

Formas e características da infraestrutura metálica das restaurações metalocerâmicas convencionais

FORMS AND CHARACTERISTICS OF METALLIC FRAMEWORK OF CONVENTIONAL CEROMETAL RESTORATIONS

Cyntia Ferreira Ribeiro
Sigmar de Mello Rode
Ana Cristina Claro Neves
André Lucas Filho
Departamento de Odontologia na Universidade de Taubaté
Allan Ulisses Carvalho de Melo
Mestrando em Diagnóstico Bucal na Universidade Federal da Paraíba

RESUMO

O objetivo deste trabalho é, por meio da revisão da literatura, abordar e discutir as formas e características que as infra-estruturas metálicas das restaurações metalocerâmicas convencionais devem possuir para obter sucesso. Devem ser observados a espessura e o desenho do *coping* de acordo com o metal empregado e o dente preparado, o espaço para porcelana, o desenho do pântico e a natureza do contato com a mucosa subjacente, a espessura e localização dos conectores e espaços para soldas, localização e tipos dos pontos de contato oclusal e proximal. É fundamental que o cirurgião-dentista seja criterioso no planejamento e prova da infra-estrutura metálica para que seja alcançado um trabalho bem sucedido.

PALAVRAS-CHAVE

Infra-estrutura metálica. Prótese fixa. Metalocerâmica.

INTRODUÇÃO

As coroas metalocerâmicas continuam fazendo parte do cotidiano da maioria dos cirurgiões-dentistas (CD), mesmo com o advento das próteses livres de metal.

O conhecimento dos princípios, formas e características da infra-estrutura para restaurações metalocerâmica é fundamental tanto para o reabilitador oral quanto para o técnico em prótese dentária (TPD), uma vez que o desenho adequado determina a morfologia da restauração final, previne fraturas e promove saúde bucal adequada (PEGORARO, 2000; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; RUFFENACHT, 1998; VIEIRA; FICHAMAN; SANTOS JUNIOR, 1989).

Pela revisão de literatura os autores abordam e discutem as formas e características ideais das infra-estruturas metálicas das restaurações metalocerâmicas.

REVISÃO DE LITERATURA

Planejamento: O planejamento prévio do desenho da infra-estrutura metálica de uma restauração metalocerâmica é fundamental para seja alcançada a reabilitação adequada (BERGER, 1989; RAMOS JUNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997).

Segundo Vieira, Fichaman e Santos Junior (1989), desde que o metal tenha um correto tratamento, a forma da estrutura metálica é o fator mais importante para prevenir a fratura das próteses metalocerâmicas. Owall e Cronström (2000) estudaram as principais complicações ocorridas com restaurações metalocerâmicas com oito ou mais elementos, nos dois primeiros anos após a cimentação. Os autores verificaram que 41% das próteses falharam por fratura da infra-estrutura metálica, 24% por falta de retenção, 17% devido à fratura da porcelana, 10% em decorrência da fratura do dente ou da raiz e 7% por outras razões.

Para realizar uma restauração metalocerâmica satisfatória, deve ser considerada a rigidez das infra-estruturas de sustentação; o controle das forças de tensão e compressão; a forma, função e estética; a biocompatibilidade com a vitalidade do dente e do periodonto; o coeficiente de expansão térmica; a espessura correta da porcelana; o acesso à manutenção da higiene bucal e o desenho das regiões marginais (ARAÚJO, 2000; BERGER, 1989; MILLER, 1983).

Compatibilidade térmica: Segundo Anusavice (1985), a compatibilidade térmica dos sistemas metalocerâmicos é a variável mais difícil de avaliar. O

sucesso clínico das restaurações depende do ajuste do *coping* ou armação metálica, estética e ausência de elevada tensão elástica residual. As tensões começam a se desenvolver devido à diferença nos coeficientes térmicos, já que a prótese é resfriada abaixo da temperatura de transição do vidro das porcelanas.

