

Nayara Aguiar Alves Leite

Análise da resistência à flexão de três pontos das ligas odontológicas KERA 501[®] (Co-Cr) e TILITE[®] (Ni-Cr-Ti), utilizadas em próteses sobreimplantes, soldados pela técnica convencional, utilizando diferentes tipos de solda

Araçatuba – SP

2011

Nayara Aguiar Alves Leite

Análise da resistência à flexão de três pontos das ligas odontológicas KERA 501® (Co-Cr) e TILITE® (Ni-Cr-Ti), utilizadas em próteses sobreimplantes, soldados pela técnica convencional, utilizando diferentes tipos de solda

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientador: Prof. Dr. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon

Araçatuba - SP

2011

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de tentativas de recolocar os próprios dentes avulsionados em casos de acidentes ou traumas, assim como a substituição do dente perdido por um elemento similar é um fenômeno verificado desde as primeiras civilizações. Diversos achados arqueológicos demonstram esta preocupação em várias civilizações.

Para muitos historiadores, os Fenícios foram os verdadeiros precursores da Prótese Dentária, seus conhecimentos, foram transmitidos aos outros povos do mediterrâneo, e constavam de dados terapêuticos sobre a Odontologia, principalmente referentes à habilidade da prótese.

A perda precoce dos dentes leva o paciente a deficiências funcionais e estéticas, rompendo o equilíbrio do sistema estomatognático. A reposição desses elementos dentários perdidos pode ser conseguida por meio de próteses, buscando a reconstituição da função e estética do paciente. Todas as restaurações protéticas dentárias são submetidas a estresses térmicos, químicos ou de outra natureza, além de sofrerem contato direto com os fluidos orais. Desse modo, a escolha de um material de má qualidade, pode resultar em próteses com pouca longevidade, devido à má adaptação das mesmas. (MANSANO, 2007)

No passado, as restaurações totalmente metálicas e as metalo-plásticas foram, paulatinamente, dando lugar à prótese metalo-cerâmica, no que se refere a coroas unitárias e próteses parciais fixas de ponte. Isto se deve basicamente ao amplo espectro de aplicações clínicas, bem como a eficácia comprovada a longo prazo. (SOUSA, C F; 2007)

Em trabalhos clínicos, contudo, este tipo de prótese também apresenta pontos fracos, atribuídos a problemas estéticos e perio protéticos como borda metálica visível; restauração com efeito estético limitado pela desfavorável condução de luz; retração gengival e fatores causadores das patologias do periodonto. Além desses fatores, podem ser citadas a corrosão e intolerância aos metais, seleções equivocadas de ligas, a baixa qualidade das ligas, os defeitos técnicos e a má higiene bucal. (SOUSA, C F; 2007)

Nos últimos anos têm-se observado uma grande mudança na valorização subjetiva dos pacientes em relação a estas carências potenciais. Isso se deve

fundamentalmente às maiores exigências estéticas e de compatibilidade impostas aos materiais utilizados. As carências descritas nas próteses metálicas e metalocerâmicas poderiam ser reparadas com as restaurações livres de metal, fabricadas exclusivamente com materiais cerâmicos, obtendo-se melhoria do ponto de vista estético e biocompatibilidade. Por este motivo, há algum tempo, novas tecnologias dentais têm experimentado um contínuo desenvolvimento. Apesar disso, nenhuma delas chegou a se impor realmente, por problemas principalmente das próteses cerâmicas livres de metal, a falta de resistência mecânica, continuou sem solução. (SOUSA, C F; 2007)

A descoberta da osseointegração na segunda metade dos anos 60 por Brånemark (Campos *et al.*, 2007) foi um importante marco para a Odontologia, pois proporcionou avanços consideráveis em termos de reabilitação oral com o desenvolvimento do protocolo Brånemark. A osseointegração pode ser definida como: conexão direta estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio capaz de receber carga funcional. Dessa forma, o desenvolvimento da osseointegração, na Odontologia, tem ajudado a melhorar a qualidade de vida de muitos pacientes. (BRÅNEMARK, 1983).

No sentido da evolução das pesquisas, novas tecnologias vão se agregando às já existentes, permitindo incorporar cada vez mais nossos conhecimentos. Todavia deve-se ter em mente que a razão do implante é a futura prótese e não a sua instalação cirúrgica, e o objetivo da Odontologia Moderna é restituir ao paciente suas funções primordiais como fonação, função mastigatória e estética de forma previsível. Possuímos hoje, inúmeros sistemas de implante que, se estiverem alicerçados nos princípios básicos da osseointegração, promoverão uma ancoragem óssea direta, capaz de suportar as forças oclusais originadas durante a mastigação.

Os materiais utilizados em próteses sobre implantes devem ser biocompatíveis e apresentar propriedades mecânicas e de corrosão adequadas à sua aplicação. Dentre os materiais utilizados com sucesso para esta finalidade temos o aço inoxidável, ligas de níquel-crômio, ligas de ouro-paládio, ligas de paládio-prata, ligas de tântalo, e o titânio e suas ligas. (SHOEDER A. *et. al.*; 1994)

Uma prótese sobre implantes deve possuir a capacidade de desempenhar apropriadamente a função desejada. Para que isto seja possível, uma prótese fixa suportada por dentes naturais e/ou implantes deve apresentar uma distribuição uniforme de forças e uma adaptação a mais perfeita possível, de tal modo que esta

ocorra de forma exata e passiva, ou seja, sem introduzir tensões mecânicas (BRÂNEMARK, P.I.; et. al.; 1989); (MISH, C.E.; 1996); (OLIVEIRA, E.J.; 1997) aos implantes. Deste modo minimiza-se efeitos danosos como reabsorção e fratura óssea, bem como o deslocamento e a fratura da prótese, do implante e dos dentes naturais.

O padrão oclusal pode ser considerado um fator crítico para a longevidade dos implantes osseointegrados, visto que, na dentição natural, o ligamento periodontal comporta-se de maneira muito diferente do que ocorre com os pilares de implantes osseointegráveis. Os implantes, diferentemente dos dentes naturais, não apresentam ligamento periodontal e assim, qualquer tensão gerada é transmitida diretamente para o tecido ósseo (FRAGOSO, 2005). Sendo assim, as tensões transmitidas para a interface osso/implante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Deste modo, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante fracassará, devido às sobrecargas e à má distribuição das forças mastigatórias, dentre outros fatores. (ESKITASCIOGLU, et. al.; 2004) (LIN, C.L., et. al.; 2006)

Uma estrutura metálica retida por implantes que se adapta com menor desajuste marginal possível e sem transmissão de tensões deletérias ao osso alveolar apresenta assentamento passivo (FRAGOSO, 2005); (FRANCISCHONE et al., 1999). A adaptação passiva da prótese ao implante é obtida quando a somatória das distorções que podem ocorrer durante a confecção da prótese é igual a zero (MICHALAKIS et al., 2003).

