâmica e pouca densidade ¾ que afeta muito a capacidade do metal liquefeito por injetado na forma. Existem dois sistemas de fundição: os estáticos ¾ com vácuo de pressão e os rotativos ¾ por centrifugação. Para o procedimento em si, podem ser utilizadas duas técnicas: o arco voltaico elétrico e a indução.

De acordo com WANG & FENTON[55] (1996), o titânio e suas ligas ¾ baseados na sua biocompatibilidade e propriedades físicas ¾ são considerados materiais de escolha na indústria de implante dental e na prótese. A aplicação do titânio nas próteses fixas e removíveis está ainda em estágio de desenvolvimento. O uso de restaurações ou próteses de titânio ainda é baixo, devido a falta de conhecimento do material entre os dentistas e de estudos clínicos a longo prazo. Há necessidade de estudos mais apurados sobre a fundição, a soldagem e a adesão deste material às cerâmicas.

GEMALMAZ et al[26] (1996) em outro estudo, observaram a distorção de uma prótese de três elementos de métalo-cerâmica, a qual ocorreu durante o condicionamento do metal, e pretendem demonstrar que tal distorção pode ser controlada pelo pré-aquecimento das fundições na massa do revestimento. Eles concluíram que todas as estruturas metálicas da métalo-cerâmica distorcem durante o processo de ciclo térmico. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os diferentes tipos de liga na distorção de estrutura metálica. Também observaram que a distorção nas paredes axiais dos retentores era relativamente menor quando comparada com distorção das margens finas.

De acordo com WANG & FENTON[55] (1996), as propriedades mecânicas do titânio tipo 1 são comparadas com ouro tipo IV, sendo que com custo bem menor.

BERG[7] (1997) realizou um questionário com o objetivo de obter as opiniões dos dentistas sobre o uso clínico das restaurações de titânio. Uma série de questões foram colocadas em pauta no que tange às restaurações de titânio, como, por exemplo: tipo mais utilizado e de maior experiência, vantagens e desvantagens e indicações para a utilização. O questionário foi enviado por um laboratório de Noruega (Bergen), que desde 1988 fabricou mais de 10.000 fundições de titânio de coroas e pontes fixas, para 72 dentistas. Na opinião de 64 dentistas que completaram o questionário, a fundição de titânio é mais vantajosa do que as ligas fundidas convencionais. Isso se deve, principalmente, ao custo baixo, seguido da maior biocompatibilidade, menor peso e menor calor condutivo desse material. As coroas unitárias foram as restaurações de titânio mais realizadas e de maior experiência dos dentistas. Os clínicos relataram que as restaurações de titânio são muito satisfatórias, apesar dos problemas relacionados aos aspectos técnicos e estéticos encontrados nesse material.

BESSIMO, JEGER , GUGGENHEIN[9] (1997) avaliaram a adaptação marginal de coroas de titânio produziram por CAD/CAM, fabricação controlada por computador. O gap marginal entre as estruturas e os dentes foi medido através do microscópio eletrônico de varredura. Os valores variaram entre 47,0 ± 31,5 µm.

Numa pesquisa clínica de CHAI, McGIVNEY & MUÑOZ[18] (1997) foi analisado o Sistema Procera pelas 6 maiores universidades dos Estados Unidos. Esse Sistema é um novo método para fabricação de coroas e pontes fixas, envolvendo

torneamento por cópia e usinagem por descarga elétrica. O metal usado é o titânio, que pode ser processado, resultando em um casquete unitário ou unidades múltiplas unidas ao pôntico pela soldagem a laser. Sobre coroas unitárias e pontes fixas foram aplicadas porcelanas de baixa fusão. Foram avaliadas 73 coroas unitárias e 53 pontes fixas de três elementos, em 114 pacientes, no que se refere à superfície, cor, forma anatômica e integridade marginal, uma semana e um ano após a cimentação, pelo sistema de avaliação de qualidade "California Dental Association". Após uma semana da cimentação, 96,6% (114) das restaurações avaliadas foram consideradas satisfatórias. Um sucesso de 95,5% (107) foi obtido um ano após a cimentação.

FRANCISCONE, PINHEIRO , VALERA[25] (1997) avaliaram a influência de alguns materiais de fundição na adaptação de cápsulas Cera-One, de acordo com a técnica de implante Bränemark. As fundições foram obtidas através de cápsulas poliacrílicas com diferentes ligas metálicas: titânio, ouro cerâmico, ouro tipo IV, níquel-cromo e prata-paládio. Os processos de revestimento e fundição foram realizados pela técnica convencional para todas as ligas, com exceção da liga de titânio, que requereu um forno especial para a fundição produzido pela Morita (Cyclark). As cápsulas foram adaptadas sobre o parafuso de conexão Cera-One e a discrepância foi mensurada. Procedimentos semelhantes foram realizados para as cápsulas de ouro e cerâmica pré-fabricadas, de acordo com a técnica de implante Bränemark. Foram obtidos melhores resultados de adaptação marginal para as cápsulas pré-fabricadas. Entre as cápsulas poliacrílicas fundidas, a liga de titânio foi a que obteve menor desadaptação marginal (média de 22,24µm), seguida da liga de ouro cerâmico (média 29,55µm), de ouro tipo IV (média de 32,67µm), de prata-paládio (média de 34µm) e de níquel-cromo (média de 53,78µm).

WOLF et al[59] (1998) compararam a adaptação de inlays e onlays de titânio, fundidos em uma máquina de sucção a vácuo, com restaurações de liga de ouro. Duas semanas após a cimentação, com fosfato de zinco, a integridade marginal das restaurações foi avaliada. De acordo com os resultados, as ligas de ouro foram significativamente melhores que as restaurações de titânio. A desadaptação das ligas de ouro foi entre 64 ± 18µm e as de titânio, 72 ± 18µm.

WALTER et al[54] (1999) realizaram um estudo clínico, onde foram comparadas 47 PPFs de titânio e ouro. As 22 subestruturas de titânio foram fabricadas pelo sistema

Procera (Nobelpharma) e a porcelana utilizada foi Duceratin (Ducera, Alemanha). A liga de ouro utilizada no grupo-controle foi Degudent U (Degussa, Alemanha) e a porcelana foi VITA VMK 68 (Vita, Alemanha). Durante uma observação de 6 anos, apenas uma PPF do grupo do titânio foi removida, devido à falha entre metal e porcelana. Entretanto, as diferenças entre as ligas de titânio e ouro não foram significantes.

2. 2 – Cozimento das porcelanas

SHILLINGBURG & HOBO[32] (1973) disseram que problemas causados pela compatibilidade termomecânica são evidentes após o cozimento da cerâmica e que a prova do casquete das coroas de métalo-cerâmicas seria mais segura se feita após a aplicação da porcelana.

Em seus estudos, SHILLINGBURG et al[30] (1973) observaram que a influência da contração da porcelana não teria chegado a se manifestar com mais intensidade nos casquetes de ligas áuricas.

SCHNEIDER, LEVI , MORI[50] (1976) defendem a eliminação do colar metálico como uma alternativa técnica para minimizar o desajuste.

IWASHITA, KURICK , HASSUO[34] (1977) descreveram que as grandes alterações marginais são decorrentes do processo de ciclo de queima da porcelana e da desigualdade de contração térmica da liga.

BRYANT & NICHOLLS[13] (1979) sugerem a utilização de bandejas sob medida para próteses de longa extensão, com finalidade de apoiá-las uniformemente pelas extremidades e pelos pônticos durante as fases de degaseificação e queima das porcelanas, uma vez que a quantidade de distorções acumuladas pode ser clinicamente significativa se os cuidados não forem obedecidos.

FAUCHER & NICHOLLS[24] (1980) atribuíram as alterações marginais como consequência da aplicação da porcelana a uma eventual contaminação interna do casquete metálico por partículas de pó da própria.

BRIDGER & NICHOLLS[12] (1981) verificaram que as próteses métalo-cerâmicas têm um ajuste inadequado após a aplicação e cozimento da porcelana. Observaram, também, que a distorção ocorre no corpo das estruturas de ponte fixa curva, durante o ciclo de cozimento da porcelana, devido a alteração do metal e da contração da porcelana.

Esses mesmos autores descobriram que as maiores alterações ocorrem nos estágios de degaseificação e glazeamento. A distorção foi considerada importante, podendo ser avaliada clinicamente aceitável.

DORSCH[22] (1981) mediu, em um estudo, a deflexão de tiras de ligas de Ni-Cr em combinação com três tipos de porcelana de corpo e observou que a deflexão residual diminuía com o aumento do número de ciclos de queima.

SHAFFNER[51] (1981) percebeu a possibilidade de deformação marginal após cada estágio da queima da porcelana. E concluiu que as distorções observadas não eram clinicamente significativas.

HAMAGUSHI, CACCIATORES , TUELLER[28] (1982) concluíram que o desenho marginal e o cozimento da porcelana não distorcem mecanicamente a margem cervical vestibular e que, provavelmente, a abertura da margem de uma coroa métalo-cerâmica deve-se à dificuldade técnica de formar uma margem de porcelana em forma de lâmina de faca do que qualquer contração dela. Uma vez fundida a camada de opaco, a contração máxima da porcelana já ocorreu e contrações subsequentes não serão possíveis, independente do número de cozimentos futuros. O glaze, segundo esses autores, não causa nenhuma distorção porque as porcelanas já foram cozidas e apresentam uma forma definida.

WINKLER, MORRIS , MONTEIRO[58] (1984), após simular cinco fases de cozimento de coroas métalo-cerâmicas com ligas nobres (ouro tipo I, tipo II, tipo III e ouro cerâmico) e não nobres (níquel-cromo), constataram que as propriedades existentes entre essas ligas são similares. Julgaram que a contração da porcelana poderia provocar uma distorção sobre o casquete metálico e um conseqüente desajuste.