De acordo com Hobo e Shilburg Junior (1973), a porcelana deve estar fortemente aderida ao metal por meio de uma união química e mecânica; o metal precisa ter ponto de fusão mais alto que a porcelana, ou seja, entre 134 e 244° C; a diferença do coeficiente de expansão térmica dos materiais deve ser o menor possível para manter a porcelana sob compressão na interface metal-porcelana, formando assim o "sanduíche de vidro" (KUMATA, 1988; MILLER, 1977, 1986).

Espessura de porcelana: A infra-estrutura deve ter forma adequada, a fim de evitar sobrecontornos e permitir um perfil de emergência ideal (ARAÚJO, 2000; MILLER, 1983; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA; 1997). A espessura do metal deve possibilitar que seja aplicado de 1,5 a 2,0 mm de porcelana (MILLER, 1983). A camada de porcelana deve ser uniforme para obtenção de resistência e estética adequada e controle na contração. Espessura superior a 2,0 mm perde a ação de abraçamento ao metal, podendo ocorrer fratura, além de contração excessiva (HOBBO; SHILLIMBURG, 1973; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; STRAUSSBERG; KATZ; KUMATA, 1996). Segundo Bonfante (2000), a cerâmica não deve ter a espessura menor do que 1 mm ou maior que 2,5 mm.

Região marginal do coping: De acordo com Miller (1983) e Strausberg, Katz e Kumata (1996), o desenho da região marginal do *coping* metálico deve ser em bisel, paralelo ao percurso de inserção da coroa individual. Desta forma, é restaurado o selamento marginal; removidos e cobertos os prismas de esmalte sem suporte dentinário; obtido acabamento e brunimento; promovida rigidez circunferencial; reproduzido o contorno removido no preparo e controlado o perfil de inserção durante a prova da infra-estrutura metálica. Segundo Strausberg, Katz e Kumata (1996), o colarinho deve ser reduzido a um mínimo de 0,2 mm de espessura e colocado no interior do sulco marginal.

Seleção da Liga: A seleção da liga metálica deve ser baseada em dados clínicos observados por longos períodos, potencial estético, propriedades físicas e dados laboratoriais da força de adesão metalocerâmica e compatibilidade térmica com as porcelanas

odontológicas. Também deve ser observada sua habilidade em cumprir os requisitos do Programa de Aceitação da Associação Dental Americana (ANUSAVICE, 1985).

Segundo Weiss (1983), as ligas de Ni-Cr são preferíveis pois resistem à oxidação, apresentam bom escoamento, biocompatibilidade, estética adequada e integridade estrutural.

Silva et al. (1994) afirmaram que as ligas áureas-cerâmicas exigem maior desgaste dental, elevam o custo da prótese, apresentam maior possibilidade de distorção e desajuste marginal em função da pequena diferença de temperatura de fusão metal-porcelana.

A procura de um metal não aurífero e biocompatível, fez com que surgissem estudos com as ligas de titânio, que apresenta boa biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e ótimas combinações com as cerâmicas (MUÑOZ CHÁVEZ et al., 2002).

A Talladium desenvolveu uma liga cerâmica de Ni-Cr com 4% de titânio, denominada Tilitite, que supera outras em fluidez, acabamento, formação de óxido, laços entre porcelana, força compressiva, além de possibilitar o uso de 100% do reaproveitamento, mantendo suas propriedades físicas, químicas e biológicas com tecido humano. É a única liga do mercado aprovada e registrada pela FDA (Food and Drug Administration) (TALLADIUM DO BRASIL, 2000).

Espessura do coping: O *coping* metálico deve possuir uma espessura que não permita a deformação pelo abraçamento da porcelana durante a cocção, ou pelas tensões liberadas durante a permanência no forno a altas temperaturas, tensões induzidas pelo acabamento a frio do *coping* antes da aplicação da porcelana, o que pode acarretar fraturas e deslocamento da porcelana (VIEIRA; FICHAMAN; SANTOS JUNIOR, 1989).