A perda total da osseointegração vai ocorrer quando as forças geradas pela ausência de passividade ultrapassam o limite de remodelação óssea (MISCH, 1996). Além disso, pode acontecer perda ou fratura do parafuso de fixação ou ainda fratura do implante (MICHALAKIS et al., 2003).

De acordo com Michalakis et al. (MICHALAKIS et al., 2003), as distorções responsáveis pela ausência de passividade podem ocorrer em diferentes estágios da confecção da prótese: moldagem, confecção do modelo mestre, fabricação dos padrões de cera, inclusão, fundição, queima da porcelana ou instalação da prótese. Para minimizar discrepâncias, Herbst (HERBST et al., 2000) e Hussaini e Wong (HUSSAINI et. al.; 1997) afirmam que uma adequada moldagem deve ser realizada utilizando-se materiais apropriados e com baixa deformação elástica. Além disso, deve-se avaliar radiograficamente a adaptação dos transferentes de moldagem. Contudo, embora alguns autores considerem que o ajuste passivo é um fator

relevante para a manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes, os procedimentos laboratoriais e clínicos empregados na fabricação de estruturas ainda são inadequados para oferecer um ajuste absolutamente passivo para próteses fixas implantossuportadas.

As demais variáveis envolvidas na confecção de uma peça protética fundida, como expansão do gesso, distorção da cera, expansão do revestimento, contração do metal, inexatidões de soldagem, podem ser minimizadas, mas nunca completamente controladas pelo protético (FRAGOSO, 2005).

A ausência de assentamento passivo é mais deletéria quando se trata de próteses parafusadas, pois 500µm de desajuste são “disfarçados” quando um torque de apenas 10N é aplicado. Isto, possivelmente, gera uma distribuição de forças inadequada, podendo ocasionar o insucesso da prótese e dos implantes. Toda estrutura parafusada com ajuste passivo deve apresentar contato circular simultâneo entre os componentes pré-fabricados, induzindo tensão zero no implante e no osso circunvizinho na ausência de uma carga externa aplicada. (RIBEIRO, R.C. et. al.; 2008)

Entretanto, mesmo com o uso de novos artifícios técnicos, a adaptação passiva não foi atingida por alguns autores (JEMT et al., 1996);(WASKEWICZ et al., 1994). As próteses parafusadas também apresentam como agravante a falta de espaço entre a coroa e o pilar, existindo apenas um contato metal-metal e assim, não havendo tolerância para possíveis desajustes (MISCH, 1996). A ausência de adaptação passiva, nestes casos, resulta em deformações mecânicas da interface metal-metal e em aumento da concentração de forças nos implantes (ZARONE et al., 2006).

Em tratamentos com implantes as causas mais comuns de insucesso envolvem forças excessivas, aplicação muito rápida de forças, esquemas oclusais falhos, estruturas não assentadas passivamente ou próteses com pouca retenção. (OLIVEIRA, E.J.; 1997)

. Dessas causas, a dificuldade em se obter a adaptação em peças protéticas, principalmente as mais extensas, como as estruturas metálicas fundidas em uma única peça, denominadas monoblocos fundidos, faz se necessário o emprego da soldagem. (SANTOS, M. L. et. al.; 2002)

Em odontologia, a soldagem é, freqüentemente, utilizada para união de próteses parciais fixas, próteses sobreimplantes, materiais em ortodontia, encaixes e

reparos de próteses parciais removíveis. A principal preocupação é soldar os segmentos sem que ocorram desuniões (DINATO, 1997).

A soldagem pode ser definida como (MARQUES, P.V.; 1991): "processo de união de materiais usado para obter a junção localizada de metais e não-metais, produzidos por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição".

Já para Anusavice, 2005, a soldagem é a operação que assegura, por uma fusão localizada, a continuidade metálica de um conjunto de peças permitindo a homogeneidade de suas propriedades físicas e mecânicas. A solda é adaptada e distribuída sobre a superfície por atração capilar, reagindo e umedecendo o metal que está sendo soldado, formando um composto inter-metálico. No entanto, para soldar é preciso tempo, calor e/ou pressão, pois com o calor a continuidade se estabelece por fusão, semelhante a uma fundição localizada (WISKOTT et al, 1997).

As infra-estruturas metálicas de próteses parciais fixas convencionais e sobreimplantes fundidas em monobloco pela técnica da cera perdida (TAGGART, 1907), nem sempre possibilitam uma adaptação sobre implantes e/ou pilares que as retém, deixando a desejar clinicamente (JEMT et al., 1992) por apresentarem desajustes marginais. Fato este que leva à busca de métodos alternativos que possam melhorar esta adaptação, dentre estes, a secção da infra-estrutura, associada ao processo de soldagem, são alternativas viáveis para se minimizar as distorções inerentes ao processo de fundição (BERTRAND, et al., 2001), e desse modo obter o assentamento passivo.

A técnica de soldagem apresenta a vantagem de se trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, a distribuição uniforme de forças minimizando traumas ou falhas no osso, no implante ou na prótese. (SANTOS, M. L. et. al.; 2002)

A utilização da técnica de soldagem vem sendo apontada por pesquisadores da área como uma opção viável para a otimização da qualidade das Próteses Parciais Fixas, uma vez que o processo tradicional de fundição pode causar o aparecimento de defeitos e imperfeições de fabricação (FUSAYAMA et. al.; 1964); (GARLAPO et al, 1983). Por outro lado, estudos metalográficos e radiográficos de conectores soldados demonstraram a ocorrência de lacunas em 39% dos pontos de solda estudados (HENRIKSON et. al.; 1973).

A escolha do processo a ser utilizado na soldagem de próteses deve preencher os seguintes requisitos (WAINER, E. et. al.; 1992): gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais, similares ou não, sem causar distorção na peça; propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a região da solda alcance as propriedades desejadas; propiciar a qualidade da junta e considerar a viabilidade econômica e técnica do equipamento.

Atualmente, a fabricação de infraestruturas com braços suspensos soldados é rotineira (HART & WILSON, 2006), e sabe-se que o processo de soldagem pode ter influência significativa sobre propriedades físicas e comportamento biomecânico das peças protéticas, tornando-se importante variável de estudo no processo de obtenção das mesmas (BERG et. al., 1995). A confecção de estruturas protéticas para adaptação sobre implantes requer sistemas de soldagem diferenciados, que busquem estabilidade de suas propriedades físicas e mecânicas e, desta forma, a escolha da técnica é dependente do calor gerado durante sua realização, sendo este suficiente para unir os materiais sem que haja distorção ou alteração de suas propriedades (ROCHA *ET AL*, 2006).