WANRSERSKI et al[56] (1986) observaram que a maior modificação da adaptação marginal ocorreu entre a etapa de degaseificação e opacificação. Essa

mudança pode ser atribuída como resultado da distorção do metal do casquete (durante a porcelanização) ou do deslocamento do casquete durante a formação da margem de porcelana pura.

RICHTER-SNAPP et al[49] (1988) observaram que ocorreu uma fenda marginal em função do tipo de terminação marginal e da proximidade da porcelana no sítio de medição. Eles verificaram que essa alteração da margem era decorrente do tipo de liga. O resultado desse estudo indicou que nenhuma das variáveis investigadas ou a combinação das variáveis afetava o assentamento final da restauração. A média total da alteração marginal nas quatro queimas não excedeu 30µm e não foi considerada clinicamente significante.

Foi preconizada por MARTIGNONI & SCHONENBERGER[39] (1990) que, durante a aplicação da porcelana, a perda de precisão no modelo mestre é determinada basicamente pela distorção da estrutura metálica durante a fase de oxidação e pela contração da porcelana dental, que ocorre em direção ao centro da massa. Isso significa que as áreas mais fáceis de distorcer são as mais finas, especialmente na linha de terminação.

BOENING, WALTER , REPPEL[10] (1992) examinaram a adaptação marginal de 24 coroas de titânio confeccionadas pelo sistema Procera e aplicaram porcelana em dez delas. Os resultados encontrados foram 53□¼m, para as coroas metálicas e 67□¼m, para as coroas métalo-cerâmicas.

CAMPBELL & PELLETIER (1992)[15] concluíram que distorções não significativas resultaram da aplicação do opaco, corpo e glaze.

DEHOFF et al[21] (1994) descreveram que é necessário obter o conhecimento do comportamento do relaxamento da porcelana dental. Os pesquisadores podem identificar a combinação porcelana/metal, a qual resultará em valores de baixo estresse e, portanto, reduzirá o potencial de fracasso a partir do estresse induzido termicamente. Essas propriedades podem ser usadas na otimização do design da prótese para reduzir a destruição do tecido sadio e acomodar a localização da prótese.

RAKE et al[47] (1995), em seus estudos, observaram que ocorreu distorção térmica nas estruturas de ponte fixa em métalo-cerâmica durante a queima da porcelana.

A deterioração do ajuste resultou em um ajuste vertical mais pobre da estrutura, o que poderia ser clinicamente inaceitável. Além disso, a distorção térmica ocorreu independentemente do tipo de liga, já que a comparação entre as ligas de níquel-cromo e paládio-cobre não revelaram diferenças significativas.

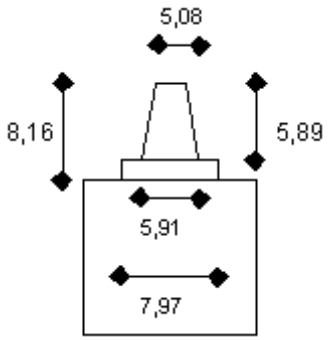
CAMPBELL et al[16] (1995) observaram que a termociclagem das restaurações resultou em aumento das aberturas marginais. O maior desajuste marginal ocorreu durante a primeira termociclagem da liga.

PUPPIN e al[46] (2000), com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura, observaram que, na elaboração de coroas métalo-cerâmicas, a fase que apresentou maior desadaptação marginal foi a segunda termociclagem dos casquetes metálicos, ou seja, após a aplicação e queima do opaco.

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - Materiais

1. Um troquel de aço inoxidável 314 semelhantes apresentando as seguintes dimensões:



2. Um cilindro-guia de aço inoxidável de 7,98 mm de diâmetro.

3. Bicos de bunsen, Urabi (gás urbano).

4. Cera regular tipo 2, Kerr (EUA).

5. Fio de cera para Sprue Babinete 2,5.

6. Gotejador PDT nº 2 de aço, Poliodonto.

7. Hollemback nº 3S, Poliodonto.

8. Espátula Le Cron, Poliodonto.

9. Isolante isoli, Degussa (Alemanha).

10. Pincel para isolamento nº 6, Tigre.

11. Antibolha Waxit, Degussa.

12. Liga à base de níquel-cromo com berílio Verabond, Albadent (EUA).

13. Liga à base de ouro-paládio, tipo IV, Próton Gold, La Croix.

14. Titânio comercialmente puro grau 1.

15. Revestimento fosfato Bellavest T, Bego (Alemanha).

16. Revestimento Rematitan Ultra, Dentaurum (Alemanha).

17. Disco de carburundum, Dentarium.

18. Pedra de óxido de alumínio branca, Dedeco (EUA).

19. Jato de areia Trigato, Knebel.

20. Vibrador Buffalo (EUA).

21. Espatulador Whip-mix (EUA).

22. Maçarico à gás G.L.P..

23. Oxigênio G.L.P..

24. Água destilada da Vitex.

25. Porcelana de corpo, opaco e glaze, EX3 Noritake.

26. Porcelana Titanceramic, Vita (Alemanha).

27. Forno de fundição a vácuo, Ney (EUA).

28. Forno para fundição do titânio, Rematitan Autocast, Dautaurun

29. Forno de porcelana Phoenix, Dentisply.

30. Condicionador da liga de níquel cromo Veracoat, Albadent.

31. Pontas diamantadas nº 243/025 H, Hórico.

32. Ultra-som Thorntor.

33. Especímetro digital digmatic caliper, Mitutoyo Corporation.

34. Microscópio digital scanning DSM 960 Zeiss (Alemanha).

3.2 - Métodos

Foi utilizado um troquel de aço inox 316, com forma cilíndrica, apresentando expulsividade de 60, com terminação em ombro reto de 90° e com sulco de orientação axial.

Os trinta casquetes foram divididos em três grupos, cada qual de um material: grupo 1, ouro-paládio; grupo 2, níquel-cromo-berílio e grupo 3, titânio.

O enceramento dos casquetes metálicos foi iniciado posicionando uma guia cilíndrica de aço inox ao redor do troquel e a cera regular Tipo II da Kerr foi gotejada até que o espaço fosse totalmente preenchido, a fim de obtermos padrões de cera de 0,5mm. O antibolha Waxit foi aplicado para eliminar a tensão superficial de cera.

Vinte dos trinta casquetes encerados foram incluídos no revestimento da Bellavest, espatulado a vácuo e utilizando o vibrador da Buffalo, seguindo a técnica de expansão livre, para serem fundidos em liga de ouro-paladio e níquel-cromo-berílio. Os dez restantes foram incluídos em revestimento especial para titânio Rematitan Ultra.

Após a fase de inclusão, ocorreu a queima do anel na temperatura de 500º C a 1000º C para os 10 casquetes de níquel-cromo-berílio, Verabond (Albadent), e de 1330º C a 1380º C para os 10 de ouro-paládio, Proton Gold (La Croix), no forno de fundição Ney e, em seguida ao processo de fundição, utilizou-se o maçarico à gás EDG e o oxigênio GLP, obtendo-se os vinte casquetes.

No caso do titânio, o aumento da temperatura do anel e do revestimento, para o pré-aquecimento, de 0°C aos 1000°C, deu-se a uma média de 5°C por minuto. Houve duas pausas de 60 minutos nessa ascensão, em 200°C e 400°C. O anel e o revestimento permaneceram na temperatura final, 1000°C, por 90 minutos, quando passaram a sofrer resfriamento constante, em queda livre, até os 430°C. Nessa temperatura, foram para a máquina de fundição, quando foi feita a troca da atmosfera por argônio. A fundição do titânio foi feita por sucção e pressão e durou 20 segundos. A temperatura de fundição dos casquetes de titânio grau 1 foi de 1668º C.

Na usinagem dos casquetes foram utilizados discos de carburundum da Dentarium, pedra de óxido de alumínio, da Dedeco, com a finalidade de escovar a superfície do metal e o jateamento de areia, da Knebel. Após isso, foram imersos em água destilada para eliminar vestígios de óxido.

Antes que os casquetes dos três grupos citados fossem submetidos às diversas fases de queima, foram numerados, com uma broca do tipo carbide, adaptados ao troquel e os desajustes foram medidos. Cada casquete foi verificado em dez pontos, com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura (MEV), modelo DSM 960 (Zeiss, Alemanha). Feita a avaliação microscópica da adaptação marginal, estes foram considerados como grupo controle. Em seguida, todos os casquetes passaram por todo o processo de confecção de coroas métalo-cerâmicas. Além do grupo controle, foram registradas as medidas referentes à primeira queima, ou degaseificação, e da fase final, ou aplicação do glaze, após a aplicação e queima do opaco e corpo da porcelana.

Os casquetes metálicos foram submetidos ao processo de oxidação no forno Phoenix. Os de níquel-cromo-berílio receberam a aplicação do condicionador da liga. A temperatura inicial foi de 500º C e a final, 980º C, com vácuo por 30 segundos e 30 segundos sem vácuo. Os de ouro-paladio necessitaram de um pré-aquecimento do anel a 900º C. A temperatura de oxidação foi de 980º C, com vácuo por 1 minuto e sem vácuo por mais um minuto. Os casquetes de titânio, antes da aplicação da porcelana, receberam um adesivo Titanceramic, fabricado pela Vita (Alemanha).

Todos os casquetes receberam a aplicação do opaco e corpo. A porcelana usada nos grupos 1 e 2 foi EX3 Noritake, com temperatura inicial de 600º C e final de 935º C, com e sem vácuo por 30 segundos, com finalidade de maturar. No grupo 3, foi utilizada a porcelana Titanceramic da Vita, com temperatura entre 690º C e 830º C.

