

***EFEITOS DE DIFERENTES TIPOS DE SOLDAGEM NA
RESISTÊNCIA Á TRAÇÃO DE ESTRUTURAS DE NI-CR***

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

BAURU – SP
2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

***EFEITOS DE DIFERENTES TIPOS DE SOLDAGEM NA
RESISTÊNCIA Á TRAÇÃO DE ESTRUTURAS DE NI-CR***

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

BAURU – SP
2007

Mansano, Romão Adalberto de Souza

M317e Efeito de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas de NiCr / Romão Adalberto de Souza Mansano. -- Bauru, 2007.
79 p.: il.; 30 cm

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura

DADOS CURRICULARES

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

Nascimento	18 de Maio de 1980 Lucélia – SP
Filiação	Dirceu Mansano Sampaio Maria José de Souza Mansano
1998 – 2002	Curso de Graduação em Odontologia – Universidade Sagrado Coração - USC
2005 – 2007	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru –USP.

Dedicatória

*A **Deus**, por sempre estar ao meu lado em todos os momentos da minha vida.*

*Ao Meu Pai **Dirceu Mansano** (in memorian). Orgulho da minha vida, que sempre esteve ao meu lado fazendo o possível e o impossível para realização dos meus sonhos. Um exemplo de homem para mim e para meus irmãos.*

*Ao meu Vo **Adalberto** (in memorian) que tenho certeza, esta muito orgulhoso dessa conquista.*

*Aos meus irmãos **Dirceu e Matheus** exemplos de simplicidade, verdade e amor.*

*Ao maior amor da minha vida, minha maravilhosa mãe **Maria José** um exemplo de mãe. Tenho por você uma eterna gratidão e uma dívida que espero pagar com muito amor.*

*As minhas avós **Mariana e Rosa**, que graças a vocês tenho essa família maravilhosa.*

Agradecimento Especial

*Ao meu Orientador **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, pelos seus ensinamento suas orientações e principalmente pela sua amizade e compreensão durante o período mais difícil da minha vida. Minha eterna gratidão.*

*Ao meu amigo **Caio do Valle**.uma pessoa extraordinária e o principal responsável pelo meu ingresso na pós graduação .Minha eterna gratidão.*

*Ao **Jefferson (Buda)** um grande amigo, que seu nome certamente poderia estar na capa desse dissertação como co-orientador dada sua grande contribuição neste trabalho. Minha eterna gratidão.*

*Aos meus amigos da república (minha família de Bauru), **João Paulo (Labareda)**, **Guilherme (Psicopata)**, **Marcelo Mattos (Marco Transé)**, **Luis Eduardo (Dudu)** e o agregado **Thiago Pegoraro (Pego)**, obrigado por todos esses anos de convivência e cumplicidade. Aprendi muito com vocês.*

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho, um grande amigo, que apesar de pouco tempo de convívio transmitiu muito conhecimento e muita experiência de vida contribuído muito para minha formação.

Ao Prof. Dr. Pedro, que foi meu professor durante a graduação na USC e hoje é professor na FOB - USP e muito contribuiu no desfecho deste trabalho..

*Aos professores do Departamento de Prótese, **Dr. Carlos Dos Reis Pereira de Araújo, Dr. Gerson Bonfante, Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Milton Carlos Salvador, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dr. Paulo Martins Ferreira, Dr. Renato de Freitas, Dr. José Henrique Rubo, Dra. Lucimar Falavinha Vieira, Dr. Vinicius Carvalho Porto, Dr. Wellington Cardoso Bonachela***

*Aos amigos de mestrado, **Adriana, Ana Paula, Daniel Bayardo, Daniel Sartorelli, Fernando, Flora, Gabriela, Luciana, Paola, Rafael, Valéria.***

*Aos amigos da turma de mestrado 2003-2004, **Estevam, Kátia, Livia, Mikaela, Mariana, Filipe, Érico, Jonas, Thania, Patrícia, Rodrigo, Valdey,** pela convivência ensinamentos e conselhos.*

Agradecimentos

Aos amigos do doutorado “antigo”, Eduardo Ayub, Jefferson, Leila, Paulo Fukashi, Paulo Rosseti, Rafael, Ricardo, Tatiane.

Aos doutorandos da Periodontia, Marcio Taga, Marinelli e especialmente Andréia, Marly e Ana Lúcia, pelo carinho, amizade e transmissão de conhecimento.

Ao meu companheiro e amigo Eduardo Ayub que me ajudou e me ensinou muito durante todo o curso. Muito obrigado “Titio” por tudo, e minha eterna gratidão.

Aos “novos” mestrandos, Cíntia, Daniel, Gustavo, Aline, José Luiz (Zezo), Marcelo, Paulo Maurício, pela disponibilidade em sempre nos auxiliar e pelo convívio.

Ao meu amigo e companheiro de todas as horas, Fabio (Budinha), que me ajudou muito durante o desenvolvimento desse trabalho e em todo curso.

A Daniela Viveiros, Paula (Paulete) e Dayse amigas que sempre me ajudaram com uma alegria contagiante.

Aos funcionários do Departamento, Cláudia, Deborah, e Valquíria, pelo profissionalismo e gentileza em todos os momentos.

*Aos amigos e parceiros **Reivanildo e Marcelo Giatti**, pelos conhecimentos transmitidos e pela ajuda nos trabalhos técnicos.*

*Aos funcionários da Secretária de Pós-Graduação da FOB, pela atenção e sempre disponibilidade, obrigado **Giane, Leticia e Margareth**.*

*Aos funcionários e amigos da Clínica de Pós-Graduação da FOB, pela disponibilidade nas clínicas, obrigado **Cleusa, Hebe e Du**.*

*Aos técnicos em Prótese, **Márcia e Thomaz**, que me ajudaram muito na confecção e soldagem dos corpos de prova.*

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Usp, em especial ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro e a Engenheira Ana Paula, por toda dedicação e presteza em nos ceder o laboratório para o desenvolvimento desse trabalho.

*À Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, representada por seu Diretor **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, e à sua Comissão de Pós-Graduação, representada pelo **Prof^o.Dr^a. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**.*

*Ao **CNPQ**, pelo apoio financeiro tornando exequível este trabalho.*

A todas as pessoas que de alguma maneira, direta ou indiretamente, contribuíram com esta conquista.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS	ii
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	ix
RESUMO	x
1 – INTRODUÇÃO	1
2 – REVISÃO DA LITERATURA	7
3 – PROPOSIÇÃO	33
4 – MATERIAL E MÉTODOS	37
5 – RESULTADOS	49
6 – DISCUSSÃO	53
7 – CONCLUSÕES	63
REFERÊNCIAS	67
ABSTRACT	77