De modo geral, muitas são as técnicas de soldagem utilizadas em Odontologia, entre as quais se destacam métodos convencionais como solda a ponto e brasagem por maçarico. As soldagens convencionais têm sua aplicação sustentada há anos, devido ao baixo custo e relativa efetividade. No entanto, problemas como oxidação das faces unidas pela solda, porosidade na junta e superaquecimento do local de união durante o processo, podem promover pequenos defeitos estruturais e posteriormente fracasso do tratamento reabilitador (TEHINI et.al.; 1993);(BLUSTEIN, 1976); (STEINMAN, 1954); (SILVA, 2007).

Quanto às ligas metálicas para reconstrução dentária, estas são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais nobres e preciosos (ligas com Au, Pd, Pt e Ag); e outras ligas metálicas (Ligas de Ni-Cr, CrCo, Ti e aço inoxidável). O uso das ligas de metais nobres, devido ao custo elevado dos elementos e o aprimoramento na qualidade das propriedades dos metais não-nobres, vem tornando-se uma segunda opção nas próteses metalocerâmicas, cedendo lugar aos metais não-nobres (ANUSAVICE, 1996); (WATAHA, 2002).

Existem vantagens óbvias das ligas básicas em relação às de ouro: baixo custo, menor peso, e melhores propriedades mecânicas (apesar de existirem certas exceções para esta afirmação) (LANE, 1949).

Comparadas com outras ligas para restaurações metalocerâmicas, as ligas de metais básicos geralmente têm maiores valores de dureza e de módulo de elasticidade, e são mais resistentes à deformação em elevadas temperaturas, porém podem ser mais difíceis de serem fundidas e pré-soldadas que as ligas de Au-Pd e Pd-Ag (SÁ, J.C. *et al.*, 2008).

Os materiais utilizados em próteses dentárias devem ser biocompatíveis e apresentar propriedades mecânicas e de resistência à corrosão, adequadas à sua aplicação. A liga de metal básico mais utilizada para a confecção da infra-estrutura metálica é a de níquel-cromo. A grande maioria dessas ligas é formada por níquel (68,0 a 80,0%) e cromo (11,9 a 26,3%), além de percentagens menores de outros elementos como o molibdênio, berílio, silício, alumínio e titânio (SÁ, J. C., *et al.*, 2008).

No entanto a biocompatibilidade das ligas de Ni-Cr tem sido questionada sobre possíveis danos à saúde do paciente e dos profissionais envolvidos na fabricação de próteses causado pela longa exposição ao Ni e Be. (BEZZON, O. L. *et al.*, 2001) (KERN, M. *et al.*, 1995)

O efeito alérgico do Ni e do potencial tóxico do Ni e Be para o técnico de laboratório ainda provoca divergências entre os profissionais da área sobre o uso desses materiais. (GRIMAUDO, N. J. *et al.*, 2001) (PIERCE, L. H. *et al.*, 1989) A estabilidade da liga de NiCr é menor em soluções ácidas ou na presença de placa de natureza ácida, que modifica a liberação de Ni. (WATAHA, J. C. *et al.*, 1998) (WATAHA, J. C. *et al.*, 2000)

Assim, há uma tendência das ligas de NiCr serem substituídas por outras mais biocompatíveis.

Uma opção para níquel-cromo é a liga de cobalto cromo, uma alternativa que não sacrifica as propriedades físicas do sistema metalocerâmico. (GRIMAUDO, N. J. *et al.*, 2001) (KERN, M. *et al.*, 1995)

Estudos essencialmente em animais mostram que as ligas de CoCr são relativamente bem toleradas. (GRIMAUDO, N. J. *et al.*, 2001), sendo, portanto, mais biocompatíveis do que as ligas de NiCr.

Uma desvantagem da liga de Co-Cr é a alta rigidez da liga, o que pode tornar a infra-estrutura difícil de ajustar sem instrumentos específicos. (HULTERSTROM; NILSSON, 1994); (NETO, 2007).

A qualidade das novas ligas odontológicas, somada ao aparecimento de novos tipos de solda, levaram a várias pesquisas recentes. Isto demonstra o grande interesse nesta área da prótese odontológica, que evidencia a necessidade de novas pesquisas quanto à adaptação de estruturas protéticas obtidas de várias ligas, uma vez que suas características associadas ainda são pouco conhecidas.

2. PROPOSIÇÃO:

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à flexão de três pontos das ligas odontológicas Kera 501[®] (Co-Cr) e Tilitite[®] (Ni-Cr-Ti), utilizadas em próteses sobreimplantes, soldadas pela técnica convencional, utilizando diferentes tipos de solda, a saber: solda específica para Co-Cr, solda específica para Tilitite[®] e solda universal.

3. MATERIAIS E MÉTODOS:

Um suporte de trabalho (figs. 1 e 2) confeccionado em alumínio, através de um torno mecânico para metais, com as seguintes finalidades: de ratificar o tamanho das matrizes em bastões de ceras para fundir os corpos de prova, padronizar a posição do corte dos bastões fio de cera e, posicionar e estabilizar as fundições dos corpos de prova durante a soldagem. A forma projetada foi de um paralelepípedo, tendo 25 mm de comprimento, 9 mm de profundidade e 9 mm de altura. Possui uma canaleta longitudinal em forma de "V", com secção de 4,24 mm e um corte transversal de 0,5 mm de espessura localizada no centro da matriz.

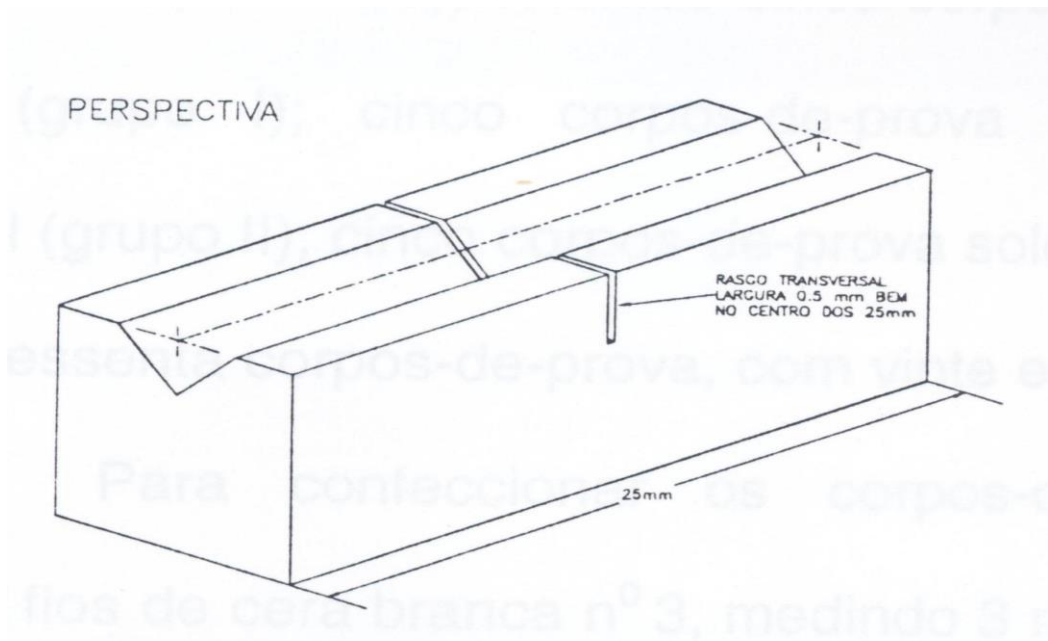


Fig. 1 - Suporte de trabalho confeccionado – perspectiva.