Após a terceira fase, os casquetes receberam acabamento com pontas diamantadas nº 243/025 H da Horico e banho com água destilada em ultra-som por 2 minutos. O overglaze da Titanceramic foi aplicado no grupo do titanio e da Noritake nos grupos restantes, os quais foram levados ao forno com temperatura entre 690º C - 830º C e 500º C - 925º C, respectivamente.

Concluída esta fase, os casquetes foram jateados com óxido de alumínio, limpos e armazenados em água destilada quando, então, obtivemos a última medição dos trinta casquetes

3.3 - Ilustrações

Fig. 1 – Troquel de aço

Fig. 2 – Troquel de aço, cilindro-guia de aço e casquetes de níquel-cromo

4 – RESULTADOS

4.1 – Análise estatística dos resultados das tabelas Anovas

4.1.1 – Resultados por tipo de material utilizado

As tabelas apresentadas a seguir refletem os valores médios de desadaptação marginal nos casquetes, por material utilizado, medidos no grupo controle e após a primeira e última fase de queima da porcelana.

Tabela 1 – Médias obtidas com o titânio

Grupo	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Controle	10	23,65	19,79	6,259
Primeira queima	10	20,28	28,02	8,862
Última queima	10	41,53	19,24	6,085

Tabela 2 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 1

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	0,2609	2	1305	2,53	0,098
Dentro das amostras	1,393e+04	27	515,8		
Total	1,654e+04	29			

P"e 0,05 è sem significância estatística

Tabela 3 – Médias obtidas com o níquel-cromo

Grupo	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Controle	10	52,73	44,43	14,05
Primeira queima	10	47,03	29,7	9,393
Última queima	10	63,7	26,84	8,488

Tabela 4 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 3

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	0,1434	2	717,1	0,60	0,555
Dentro das amostras	3,219e+04	27	1192		
Total	3,363+04	29			

P "e 0,05 è Sem significância estatística

Tabela 5 – Médias obtidas com o ouro

Grupo	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Controle	10	28,76	16,71	5,283
Primeira queima	10	18,11	12,95	4,096
Última queima	10	42,57	16,96	5,363

Tabela 6 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 4

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	3007	2	1503	6,14	0,006
Dentro das amostras	6611	27	244,8		
Total	9617	29			

P "f 0,05 è Com significância estatística

4.1.2 – Comparação entre os resultados obtidos por material

Feita a análise dos valores médios de desadaptação marginal nos casquetes, por material utilizado, passa-se a compará-los após cada medição.

a) Comparação entre os grupos controles

Tabela 7 – Médias obtidas nos grupos controles

Material	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Ouro	10	28,76	16,71	5,283
Níquel-cromo	10	52,73	44,43	14,05
Titânio	10	23,65	19,79	6,258

Tabela 8 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 7

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	0,4821	2	2411	2,73	0,083
Dentro das amostras	2,38e+04	27	881,6		
Total	2,863e+04	29			

P "e0,05 è Sem diferença estatística (os grupos não serão comparados entre si)

b) Comparação após a primeira queima

Tabela 9 – Médias obtidas após a primeira queima

Material	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Ouro	10	18,11	12,95	4,095
Níquel-cromo	10	47,03	29,7	9,392
Titânio	10	20,28	28,02	8,861

Tabela 10 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 9

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	0,5189	2	2594	4,24	0,025 *
Dentro das amostras	1,651e+04	27	611,6		
Total	2,17e+04	29			

* P "f 0,05 è Com diferença estatística; devido à essa significância, os grupos serão comparados na tabela a seguir.

Tabela 11 – Comparação após a primeira queima – Tukey

Comparação	Diferença estatística	q	P"f 0,05
Ni-Cr X Ouro	28,92	3,698	Significante
Ni-Cr X Titânio	26,75	3,420	Significante
Titânio X Ouro	2,17	0,277	Não significante

Nota-se, pela análise estatística dos resultados dos desajustes após a primeira queima da porcelana, que o titânio e o ouro apresentaram-se melhores que o níquel-cromo.

c) Comparação após a última queima

Tabela 12 – Médias obtidas após a última queima

Material	Nº de casquetes	Média obtida	Desvio Padrão	SEM
Ouro	10	42,57	16,96	5,363
Níquel-cromo	10	63,7	26,84	8,488
Titânio	10	41,53	19,24	6,084

Tabela 13 – Análise de variância (Anova) aplicada aos valores da Tabela 12

Fonte de Variação	Soma dos quadrados	G. L.	Variância	Razão F	P
Entre médias	0,313	2	1565	3,41	0,048
Dentro das amostras	1,24e+04	27	459,4		
Total	1,553e+04	29			

P "f 0,05 è Com diferença estatística

Tabela 14 – Comparação após a última queima – Tukey

Comparação	Diferença estatística	q	P"f 0,05
Ni-Cr X Ouro	21,13	-	Não Significante
Ni-Cr X Titânio	22,17	3,271	Não Significante
Titânio X Ouro	2,17	-	Não Significante

De acordo com a **análise estatística desses resultados**, **não se detecta a diferença entre os grupos**, mesmo apresentando valores distintos. No entanto, nota-se que a média dos desajustes finais apresentados pelas coroas de titânio (41,53□¼m) são muito semelhantes às de ouro (42,57□¼m), e estas são menores que as de níquel-cromo (63,7). Sugere-se, dessa forma, que mesmo com diferenças de valores sem significância estatística**, os desajustes finais são diferentes**.

4.2 - Série original utilizada para construção das tabelas Anovas

Nas tabelas a seguir encontram-se todos os resultados obtidos nos testes de microscopia eletrônica de varredura, e estão grupadas por material. São apresentados os resultados do grupo controle, da degaseificação e do resultado final, após sucessivas queimas da porcelana.

4.1.a Ouro

Tabela 15 – Série original - grupo controle do ouro

GRUPO CONTROLE										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	28,2	0,0	0,0	105,0	0,0
2ª	12,7	0,0	0,0	45,0	63,0	15,8	0,0	63,0	120,0	28,2
3ª	44,4	43,0	60,0	0,0	74,0	16,0	63,0	14,1	91,0	19,4
4ª	55,7	70,5	0,0	26,4	38,0	11,2	0,0	70,0	137,0	0,0
5ª	46,5	74,1	0,0	0,0	28,0	0,0	0,0	56,0	31,0	8,4
6ª	60,0	0,0	35,2	22,0	45,0	28,2	26,8	0,0	52,0	0,0
7ª	36,0	45,8	34,0	33,0	98,0	26,4	0,0	24,7	38,0	0,0
8ª	45,8	51,5	0,0	68,0	56,0	35,2	0,0	0,0	0,0	0,0
9ª	43,0	40,2	0,0	109,0	0,0	0,0	0,0	77,0	45,0	0,0
10ª	0,0	57,8	56,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	7,7	21,1

Tabela 16 – Série original - primeira queima do ouro

PRIMEIRA QUEIMA (DEGASEIFICAÇÃO)										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	49,0	52,0	0,0	0,0	98,0	42,0	63,0	45,0	0,0	0,0
2ª	45,0	70,0	0,0	0,0	112,0	19,4	70,0	52,0	23,0	0,0
3ª	52,0	49,0	42,0	0,0	49,0	45,0	28,0	0,0	0,0	0,0
4ª	60,0	0,0	45,0	0,0	0,0	60,0	49,0	0,0	0,0	0,0
5ª	45,0	8,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
6ª	52,0	16,0	0,0	0,0	0,0	0,0	49,0	0,0	0,0	0,0
7ª	28,0	0,0	0,0	0,0	0,0	14,0	63,0	0,0	12,0	0,0
8ª	25,0	0,0	33,5	0,0	0,0	31,0	0,0	0,0	0,0	0,0
9ª	16,0	0,0	0,0	42,0	0,0	0,0	28,0	0,0	0,0	12,0
10ª	45,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	35,0	38,0

Tabela 17 – Série original - resultado final do ouro

RESULTADO FINAL										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	141,0	0,0	67,0	63,0	67,0	0,0	84,0	0,0	0,0	0,0
2ª	109,0	0,0	0,0	63,0	0,0	84,0	91,0	28,0	49,0	0,0
3ª	127,0	0,0	0,0	77,0	49,0	74,0	74,0	17,6	0,0	84,0
4ª	116,0	49,0	0,0	56,0	120,0	63,0	28,0	38,0	0,0	137,0
5ª	123,0	77,0	19,4	0,0	35,0	67,0	33,5	28,0	38,0	137,0
6ª	102,0	52,0	40,5	123,0	123,0	74,0	31,0	0,0	56,0	0,0
7ª	84,0	0,0	74,0	0,0	31,0	77,0	0,0	49,0	45,0	81,0
8ª	70,0	0,0	28,0	0,0	0,0	91,0	70,0	21,1	28,0	24,7
9ª	0,0	35,0	0,0	0,0	112,0	88,0	81,0	35,0	49,0	77,0
10ª	49,0	63,0	70,0	0,0	95,0	60,0	67,0	0,0	42,0	45,0

4.1.b Níquel-Cromo

Tabela 18 – Série original - grupo controle do níquel-cromo

GRUPO CONTROLE										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	35,0	42,0	42,0	0,0	165,0	0,0	0,0	105,0	81,1	88,2
2ª	52,0	91,0	0,0	0,0	109,0	12,0	0,0	67,0	97,0	52,2
3ª	0,0	105,0	28,0	0,0	102,0	0,0	0,0	112,0	93,5	32,4