LISTA DE FIGURAS

		Pág.
Figura 1	Dimensões do corpo de prova em Milímetros (MM).	39
Figura 2	Padrões em plástico dos grupos soldados (A), e padrões unidos com cera do grupo monobloco (B), preparados para inclusão.	40
Figura 3	Matriz utilizada para as soldagens.	41
Figura 4	Matriz com a lâmina metálica de 0,3mm posicionada para determinar o espaço da solda.	41
Figura 5	Espaço da solda unido com resina acrílica.	42
Figura 6	Corpos de prova, em contato íntimo para receber a soldagem a laser.	43
Figura 7	Aparelho Desktop para soldagem a laser.	44
Figura 8	Máquina de soldagem Kernit® NTY 60 (TIG).	45
Figura 9	Matriz com a lâmina metálica de 0,1mm posicionada para determinar o espaço da solda (A), espaço de 0,1 mm para soldagem (B).	46
Figura 10	Corpo de prova posicionado para soldagem	46
Figura 11	Corpo de prova posicionado para o teste de resistência à tração	47
Figura 12	Gráfico representativo das médias aritméticas e o desvio padrão para todos os grupos frente ao teste de tração.	52

LISTA DE TABELAS

		Pág.
Tabela 1	Valores individuais das médias aritméticas e o desvio padrão para cada espécime dos grupos frente ao teste de tração em MPa.	51
Tabela 2	Avaliação dos dados pelo programa estatístico SigmaStat 3.1, demonstrando o teste de Tukey para comparação entre os grupos.	52

RESUMO

A confecção de infra-estruturas metálicas em reabilitações orais, envolvem processos criteriosos principalmente no que concerne ao processo de fundição e soldagem das mesmas. O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à tração de peças fundidas em monobloco com três diferentes métodos de soldagem: solda convencional (maçarico), solda a laser e solda TIG (tungstênio Inerte Gás). Oitenta padrões de plástico pré-fabricados (vinte para cada grupo) foram fundidos em liga de Ni-Cr, sendo o grupo controle (monobloco) unido previamente à fundição. Após, os corpos-de-prova do grupo teste foram divididos aleatoriamente para posterior soldagem e teste de resistência, realizado em uma máquina de ensaios mecânicos (Kratos). Os resultados médios (MPa) foram: monobloco 784,08, solda laser 588,42, solda convencional 366,80 e solda TIG 319,78. Os dados foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste de Tukey ($p,0,05$), sendo que o grupo controle (monobloco) apresentou valores de resistência estatisticamente superior a todos os do grupo teste. Entre as peças soldadas, a solda laser apresentou valores de resistência estatisticamente superior em relação aos grupos (convencional e TIG), os quais não diferiram estatisticamente entre si. Concluí-se que apesar de ter havido diferenças estatísticas entre os grupos, os três métodos de soldagem podem ser indicadas pelos resultados altamente satisfatórios.

Palavras-chave: Soldagem, Resistência à tração, Ligas Dentárias.

1 – INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A perda precoce dos dentes, pode levar o paciente a deficiências funcionais e estéticas, rompendo o equilíbrio do sistema estomatognático, instituindo uma condição cumulativa de processos degenerativos que podem agravar o estado de saúde geral e bucal.

A reposição desses elementos dentários perdidos é sempre conseguida por meio de próteses, buscando a reconstituição da função e estética do paciente. Toda restauração protética é submetida ao 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.

Outras variáveis podem interferir no resultado do tratamento reabilitador como: técnicas de moldagem, materiais de modelos, revestimentos, processos de fundição, sem contar com pequenos movimentos dentários fisiológicos (APOTHEKER; NISHIMURA; SEERATTAN⁶, 1984). EAMES; MACNAMARA²², 1978, afirmaram que no tratamento protético, nenhuma infraestrutura metálica odontológica teria uma perfeita adaptação ao dente preparado e que um ajuste perfeito era muito difícil, devido aos procedimentos que abrangem sua confecção. Assim, é possível supor que as falhas podem ocorrer dessas diversas etapas clínicas e laboratoriais às quais qualquer peça é submetida.

A perfeita adaptação marginal e o assentamento passivo são indícios do sucesso de restaurações metálicas fundidas indiretas, quer sejam sobre dentes ou sobre implantes, pois a ausência destes podem acarretar conseqüências, resultando em falha da prótese.

Além do problema sofrido no processo de fundição, as infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas convencionais e implantoretidas convencionalmente fundidas em monobloco pela técnica da cera perdida (TAGGART⁶⁹, 1907), nem sempre possibilitam uma adaptação marginal ideal sobre implantes e/ou pilares que as retêm, deixando a desejar clinicamente (JEMT et al.³⁷, 1998, JEMT; LINDEN³⁸, 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 oriundas das etapas do processo de fundição (BERTRAND et al.¹², 2001).

De acordo com ANUSAVICE³, 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 intermetálico. No entanto para soldar é preciso tempo, calor e/ou pressão, pois com o calor a continuidade do metal se estabelece por fusão, semelhante a uma fundição localizada (WISKOTT et al.⁸⁴, 1997).

Segundo STEINMAN⁶⁸, 1954, o processo de soldagem é um problema relevante para odontologia pois é considerado uma das principais etapas da confecção de uma prótese fixa complexa, e dessa forma, a soldagem tem sido estudada por autores que a utilizam para corrigir alguns erros, geralmente ocorridos durante a confecção de uma peça protética (MENDONÇA⁴², 1988, SAXTON⁵⁵, 1980, SJOGREN⁵⁹, 1980, STADE; REISBICK; PRESTON⁶⁶, 1975).

Na odontologia a técnica de soldagem mais utilizada é a do oxigênio e ar comprimido. Neste procedimento ocorre uma grande concentração de oxigênio sobre as superfícies metálicas a serem soldadas, que podem ser responsáveis por alterações nas propriedades mecânicas destes materiais, deixando-os susceptíveis à fratura (WANG; WELSCH⁷⁹, 1995).

O controle do processo de soldagem convencional utilizado na odontologia, com temperatura e ambiente não controlados nunca foram muito respeitados no que se refere ao uso de ligas alternativas como: Ni-Cr, Cu-Al, CoCr etc. Com o aparecimento das ligas de Titânio como alternativa a estas ligas, os processos de soldagem não apresentavam possibilidades de boa qualidade por falta de controle no procedimento. O desenvolvimento tecnológico na área industrial e a demanda mercadológica vislumbrou as possibilidades de outros métodos de soldagem serem incorporados na odontologia.

Dentro desse rol de novas possibilidades destacaram-se a solda a laser, infravermelho, solda elétrica e a solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte – TIG (Tungsten Inert Gas). Todos esses métodos apresentam vantagens em relação ao método convencional a maçarico no que diz respeito à resistência da junta soldada, e vários estudos têm buscado quantificar as alterações dimensionais causadas por cada um desses métodos.

Na soldagem TIG o arco elétrico é formado envolvendo o eletrodo não consumível da peça de mão, o metal e a peça de metal fundido. Os eletrodos geralmente são de carbono ou tungstênio com alto ponto de fusão e chamados de eletrodos refratários ou não consumíveis. O arco elétrico ou arco de soldagem é formado por um fluxo de gás inerte ao redor do eletrodo minimizando a oxidação durante o procedimento de soldagem.

O Laser é uma luz eletromagnética monocromática cujo feixe de energia pode ser concentrado em um ponto focal resultando na soldagem laser. O Laser tem as seguintes vantagens: a soldagem é realizada através de um vidro não havendo contato direto com a área da solda, a região afetada pelo calor é pequena, o campo magnético não causa efeito sobre o feixe laser, (BERG et al.⁹, 1995, CHAI; CHOU¹⁷, 1998, SJOGREN; ANDERSSON; BERGMAN⁶⁰, 1988). Porém, observa-se que a penetração do laser é de 0,5 a 1,5 mm de profundidade, o que poderia alterar a longevidade de infra-estruturas de grandes dimensões (NEO et al.⁴⁵, 1996, TAMBASCO; ANTHONY; SANDVEN⁷¹, 1996).