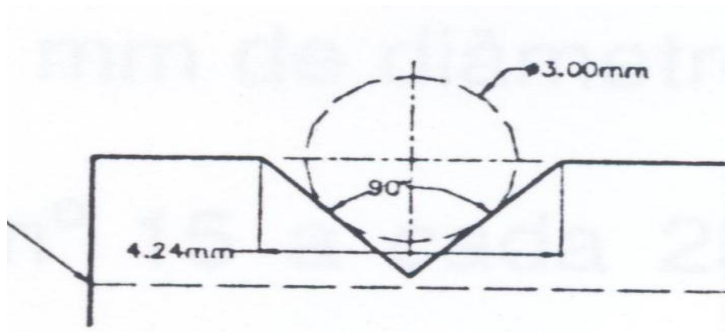


Fig. 2 – Suporte de trabalho confeccionado – corte transversal.

3.1. Confeção dos corpos de prova

Para confeccionar os corpos de prova dos grupos I e II, foram utilizados bastões de cera nº3, medindo 3 mm de diâmetro. Os bastões fios de cera (Dentaurum® J P Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) foram cortados com lâmina de bisturi nº15 (Two Arrows®, Shanghai Med. SN.; Shanghai, China) a cada 25 mm de comprimento, e posicionados no suporte para confirmar o

comprimento e alinhar o bastão de cera. Esses bastões de cera foram utilizados para a confecção dos grupos que serão fundidos em monobloco, ou seja, sem solda e portanto representaram os grupos controles.

Para os demais grupos os bastões de cera foram posicionados no suporte para confirmar o comprimento de 25 mm e, em seguida, cortadas ao meio com fio de náilon 0,01mm de espessura, obtendo-se assim dois segmentos de 12,5 mm de comprimento, para posterior soldagem.

3.2. Inclusões em revestimento e fundição

Os bastões padrões de cera (figura 3-a) foram fixados aos condutos de alimentação e de escape, na região do centro de um anel de silicone (Dentaurum® J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) para inclusão. Após a secagem da umectação com líquido antibolhas (Kota® Ind. e Comércio Ltda, São Paulo), o anel foi preenchido com o revestimento fosfatado Microfine® 1700 (Talladium, Inc.), e deixado sobre bancada durante 10 minutos previamente à remoção do bloco de revestimento. Cada anel, foram incluídos 3 segmentos de 12,5 mm ou um de 25 mm (grupo controle).

Seguindo as especificações do fabricante, em relação ao tempo e à temperatura, a eliminação da cera se processou em forno elétrico (EDG® 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP). Inicialmente, foi realizado um aquecimento lento até a temperatura de 300°C, com a extremidade do bloco em forma de cadinho voltado para baixo, mantendo esta temperatura por 30 minutos. Decorrido este tempo, foi invertida a posição do mesmo, e o pirômetro graduado na temperatura de aquecimento de 900°C, a uma velocidade de aquecimento de 20°C/min., mantendo na temperatura final por 20 minutos. Utilizando-se as proporções de peso específico para cálculo da quantidade de liga a ser utilizada em cada bloco de revestimento, o processo de fundição foi realizado utilizando-se uma máquina de centrifugação (J. Safrany®. São Paulo – SP, Brasil) armada com 5 voltas e uma mistura de gás-oxigênio com pressão indicada pelo fabricante, através de um maçarico com furos múltiplos (Draeger®).

Tabela 1 - Ligas utilizadas no experimento.

Produto – Liga metálica – composição	Marca comercial	Procedência
Co-Cr-Nb-Mo-Mn-Si-Fe-C	Kera® 501	Eisenbacher Dentalwaren ED GMBH, Alemanha.
Ni-Cr-Mo-Ti	Tilite®	Talladium Inc., Valencia, California, USA.

3.3. Desinclusão e acabamento das fundições

Após a fundição, o bloco de revestimento foi deixado em bancada para resfriar até a temperatura ambiente, para sua posterior desinclusão (figura 3-b). A eliminação dos restos de revestimento após a desinclusão foi realizada utilizando-se jatos abrasivos de uma mistura de óxido de alumínio e microesfera de vidro a uma pressão de 80 lb/pol² através do aparelho Trijato (EDG®. Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP) (Foto 1-c). Utilizando-se discos abrasivos de óxido de alumínio (Dentorium® Int. Inc., N.Y., USA), movidos em baixa rotação, os condutos de alimentação foram seccionados. Em seguida foi realizada a texturização da superfície do padrão metálico, realizando-se inicialmente uma usinagem superficial com pedras de óxido de alumínio de três granulações: grossa, média e fina, aplicadas ordenadamente. Neste momento os padrões metálicos que não apresentaram superfícies regulares foram descartados.

Após foram jateados com óxido de alumínio com partículas de 80mm (Asfer® Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil), a uma pressão de 80lb/pol², a uma distância de 2cm com angulação aproximada de 45⁰, durante 1 minuto, também com a utilização do Trijato (EDG®. Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP).

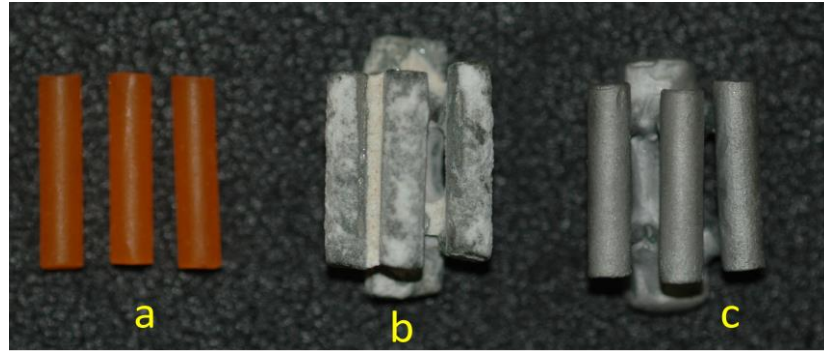


Figura 3 – corpos de prova (a- em cera; b- após desinclusão; c- após jateamento).

3.4. Confeção das soldas

Os segmentos de 12,5 mm de comprimento por 3 mm de diâmetro foram unidos, de acordo com o quadro I, utilizando uma máquina de pré-solda pontuada (Kernit[®] Ind Mecatrônica Ltda-ME, Indaituba, São Paulo, Brasil) sobre a matriz, mantendo um espaço 0,5 mm entre as juntas a serem soldadas correspondente ao corte transversal localizado no centro da matriz.