4ª	26,4	35,0	0,0	0,0	74,0	27,0	0,0	123,0	105,8	26,1
5ª	44,0	109,0	63,0	84,0	70,0	0,0	0,0	112,0	125,2	21,8
6ª	23,2	165,0	0,0	49,0	134,0	23,0	0,0	88,0	137,6	27,5
7ª	0,0	165,0	28,0	45,0	169,0	67,0	0,0	81,0	142,9	6,7
8ª	5,6	91,0	0,0	0,0	81,0	88,0	11,2	155,0	125,0	0,0
9ª	0,0	141,0	0,0	26,4	98,0	0,0	10,5	88,0	79,4	0,0
10ª	28,2	144,0	53,0	0,0	95,0	0,0	3,8	97,0	107,6	0,0

Tabela 19 – Série original - primeira queima do níquel-cromo

PRIMEIRA QUEIMA (DEGASEIFICAÇÃO)										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	38,0	45,0	60,0	67,0	0,0	0,0	67,0	90,0	0,0	45,0
2ª	0,0	104,0	31,0	49,0	141,0	102,0	32,0	137,0	0,0	63,0
3ª	45,0	59,0	52,0	35,0	63,0	51,0	76,0	124,0	0,0	0,0
4ª	35,0	8,0	98,0	0,0	22,0	0,0	83,0	90,0	8,4	38,0
5ª	0,0	88,0	42,0	0,0	64,0	0,0	0,0	77,0	0,0	56,0
6ª	49,0	60,0	0,0	0,0	48,0	0,0	0,0	100,0	60,0	42,0
7ª	91,0	102,0	0,0	0,0	87,0	0,0	25,0	120,0	18,0	42,0
8ª	74,0	112,0	74,0	0,0	87,0	0,0	25,0	120,0	45,0	42,0
9ª	81,0	120,0	120,0	0,0	70,0	0,0	0,0	107,0	45,0	31,0
10ª	0,0	49,0	67,0	35,0	158,0	0,0	0,0	84,0	0,0	28,0

Tabela 20 – Série original - resultado final do níquel-cromo

RESULTADO FINAL										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	0,0	155,0	123,0	130,0	0,0	120,0	0,0	148,0	24,7	35,0
2ª	0,0	169,0	52,0	52,0	81,0	0,0	81,0	123,0	26,4	95,0
3ª	0,0	95,0	67,0	0,0	95,0	98,0	105,0	0,0	26,4	81,0
4ª	45,0	148,0	77,0	0,0	70,0	0,0	77,0	0,0	14,0	88,0

5ª	127,0	190,0	162,0	0,0	56,0	60,0	0,0	0,0	0,0	88,0
6ª	77,0	169,0	190,0	0,0	0,0	144,0	0,0	0,0	21,1	91,0
7ª	130,0	77,0	120,0	0,0	60,0	120,0	0,0	56,0	52,0	84,0
8ª	109,0	95,0	98,0	0,0	70,0	102,0	98,0	0,0	70,0	60,0
9ª	112,0	35,0	0,0	0,0	74,0	81,0	130,0	38,0	88,0	74,0
10ª	42,0	0,0	0,0	0,0	112,0	60,0	60,0	42,0	112,0	31,0

4.1.c Titânio

Tabela 21 – Série original - grupo controle do titânio

GRUPO CONTROLE										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	0,0	49,0	0,0	0,0	0,0	0,0	109,0	21,1	0,0	0,0
2ª	0,0	45,0	49,0	31,0	26,4	30,0	56,0	0,0	0,0	0,0
3ª	0,0	38,0	52,0	11,2	0,0	0,0	42,0	30,0	0,0	0,0
4ª	0,0	67,0	15,8	45,0	17,6	26,4	63,0	52,0	0,0	0,0
5ª	0,0	31,0	5,6	45,0	31,7	0,0	60,0	0,0	0,0	0,0
6ª	0,0	60,0	11,2	31,0	0,0	360,0	47,6	49,4	0,0	0,0
7ª	0,0	28,0	0,0	19,0	15,8	0,0	15,8	98,0	0,0	0,0
8ª	0,0	56,0	19,0	14,0	17,6	0,0	0,0	102,0	0,0	0,0
9ª	0,0	35,0	5,6	0,0	35,2	0,0	45,8	21,8	0,0	0,0
10ª	0,0	49,0	25,4	38,0	37,0	0,0	77,6	0,0	0,0	0,0

Tabela 22 – Série original - primeira queima do titânio

PRIMEIRA QUEIMA (DEGASEIFICAÇÃO)										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	0,0	52,0	35,0	28,0	31,0	52,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2ª	19,0	112,0	24,0	0,0	0,0	56,0	0,0	0,0	0,0	0,0

3ª	0,0	112,0	0,0	28,0	0,0	42,0	0,0	0,0	14,0	0,0
4ª	0,0	112,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5ª	0,0	98,0	31,0	21,0	0,0	42,0	0,0	0,0	0,0	0,0
6ª	0,0	91,0	19,0	35,0	14,0	60,0	0,0	0,0	0,0	0,0
7ª	0,0	109,0	0,0	28,0	0,0	18,0	38,0	38,0	30,0	0,0
8ª	0,0	95,0	0,0	26,0	0,0	52,0	67,0	0,0	37,0	0,0
9ª	0,0	105,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	58,0	0,0
10ª	0,0	77,0	14,0	0,0	40,0	77,0	0,0	0,0	21,0	0,0

Tabela 23 – Série original - resultado final do titânio

RESULTADO FINAL										
Casquete Medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1ª	0,0	74,0	0,0	105,0	70,0	0,0	45,0	28,0	0,0	0,0
2ª	0,0	52,0	38,0	74,0	49,0	91,0	31,0	0,0	35,0	0,0
3ª	0,0	74,0	84,0	63,0	67,0	74,0	84,0	49,0	0,0	20,0
4ª	0,0	84,0	49,0	42,0	77,0	70,0	0,0	60,0	56,0	0,0
5ª	0,0	77,0	38,0	63,0	109,0	42,0	70,0	77,0	14,0	0,0
6ª	0,0	77,0	46,0	74,0	74,0	0,0	45,0	49,0	0,0	0,0
7ª	0,0	56,0	45,0	28,0	81,0	102,0	0,0	92,0	52,0	18,0
8ª	112,0	81,0	52,0	35,0	60,0	56,0	0,0	0,0	67,0	0,0
9ª	81,0	91,0	0,0	0,0	63,0	0,0	35,0	0,0	28,0	0,0
10ª	229,0	63,0	0,0	35,0	0,0	0,0	0,0	28,0	63,0	0,0

4.3 – Ilustrações

4.3.1 – Ouro

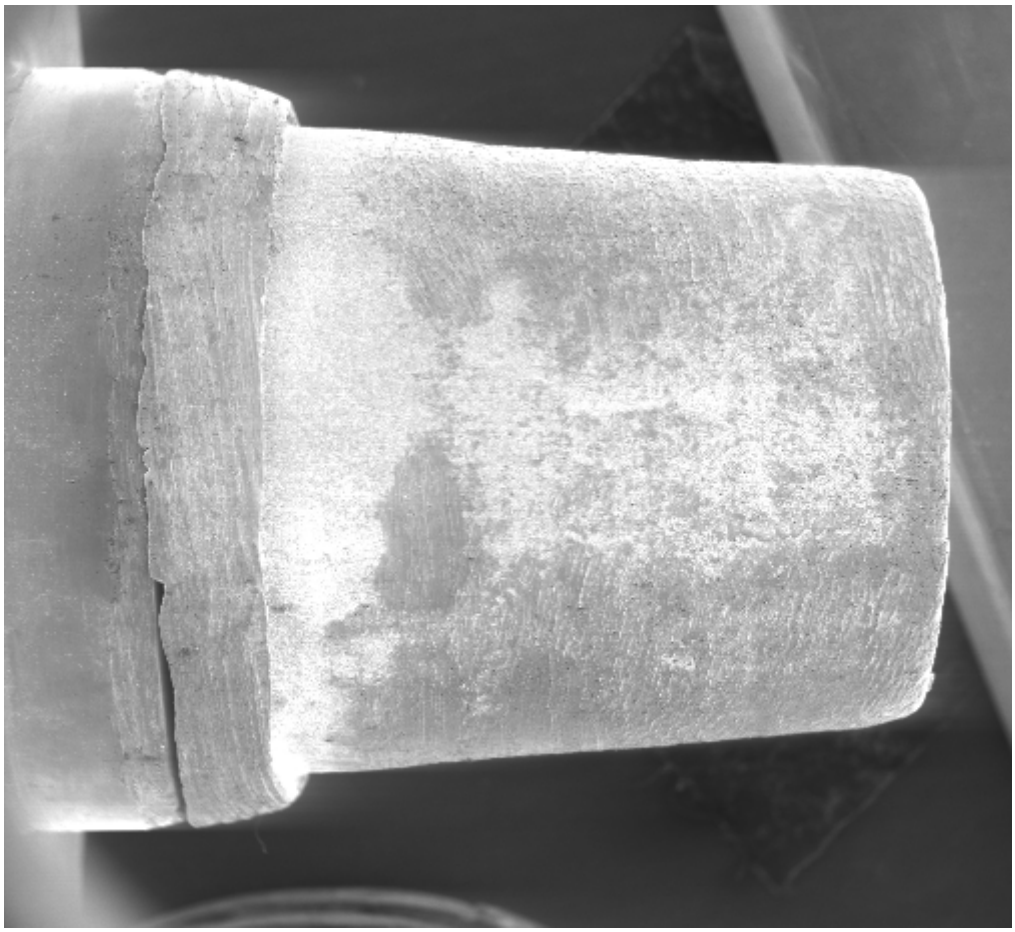
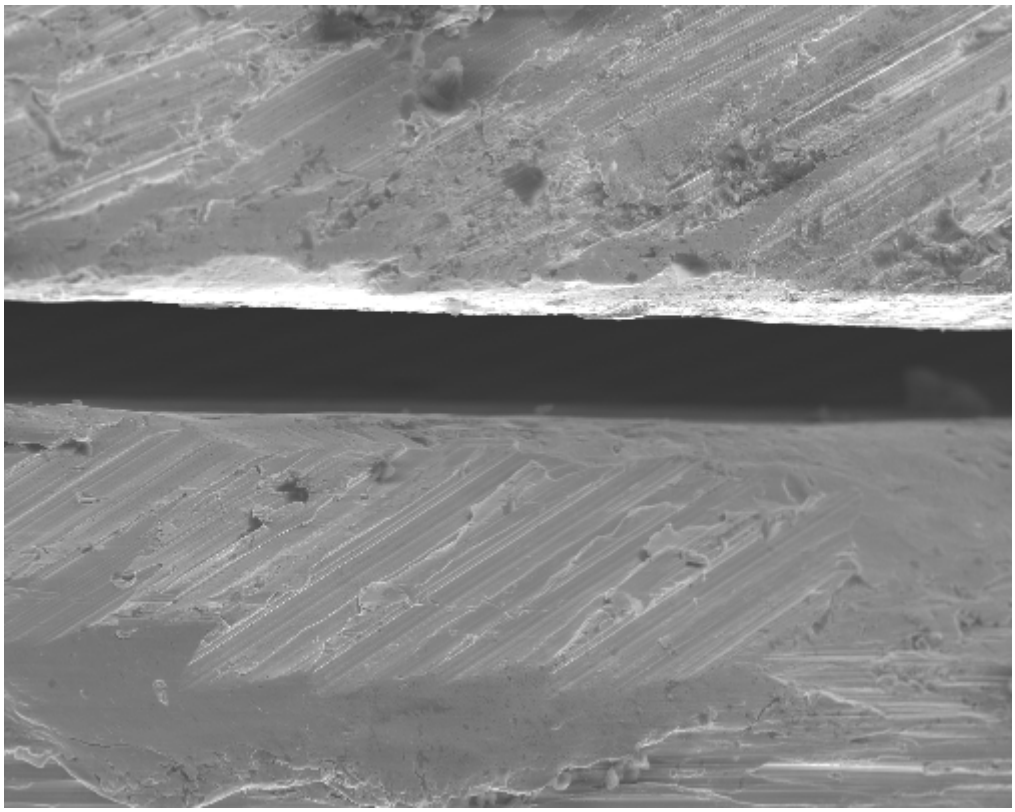