Vários métodos têm sido utilizados para avaliação das propriedades físicas e mecânicas das ligas usadas em odontologia, como ensaio de microdureza, rugosidade, resistência à deflexão, e resistência à tração. O ensaio de resistência à tração é o método mais comumente utilizado para tal avaliação, de acordo com a literatura (BERG et al.⁹, 1995, BERTRAND et al.¹², 2001, CHAI; CHOU¹⁷, 1998, NEO et al.⁴⁵, 1996, SJOGREN; ANDERSSON; BERGMAN⁶⁰, 1988, TAIRA; MOSER; GREENER⁷⁰, 1989, WANG; WELSCH⁷⁹, 1995).

Todo esse desenvolvimento tecnológico visa à melhora das peças protéticas, seja pela resistência mecânica ou por uma melhor adaptação das infra-estruturas aos pilares, que possibilitará uma diminuição da quantidade de

tensões transmitidas aos dentes e ou implantes bem como diminuir o acúmulo de placa bacteriana nessa interface.

A qualidade das novas ligas odontológicas, somada ao aparecimento de novos tipos de solda, levaram à várias pesquisas recentes a abordar estudos como; penetração do pulso da solda a laser (WANG; CHANG⁷⁸, 1998); porcelana aplicada sobre ligas soldadas a laser (DERAND²¹, 1995); duração e nível de energia do pulso (CHAI; CHOU¹⁷, 1998); atmosfera de soldagem (YAMAGISHI; ITO; FUJIMURA⁸⁵, 1993); avaliação da adaptação passiva de próteses sobre implantes (HELLDEN; DERAND³⁰, 1998). 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.

Como a luz laser e o processo de Tungstênio Gás Inert (TIG) para soldagem de prótese têm sido pouco pesquisados e não existem até então, na literatura, trabalhos que analisem de forma definitiva a capacidade de resistência dessas uniões, é motivo desta pesquisa avaliar, por meio de testes de resistência à tração, diferentes processos de soldagem simulando duas diferentes situações clínicas de espaço para solda empregando-se liga metálica de níquel-cromo utilizadas rotineiramente nas fundições de próteses parciais fixas e compará-las, utilizando uniões fundidas em monobloco (grupo-controle), soldagens convencionais, soldagens a laser e soldagem pelo processo TIG.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1907, TAGGART⁶⁹ descreve o método da cera perdida para fundição de peças protéticas em odontologia, e desde então esse processo vem sendo motivo de diversas investigações com propósito de aperfeiçoar a técnica, melhorando os materiais e incorporando novas tecnologias, na busca de melhor qualidade final das fundições odontológicas.

ENGEL²³, 1945, observou em seus trabalhos que uma das causas mais freqüentes de fracassos no processo de soldagem são as alterações dimensionais, pois blocos em ligas de ouro antes ajustados mostravam-se alterados após o processo de soldagem. Verificou que ocorrem dois problemas típicos durante a soldagem: 1) a contração da solda, que alterava a posição relativa das coroas; 2) distorções, que poderiam ocorrer de um elemento em relação a outro.

STEINMAN⁶⁸, 1954, referindo-se às distorções encontradas em próteses parciais fixas, durante o processo de soldagem, atribuiu à aceitação clínica dessas próteses, graças a uma compensação biológica às expensas do ligamento periodontal. Verificou que, quanto maior o contato entre as peças a serem soldadas, maior seria a distorção produzida, recomendando para isso o emprego de retentores com degraus nas faces proximais, onde o elemento intercalar se apoiaria e seria soldado. Concluiu que se deve utilizar a menor quantidade possível de solda e o modelo de soldagem deve sofrer aquecimento lento.

NISHIMURA; YAMAGUCHI; WAKUMOTO⁴⁶, 1963, avaliaram comparativamente a precisão entre próteses fixas unidas por soldagem e aquelas executadas em monobloco. Confeccionaram próteses de quatro unidades sobre um modelo de aço inoxidável e as peças soldadas foram divididas em três grupos: grupo A, três regiões foram soldadas ao mesmo tempo; grupo B, duas regiões; grupo C, cada pântico foi soldado individualmente a um retentor e somente o intervalo central entre os pânticos foi soldado por último. No grupo-controle (grupo D), a prótese fixa foi confeccionada em um só bloco. As adaptações dessas próteses fixas foram comparadas entre si, e entre as que foram unidas pelo processo de soldagem,

o grupo C onde as peças foram soldadas separadamente foi o que apresentou resultados mais precisos. Entretanto o grupo D, com a técnica mais simples, apresentou resultados ainda mais precisos, quando comparados aos do grupo C.

FUSAYAMA; WAKUMOTO; HOSODA²⁴, 1964, realizaram um estudo comparativo e avaliando as alterações dimensionais ocorridas em próteses parciais fixas fundidas em liga nobre, unidas através de processo de soldagem a àquelas obtidas por fundição em monobloco. Concluíram que as peças fundidas em monobloco apresentaram maiores desajustes quando comparadas às soldadas. Os autores não relacionaram os fenômenos de expansão térmica dos revestimentos empregados como fatores contribuintes para o aumento do comprimento das peças em monobloco, mas afirmaram que alterações de peças soldadas podem acontecer devido à contração de solidificação da solda.

HOLLENBACK; SMITH; SHELL³², 1966, fizeram uma pesquisa que tinha por objetivo avaliar as alterações dimensionais de peças protéticas soldadas. Para este estudo, desenvolveram um dispositivo que consistia em dois cilindros no qual cada um deles possuía um troquel metálico onde se adaptavam as peças protéticas, medidas entre os cilindros antes (através de interposição de uma Lamina metálica) e após às soldagens, através da verificação da distância entre os dois cilindros. Puderam observar a alteração dimensional originada pela soldagem. Para este estudo os autores avaliaram três revestimentos com expansões térmicas conhecidas (0,84% Baker Soldering Investment, 0,66% Whip-Mix Soldering Investment e 0,64% Surgident Instant Soldering Investment) e concluíram que o espaço entre os elementos teve efeito marcante sobre o grau de distorção das peças soldadas.

Em 1967, STACKHOUSE⁶⁵ realizou um estudo criterioso sobre soldagem em próteses fixas em ligas de ouro, no qual simulou diferentes técnicas de união das peças, avaliando a influência de alguns fatores sobre essas uniões, tais como: a) provocar um espaço de 0,13 mm entre as coroas ou isenta-las de espaço; b) direcionar a chama do maçarico em relação à superfície oclusal da peça; c) variar o desenho e simetria do bloco de revestimento. Utilizou troqueis de aço inoxidável, representando dentes preparados, colocados em um suporte simulando três coroas esplintadas. Neste estudo foi empregado um comparador ótico para regular a distância

entre as coroas e realizar as medidas das alterações ocorridas após soldagem. Após as avaliações os autores concluíram que: 1) todas as peças soldadas apresentaram alteração dimensional em relação a seu comprimento; 2) as alterações das posições das coroas, causadas pela expansão de presa do revestimento, foram pequenas e não correlacionadas àquelas causadas pela soldagem; 3) os desenhos mais simétricos dos blocos de revestimento foram os que apresentaram melhores resultados; 4) a direção da chama do maçarico quando dirigida mais obliquamente durante a soldagem, apresentava resultados mais precisos; 5) uma distância de 0,13 mm entre as coroas a serem soldadas mostrou melhores resultados do que aquelas em contato.