Feito isso, os segmentos corpos-de-prova foram incluídos em bloco de revestimento próprio para soldagem.

Após a cristalização do revestimento, o bloco cilíndrico foi levado ao forno elétrico (EDG[®] 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP), e a temperatura foi regulada, elevada para 400°C e mantida por aproximadamente 25 minutos. Em seguida, o bloco de revestimento foi retirado do forno e mantido sobre uma bancada a temperatura ambiente até que o fluxo para solda pudesse ser aplicada, de acordo com as instruções do fabricante. Novamente o conjunto foi levado a forno, até atingir 450°C.

Esse experimento utilizou soldas convencionais, que são as mais utilizadas em laboratórios de prótese dentária. Sendo assim um maçarico com furos múltiplos (Draeger[®]- Labordental – São Paulo – Brasil) foi utilizado, sendo que o cone interno foi regulado entre 2 e 3 cm, mantendo-se o maçarico a uma distância de 15-20 cm dos segmentos metálicos. As partes a serem soldadas foram aquecidas até apresentarem uma cor vermelho-brilhante. Neste momento foi introduzida a solda,

de forma que esta tocasse os dois segmentos metálicos a serem soldadas, ao mesmo tempo.

Ficando assim as variáveis:

Frente aos tipos de solda utilizados e com a combinação dos segmentos metálicos utilizados, foram obtidos os seguintes grupos experimentais (Tabela 2):

Tabela 2 - Grupos experimentais.

GRUPO	LIGA METÁLICA	CONDIÇÃO EXPERIMENTAL
I	KERA 501	MONOBLOCO – controle
II	TILITE	MONOBLOCO – controle
III	KERA 501 – KERA 501	SOLDA UNIVERSAL
IV	KERA 501 – KERA 501	SOLDA Co-Cr
V	KERA 501 – KERA 501	SOLDA TILITE
VI	TILITE – TILITE	SOLDA UNIVERSAL
VII	TILITE – TILITE	SOLDA Co-Cr
VIII	TILITE – TILITE	SOLDA TILITE
IX	KERA 501- TILITE	SOLDA UNIVERSAL
X	KERA 501- TILITE	SOLDA Co-Cr
XI	KERA 501- TILITE	SOLDA TILITE

3.5. Realização do teste de flexão de três pontos

Após a confecção dos corpos-de-prova, os grupos foram submetidos a um ensaio de resistência flexural (figura 4), em uma máquina universal de ensaio DL3000 (EMIC[®] Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), usando célula de carga de 500 kgf, com precisão de 500g e velocidade de 0,5 mm por minuto.

O ensaio constituiu em submeter os corpos-de-prova a uma carga normal aplicada ao seu centro (ponto central da solda) (figura 5), com suas duas extremidades apoiadas em cilindros separados por uma distância de 20 mm, de modo que o mesmo sofria a ação e reação da carga em apenas três pontos (figura 6).

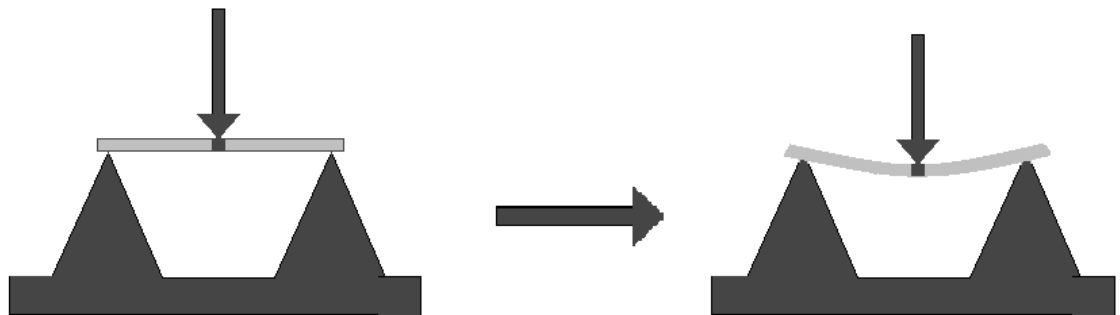


Figura 4 – Desenho esquemático do teste de resistência flexural

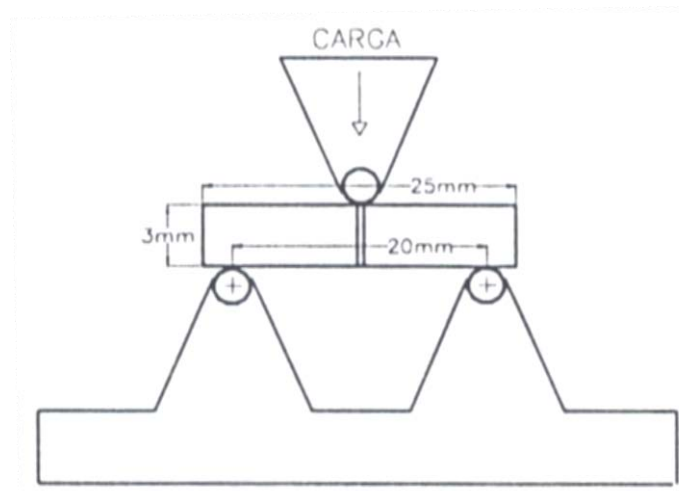


Figura 5 – dimensões dos corpos-de-prova e força aplicada no ponto central de solda



Figura 6 – Ensaio de flexão

4. RESULTADOS

O teste realizado consistiu na aplicação de uma força perpendicular ao corpo de prova até a identificação de um colapso, neste momento um microcomputador acoplado à máquina registra os valores de resistência do corpo à flexão (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultado individual por corpo de prova (CP) em kgf.

CP	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV	Grupo V	Grupo VI	Grupo VII	Grupo VIII	Grupo IX	Grupo X	Grupo XI
1	122,35	125,83	81,7	37,68	49,33	38,19	66,98	69,16	62,99	61,59	69,92
2	114,07	111,75	28,28	55,67	44,47	32,34	95,46	72,07	51,56	99,9	32,67
3	110,32	132,23	72,43	41,6	50,27	28,37	64,63	58,62	62,33	84,59	53,81
4	123,78	110,57	47,92	60,1	34,72	52,78	64,74	58,87	84,94	72,4	36,56
5	97,13	143,78	59,41	46,68	44,96	34,69	43,5	63,91	75,26	78,2	38,46

6	99,94	150,15	57,43	40,93	30,46	45,88	45,88	29,72	57,09	92,34	55,07
7	135,45	145,54	63,43	60,58	48,51	41,09	57,94	45,18	94,28	88,69	50,65
8	123,53	149,87	65,48	46,55	45,97	18,89	73,3	67,63	57,68	93,94	40,76
9	128,34	133,49	55,62	50,62	42,44	40,01	64,11	52,34	76,8	83,4	44,71
10	119,97	123,43	58,12	43,69	34,34	48,57	73,78	41,94	78,22	60,96	44,52

O tipo de solda, o tipo de amostra e a interação entre estes fatores foram analisados por análise de variância dois fatores (ANOVA). As médias foram comparadas por teste de Tukey HSD ($\alpha=0.05$). A análise de variância indicou que o tipo de solda, o tipo de amostra e a interação entre estes fatores, foram estatisticamente significantes (Tabela 4).