Fig. 3 - Vista ampliada do casquete número 5, após a oxidação. Nota-se as desadaptações na parte inferior. Os valores dessa desadaptação podem ser consultados na Tabela 16.

Fig. 4 - Vista ampliada 200 X do casquete número 2, após a oxidação.



4.3.2 – Níquel-cromo

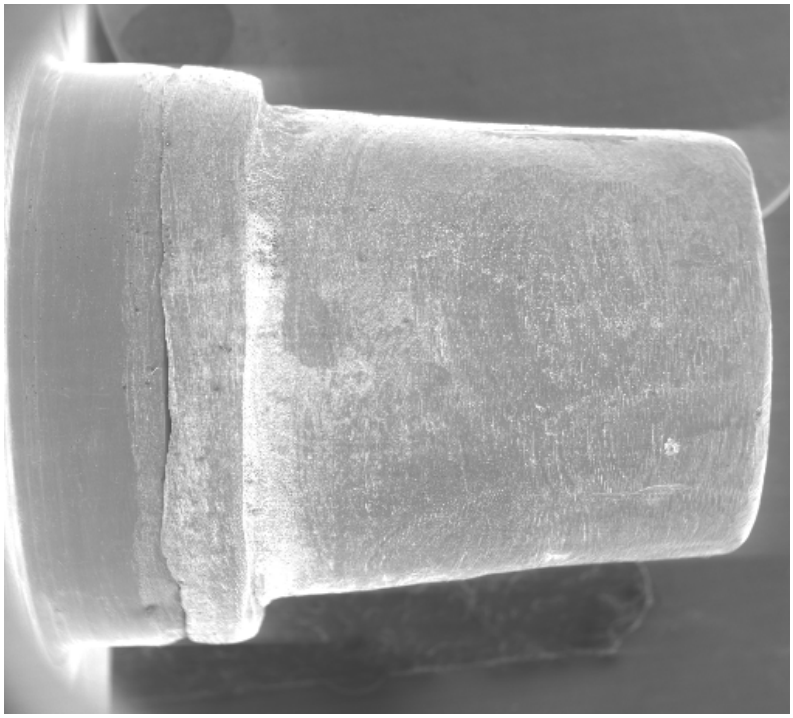


Fig. 5 - Vista ampliada do casquete número 3, grupo controle. Observa-se o sobrecontorno.

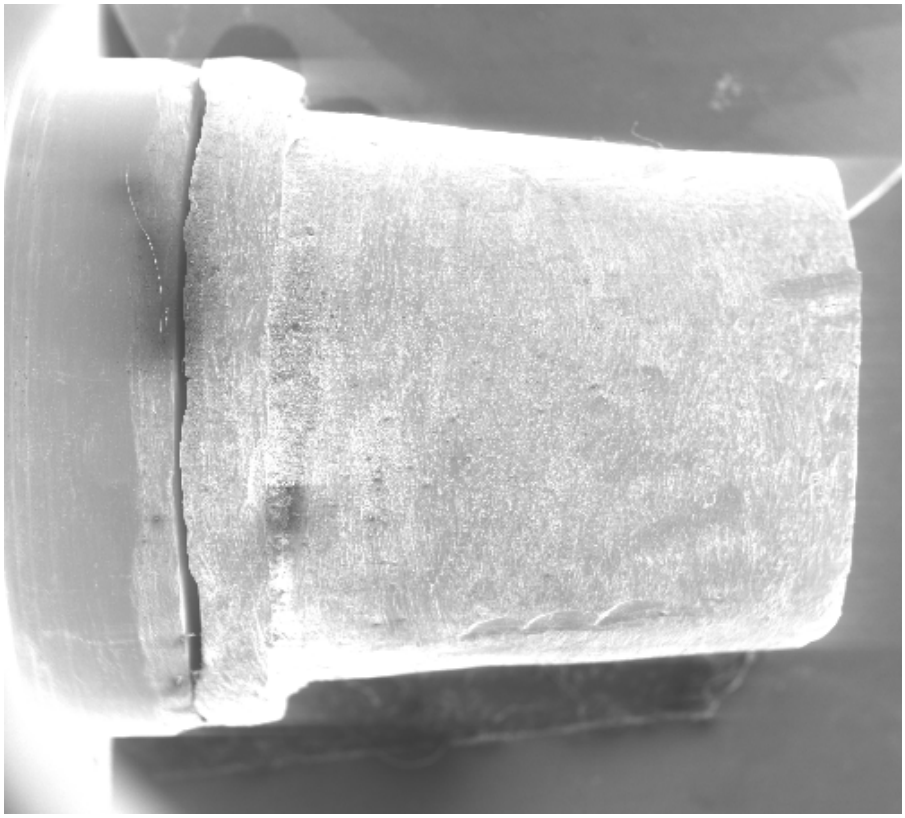
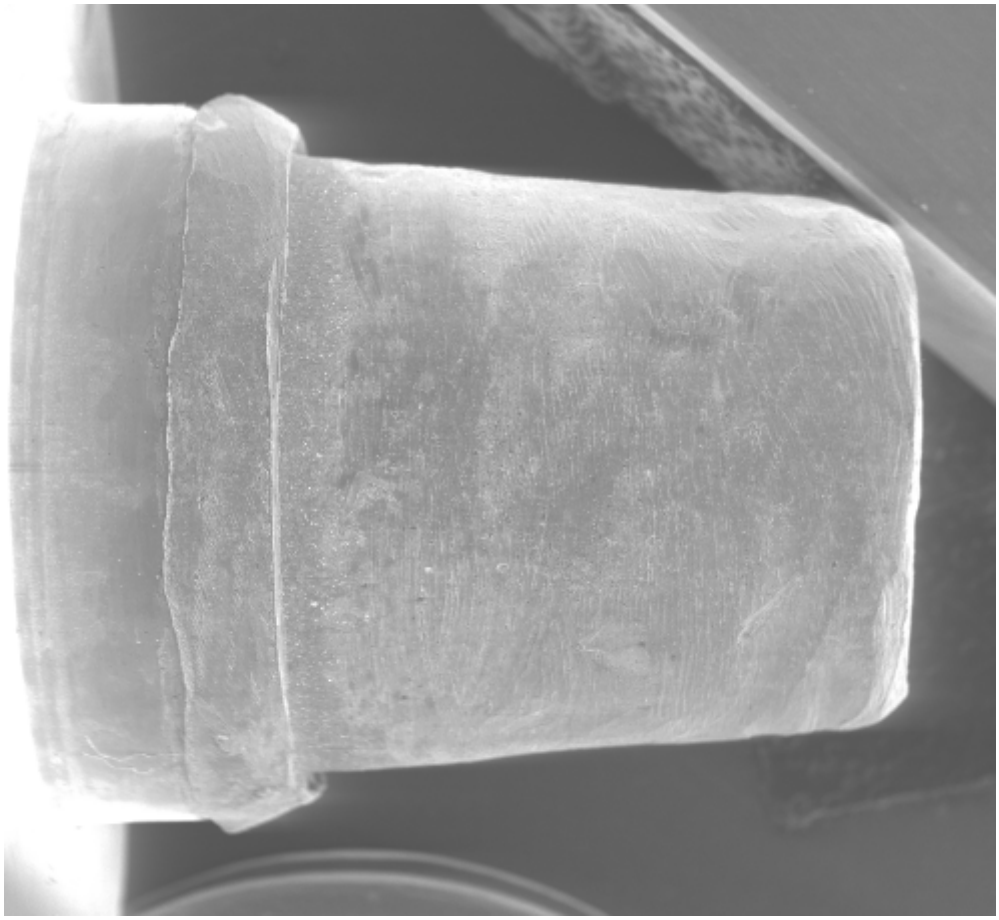


Fig. 6 - Vista ampliada do casquete número 8, após a oxidação.