ARAUJO⁷, 1969, analisou o comportamento da adaptação de próteses fixas em ligas de ouro obtidas por soldagem e em monobloco. As próteses foram confeccionadas sobre um modelo mestre, com três retentores não alinhados e espaços entre os elementos a serem soldados de 0,1 mm. Concluiu que: As peças confeccionadas em um único bloco apresentaram, em porcentagem, alterações lineares maiores que as peças soldadas.

TYLMAN; TYLMAN⁷⁴, 1970, enfatizaram como uma das conclusões de seus estudos em relação ao processo de soldagem a importância de um espaço pequeno de (0,127 mm). Chamam a atenção também que o excesso de fluxo pode resultar em corrosão da solda, diminuindo a resistência à tração da união soldada, contudo que a superfícies a serem unidas devem estar limpas e livres de óxidos.

Em 1970, GORDON; SMITH²⁸ apresentaram à comunidade científica a soldagem a laser, descrevendo as características básicas das primeiras experiências e suas vantagens, na confecção de próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis de precisão. Relataram que o laser tem provido uma técnica precisa, econômica e rápida para a união de metais. Inicialmente os níveis de energia oscilavam entre 6 a 12J (joule) (0,016 a 0,0033 watts por hora) e depois se estabeleceu níveis de 11 a 16J (0,0030 a 0,0044 watts por hora), com um comprimento de onda de aproximadamente 4ms e após estudo preliminar determinou-se 8ms. Os autores comentaram que a primeira soldagem utilizando a solda a laser foi realizada em 1968 em uma prótese parcial fixa de 04 elementos. Dezenove pacientes receberam restaurações indiretas, envolvendo 104 unidades fixas e 03 próteses parciais removíveis de

precisão. A soldagem foi um sucesso e nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes. Apenas dois critérios foram utilizados para avaliar o sucesso da soldagem; o primeiro foi a facilidade de assentamento e o segundo, se havia ou não falha da solda em uso, em um período de 06 a 20 meses. Relataram ainda que a soldagem a laser apresentava resistência compatível com a resistência inerente do metal base. Observaram também que a separação das superfícies a serem soldadas não devia ultrapassar 0,001 polegada (0,0254mm ou 25,4µm) para uma penetração adequada da solda a laser. Houve uma superioridade na adaptação que resultava em vantagem anatômica e estética, não afetando a área interproximal. Segundo os autores foi possível soldar a laser, sem prejuízo à coloração da porcelana ou resina acrílica, não causando distorções na estrutura. Grande ênfase foi dada ao fato da soldagem a laser induzir menor distorção quando comparada com a soldagem convencional.

GORDON; SMITH²⁷, 1970, publicaram um estudo clínico analisando trinta e três próteses anteriores metalo-cerâmica em ouro, e soldada a laser. Concluíram que este tipo de solda propicia uma melhor precisão de assentamento, menor tempo de trabalho de soldagem (quatro minutos), e a possibilidade de execução da soldagem após a aplicação da porcelana.

ANUSAVICE³, 2005, recomendaram que a solda deveria ter um ponto de fusão menor que o das partes a serem soldadas, para que estas não sofressem distorções e também para que a solda fluísse livremente sobre as superfícies, quando fundida. Este ponto de fusão deveria ser pelo menos 100° C abaixo da temperatura de fusão da liga a ser soldada. Enfatizaram ainda a necessidade de as próteses fixas em ligas de ouro apresentar o mesmo padrão de adaptação obtido com os retentores antes e após a soldagem, considerando a importância do uso dos fundentes, pois a sua não utilização pode provocar a presença de porosidades, após a solidificação da solda e influir na resistência da união soldada. Sugeriram também que a solda deveria ser resistente à corrosão causada pelos fluídos bucais e relacionaram a distância entre as áreas a serem soldadas a três fatores: expansão térmica do revestimento, expansão térmica do metal e contração da solda na solidificação. Para prevenir distorções durante a soldagem, os autores aconselharam que se tivesse um espaço de 0,1 mm entre as áreas a serem unidas, pois um intervalo excessivo

aumentaria essas distorções. Recomendaram também, para minimizar os problemas acima apontados, a utilização de revestimento à base de quartzo, por apresentar menor expansão térmica e o aquecimento do bloco de revestimento feito no forno até uma temperatura de 438° C, embora aceitassem que pudesse ser aquecido antes da soldagem, com um maçarico ou bico de Bunsen.

STADE; REISBICK; PRESTON⁶⁶, 1975, avaliaram a qualidade de três diferentes espaços em procedimentos de soldagem pré e pós-cerâmica com dois métodos de soldagem: maçarico e forno. Para o espaço de 0,76 mm (o maior) produziu uniões mais fortes. O maior valor ocorreu com o espaço maior no procedimento de soldagem com forno. Porém o espaço de 0,76 mm não é recomendado, devido à possibilidade de distorção excessiva da solda. Entretanto, na prática, muitas uniões soldadas excedem 0,31mm, o mínimo recomendado. Essas uniões não diminuíram a resistência.

HULING; CLARK³³, 1977, compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, porém a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As medidas foram registradas em µm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união

ADRIAN; HUGET¹, 1977, analisaram a praticidade da utilização da solda a laser na confecção de próteses fixas com ligas de Ni-Cr (níquel-cromo). Os corpos de prova foram fundidos e seccionados perpendicularmente ao longo eixo sendo que metade dos corpos de prova, além de seccionados perpendicularmente, receberam ainda mais um corte que formava um ângulo de 45° em relação ao longo eixo. Os resultados mostraram que: As soldas executadas nos corpos seccionados em 45° foram mais fortes que as soldas

nos corpos seccionados perpendicularmente ao longo eixo. Extensas porosidades foram observadas na área fraturada nos grupos seccionados perpendicular ao longo eixo. Mudanças estruturais na liga ocorreram somente na área do impacto do laser

SAITO⁵⁴, 1972, estudou uniões soldadas de ligas de ouro através da microsondagem eletrônica e metalografia, concluindo que a solidificação da solda é influenciada pela microestrutura das peças que estão sendo unidas, e que a solda pode adquirir uma microestrutura semelhante a das peças, portanto, diferente da original. Considera, ainda, que na camada de solda da junta soldada possa ocorrer trincas longitudinais, porosidade por contração de solidificação, porosidade causada por corpo estranho ou por ausência de solda.

RASMUSSEN; GOODKIND; GERBERICH⁵⁰, 1979, avaliaram a resistência à tração de corpos unidos por solda, variando os espaços entre os corpos (0, 13, 0,5 e 1 mm) a serem soldados. As ligas analisadas foram ouro tipo III, unidas com a solda de ouro recomendada e uma liga de ouro-paládio, usando técnica de solda pré e pós-cerâmica. Os autores concluíram que com a liga de ouro tipo III, ocorreu um aumento significativo na resistência às forças de tração com distâncias maiores. Com a liga cerâmica (AuPd), analisando individualmente os grupos de solda pré e pós-cerâmica, com espaços menores e maiores respectivamente, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos testes de resistência às forças de tração, porém quando os resultados dos dois grupos foram comparados, as uniões pré-soldadas com distâncias menores foram mais resistentes, enquanto nas pós-soldadas houve aumento da resistência com distâncias maiores.