As ligas de Ni-Cr possibilitam a obtenção de *copings* mais delgados, com 0,2 a 0,3 mm, que praticamente não se alteram durante o processo de cocção da porcelana. As ligas de ouro cerâmico exigem espessura de 0,5 mm para apresentar a mesma resistência, não sofrer deformação na mastigação nem alteração dimensional na ciclagem térmica (JASON, 1986).

De acordo com Weiss (1983), as ligas de Ni-Cr possibilitam espessura do *coping* de 0,1- 0,2 mm; impedem a deformação do *coping* com a aplicação da porcelana; apresentam resistência à corrosão na boca com o tempo e a possibilidade de fundir 14 unidades

numa só peça.

O *coping* obtido pela de eletrodeposição de ouro puro, possui espessura uniforme de 0,2 mm, propiciando boa espessura de cerâmica e menor desgaste dentinário. Os resultados estéticos são ótimos, devido à qualidade da área do selamento cervical, mantendo a integridade das estruturas biológicas ao redor da margem da coroa e proporcionando benefícios do ponto de vista periodontal (DÜLGER; GADAU; RATHMER, 2001; FARIA; BOTTINO, 2002; NISHIOKA et al., 2002.).

Com as ligas Tillite é possível realizar *copings* com espessura de cerca de até 0,1 mm, devido a sua alta capacidade de fluidez e resistência, sem que haja falha na fundição (SILVA et al., 1994).

Espaçadores de troquel: Para evitar desadaptação do *coping*, é necessário que antes de esculpir o casquete de *duralay* que será levado para fundição, o troquel seja aliviado com uma camada de espaçador, obtendo alívio de aproximadamente 25 µm quando for cimentado com fosfato de zinco e de 50 µm se for com cimento resinoso. O alívio não pode ser feito nas bordas, pois pode levar a formação de *gaps*, resultando em infiltração marginal (ARAÚJO, 2000). Nos casos em que a eletrodeposição é usada, não são necessários o enceramento, a inclusão e fundição (DÜLGER; GADAU; RATHMER, 2001; FARIA; BOTTINO, 2002; NISHIOKA et al., 2000).

Tratamento da superfície metálica: O metal que irá receber a porcelana deve ser tratado antes de sua aplicação, objetivando descontaminar a interface metalocerâmica e propiciar adesão do opaco, estabelecer a espessura do metal ideal e uniforme; delinear as saídas angulares retas para a porcelana adjacente, para a estrutura sem cobertura e dar textura à superfície do metal para melhorar a adesão através da utilização de pedras de alumina e ácido fluorídrico, ou ainda, pelo jateamento de areia com grãos de alumina de 50µc e limpeza com vapor (WEISS, 1983; MILLER, 1986).

Contato oclusal: O contato oclusal deve ser exclusivamente em metal ou cerâmica, não sendo adequado que seja na interface metal/cerâmica, pois pode acarretar fratura na cerâmica (ARAÚJO, 2000).

Durante o resfriamento da porcelana todas as camadas ficam sob compressão da superfície externa para a interface metal-porcelana, sendo esta união mecânica muito importante e mais forte que a união química. Desta forma, a porcelana deve recobrir, ao

menos, a incisal ou parte da cúspide, para aproveitar o abraçamento da cerâmica (RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997). Quando há pouco espaço interoclusal, a superfície oclusal pode ser totalmente metálica, sendo apenas as faces e cúspides vestibulares construídas em porcelana, com ilhas de metal, onde ocorre o contato (ARAÚJO, 2000; KUWATA,1988; MILLER,1986; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997).

Nos dentes anteriores superiores, quando não for possível recobrir toda face palatina com cerâmica, o contato com os inferiores tem que ser em metal e distante 2 mm da junção metal-porcelana (HOBBO; SHILINBURG JUNIOR, 1973). Se o ponto de contato ocorrer próximo da região cervical ou incisal, deve ficar a pelo menos 0,5 mm da junção metal-cerâmica e a porcelana deve sobrepassar o bordo incisal em aproximadamente 1,0 mm, fornecendo boa união mecânica ao metal (ARAÚJO, 2000; KUWATA,1988; MILLER,1986; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997).