Tabela 4 - Análise de variância (ANOVA) dois fatores.

Fatores de variação	GL	SQ	QM	valor de F	valor de P
Tipo de solda	3	287630,038	95876,679	178,241	<0,0001*
Tipo de amostra	2	17765,290	8882,645	16,513	<0,0001*
Interação	5	27791,859	5558,372	10,333	<0,0001*
Erro	99	53252,703	537,906		
Total	109	386439,890			

* $P < 0,05$ indica diferença estatística significativa.

Tabela 5 - Valores médios da resistência à flexão (Desvio Padrão) para tipo de amostra e tipo de solda utilizada, incluindo o grupo controle.

Tipo de Amostra	Tipo de Solda			
	Universal	Específica K-Sin®	Específica Tilite®	Controle (Monobloco)
K-Sin-K-Sin	110,89 (26,87) Aa	91,01 (15,20) Aa	79,99 (13,10) Aa	220,88 (22,87) Ab
K-Sin-Tilite	131,82 (25,99) Aa	153,41 (24,97) Ba	87,82 (20,66) Ab	-
Tilite-Tilite	71,59 (18,87) Ba	122,26 (27,72) ABb	105,17 (25,56) Aab	249,41 (27,67) Ac

Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e da mesma letra minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 5% de significância ($P < 0,05$), pelo teste de Tukey.

5. DISCUSSÃO

A história das ligas odontológicas para fundição tem sido influenciada por três principais fatores. O primeiro fator foi econômico, manifestado após a elevação do preço do ouro em 1969 e, mais recentemente (1995-2001), pela instabilidade do preço do paládio. O segundo fator, que pode ter afetado o destino das ligas, foi a procura por melhores propriedades físicas; a procura por ligas com maior módulo de elasticidade, principalmente após o surgimento das próteses metalocerâmicas tornou-se constante; além do mais, propriedades mecânicas como dureza, ductilidade e resistência a tração tornaram-se preocupações importantes. O terceiro fator está relacionado com a resistência à corrosão e à biocompatibilidade. Tais fatores incentivaram os pesquisadores a buscar ligas odontológicas alternativas que possuísem propriedades mecânicas iguais ou melhores que o ouro.

A soldagem em odontologia é considerada um processo comum, sendo utilizado rotineiramente como solução para se obter um perfeito assentamento de peças protéticas, especialmente as mais extensas. Contudo quando acontecem

falhas nessa união, principalmente após o término do tratamento, os prejuízos financeiros são inevitáveis e muitas vezes incompreendidos pelo paciente.

Segundo Steinman¹⁷, 1954, o processo de soldagem é muito relevante para odontologia, pois é considerado uma das principais etapas da confecção de uma prótese fixa complexa e, desta forma, a soldagem tem sido estudada por autores que a utilizam para corrigir alguns erros, geralmente ocorridos durante a confecção de uma peça protética (MENDONÇA, 1988); (SAXTON, 1980); (SJOGREN, 1980); (STADE; REISBICK; PRESTON, 1975).

A literatura contém muitos estudos relacionados à resistência das soldas. Essa preocupação se justifica devido a dois motivos principais, sendo o primeiro relacionado às diversas falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação. A outra preocupação diz respeito à força de mordida. Gibbs et al. (1986), relata em seu trabalho sobre “os limites da força da mordida humana” que uma força de mordida de 125, 158 e 200 kg são comumente encontradas na literatura. O autor também relata ter encontrado em seu trabalho uma força da mordida de 443 kg em um homem de 37 anos como resultado mais elevado, seguido pelo valor de 234 kg em outro homem de 43 anos. Esses resultados indicam a necessidade de buscarmos trabalhos protéticos que atenda às necessidades exigidas pela força de mastigação, resistindo a altas cargas de mordidas.

Embora o ato mastigatório implique em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso-gengival é considerada a de maior magnitude. Assim podemos considerar que as próteses fixas sofrem maiores tensões, considerando a presença de um vão livre formado pelo pântico ou por pânticos e assim quanto maior a extensão, maior a necessidade de resistência em virtude da concentração destas forças paralelas ao longo do dente que geram forças de flexão das próteses (CRAIG,1967); (CAPUTO,1987); (AYDIN; TEKKAYA,1992). Considerando que o sucesso das próteses parciais fixas, submetidas a soldagem, dependem de resistência a deflexão, o ensaio que melhor simula esta condição clínica das próteses é o ensaio de compressão gerando cargas de resistência flexural.

É difícil estabelecer parâmetros comparativos objetivos entre os trabalhos que empregaram este tipo de ensaio mecânico, não só por não haver relato de trabalho avaliando essa liga nesses termos, mas também por haver variações entre a

distância dos apoios da base, na forma da secção transversal dos corpos de prova, dimensões dos corpos de prova, parâmetros aplicados e faltarem informações de como os ensaios foram realizados e de como os resultados foram obtidos em parte deles. Dentre os trabalhos encontrados, observa-se grande variedade de resultados tornando difícil estabelecer parâmetros de comparação direta, além da falta de padronização metodológica.

Com relação à adição dos materiais, em todos os grupos, resultou numa variabilidade dispersão grande nos resultados, que podem tanto estar relacionadas a fatores humanos inerentes ao processo, quanto a aspectos de ordem técnica.

Em soldagens odontológicas convencionais, a liga mãe é unida com soldas que possuem diferentes composições, o que reduz a resistência da união soldada, o que leva a falha nessas uniões. (WATANABE et al, 1997) pesquisaram a resistência a tensão de uniões de ligas de ouro e encontraram que a resistência a tensão das mesmas dependem da resistência do metal base da solda. Indicaram que o uso de ligas duras para soldas, em conjunto com o metal base duro, produz uniões soldadas com excelente resistência à tensão. Desde que o metal base é utilizado para a união da própria liga na soldagem a laser, resistências mecânicas semelhantes a da liga base não soldadas podem ser encontradas. (WATANABE; LIU; ATSUTA, 2001).

Por existir situações clínicas que necessitam unir próteses confeccionadas utilizando diferentes tipos de liga, se faz necessário escolher a solda que mais se enquadra em termos de resistência flexural.