WILLIS; NICHOLLS⁸³, 1980, estudaram as alterações dimensionais influenciada pelo espaço entre retentores de próteses soldadas com ligas de ouro tipo III. Utilizaram para isso as distâncias (0,0 mm, 0,15 mm, 0,30 mm, 0,45 mm). Os testes foram realizados usando quarenta coroas de ouro tipo III, unidas por vinte pontos de solda, divididas em quatro grupos com cinco corpos de prova. As medidas foram realizadas durante as seguintes etapas: antes da inclusão, após a inclusão e após a soldagem. Os autores concluíram que a distorção linear na fase de inclusão foi devida à expansão de presa do revestimento, que a distorção linear na fase de soldagem foi devida à

contração da solda e as distorções rotacionais foram mínimas e que idealmente se deveria utilizar o espaço mínimo de 0,15 mm.

SKALAK⁶¹, 1983, publicou um artigo onde comenta que o sucesso da osseointegração na implantodontia vai depender da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso, e que tanto o osso como os implantes não deveriam ser submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que o osso, é provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união do osso com o titânio. Prótese e implante formariam uma conexão rígida resultando em uma estrutura única, na qual, prótese, implante e osso atuariam como uma unidade. Desta forma, qualquer desajuste da peça protética em relação ao implante levaria a um estresse interno da prótese, implante e osso. Segundo o autor, esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

JANUS; TAYLOR; HOLLAND³⁵, 1983, avaliaram o resultado de soldas sob a chama de um maçarico, onde posteriormente as peças foram submetidas à análise metalográfica. Os autores verificaram que o tratamento endurecedor pode provocar mudanças na microestrutura das ligas e que o processo de soldagem pode provocar porosidade, sendo consideradas aceitáveis todas as soldagens realizadas.

HAWBOLT; MACENTEE; ZAHEL²⁹, 1983, estudaram a resistência tensional das uniões soldadas de ligas não-preciosas, usando altas e baixas temperaturas, concluindo que a oxidação da peça soldada é inevitável, e quando mais alta a temperatura ocorrem além da oxidação formação de porosidades, que pode levar ao enfraquecimento da mesma. A liga de níquel-cromo foi a que apresentou melhores resultados, tanto quanto soldados a alta ou baixa temperatura.

Em 1984, APOTHEKER; NISHIMURA; SEERATTAN⁶ realizaram um estudo comparativo entre ligas não preciosas (NiCr), utilizando um modelo simulando uma prótese parcial fixa de três elementos. Metades das peças foram submetidas à soldagem a laser e outra metade soldada pelo método convencional, com maçarico gás/oxigênio. Concluíram que, nas próteses soldadas convencionalmente, apresentavam porosidades, que poderiam servir como foco de corrosão, contribuindo para a fratura da peça protética. Nas

próteses soldadas a laser nenhuma porosidade foi observada. Quando submetidas a forças que provocassem rupturas as próteses soldadas a laser mostram-se mais resistentes.

SCHIFFLEGER et al.⁵⁶, 1985, compararam próteses parciais fixas, de três, quatro e cinco elementos, fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica, obtidas de um molde de alumínio. Após a obtenção das peças, estas foram levadas ao microscópio comparador para registro das discrepâncias de desajuste cervical e distancias dos ângulos axio-gengivais entre matriz e fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo realizadas novas medidas. Os autores chegaram às seguintes conclusões: 1) Houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento; 2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e disto lingual do retentor posterior; 3) Quanto menor o número de pilares de uma prótese menor a distorção 4) O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; 6) O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de 3 elementos.

SJOGREN; ANDERSSON; BERGMAN⁶⁰, 1988, afirmaram que os dados até então desenvolvidos sobre soldagem a laser de amostras confeccionadas em Ti c.p. não estavam relacionados com o ponto de vista odontológico. Assim, os autores avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão a 0,2% e porcentagem de alongamento de amostras em Ti c.p. soldadas a laser, considerando a sua exeqüibilidade em próteses dentárias. Foram utilizados espécimes de Ti grau 1 e 2 com 2 e 5 mm de diâmetro, respectivamente e com 70 mm de comprimento após a soldagem. Um aparelho laser YAG a base de Neodinium (Lasag AG) foi usado nos procedimentos de soldagem, em atmosfera de argônio soldando inicialmente num ponto e em seguida no outro lado da amostra. Os corpos de prova foram totalmente soldados ao redor, sobrepondo os pontos de solda. Para uma comparação, barras de Au também foram unidas. Cinco grupos de 8 amostras cada foram confeccionados, procurando variar a energia (15, 18, 12, 30 e 18J), o tempo (5, 6, 6, 10 e 6ms) e a frequência (10,10, 10, 3 e 5Hz). Os resultados indicaram

que o mecanismo geral de fratura das amostras não soldada foi similar aos espécimes soldados, que mostraram uma fratura do tipo dúctil, com poros e rachaduras na superfície de fratura variando em função da energia, tempo e frequência utilizada.

MENDONÇA⁴², 1988, estudou a resistência à tração e ao dobramento e alterações dimensionais de uniões soldadas pré e pós-cerâmica, utilizando ligas de NiCr (Unitek e Durabond), com distâncias entre as áreas a serem soldadas de 0,20 mm, 0,35 mm e 0,50 mm. Concluiu que na avaliação final das alterações dimensionais, após a soldagem, a liga Unitek teve vantagem sobre a Durabond e a soldagem pré-cerâmica com a liga Unitek apresentou menores alterações. No teste de resistência à tração, a soldagem pré-cerâmica mostrou maior resistência, e a liga Durabond melhores resultados que a Unitek. Nos testes de resistência ao dobramento, a soldagem pré-cerâmica também apresentou melhores resultados e a liga Durabond obteve resultados numericamente superiores aos da liga Unitek.

ROCKWELL; MOSS⁵², 1989, relataram os riscos óticos da luz laser no processo de soldagem com laser de CO₂. Descreveram que os dois tipos de laser usados mais frequentemente para soldagem e corte são Nd: YAG e CO₂. Estes sistemas de laser num feixe de configuração aberta, designados como sistema de laser de classe IV, de alta potência, podem apresentar riscos, durante a operação, para olhos e pele, sob as mais comuns condições de exposição. Qualquer feixe que atue direta ou difusamente disperso necessita de medidas de controle, desde que o operador esteja exposto à difusão ou à reflexão durante a operação e manutenção do sistema. Em adição aos riscos de exposição dos olhos e da pele, os autores relataram ainda que tal laser possa apresentar uma multidão de feixes de não-laser (anti-laser) de interesse ocupacional.