Contato proximal: O contato proximal nos dentes anteriores deve ser em porcelana para não interferir na translucidez e não escurecer o dente adjacente, e nos dentes posteriores deve ser em metal (HOBBO e SHILINBURG, 1973). Esses contatos se localizam no terço oclusal da coroa, exceto entre o primeiro e segundo molar superior, onde ocorre no terço médio. A superfície axial da coroa, cervical ao ponto de contato, deve ser plana ou ligeiramente côncava. Os contatos devem estar localizados para vestibular no centro dos dentes posteriores, com exceção do contato entre o primeiro e segundo molar superior, que deverá estar centralizado no sentido vestibulo-lingual (SHILINBURG; HOBBO; WHITSETT, 1998).

Infraestrutura das coroas unitárias: Segundo Araújo (2000), as coroas unitárias devem apresentar infra-estrutura com dimensão anatômica aproximada de 2/3 do trabalho definitivo; os ângulos internos que serão cobertos pela porcelana devem ser completamente arredondados e os ângulos das bordas da cinta metálica vivos e de preferência em 90°; extensão próximo-incisal adequada para suportar a superfície livre de cerâmica e cinta metálica lingual com altura de 0,5 mm na face vestibular e 2,5 mm na lingual, tanto em ligas nobres quanto em ligas de Ni-Cr.

Infraestrutura das próteses parciais fixas: As infra-estruturas das próteses parciais fixas devem ter as seguintes características, segundo Araújo, (2000):

-Os elementos retentores devem ter cinta metálica lingual ao longo de toda a superfície com altura de 2,5 mm, estendendo-se em direção à face proximal e fazendo-se presente também na conexão entre cada retentor e pântico na forma de um "U", possibilitando aumento de resistência nessas áreas;

- Cada pântico deverá ter sua anatomia básica reduzida em aproximadamente 1/4, correspondendo à área que será ocupada pela cerâmica;

- A conexão de cada pântico com cada retentor deverá ser feita na superfície proximal, porém, a cinta metálica lingual deverá prosseguir da superfície lingual do retentor estendendo-se para os pânticos.

Conectores: As conexões devem apresentar configuração adequada para criar condições estéticas e de higiene, além de preservar a resistência da estrutura metálica. Isso é alcançado confeccionando uma banda metálica lingual em todo o comprimento da prótese, aumentando assim sua resistência e auxiliando no resfriamento, reduzindo a diferença do coeficiente de expansão térmica do metal e da porcelana, durante os processos de aquecimento e resfriamento (ARAÚJO, 2000; SHILLINBURG; HOBBO; WHITSETT, 1998).

Adicionalmente, o conector metálico precisa ser colocado próximo à superfície lingual tanto quanto a forma e a função permitam, para que seja obtida adequada amplexão vestibular e separação das unidades, oferecendo espaço adequado para a porcelana na zona interproximal e garantindo boa cor e vitalidade da cerâmica, lateralmente e sem exposição do metal (BERGER, 1989).

As próteses fixas extensas se comportam como barras ou eixos, sendo o aumento da largura diretamente proporcional ao aumento da resistência. Quando se aumenta a espessura o aumento não é equivalente ao dobro da resistência anterior e sim proporcional à espessura elevada à terceira potência, é o que se chama de Lei das Barras. Na conexão entre pânticos ou entre pântico e retentor, a altura deve ser superior a 2,5 mm (ARAÚJO, 2000). Segundo Weiss (1983), com as ligas de Ni-Cr o conector pode ser reduzido para 1-2 mm e o colar lingual para 1 mm.

Pânticos: O desenho do pântico deve se conformar à morfologia oclusal e, para satisfazer requisitos estéticos, à morfologia oral e labial. O contato com o tecido subjacente deve ser passivo, sem pressão, deve ter adequado desenho, correto polimento, todas as superfícies devem ser convexas e bem acabadas (RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997;

RUFENACHT, 1998).