4.3.3 – Titânio

Fig. 7 - Vista ampliada do casquete número 1, grupo controle. Nenhum desajuste é observado.



5 – DISCUSSÃO

Evocando novamente os ensinamentos de PEGORARO[45] (1998), o objetivo básico de toda restauração cimentada é estar bem adaptada e com uma linha mínima de cimento. Mesmo com as melhores técnicas e materiais usados na confecção de uma prótese, sempre haverá algum desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado, onde dar-se-á a retenção de placa, recidiva de cárie. **O desajuste marginal desempenha um papel fundamental neste processo**, bem como na instalação da doença periodontal.

Não há um consenso entre diferentes autores acerca dos valores aceitáveis para esse desajuste marginal. CHRISTENSEN[19] (1971) recomendou que o máximo de desadaptação marginal fosse de 50□¼m. Entretanto, LEINFELDER, SOCKWELL, SLUDER[37] (1982) disseram que a menor desadaptação clinicamente detectável é de 100□¼m.

A pesquisa feita no corpo desta monografia, com auxílio do microscópio eletrônico de varredura, evidenciou que as medições obtidas dos casquetes submetidos a ciclagens térmicas resultaram em perda de adaptação marginal, em graus diferentes. A grande maioria dos autores citados na revista de literatura concorda com esse conceito, implícita ou explicitamente.

Foi verificado que durante a primeira termociclagem, ou seja, na etapa de oxidação, ocorreram desajustes marginais em todos os casquetes metálicos, porém, segundo os resultados, não foi a que apresentou a maior desadaptação, que aumentou nas demais queimas. Nesta fase, o titânio e o ouro apresentaram médias de desadaptação bem menores que o níquel-cromo.

Muitos autores verificaram que durante a degaseificação ocorrem as maiores distorções da estrutura da prótese [3, 14, 15, 16, 27, 39, 41]. BRIDGER & NICHOLLS[12] (1981) atribuem as maiores discrepâncias aos estágios da degaseificação, e também ao glazeamento. WANSERSKI et al[56] (1986) encontraram distorções maiores entre a oxidação e a opacificação. Por outro lado, HAMAGUSHI, CACCIATORES, TUELLER[28] (1982) e PUPPIN et al[46] (1996) encontraram maior desadaptação durante a opacificação. SHAFFNER[51] (1981) percebeu a possibilidade de deformações após cada

estágio de queima, porém não significativas. BASSANTA & MUENCH[6] (1977), que afirmam que as sucessivas queimas da porcelana levam a desajustes cada vez maiores, sendo de notada diferença sua magnitude, em função da liga usada. Em contrapartida, DORSCH[22] (1981) observou que a deflexão residual diminuía com o aumento do número de ciclos de queima, quando uma liga não-áurica (Ni-Cr) era usada. Não há, portanto, consenso quanto a isso.

McLEAN, WILSON, BUTT [14] (1980) verificaram que a degaseificação é um processo indispensável na eliminação das impurezas das ligas, porém, torna a estrutura metálica amolecida e, conseqüentemente, resultam na deformação dessa estrutura.

Segundo essa mesma linha de pensamento, BUCHANAN, SUARE, TURNER[14] (1981) acrescentaram que a degaseificação pode promover a abertura das margens dos casquetes metálicos confeccionados em ligas áuricas e não-áuricas, sendo maior nestas.

Alguns estudos observaram que a ocorrência da desadaptação marginal das coroas de métalo-cerâmica foi em virtude do tipo de liga usada [4, 5, 6, 14, 17, 27, 33, 38, 49, 52]. Os experimentos realizados por esta autora corroboram isso. Por outro lado, WALTER et al[54] (1999) e RAKE et al[47] não encontraram diferenças de desadaptação entre metais diferentes.

Em seus estudos, McLEAN[40] (1983) afirma que o alto ponto de fusão da liga de ouro-paládio reduz o risco de distorção durante a ciclagem térmica da porcelana. Pelo mesmo motivo, FERRACANE[23] (1995) incluiu paládio e platina e reduziu a prata e o cobre em seu experimento. De fato, os experimentos realizados para esta monografia também sugerem isso, encontrando médias de desadaptação para o ouro menores que para o níquel-cromo.

Muitos autores também concluíram dessa forma, ou seja, que as ligas não-áuricas, quando comparadas com as ligas áuricas, apresentaram maiores desajuste [4, 5, 14, 27]. SHILLINGBURG et al[30] observaram, também, que a influência da contração da porcelana não teria chegado a se manifestar com mais intensidade nos casquetes de ligas áuricas.

Contrário a essas afirmações, as observações de WINKLER, MORRIS, MONTEIRO (1984) não encontraram nenhuma diferença significativa entre metal

áurico e não-áurico com relação ao desajuste marginal ocorrido nos casquetes metálicos durante os ciclos de queima.

Observou-se, também, que a resistência à distorção dos casquetes metálicos é diretamente proporcional à sua espessura, sendo de 0,35 mm para as ligas não-áuricas e de 0,5 mm para as ligas áuricas, as medidas mínimas aceitáveis [53].

RICHTER-SNAPP e al[49] (1988) observaram que a média total da alteração marginal nas quatro queimas não excedeu 30□¼m e não foi considerada clinicamente significante. Os resultados dos experimentos realizados por esta autora não comprovam essa observação, com valores entre 41,53□¼m (ouro) e 63,7□¼m (Ni-Cr), também clinicamente aceitável, segundo outros autores [19, 37].

A estrutura metálica das coroas métalo-cerâmicas apresentou grandes alterações em sua adaptação marginal em decorrência dos ciclos térmicos de cocção resultante de uma diferença de coeficiente de expansão térmica entre o metal e a porcelana [34, 40].

Quanto a isso, DEHOFF et al[21] (1994) afirmam que os pesquisadores podem identificar a combinação ideal porcelana/metal, a qual resultará em valores de baixo estresse. Também MOFFA[43] (1983) disse que o metal deve ser térmica, mecânica e quimicamente compatível com a porcelana para evitar possíveis desadaptações do casquete metálico.

Alguns pesquisadores, FAUCHER & NICHOLLS[24] (1980), atribuíram as alterações marginais como conseqüência da aplicação da porcelana a uma eventual contaminação interna do casquete metálico por partículas de pó cerâmico.

SCHNEIDER, LEVI , MORI[50] (1976) defendem a eliminação do colar metálico vestibular das coroas métalo-cerâmicas e a substituição do ombro com porcelana sobre troquéis refratários, como uma alternativa técnica para minimizar o desajuste.

HAMAGUSHI, CACCIATORES , TUELLER et al[28] (1982) chamaram a atenção para o fato de que o cozimento da porcelana não contribui para a distorção estrutural das próteses métalo-cerâmicas.

Já BRYANT & NICHOLLS[13] (1979) sugerem o apoio das extremidades e do pôntico de uma prótese parcial fixa durante as fases de degaseificação e queima das porcelanas, como forma de minimizar os possíveis desajustes. Outra alternativa sugerida por SHILLIMBURG & HOBO[32] (1973) é provar o casquete após a queima da porcelana.

A desadaptação marginal nos casquetes fundidos de titânio foi semelhante à do ouro e menor que a do níquel-cromo, de acordo com os resultados sugeridos pelos experimentos realizados por esta autora.

IDA et al[33] (1985) também encontraram desajustes causados pelo titânio menores que os de níquel-cromo. A mesma pesquisa indicou as coroas de prata-paládio com melhor adaptação que as de titânio.

Os experimentos da autora também corroboram BERGMAN, BESSING, ERICSON[8] (1990), que compararam coroas Procera com outras fundidas com alto conteúdo de ouro e verificaram que a adaptação marginal foi muito boa em ambos os metais.

Também concluíram pela boa adaptação do titânio em coroas métalo-cerâmica BACKMAN, BAEZ , BARGUI[2] (1992), que encontraram adaptações de 50□¼m.

Valores de desadaptação marginal maiores foram encontrados por KARLSSON[35] (1993), que as mediu em troquéis de gesso e nos dentes. A discrepância encontrada foi de aproximadamente 60□¼m in vitro e 70□¼m in vivo, maiores, portanto, que as encontradas no experimento realizado durante a confecção desta monografia.

LEONG et al[38] (1994) também realizaram medições de desadaptação marginal em coroas Procera e de titânio fundido, encontrando resultados de 54□¼m e 60□¼m, respectivamente. Esses valores foram bem maiores que o do grupo-controle utilizado – ouro, que apresentou abertura de 25□¼m. CHAI & STEIN[17] (1995) também encontraram adaptações marginais em coroas de ouro melhores que de titânio, em que pese as de titânio não terem ultrapassado os 50□¼m, sendo consideradas clinicamente aceitáveis. Estes autores afirmam que este metal pode ser utilizado no preparo de próteses fixas, quando for seguido por um correto regime de enceramento e fundição.

BESSIMO, JEGER, GUGGENHEIN[9] (1997) obtiveram valores que variaram entre 47,0 ± 31,5□¼m.