SOBIERALSKI; SCHELBI; PRIHODA⁶² compararam, em 1990, a resistência à tração das uniões soldadas de metais básicos pré-cerâmica com maçarico gás/oxigênio com as uniões pré-cerâmica em forno de porcelana a vácuo. A média da resistência à tração das uniões soldadas foi 460 MPa para o forno e 520,2 MPa para o maçarico. Os autores observaram que uniões pré-cerâmica fortes, consistentes e livres de bolhas, foram produzidas entre NiCr e

solda a ouro pelo maçarico e forno, entretanto as soldagens pré-cerâmica com maçarico tendem a resultar uniões mais fortes.

JEMT; LINDEN³⁸, 1992, selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses sobre implantes. Eles utilizaram componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem a laser para formar uma infra-estrutura protética. Os resultados após um ano indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese implanto-suportada com a infra-estrutura obtida através da convencional fundição do metal. Os autores comparam seus dados com os outros de 287 infra-estruturas de próteses sobre implantes fundidas. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores colocam que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente. Exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

BYRNE et al.¹⁴, 1992, utilizaram próteses parciais fixas de 3 elementos, unidas pela técnica de soldagem infravermelho e compararam com prótese parciais fixas confeccionadas em uma única peça, e coroas unitárias. As soldagens foram realizadas com uma distância entre os elementos de 0.15mm. Os autores concluíram que as próteses parciais fixas soldadas se adaptam melhor que as próteses parciais fundidas em um só bloco. Além disso, a adaptação das peças soldadas pela técnica infravermelha pode ser comparada às coroas isoladas.

HIETANEN et al.³¹, 1992, realizaram um trabalho, comparando os riscos da solda a laser com os métodos de soldagem convencional, concluindo que as soldas a laser podem eliminar muitos riscos, mas o operador deve estar protegido não somente contra o feixe de laser coerente, mas também da luz incoerente e da radiação ultravioleta.

ROGGENSACK; WALTER; BONING⁵³, 1993, investigaram as propriedades de dois métodos alternativos de soldas com ligas de Ti em odontologia: soldagem a laser e soldagem de plasma. Na soldagem de plasma

o arco é protegido pelo gás argônio e conduz um plasma de Ti. Foi necessária uma fenda de 500 μ m (0,5mm) entre as partes e a soldagem foi realizada manualmente. A dureza foi registrada para checar a influência do processo de soldagem na estrutura do metal, pois as alterações da microestrutura resultam em alterações na dureza. As propriedades mecânicas das uniões soldadas foram analisadas pelo ensaio de fadiga acima de 3000 ciclos. A área de aquecimento foi maior após a solda com plasma comparado com a solda a laser. Com relação ao ensaio de fadiga não houve diferença significativa. Até o momento, a solda a laser era a técnica mais indicada para o uso odontológico devido a sua baixa alteração térmica nas peças trabalhadas.

Em 1993, YAMAGISHI; ITO; FUJIMURA⁸⁵ analisaram as propriedades de placas de Ti c.p. soldadas a laser e compararam com placas de Ti c.p. original usando ensaio de dureza Vicker's e resistência de três pontos. Segundo os autores, várias tentativas têm sido realizadas para soldar o Ti. Relatam que o método de inclusão em revestimento era complicado e consumia muito tempo. Outras técnicas de soldagem incluem: solda elétrica, solda com raios infravermelhos e soldagem com plasma. Para soldar o titânio sem que ocorresse oxidação, a área a ser soldada devia ser isolada do ar. Em todos os métodos, a soldagem devia ser executada rapidamente e a liberação de calor no processo ficava restrita a uma pequena área. O aparelho utilizado no estudo foi o modelo ML-2220A, com potência máxima de 30J e distância focal de 70 mm. Foi realizado um ensaio em atmosfera não controlada (ar livre) e controlada, usando um bocal que soprava gás argônio na área a ser irradiada. Uma inspeção radiográfica foi conduzida para eliminar peças defeituosas. Adicionalmente, a superfície foi analisada em MEV. Segundo os autores, um obstáculo para o êxito da soldagem a laser foi o controle da atmosfera de argônio, para isolar o Ti do ar e prevenir a oxidação. A MEV evidenciou rachaduras quando o processo foi executado ao ar livre e não quando o controle da atmosfera era feito. Quando a potência foi aumentada, a resistência diminuiu. Assim, segundo os autores, a soldagem a laser foi efetiva na presença da atmosfera controlada e com uma intensidade intermediária (15 a 20J ou 0,0041 a 0,0055 watts por hora). Concluem relatando que esse método oferece vantagens sobre os outros procedimentos, pois o laser pode

ser direcionado numa pequena área, concentrando menos calor e consumindo menor tempo.

Em 1993, CHENG et al.¹⁸ estudaram a resistência à tração e porcentagem de alongamento das uniões soldadas de três ligas, comparando as soldas com maçarico e infravermelho. Como controle foi usado corpos intactos, sem solda. Os autores concluíram que a solda infravermelho pode ser usada como alternativa à técnica maçarico-gás para soldagem de ligas de alta nobreza e ligas nobres. A técnica de maçarico-gás é melhor para as ligas de CoCr (cobalto-cromo). Como resultados principais salientaram que todos os corpos sem solda tiveram mais alta resistência à tração do que as uniões feitas com os diferentes métodos.

LIMA VERDE; STEIN⁴⁰, 1994, avaliaram os conectores soldados com duas ligas básicas de metal-cerâmica (NiCr e CoCr) e compararam 4 técnicas diferentes de soldagem: infravermelho pré-cerâmica; gás-oxigênio pré-cerâmica; forno pós-cerâmica sob vácuo; forno pós-cerâmica sem vácuo. O grupo-controle foi estabelecido com corpos solidamente fundidos com cada liga. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significante entre soldagem infravermelho e maçarico gás-oxigênio em cada uma das duas ligas. Entretanto as uniões pós-cerâmica sob vácuo foram significativamente superiores às conexões pós-cerâmica sem vácuo. Entre os três primeiros grupos de soldagem não houve diferença significativa estatisticamente, porém os três grupos eram substancialmente superiores à quarta técnica para ambas as ligas. O grupo-controle em ambas as ligas foi apreciavelmente mais forte que os grupos soldados e as amostras de NiCr com o grupo-controle foram significativamente mais fortes que as amostras de CoCr.

WASKEWICZ⁸⁰, 1994, testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes através da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infra-estruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes Nobelpharma (3,75mm X 10 mm) e com intermediários convencionais de 4 mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com

resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisada fotoelasticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testado. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

APARICIO⁵, 1995, analisou o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal e exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intraorais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava subgengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese sobre o implante, que é incapaz de adaptar-se a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade devido à ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

BERG et al.⁹, 1995, compararam as propriedades mecânicas do Ti c.p., com uma liga de Au do tipo IV. Os autores citaram três métodos usados para a confecção de próteses em Ti: coroas unitárias ajustadas pelo processo de eletroerosão, e componentes torneados e soldados para formar uma estrutura implanto suportada, e a técnica de fundição por cera perdida. Relataram grandes dificuldades encontradas no processo de fundição e soldagem, originadas pelo alto ponto de fusão, reatividade química e dificuldade de escoamento, devido o baixo peso específico das ligas de Ti.