As ligas metálicas utilizadas nesse experimento (Co-Cr e Ni-Cr-Ti) representam hoje as mais utilizadas em laboratório de prótese dentária para a confecção de próteses sobreimplantes, em substituição das ligas nobres (áureas e paládio-prata), por possuírem custo bem inferior e também poderem ser utilizadas na confecção de próteses fixas convencionais.

O sistema de solda utilizado foi o convencional, que apesar da praticidade dos sistemas de soldagem a laser e TIG, ainda são as mais utilizadas nos laboratórios. Isso se deve ao fato do custo dos equipamentos necessários para esses dois tipos de solda e pela confiança depositado ao processo convencional pelos técnicos em prótese dentária.

Desse modo, os melhores resultados estatisticamente significantes de resistência à flexão de três pontos foram encontrados nos grupos e I e II (tabela I),

ou seja os grupos fundidos em monobloco, e consideradas controle, sendo que apresentaram diferenças estaticamente significantes entre si. Isso é justificado pela diferença de composição das soldas utilizadas em comparação a composição das ligas bases, gerando uma área de menor resistência flexural ao teste utilizado.

Nos grupos (III, IV e V) que utilizaram segmentos do mesmo metal, Co-Cr, a solda universal supera a solda específica para essa liga, porém não é estatisticamente significativa. Já nos grupos (VI, VII e VIII) que também utilizaram segmentos do mesmo metal, Ni-Cr-Ti, o melhor desempenho foi a solda específica da liga de Co-Cr, sem diferenças estatisticamente significantes se comparada à solda universal e com diferenças estatisticamente significantes se comparada à solda específica para Tilita, e é possível que esse fato seja devido a afinidade química gerada por parte de alguns metais contidos tanto na liga metálica, como na própria solda.

Isso também pode ser o motivo dos bons resultados obtidos nos grupos (IX, X, XI), que utilizaram segmentos de diferentes ligas metálicas (Ni-Cr-Ti/Co-Cr). No entanto, o menor desempenho do grupo que usou a solda específica do Ni-Cr-Ti, estatisticamente significativa, pode ser justificado pela dificuldade técnica na utilização dessa solda, sendo necessária a utilização de um fundente específico.

O desempenho clínico de uma prótese parcial fixa, sobreimplantes ou sobre dentes naturais, depende de vários fatores, desde estético até funcionais. Vários são os detalhes técnicos que devem ser observados durante a fase de planejamento e durante a confecção da mesma. Dependendo da altura dos dentes envolvidos podemos ter áreas de conectores com pequena espessura, devido a necessidade de se manter ameias cervicais que possibilitem a correta higienização da prótese pelo paciente. Essa área de conector é também um ponto de eleição para a realização de processos de soldagem, para a obtenção de um correto assentamento passivo da peça sobre implante ou para uma adaptação ótima de próteses sobre dentes naturais. Variáveis com as diferenças de força mastigatória encontradas entre os pacientes, já foi reportada (GIBBS et al. 1986), e é possível que seja a mais difícil de se controlar. Por esse motivo o clínico deve também deve a atentar ao perfil muscular do paciente que está executando um trabalho protético, a fim de eleger os melhores materiais e melhores métodos a serem utilizados.

As próteses parciais fixas podem fracassar por problemas biológicos e mecânicos. A fratura da solda é um dos problemas mecânicos que podem acontecer (SELBY, 1994). No entanto, frente a um bom planejamento e bom ajuste oclusal

para evitar sobrecargas nas peças, o clínico pode prevenir com uma segurança relativa à ocorrência dessa falha e por consequência à necessidade de confecção de uma nova prótese que possua um custo operacional elevado.

6. CONCLUSÕES

1- A realização de fundições em monoblocos para as ligas estudadas mostrou melhores resultados;

2- Na solda de segmentos de Co-Cr (Kera 501) os melhores resultados foram apresentados pela solda universal, porém não estatisticamente significantes;

3- Na solda de segmentos de Ni-Cr-Ti (Tilite) os melhores resultados foram apresentados pela solda específica para a liga de Co-Cr, estatisticamente significantes;

4- Na soldagem de segmentos de ligas metálicas diferentes, Co-Cr (Kera 501) com Ni-Cr-Ti (Tilite), a solda de específica para Tilite apresentou piores resultados, estatisticamente significantes.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANUSAVICE K. J. Phillips, materiais dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
2. ANUSAVICE, K. J. Science of Dental Materials. 10. ed. Philadelphia,W.B. Saunders Company, 1996
3. AYDIN, A. K.; TEKKAYA, A. E. Stresses induced by different loadings around weak abutments. J. Prosth. Dent., v.68, n.6, p.879-84, dec.1992
4. BERG, E; WAGNER, W.C; DAVIK, G. DOOTZ, E.R. Mechanical properties of LASER-welded cast and wrought titanium (J Prosthet Dent 1995;74:250-7.
5. BERTRAND C, LE PETITCORPS Y, ALBINGRE L, DUPUIS V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. Br Dent J. 2001; 190(5): 255-7.
6. BEZZON OL, RIBEIRO RF, ROLLO, JM, CROSARA S. Castability and resistance of ceramometal bonding to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. J Prosthet Dent 2001 Mar;85(3):299-304. []
7. BLUSTEIN, R. et al. A reliable technique of post soldering of nonprecious ceramic units. J. Prosth. Dent., v.36, n.1, p.112-4, jul. 1976
8. BRANEMARK P-I. Osseintegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983; 50 (3): 399-410
9. BRÂNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissueintegrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co; 1985.

10. BRÅNEMARK, P.I.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1989.
11. CAMPOS, L.E.C. Análise físicoquímica e biológica de duas superfícies de implantes osteointegráveis de uso odontológico. 2007. 138p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida, Mestrado em Odontologia, Reabilitação Oral, Rio de Janeiro.
12. CAPUTO, A. A. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1987. Cap.6
13. CRAIG, R. G. Experimental stress analysis of dental restorations. Part I. *J. Prosth. Dent.*, v.17, p.277, 1967.
14. ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-50.
15. FRAGOSO, W. S. Adaptação marginal de infra-estruturas implantoretidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2005.
16. FRANCISCHONE, C. E.; ISHIKIRIAMA, S. K.; VASCONCELOS, L. W. Próteses parafusadas X próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vanzillotta PS, Salgado L. *Odontologia integrada. Atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista*. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro, 1999. p.199-215.
17. FUSAYAMA T.; WAKAMUTO S.; HOSOKA, H. Accuracy of fixed partial denture made by various soldering techniques and one-piece casting. *J. Prosthet. Dent.* v.14, p.334-42, Mar.-Apr.1964.
18. GARLAPO, D. A; LEE, S; CHANG, C.H; SORENSEN, S.E. Spatial changes occurring in fixed partial denture. *J.Prosthet. Dent.* v.49, p.781-5, 1983.