Solda: A obtenção de peças fundidas em monobloco é um processo que incorpora inúmeros erros. Algumas vezes se consegue adaptação das peças em monobloco à custa de movimentos dentários, aplicável somente em pequenos espaços ou pequenas próteses; a união de próteses amplas deve ser feita por meio de soldagem (BONFANTE, 2000).

Quando a solda for necessária deve haver um espaço de 0,3-0,5 mm entre as superfícies a serem soldadas, que devem ser planas, paralelas e uniformes (BONFANTE, 2000; RAMOS JÚNIOR; BATISTA MIRANDA, 1997; STRAUSBURG; KATZ; KUMATA, 1996). A área a ser soldada tem que estar limpa, sem irregularidades e adequadamente polida. Deve ser feito vedamento com cera no espaço para solda, o que evita a entrada da resina acrílica *duralay* e facilita a remoção com água quente após a inclusão da peça no revestimento (BONFANTE, 2000). De acordo com Bonfante (2000), antes de fazer a remoção para soldagem é necessário realizar a prova dos retentores para verificar e corrigir a adaptação da infra-estrutura metálica ao dente preparado.

Santos (1999) relatou a possibilidade de realizar a soldagem após a aplicação da cerâmica e seu glazeamento. Para isso, a estrutura tem que obedecer à forma do dente, a espessura dos conectores deve ser de aproximadamente 2,5 mm, sendo que a área (*gap*) para a soldagem pode variar de 0,2 a 0,5 mm. Miraglia (2001) alertou que o calor despendido durante a execução da soldagem pode alterar o aspecto da porcelana e segundo Souza et al. (2000), para que não ocorra o superaquecimento da porcelana durante o processo de soldagem, é necessária a utilização de tecnologia de soldagem em que o calor esteja localizado e limitado às superfícies a serem soldadas. Silva et al. (1994) relatou a possibilidade de realização de uma solda após aplicação de cerâmica quando se utiliza a liga Tillite.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A estrutura do metal tem uma relação significativa com a resistência da porcelana à fratura, sendo assim o planejamento da infra-estrutura metálica é muito importante (ARAÚJO, 2000; BERGER, 1989; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; RUFENACHT, 1998; VIEIRA; FICHAMAN; SANTOS JUNIOR, 1989).

Há uma consonância entre a maioria dos autores (SILVA et al., 1994; WEISS, 1983) de que as ligas alter-

nativas a base de níquel-cromo são as mais usadas na confecção das infraestruturas metálicas das restaurações metalocerâmicas. Entretanto, já foram publicados vários estudos sobre o uso das ligas de titânio (MUÑOZ CHÁVEZ et al., 2002; SILVA et al., 1994; TALAADIUM DO BRASIL, 2000).

Os autores pesquisados concordam que para que seja alcançado o sucesso das restaurações metalocerâmicas, deve existir forte adesão entre o metal e a porcelana, pela união química e mecânica; a diferença do coeficiente de expansão térmica do metal e da porcelana deve ser o menor possível e o metal usado deve oferecer boa resistência (ARAÚJO, 2000; ANUSAVICE, 1985; HOBBO; SHILLINBURG JUNIOR, 1973; KUWATA, 1988; MILLER, 1983, 1986; VIEIRA; FICHAMAN; SANTOS JUNIOR, 1989). No entanto alguns autores como, Miller (1977, 1986) e Kuwata (1988), consideraram que é desejável uma pequena diferença desse coeficiente para que a porcelana seja mantida sob compressão na interface metal-porcelana, formando o "sanduíche de vidro". Weiss (1983) e Miller (1986) enfatizaram a necessidade de tratamento e descontaminação da superfície do *coping* antes da aplicação da porcelana para que a união seja adequada.