Outros pesquisadores compararam coroas de titânio com as de ouro. HARRIS & WICKENS[29] (1994) compararam copings de titânio confeccionados pelo processo de usinagem por descarga elétrica com copings de ouro, feitos pela técnica convencional de cera-perdida, encontrando resultados melhores nos casquetes de ouro. WOLF et al[59] (1998) compararam a adaptação de inlays e onlays de titânio, fundidos em uma máquina de sucção a vácuo, com restaurações de liga de ouro, encontrando valores de 72± 18□¼m para o titânio e 64 ± 18□¼m para o ouro. De acordo com WANG & FENTON[55] (1996), as propriedades mecânicas do titânio tipo 1 são comparadas com ouro tipo IV, sendo que com custo bem menor.

Em 1997, CHAI, McGIVNEY, MUÑOZ[18] realizaram uma pesquisa envolvendo o sistema Procera, na qual o metal utilizado foi o titânio. Das 73 coroas e 53 pontes fixas de três elementos, em 114 pacientes, 96,6% foram consideradas satisfatórias após uma semana de cimentação. Após um ano, o sucesso foi de 95,5%.

Também em 1997, FRANCISCONE, PINHEIRO, VALERA[25] avaliaram a influência de alguns materiais de fundição de cápsulas Cera-One, de acordo com a técnica de implante Bränemark. A liga de titânio foi a que obteve menor desadaptação marginal, com média de 22,24□¼m, seguida do ouro, com 29,55□¼m. A desadaptação do níquel-cromo foi de 53,78□¼m. Nota-se, nos resultados desta experiência, semelhança com os obtidos por esta autora em seus experimentos, senão nos números absolutos, ao menos na situação relativa dos metais utilizados.

Uma última pesquisa merece ser citada por comparar PPF de titânio e ouro. WALTER et al[54] (1999) observaram, durante 6 anos, que apenas uma, dentre as 22 próteses de titânio, foi removida, devido à falha entre o metal e a porcelana. As diferenças entre as ligas de titânio e ouro não foram significantes.

Em 1996, WANG & FENTON[55] concluíram que há necessidade de estudos mais apurados sobre a fundição, soldagem e adesão do titânio às cerâmicas, por isso seu emprego em próteses ainda é baixo.

De acordo com HERO, SYVERUD , WAARLI[31] (1993), a tecnologia disponível para a fundição do titânio não está livre de problemas. A diferença extrema entre as temperaturas do molde e a fundição cria um resfriamento rápido do metal e um pequeno tempo para o escape dos gases. Também MEYER & LÜTHY[42] (1995) apresentaram dificuldades para a fundição do titânio, decorrentes das propriedades do metal, como a alta temperatura de fundição, sua forte reatividade com o oxigênio e com cadinho de cerâmica e sua pouca densidade.

ANDERSON, BERGMAN, BESSING[1] (1989), preocupados com essa dificuldade de fundição do titânio, desenvolveram um novo método de fabricação de coroas utilizando esse metal. Basicamente, consiste no processo de torneamento por cópia para produzir a morfologia da superfície externa e usinagem com descarga elétrica baseada em decalques da matriz principal para reproduzir a superfície interna.

Em 1994, MORI et al[44] propuseram a utilização de um novo revestimento, que produziu baixa reação de superfície e uma melhor compensação de contração do titânio.

Pode-se concluir, no entanto, que os dentistas que utilizam o titânio dão crédito ao mesmo. Pelo menos foi o que depreendeu BERG[7], em 1997, que fez uma pesquisa com 72 dentistas que o utilizavam, na Noruega, ocasião em que 64 afirmaram que o titânio é mais vantajoso do que as ligas fundidas convencionais. As razões apontadas foram o baixo custo, seguido da maior biocompatibilidade, menor peso e menor calor condutivo desse material.

Também pensam dessa maneira WIEZ & JAGER[57] que, em 1994, afirmaram ser o titânio uma substância estável, do ponto de vista corrosivo, biocompatível, antialérgico, com gosto neutro, transparente ao raio X, com baixa condutividade térmica e peso reduzido.

Todas essas considerações acerca das diversas fases da queima da porcelana são importantes na compreensão do processo de confecção das coroas métalo-cerâmicas. No entanto, é evidente que o resultado final, ou seja, a coroa com a desadaptação marginal resultante, é o que interessa para o trabalho do cirurgião-dentista. Baseando-se em PEGORARO[45], é na interface entre o dente e a restauração que vai haver a retenção de placa, recidiva de cárie e, conseqüentemente, a perda do trabalho. Dessa forma, a

análise comparativa entre as diversas ligas metálicas deve, **prioritariamente, levar em consideração as medidas após a última fase de queima**.

Pode-se concluir, então, que este **trabalho sugere que as coroas métalo-cerâmicas de ligas de titânio são as que apresentaram a menor média desajuste marginal após a última queima**, em que pese os valores encontrados não serem muito inferiores aos do ouro**, nem serem estatisticamente diferentes entre si**.

6 – CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, por meio da microscopia eletrônica de varredura, e analisados estatisticamente pela Anova, a autora chegou às seguintes conclusões:

1) Em todos os casquetes foram observadas perdas de adaptação marginal.

2) Comparados os grupos entre si, inicialmente no grupo controle, não houve diferença com significância estatística.

3) Após a primeira queima, houve diferença estatística significante entre os grupos, particularmente entre o ouro e o níquel-cromo e entre o titânio e o níquel-cromo, ficando este último metal com índices de desajustes maiores. Não houve diferença significante entre o ouro e o titânio.

4) Após a fase final de queima, houve diferença de valores entre os grupos. No entanto, quando comparados grupo a grupo, essa diferença não se mostrou significante estatisticamente, em que pese o titânio e o ouro apresentarem médias de desadaptação mais baixas que o níquel-cromo. As médias de desajuste marginal das coroas confeccionadas com todos os tipos de liga analisados podem ser consideradas clinicamente aceitáveis.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSSON, M., BERGMAN, B., BESSING, C. et al. Clinicals results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion**. Acta Odontol. Scand.**, v. 47, n. 5, p. 279-86, 1989.
2. BACKMAN, R., BAEZ, R., BARGHI, N.. Marginal accuracy and geometry of cast titanium coping. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 4, p. 435-40, apr. 1992.
3. BARAN, G. R. Phase changes in base metal alloy along metal porcelain interfaces. **J. Dent. Res**., n.58, p. 2095-104, 1979.
4. BASSANTA, A. D., MUENCH, A. Alterações dimensionais de próteses métalo-cerâmicas com ligas áuricas e não-áuricas em função do número de cocções. **Revista Fac. Odont. São Paulo.** v. 23, n. 2, p. 107-13, jul./dez., 1885.
5. BASSANTA, A. D., MUENCH, A. Alterações dimensionais de próteses métalo-cerâmicas em função do tipo de liga, da oxidação e subseqüente jateamento. **Rev. Odont. USP.** v. 1, n. 4, p. 14-7, out./dez., 1987.
6. BASSANTA, A. D., MUENCH, A. Desajuste da prótese métalo-cerâmica em decorrência da aplicação da porcelana. **Rev. Fac. Odont.**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 69-72, jan./jun., 1977.
7. BERG, E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restaurations. **J. Dent.**, v. 25, n. 2, p. 113-7, 1997.
8. BERGMAN, B., BESSING, C., ERICSON, G. A 2-year follow up study of titanium crown.. **Acta Odontol. Scand**., v.48, n.2, p. 113-7. 1990.
9. BÉSSIMO, C., JEGER, C., GUGGENHEIM, R. Marginal adapatation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. **Int. J. Prosthodont**, n. 10, p. 541-6, 1997.
10. BOENING, K. W., WALTER, M. H., REPPEL, P. D. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. **J. Oral Rehabil.**, n.19, p. 281-87, 1992.
11. BOTHE, T. R., BEATON, L. E., DAVENPORT, H. A. Reaction of bone to multiple metallic implants. **Sur Gynecol Obst.**, v. 71, n. 6, p. 598-602, 1940.
12. BRIDGER, D. V., NICHOLLS, J. I. Distortion of ceramometal fixed partial denture during the firing cycle. **J. Prosth. Dent.**, v. 45, n.. 5, p. 507-14, may 1981.

13. BRYANT, R. A., NICHOLLS, J. I. Measurement of distortion in fixed partial dentures resulting from degassing. **J. Prosth. Dent.**, v. 42, p. 5, p. 515-20, nov., 1979.
14. BUCHANAN, W. T., SUARE, C. W., TURNER, C. A. The effect of repeated firing and strength on marginal distortion in two ceramometals systems. **J. Prosth Dent.**, v. 45, p. 5, p. 502-6, may, 1981.
15. CAMPBELL, S. D., PELLETIER, L. B. Thermal cycling of metal ceramics: part I – metal colar width. **J. Prosth. Dent.**, n. 67, p. 603-8, 1992.
16. CAMPBELL, S. D., SIRIAKAN, A., PELLETIER, L. B., GIORDANO, R. A. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. **The Journal of prosthetic Dentistry**, v. 74, n. 5, p. 476-81, nov. 1995.
17. CHAI, T. I., STEIN, R. S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n. 6, p. 534-41, jun. 1995.
18. CHAI., J., MCGIVNEY, G. P., MUNOZ, C. A. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restaurations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 77, n. 1, p. 1-11, jan. 1997.
19. CHRISTENSEN, G. J. Clinical and research advances in cast gold restorations. **J. Prosthet Dent.**, n. 25, p. 62-8, 1971.
20. DEDERICH, D. N., SVARE, C. W., PETERSON, L. C., TURNER, K. A. The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. **J. Prosth. Dent.**, n. 51, p. 628-30, 1984.
21. DEHOFF, P. H., VONTIVILLU, S. B., ZHIXIN, W., ANUSAVICE, K. B. Stress relaxation behaviour of dental porcelain at high temperatures. **Dental Mater.**, v. 10, p. 178-184, may 1994.
22. DORSCH, P. Stresses in metal ceramic systems as a function of thermal history. Ceramic Forum International Ber. **Dt. Keram Ges.**, v. 58, p. 1-7, 1981.
23. FERRACANE, J. L. Materials in dentristy: principles and applications. **J. B. Lippincott Company**. Philadelphia, 1st ed. 1995.
24. FOUCHER, R. R., NICHOLLS, J. I. Distortion related to marginal designs in porcelains-fused-to-metal restorations. **J. Prosth. Dent.** n. 43 v. 2, p. 149-55, feb. 1980.
25. FRANCISCONE, C. E., PINHEIRO, R. F., VALERA, R. C. Evalution of marginal fit of copings on CerOne posts. **J. Dent. Res.**, v. 76 (IADR Abstract), p. 428, 1997.