19. GIBBS, C. H. et al. Limits of human bite strength. *J. prosthet. Dent.*, v.56, n.2, p.226-29, aug. 1986
20. GRIMAUDO NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. *Gen Dent* 2001 Oct;49(5):498-505. []
21. HART, C.N, WILSON P.R. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implantsupported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 25-36.
22. HENRIKSON C. O; WICTORIN, L.; OSTERBEG, J. Radiographic detection of defects in soldered joints of dental gold alloys. *Odontol. Revy.*, v.24, n.2, p.161-72, 1973.
23. HERBST, D.; NEL, J. C.; DRIESSEN, C. H.; BECKER, P. J. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, v.83, n.5, p.555-61, 2000.
24. HULTERSTROM M; NILSSON, U.L.F. Cobalt–chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 (1994), pp. 449–454.
25. HUSSAINI, S., WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. *J. prosth. Dent*, v.78, n.6, p.550-553, Dec. 1997.
26. JEMT T, LINDEN B, et al. Fixed implant-supported with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12 (3): 177-84.
27. JEMT, T.; RUBENSTEIN, J. E.; CARLSSON, L.; LANG, B. R. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*, v.75, n.3, p.314-24, 1996.
28. KERN M, THOMPSON VP. Durability of resin bond to a cobalt-chromium alloy. *J Dent* 1995; 23(1):47-54. []

29. LANE J. R. A survey of dental alloys. J Am Dent Assoc., Chicago,;39(4):414-37; 1949.
30. LIN C. L.; WANG J.C.; KUO Y. C. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. J Biomech. 2006;39:453-63.
31. MANSANO, R. A. S. Efeito de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas fundidas com ligas de NiCr. [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2007.
32. MARQUES, P.V. *Tecnologia da soldagem*. Belo Horizonte: ESAB, 1991. cap. 1, 9, 14,15.
33. MENDONÇA, M. L.F. Resistência à tração e ao dobramento e alterações dimensionais de uniões soldadas de ligas de metal básico (pré e pós cerâmica). [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 1988.
34. MICHALAKIS, K. X.; HIRAYAMA, H.; GAREFIS, P. D. Cement-retained versus screw-retained restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants, v.18, n.5, p.719-28, 2003.
35. MISH, C. E. *Implante odontológico contemporâneo*. São Paulo: Pancast, 1996. cap. 5.
36. OLIVEIRA, E.J. *Bioengenharia em implantes osseointegrados*. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997.
37. PIERCE LH, GOODKIND RJ. A Status of possible risks of base metal alloys and their components. J Prosthet Dent 1989 Aug;62(2):234-7.

38. RIBEIRO, Robeta Chuqui et al. Próteses implantossuportadas parafusadas X cimentadas: Qual a melhor escolha?. *Salusvita*, Bauru, v. 27, n. 3, p. 371-382, 2008.
39. ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVERDE, A. B. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG LASER or TIG Welding. *Brazilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v. 17, n. 1, p. 20-23, 2006.
40. SÁ, J.C. *et al.*, Coroas metalocerâmicas: vantagens, limitações e fatores laboratoriais protéticos que afetam a união entre o metal e a porcelana, Vol. 16 nº 3 - Junho/Julho 2008
41. SÁ, J.C.; JÚNIOR, C. A.; ALVES, M. B. M.; SALINAS, H. L. L., Coroas metalocerâmicas: vantagens, limitações e fatores laboratoriais protéticos que afetam a união entre o metal e a porcelana, Vol. 16 nº 3 - Junho/Julho 2008
42. SANTOS, M. L. et al. Estudo microestrutural e resistência à corrosão de uma liga de Au soldada a laser, empregada em prótese sobre implantes. *Eclét. Quím.* [online]. 2002, vol.27, pp. 00-00. ISSN 0100-4670.
<http://dx.doi.org/10.1590/S0100-46702002000100016>
43. SAXTON, P. L. High-fuse soldering of a non-precious alloy. *Quintessence Dent Technol.* 1980; 4 (1): 57-61.
44. SCHOEDER, A., SUTTER, F., KREKELER, G. *Implantologia dental*. São Paulo: Médica Panamericana, 1994, caps. 1 e 4.
45. SELBY, A. Fixed Prosthodontic Failure: a review **Aus. D. J.** 39(3):159-6 1994
46. SILVA, J. Avaliação da Resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta – TIGLASER. 2007. 109p. Dissertação de mestrado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

47. SJOGREN, B. A. retrospective cohort study of mortality among stainless steel welders. *Scand J Work Environ Health*. 1980; 6(3): 197-200.
48. SOUZA, CAROLINA FILGUEIRAS DE Resistência à Fratura de Subestruturas para Próteses Parciais Fixas Posteriores de Zircônia Densa sob Testes de Fadiga Cíclica [Rio de Janeiro] 2007
49. STADE, E. H.; REISBICK, M. H., PRESTON, J. D. Pre-ceramic and post-ceramic solder joints. *J Prosthetic Dent*. 1975; 34 (5): 527-32.
50. STEINMAN, R.R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v.4, n.3, p.384-95, may. 1954
51. STEINMAN, R.R. warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v.4, n.3,p.384-95, may. 1954.
52. TAGGART W. H. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent Cosmos*. 1907; 49 (11): 1117-21.
53. TEHINI, G. E.; STEIN, R. S. Comparative Analysis of Two Techniques for Soldered Connectors. *J Prosthet Dent*, v. 69, n. 1, p. 16-19. 1993.
54. WAINER, E.; BRANDI, S.D.; MELLO, F.D.H. *Soldagem: processos e metalurgia*. São Paulo: Edgar Blucher, 1992. cap. 8b.
55. WASKEWICZ, G. A.; OSTROWSKI, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.9, n.4, p.405-11, 1994.

56. WATAHA JC, LOCKWOOD PE. Release of elements from dental casting alloys into cell culture medium over 10 months. *Dent Mater* 1998 Mar;14(2):158-63. []
57. WATAHA JC, NELSON SK, LOCKWOOD PE. Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. *Dent Mater* 2000 Sep;17(5):409-14. []
58. WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, Apr. 2002.
59. WATANABE, I. et al. Tensile strength of soldered gold alloy joints. *J. Prosthet. Dent.* v.78, n.3, p.260-6, Sep. 1997.
60. WATANABE, I.; LIU, J.; ATSUTA, M. Effects of Heat Treatments on Mechanical Strength of Laser-welded Equi-atomic AuCu-6at%Ga Alloy. *J. Dent. Res.* v.80, n.9, p.1813-7, 2001.
61. WISKOTT HW, MACHERET F, BUSSY F, BELSER UC. Mechanical and Elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthetic Dent.* 1997; 77 (6): 607-16.
62. ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; TRAINI, T.; DI LORIO, D.; CAPUTI, S. Fracture resistance of implant-supported screw-versus cemented-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographics analysis. *Dent Mater*, v.22, 2006. (in press)