A forma do *coping* metálico com liga de Ni-Cr, deve seguir a anatomia final do dente, ter ângulos arredondados, sulcos pouco pronunciados, espessura entre 0,3 mm e 0,5 mm, garantindo resistência e possibilitando que seja aplicada uma camada uniforme de porcelana (ARAÚJO, 2000; HOBBO; SHILLINBURG JUNIOR, 1973; KUWATA, 1988; MILLER, 1986; PEGORARO, 2000; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; STRAUSBERG; KATZ; KUMATA, 1996; VIEIRA et al., 1989;). Apenas Weiss (1983) admitiu a espessura do *coping* entre 0,1 e 0,2 mm e Jason (1986) indicou espessura de 0,2 a 0,3 mm. Os autores que defendem o uso de *copings* confeccionados através da eletrodeposição de ouro concordam que este deve ter espessura de 0,2 mm (DÜLGER; GADAU; RATHMER, 2001; FARIA; BOTTINO, 2002; NISHIOKA et al., 2002).

O contato oclusal deve ser exclusivamente em metal ou porcelana, distante 0,5 mm da junção metal-cerâmica é o que defendem (ARAÚJO, 2000; KUWATA, 1988; MILLER, 1986; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997). Na opinião da maioria dos autores estudados, os dentes posteriores terão o contato em metal, a menos que haja possibilidade de recobrimento total por cerâmica da face oclusal. Já

segundo Hobo e Shillinburg Junior (1973), nos dentes anteriores o contato será obrigatoriamente em metal quando o ponto de contato ficar a 2,0 mm da junção metal-porcelana e esta não se estender para incisal. Há discordância entre alguns autores em relação à distância do ponto de contato da junção metal-porcelana; segundo Araújo (2000) deve ser de 1,0 mm e de acordo com Hobo e Shillinburg Junior (1973), deve ser de 2,0 mm.

Hobo e Shillinburg (1973) e Shillinburg, Hobo e Whitsett (1998), estão em consonância no que tange à localização do ponto de contato proximal. Nos dentes anteriores, o contato proximal deve ser em porcelana para não interferir na estética e translucidez, nos posteriores em metal, localizados no terço oclusal da coroa, exceto entre o primeiro e segundo molar superior, que deverá estar no terço médio A superfície axial da coroa, cervical ao ponto de contato, deve ser plana ou ligeiramente côncava para evitar danos à papila interdental.

Araújo (2000) e Berger (1998) concordam que o ponto mais crítico de uma prótese parcial fixa é sua conexão, em que a altura deve ser de 2,5 mm, para evitar fraturas na base metálica. Quando a extensão da barra é aumentada, a resistência é diminuída de forma diretamente proporcional. Essa conexão deve ser colocada próxima a superfície lingual. Weiss (1983) discorda destes autores, afirmando que há possibilidade de reduzir a conexão para 1-2 mm.

O pântico deve ter a morfologia do elemento final e pode ser totalmente em porcelana, desde que tenha a superfície convexa, bastante polida, lisa e glazeada. Para que isto seja possível é necessário que no desenho da infraestrutura tenha espaço livre suficiente; nunca deve ter a junção metal porcelana em contato com o tecido gengival (ARAÚJO, 2000; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; RUFENACHT, 1998).

A soldagem em monobloco incorpora vários erros, influenciando na adaptação da peça. Autores como Bonfante (2000) e Ramos Júnior, Batista e Miranda, (1997) recomendam a união da peça na boca e remoção para solda. Santos (1999) relatou a possibilidade de realizar a soldagem após a aplicação da cerâmica e seu glazeamento e Silva et al. (1994) afirmaram essa possibilidade quando utilizada a liga Tilitite. Quando a solda for necessária deve haver espa-

ço de 0,3 a 0,5 mm entre as superfícies, que devem ser planas e paralelas, preferencialmente na região de pânticos, em sentido diagonal de oclusal para gengival, para que toda a área soldada receba carga apenas compressiva (BONFANTE, 2000; RAMOS JÚNIOR; BATISTA; MIRANDA, 1997; STRAUSBERG; KATZ; KUMATA, 1996).