WANG; WELSCH⁷⁹, 1995, compararam o Ti c.p. e a liga Ti-6Al-4V, abrangendo três métodos de soldagem: aquecimento por irradiação de raios infravermelhos, soldagem com gás inerte (TIG) e soldagem a laser, utilizando ensaios mecânicos (dureza Vicker's, resistência uniaxial à fratura e porcentagem de alongamento) e análise da microestrutura. Relataram que o uso do Ti c.p. na Odontologia, particularmente para implantes, próteses parciais fixas e removíveis, aumentou drasticamente devido a propriedades que incluíam: baixa densidade, biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta proporção resistência/peso e condutividade térmica relativamente baixa. Relataram também problemas com o manuseio do Ti e suas ligas, como alto ponto de fusão (1670°C) e reatividade química. Assim, devido a grande afinidade com o oxigênio em altas temperaturas, métodos convencionais de soldagem, que usam a chama de O₂ são indesejáveis para unir o Ti e suas ligas. Os métodos de soldagem nesse estudo utilizavam câmara protetora. A luz laser fornecia uma energia eletromagnética coerente, monocromática e colimada, sendo capaz de concentrar a energia num ponto localizado. Segundo os autores, as vantagens da soldagem a laser eram: soldagem precisa e bem definida, sem necessidade de contato direto, pequena zona de calor, o campo magnético não causava efeito danoso. A soldagem a laser era um método efetivo, contudo dependente da intensidade da irradiação. As hastes utilizadas tinham 3 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento. Os espécimes controle tinham 3 mm de diâmetro e 80 mm de comprimento. Uma energia de 18J foi aplicada com 2 hz e 12ms. A carga necessária para fraturar as amostras foi registrada pela máquina Instron. A microdureza foi conduzida com uma carga de 500g por 15 seg numa distância de 0, 5, 1, 3, 5, 7, e 10 mm do sítio de fratura. Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V foi a mais resistente em

todos os métodos. Todos os espécimes soldados foram significativamente mais frágeis do que o grupo controle, com a solda TIG sendo superior à soldagem a laser e irradiação infravermelha. Todos os espécimes soldados a laser exibiram uniões incompletas, dadas pela pouca profundidade de penetração do laser. Por isso, o acabamento das uniões a laser deve ser evitado.

NEO et al.⁴⁵, 1996, estudou as propriedades mecânicas elásticas das uniões soldadas com titânio, sendo o titânio sem solda usado como controle. Uniões soldadas foram realizadas com a técnica de solda a laser estereográfica ou com o arco voltaico de gás tungstênio (TIG). O efeito do tratamento térmico após a aplicação da porcelana foi simulado e investigado. Concluíram que soldas a laser tratadas termicamente tiveram resistência à tração significativamente mais baixa. O tratamento térmico não teve efeito no módulo de elasticidade ou alongamento, mas em geral diminuiu significativamente a resistência do produto nos corpos de titânio. Os corpos soldados com arco voltaico de gás tungstênio tiveram resistência e módulo de elasticidade significativamente mais alta do que nos outros dois grupos. O alongamento no grupo-controle foi significativamente maior do que o alongamento dos corpos soldados com arco voltaico de gás tungstênio, o qual foi significativamente mais alto que os corpos soldados a laser.

O trabalho de TAMBASCO; ANTHONY; SANDVEN⁷¹, 1996, relatou como o laser era utilizado, seus efeitos sobre a superfície do metal, de que forma o calor era dissipado e reagido com a superfície da liga e a praticidade da soldagem a laser no laboratório. Foi mostrado passo a passo o processo para a soldagem de uma prótese parcial fixa e um grampo de prótese parcial removível. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda. A luz do laser difere de outras fontes luminosas pela coerência do feixe, podendo assim focalizar um pequeno ponto localizado e não afetando as áreas adjacentes com o calor. Vantagens e desvantagens foram abordadas. Dentre as vantagens os autores citaram: a) menor energia liberada reduzindo as distorções; b) pode ser realizada sobre o modelo de trabalho; c) permite a proximidade com porcelana e resina acrílica; d) a resistência da união é idêntica ao metal de origem; e) menor tempo de trabalho; f) maior resistência à corrosão da união soldada. Dentre as desvantagens os autores citaram: a)

custo inicial alto; b) espaço adicional para o equipamento; c) dificuldade inicial para determinar a qualidade da solda. Com relação à soldagem em metais como a prata, devido à reflexão, a soldagem ficava impossibilitada. Outros fatores como a sobreposição dos pontos de solda (costura) de forma circular e o método da interposição de uma lâmina de metal também foram abordados. Segundo os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração. Assim, uma penetração insuficiente resultará em uma união fraca. A penetração é controlada alterando-se a voltagem e não a duração do pulso. A penetração da solda também é afetada pelo ângulo em que o laser atinge a superfície do metal e a presença de fragmentos ou debris deve ser evitada. Concluíram que a técnica de soldagem a laser constitui-se numa alternativa à soldagem convencional, principalmente em áreas que a resina acrílica e porcelana estão intimamente presentes na área a ser soldada.

Em 1996, JEMT³⁶ utilizou um método fotométrico computadorizado para avaliar a precisão de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos, comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti 3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e doze fundidas em liga de ouro em peça única. Todas as próteses foram clinicamente testadas e consideradas com adaptações aceitáveis. Porém, quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro era de 37 μ m para as próteses mandibulares e 75 μ m para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intra-orais os valores obtidos foram de 90 μ m para as próteses mandibulares e 111 μ m para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significativamente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas e os implantes. Segundo o autor a adaptação de próteses implanto-suportadas pode apresentar resultados significativamente diferentes, dependendo se forem avaliadas no modelo ou cavidade oral e isto requer maiores investigações. Outras variáveis são relativas à fabricação da prótese, escolha das técnicas de impressão ou do metal para fundição.

HUSSAINI; WONG³⁴, 1997, descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que freqüentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os abutments dos implantes, os resultados mostraram para o modelo testado, desajustes de 20µm a 36µm e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82µm a 139µm. Segundo os autores, a precisão do modelo de trabalho possibilita ao clínico a decisão de indicar ao laboratório de prótese que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo, dessa forma, o tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

WISKOTT et al.⁸⁴, 1997, usaram a tecnologia da soldagem laser, infravermelho e os métodos tradicionais de soldagem em forno ou maçarico, através dos métodos: 1) soldagem pré-cerâmica com tocha propano-oxigênio, 2) soldagem pós-cerâmica com forno de porcelana, 3) soldagem pré-cerâmica com fonte infravermelha e 4) soldagem laser. O objetivo desse trabalho foi comparar as propriedades mecânicas, difusão elementar e tipos de fraturas ocorridas. As soldagens pré-cerâmica foram fluxadas e aquecidas a 600^o por 40 minutos. Nas soldagens laser e infravermelho os corpos-de-prova apenas foram limpos e alinhados. Os testes realizados foram de resistência à tração e resistência à fadiga, concluindo que as propriedades mecânicas das soldagens realizadas pela técnica infravermelha ou laser não foram superiores aos métodos de tocha ou forno.