26. GELMANAZ, D., BERKSUN, KASAPOGLY, C., ALKUMRU, H. Distortion of metal ceramic fixed partial dentures resulting from metal conditioning firing. **Quintessence International**, v. 27, n. 3, 1996.
27. GEMALMAZ, D. HASAN, N. A. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **The Journal of Prosth Dent.**, v. 73, n. 1, p. 49-54, jan., 1995.
28. HAMAGUSHI, M., CACCIATORES, A., TUELLER, V. M. Marginal distortion of porcelain bonded to metal complete crowns: an SEM study. **J. Prosth. Dent.**, v. 47, n. 2, p. 146-53, feb. 1982.
29. HARRIS, I. R., WICKENS, J. L. A comparison of the fit of spark-eroded titanium coping and cast gold alloy copings. **Int. J. Prosthodont**, v. 7, p. 348-55, 1994.
30. HERBERT, T., SHILLINGBURG JR., H. T., HOBO, S., FISHER, D. W.. Preparation design and marginals distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. **J. Prosth. Dent.**, v. 29, n. 3, p. 276-84, mar., 1973.
31. HERO, H., SYVERUD, M., WAARLI, M. Mold filling and porosity in castings of titanium. **Dent. Mater**, v. 9, n. 1, p. 15-8, jan. 1993.
32. HOBO, S. & SHILLINGBURG, JR., H. T. Porcelain fused to metal: tooth preparation coping design. **J. Prosth. Dent.** v. 30, n. 1, p. 28-36, jul., 1973.
33. IDA, K., TANI, Y., TOGAYA, T. et al. Clinical application of pure titanium crowns. **Dent Mater J.**, v. 4, p. 191-5, 1985.
34. IWASHITA, A. H., KURICK, H., HASSUO, T. Studies on dimensional accuracy of porcelain fused to precious metal crowns: the influence of the porcelain to the metal coping or the porcelain fusing procedure. 65: p.110-25, 1977.
35. KARLSSON, S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta Odontol. Scand.**, v. 51, n. 3, p. 129-34, jun. 1993.
36. LAND, C. H. A new system of restoring badly decayed teeth by means of anameled metallic coating. **Independence Pract.**, n. 7, p. 407-9, 1886.
37. LEINFELDER, K. F., SOCKWELL, C. L., SLUDER, T. B. Two year clinical evaluation of profile in posterior teeth. **J. Dent. Res.**, n. 61, p. 215, 1982.
38. LEONG, D., CHAI, J., LAUTENSCHEAGER, E., GILBERT, J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int. J. Prosthodont**, v. 7, p. 440-7, 1994.

39. MARTIGNONI, M., SCHÖNENBERGER, A. Precision fixed prosthodontics clinical and laboratory aspects. **Quintessence Pub. Co.,** Inc. Illinois, p. 332-3, 1990
40. McLEAN, J. W. Etal. Dental Ceramics, proceedings of the first international symposium on ceramics. **Quintessence Publishing Co.**, Inc., 1983.
41. McLEAN, J. W., WILSON, A. S., BUTT. Joint versus bendled gold margin in metal-ceramic crows. **J. Biomedical Mat. Res.**, v. 14, n.. 3, p. 239-50, 1980.
42. MEYER, J. M., LÜTHY, H. Titan in der zahnheilkunke-welche entwicklung glbt es bis heute? **Quintessenz Zahntech**, v. 21, p. 681-712, 1995.
43. MOFFA, J. P. Alternative dental casting alloys. **Dent. Clin. North Am**, n. 27, p. 733-46, 1983.
44. MORI, T., LOUIS, M. J., YABUGAMI, M. et al. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. **Aust. Dent. J.**, v. 39, n. 6, p. 348-52, dec. 1994.
45. PEGORARO, L. F. Prótese Fixa. São Paulo: **Artes Médicas**, 1998.
46. PUPPIN, F. F., SOTELO, L. M. O., PUPPIN, V. Q., PUPPIN, C. F. Desajuste marginal y función de las diversas fases de la quema en la elaboración de coronas métalo-cerâmicas. **Painel apresentado durante o IADR. Córdoba, Argentina**, 2000.
47. RAKE, P. C., GOODACRE, C . J., MOORE, B. K., MUNOZ, C. A. Effect of two opaquing tecniques and two metal surface conditions or metal-ceramic bond strength. **Journal Prosthetic Dentristy.**, v. 74, n. 1, p. 8-17, 1995.
48. RIBEIRO, P. L. C. Avaliação comparativa do desajuste marginal em função das diversas fases da queima na elaboração de coroas métalo-cerâmicas com metal precioso e semi-precioso. **Monografia da Faculdade de Odontologia da UERJ**. 50 p., 1997.
49. RICHTER-SNAPP, K., AQUILINO, S. A., SUARE, C. W., TURNER, K. A. Change in marginal fit as related to margin design alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. **J. Prosth. Dent.**, v. 60, n. 4, p. 435-9, oct.1988.
50. SCHNEIDER, D. M., LEVI, M. S., MORI, D. F. Porcelain shoulder adaptation using direct refractory dies. **J. Prosth. Dent.**, v. 36, n. 5, p. 583-7, nov. 1976.
51. SHAFFNER, V. B. Porcelain fused to metal restorations: the effect of the firing schedule on shoulder and chanfer typo restorations. M.S.D. Thesis: Ind. U.

School of Dentristy (1972) apud BRIDEGER D. V. and NICHOLLS, J. I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the fire cycle. **J. Prosth. Dent.**, v. 45, n. 5, p. 507-14, may 1981.

52. STEPHANO, C. B., ROSELINO, R. F., ROSELINO, R. B., CAMPOS, G. M. Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troquéis com e sem espaçador. **Rev. Odont. USP**, v. 3, p. 3, p. 383-89, jul./set., 1989.
53. TERADA ISHIHIRO, D. D. S. Radiograph stress measurement of porcelain fused to metal. **J. Prosth Dent.**, v. 52, n. 3, p. 349-52, sep., 1984.
54. WALTER, M., REPPEL, P. D., BÖNING, K.L, FREESMEYER, W. B. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 26, p. 91-6, 1999.
55. WANG, R. R., FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.**, v. 27, n. 6, p. 401-8, jun. 1996.
56. WANSERSKI, D. J., SOBCZACK, M. S., MONACO, J. G., MC GIUNEY, G. P. An analysis of margins adaptation of all porcelain facial margin ceramometal crowns. **The Journal prosth. Dent.**, v. 60, n. 3, p. 289-92, sep. 1986.
57. WIEZ, J., JAGER, K. Einsatz von Titan in der implantatuntertützten teilsprothetik. **Quitessez**, v. 45, n. 7, p. 979-89, juli 1994.
58. WINKLER, S., MORRIS, H. F., MONTEIRO, J. M. Changes in mechanical properties and microstructure heat treatment of nekel-chromium base alloy. **J. Prosth. Dent.**, v. 52, n. 5., p. 821-7, may 1984.
59. WOLF, B. M., WALTER, M. H. BOENING, K. W. SCHMIDT, A. E. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlay – a clinical study. **Dent. Mater.**, v. 14, n. 5, p. 370-4, sep. 1998.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, **Dra. Laura Maria de Oliveira Sotelo**, desejo expressar meus sinceros agradecimentos por colocar à minha disposição seus valiosos e admiráveis conhecimentos técnicos, durante todo o curso e confecção do trabalho.

Aos professores **João Luiz Portella Duarte, Olívia Albertina da S. Fraga e Artur da Cruz Ferreira** pelo apoio indispensável na conclusão desta pesquisa e por todo estímulo e carinho durante o curso.

À professora **Maria de Fátima da Silva Lopes**, responsável pela microscopia eletrônica da PUC, pela paciência, entusiasmo, dedicação e profissionalismo com que se entregou aos muitos testes necessários no desenvolvimento deste experimento.

À senhora **Tereza** e ao senhor **Sérgio La Croix**, incansáveis colaboradores no desenvolvimento de materiais odontológicos, pelo apoio material a este trabalho e pela maneira atenciosa com que acompanharam seu desenrolar.

À minha colega **Fátima Pupin**, pelo estímulo e colaboração demonstrados durante esta pesquisa.

À equipe de microscopia eletrônica do Instituto Militar de Engenharia pelo apoio prestado à determinada fase deste trabalho.

Ao senhor **Renan Bela**, protético responsável por todo o trabalho laboratorial.

Aos professores de especialização em Prótese Dental da PUC, pela experiência e ensinamentos dispensados no decorrer do curso.

Aos meus colegas, pela amizade dispensada e pelo ambiente harmonioso e saudável que proporcionaram as melhores condições para que este trabalho frutificasse.

Às atendentes da clínica de prótese dental da PUC, pelo tratamento carinhoso dispensado durante o curso.

Especialmente à minha família que, de maneira direta ou indireta, ajudou e incentivou a concluir este trabalho.

Meus agradecimentos a todos que colaboraram para a realização desta monografia.