CONCLUSÃO

Após o levantamento e análise da literatura, concluiu-se que:

1- O correto desenho das infraestruturas metálicas é precursor essencial para sucesso das restaurações metalocerâmicas, proporcionando-lhe resistência. Deve seguir a anatomia do dente, ter ângulos arredondados, sulcos pouco pronunciados e região marginal em bisel metálico;

2- A diferença do coeficiente de expansão térmica entre o metal e a porcelana deve ser a menor possível;

3- A espessura do *coping* metálico deve ser de 0,3 a 0,5 mm, possibilitando a colocação de uma camada de porcelana com no mínimo 1,5 mm, e no máximo 2,0 mm de espessura;

4- O desenho do conector deve oferecer resistência e permitir a higienização, seguindo a "Lei das Barras";

5- O pântico deve ter mínimo contato com a mucosa, superfície convexa, bem acabada e polida, evitando a junção metal porcelana na sua base;

6- A solda deve ser realizada após a remoção, nos pânticos, no sentido oblíquo de anterior para posterior. O espaço para solda deve ser de 0,3 mm a 0,5mm entre as superfícies a serem soldadas, que devem ser planas, paralelas e uniformes.

ABSTRACT

The aim of this paper is to discuss, through revision of the literature, the forms and characteristics of metallic frameworks of cerometal conventional restorations. The professionals should follow a clinical protocol during the planning and the proof of the metallic infrastructure before the application of the ceramic and not delegate to the technician of the dental laboratory the responsibility of planning. During these phases it should be observed the thickness and the drawing of the coping in agreement with the employed metal and the prepared tooth, the space

for porcelain, the drawing of the pontic and the nature of the contact with the adjacent mucous membrane, the thickness and location of the connectors and spaces for solders, location and types of the points of occlusal and proximal contacts. It can be concluded that it is fundamental that dentists be should have critical eyes in the planning and the proof of these metallic framework to achieve a successful work.

KEY-WORDS

Metallic framework. Fixed partial denture. cerometal.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K. J. Ligas de metais nobres para restaurações metalocerâmicas. *Dent. Clin. N. Amer.*, v. 29, n. 4, p. 232, 1985.

ARAÚJO, C. R. P. Formas e características das infra-estruturas para próteses metalocerâmicas. In: PEGORATO, L.F. *Prótese Fixa*. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p. 202-218.

BERGER, R. Esthetic and physiologic consideration in metallic framework design. *Dent. Clin. N. Amer.*, v. 33, n. 2, p. 293-299, 1989.

BONFANTE, G. Prova dos retentores, remoção em posição para soldagem e remontagem. In: PEGORATO, L.F. *Prótese Fixa*. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p. 221-52.

DÜLGER, J.; GADAU, C.; RATHMER, R. Treatment behavior and complete-mouth rehabilitation using AGC crown: a case report. *Int. J. Periodontics Restorative Dent*, v. 21, n. 4, p. 373-9, 2001.

FARIA, R.; BOTTINO, M. A. Estética em restaurações do tipo Inlay e Onlay utilizando dupla estrutura: ouro (eletrodeposição) + cerâmica ou polímero: relato de casos clínicos. *PCL*, v. 4, n. 20, p. 276-285, 2002.

HOBO, S.; SHILLINGBURG JUNIOR, H.T. Porcelain fused to metal. Tooth preparation and coping design. *J. Prosthet. Dent.*, v. 30, n. 1, p. 28-36, 1973.

JASON, N. A. *Preparos de dentes com finalidade protética*. Bauru: Faculdade de Odontologia, USP, 1986. Apostila.

KUWATA, M. *Atlas de Metalocerâmica*. São Paulo: Santos, 1988. p. 240-53.

MILLER, L. L. Framework design in cerometal restorations. *Dent. Clin. N. Amer*, v. 21, n. 4, p. 699-716, 1977.

_____. A clinician's interpretation of tooth preparation and design of metal substructures for ceramic restorations. In: MCLEAN, J.W. *Dental ceramics*. Chicago: Quintessence Books, 1983. p. 153-206.

_____. Confeção da estrutura em restauração Metalocerâmica. In: SCHARER, P.; RINN, L.; KOP, F. R. *Normas estéticas para a reabilitação bucal*. Rio de Janeiro: Quintessence, 1986. p. 111-32.

MIRAGLIA, S. S. *Avaliação comparativa de resistência à tração envolvendo quatro ligas metálicas e três técnicas de união: fundição em monobloco, soldagem convencional e soldagem a laser*. 2001. 112f. Tese (Doutorado em Odontologia)-Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

MUÑOZ CHÁVEZ, O. F. et al. Prótese fixa metalocerâmica com liga de titânio puro. *PCL*, v. 4, n. 19, p. 196-201, 2002.

NISHIOKA, R. S. et al. Coroa metalocerâmica com coping em eletrodeposição: relato de casos clínicos. *PCL*, v.4, n.17, p.80-5, 2002.

OWALL, B.; CRONSTRÖM, R. First two-year complications of fixed partial dentures, eight units or more. Swedish Guarantee Insurance claims. *Acta Odontol. Scand.*, v. 58, n.2, p.72-6, 2000.

PEGORARO, L. F. *Prótese fixa*. São Paulo: Artes Médicas, 1998. p. 43-67.

RAMOS JUNIOR, L.; BATISTA, J.G.; MIRANDA, M.E. Características da infra-estrutura para restaurações metalocerâmicas. *Odonto Pope*, v.1, n.3, p.160-169, 1997.

RUFECACHT, C. R. *Fundamentos de estética*. São Paulo: Quintessence, 1998. cap. 9, p. 263-287, cap. 11, p. 319-328.

SANTOS, R. N. Soldagem pós-cerâmica. *PCL*, v. 1, n. 3, p. 273-78, 1999.

SHILLINBURG, H. T. J.; HOBBS, S.; WHITSETT, L. D. *Fundamentos de prótese fixa*. São Paulo: Quintessence, 1998. cap. 1, p. 13-46, cap. 15, p. 289-302.

SILVA, E. M. M. et al. Termos cervicais: indicações em função das ligas utilizadas. *Rev. Bras. Odontol*, v.51, n.6, p.7-12, 1994.

SOUZA, P. C. R. D. et al. Soldagem na Odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 54, n. 6, p. 450-470, 2000.

STRAUSSBERG, G.; KATZ, G.; KUMATA, M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, n.5, p.928-936, 1996.

TALLADIUM DO BRASIL. *Ligas cerâmicas: manual da Talladium do Brasil*. Curitiba, 2000. p. 9-11.

VIEIRA, G. F.; FICHAMAN, D. M.; SANTOS JUNIOR, J. S. O desenho dos copings nas metalocerâmicas. *Rev. Paul. Odont.*, v. 11, n.4, p.2-7, set./out. 1989.

WEISS, P. A. Utilizing nickel-chromium superalloy framework. In: MCLEAN, J.W. *Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence Books, 1983. p. 231-243.

Cyntia Ferreira Ribeiro
Mestranda em Odontologia, Departamento de Odontologia,
Universidade de Taubaté.
R. Luis Carlos de Aguiar Machado, 120
CEP: 49095-480- Taubaté - SP
e-mail: cuntiaribeiro@yahoo.com.br

Sigmar de Mello Rode
Professor Doutor do Departamento de Odontologia,
Universidade de Taubaté
e-mail: sigmarode@ig.com.br

Ana Cristina Claro Neves
Professor Doutor do Departamento de Odontologia,
Universidade de Taubaté
e-mail: claroana@ig.com.br

André Lucas Filho
Departamento de Odontologia na Universidade de Taubaté
e-mail: adlucas@yahoo.com.br

Allan Ulisses Carvalho de Melo
Mestrando em Diagnóstico Bucal na Universidade Federal da Paraíba
e-mail: aucmelo@yahoo.com.br

TRAMITAÇÃO

Artigo recebido em: 14/02/2005

Aceito para publicação em: 10/05/2005