TAYLOR; HONDRUM; PRASAD⁷², 1998, comparam a força e propriedades da Liga Ti-6AL-4V submetida à soldagem TIG sob atmosfera de argônio. Para isso utilizaram 40 corpos de prova, seccionados ao meio divididos em quatro grupos, soldados com as seguintes distâncias entre eles: 0,25; 0,5; 0,75 e 1 mm, sem nenhum tratamento técnico posterior. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de tração e após a fratura, ao exame em microscópio biocular. A força de resistência à tração foi de 974,7 MPa para os grupos soldados de 0,5 mm e 1010,5 MPa para os grupos isentos de

soldagem. A porcentagem de alongamento foi de 5,03% para grupos soldados com 0,75 mm de distância e 6,67% para o grupo sem soldagem. A análise de microscopia eletrônica de varredura da região fraturada da solda mostrou pequenas porosidades. Quando submetidos à presença de O₂ foi de 0,26% para o metal base e 0,05% para a região da solda. Com os resultados, obtidos os autores puderam concluir que os efeitos das distâncias consideradas não foram significantes, sendo que a solda apresentou resistência ligeiramente menor e ductilidade significativamente menor. As soldagens de ligas de titânio com arco elétrico e atmosfera de argônio são eficientes e podem ser usadas nos laboratórios de prótese, produzindo resultados desejáveis. Assim, a fundição e a soldagem de titânio deverão ser controladas para minimizar os efeitos do oxigênio.

WANG; CHANG⁷⁸, 1998, levando em consideração o consenso existente na literatura em relação à limitada profundidade de penetração do laser e extenso dano à superfície, realizaram um estudo por meio de uma simulação de transferência de calor tentando explicar esse comportamento e oferecer um método alternativo de múltiplos pulsos. Um programa de computador foi utilizado para simular a transferência de calor ao titânio c.p. e ao Au durante a soldagem. Os autores relataram três vantagens da soldagem a laser: 1) o contato direto não é requerido; 2) soldagem precisa e bem definida e 3) pequena zona de aquecimento. Afirmaram que devido à pequena profundidade de penetração, o acabamento e polimento das uniões soldadas a laser devem ser evitados. Como a zona de soldagem a laser deve ser sobreposta, microfendas podem atuar como iniciadores de trincas por fadiga, enfraquecendo a união.

Em 1998, NABADALUNG; NICHOLLS⁴⁴ compararam a resistência de uniões soldadas a laser e pelo processo de brasagem utilizando o Co-Cr. Vinte e quatro amostras foram preparadas e divididas em três grupos de oito amostras cada uma. Foi utilizado um gesso do tipo III no preparo das amostras para receber a solda. Antes da soldagem a laser as amostras seccionadas foram jateadas com óxido de alumínio para reduzir a reflexão dos raios. O grupo controle, que não recebeu soldagem apresentou melhor desempenho mecânico, seguido pela soldagem a laser e soldagem por brasagem. Foram verificadas porosidades em todas as soldas.

Em 1999 WEE; AQUILINO; SCHNEIDER⁸² realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao assentamento de próteses sobre implantes, objetivando um grau ótimo de passividade final. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos, que advogavam estratégias para melhorar este assentamento. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente comprovado a melhora deste assentamento passivo. Dentre os procedimentos encontrados na literatura pelos autores para melhorar o assentamento passivo em próteses sobre implantes, configuram a soldagem a laser de peças seccionadas.

GABRIELLI²⁵, 1999, avaliou a resistência à tração de peças soldadas e em monobloco em dois tipos de ligas, a base de Ni-Cr e outra experimental contendo titânio (Ni-Cr-Co-Ti), as soldas foram realizadas pelo processo de soldagem TIG. Os corpos de prova foram construídos em forma de bastão metálico. Os corpos de prova soldados apresentaram menor resistência à tração para ambas as ligas, os resultados mostraram haver diferenças estatisticamente significantes entre os corpos de prova soldados e isentos de soldagem, independente da liga metálica utilizada.

CASTILIO¹⁶, 2000, avaliou a adaptação da interface intermediária – componentes protéticos fundidos em Ti e Co-Cr em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Dez corpos de prova foram confeccionados, sendo cinco fundidos em Ti e cinco fundidos em liga de Co-Cr, processo de soldagem a laser foi realizado num aparelho Dentaurum (DL 2002S). As análises e mensurações foram feitas antes e após a soldagem a laser com um microscópio mensurador. As peças fundidas em monobloco apresentaram maior interface que as mesmas após a soldagem a laser.

Em 2000 SOUZA et al.⁶⁴ investigaram a microestrutura e a dureza de uma liga de Ni-Cr, soldadas com brasagem e com laser. Verificaram que, na brasagem, o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas e que, na soldagem a laser, identificaram-se três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor – ZAC e o metal base. O metal base da liga de Ni-Cr apresentou microestrutura dendrítica grosseira, com uma estrutura eutética interdendrítica. A região da solda por brasagem apresentou morfologia dendrítica grosseira, com a presença de precipitados e porosidades, e a

soldagem a laser, uma estrutura dendrítica refinada. Estas microestruturas foram condizentes com as energias de soldagem fornecidas em cada processo. Os resultados dos ensaios de tração da solda a laser foram superiores aos obtidos para a solda por brasagem.

BERNARDON¹¹, 2001, avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletro erosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio optico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldados a laser. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, enquanto as peças seccionadas e soldadas a laser foram estatisticamente melhores em adaptação em relação às em monobloco.

SOUZA⁶³, 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS – Japan). Entre as técnicas avaliadas, para ambos os materiais, os melhores resultados foram para a técnica de soldagem a laser. O titânio apresentou melhores resultados em relação à liga de paládio-prata, após soldagem a laser.

SILVA⁵⁷, 2001, avaliou o desajuste marginal de infra-estrutura de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após o procedimento de eletroerosão. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico, e fundidas em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em dois grupos: 1- dez estruturas fundidas em monobloco e 2 – dez estruturas previamente seccionadas em quatro pontos, fundidas e submetidas à soldagem a laser. Após análise dos resultados conclui-se que: a) o grupo 1 (monobloco) apresentou o maior desajuste marginal; b) o grupo 2 (seccionamento e soldagem a laser) obteve uma melhora no ajuste em relação ao grupo 1; c) a aplicação de eletroerosão foi efetiva na melhora do ajuste em ambos os grupos; d) a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, mostram um melhor ajuste entre os grupos estudados; e) com a utilização da eletroerosão nas peças fundidas em monobloco, obteve-se graus de

desajustes aceitáveis clinicamente, com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem que conduz a uma maior fragilidade estrutural das peças.

UENO⁷⁵, 2001, avaliou as alterações dimensionais em uma liga à base de Ni-Cr, provocada pelo processo de soldagem a arco elétrico(TIG), em atmosfera inerte (argônio) em comparação com os resultados obtidos pela técnica convencional a maçarico. Dez juntas foram soldadas de acordo com o método correspondente para cada processo e a mensuração das distorções causadas pelas duas técnicas de soldagem foi feita pela diferença entre o assentamento das peças antes e após a obtenção das juntas soldadas. Entre as duas técnicas de soldagem avaliadas, a solda TIG promoveu melhor assentamento da peça soldada quando comparado aos resultados obtidos com soldagem convencional a maçarico.

Em 2001, MIRAGLIA⁴³ estudou a resistência de uniões soldadas em quatro ligas metálicas, Pd-Ag, Ni-Cr, Au tipo III e Ti c. p., em função das técnicas de soldagem convencional e a laser, tendo como controle as fundições em monobloco. Dez padrões em resina para cada técnica de união foram fundidos, perfazendo trinta corpos de prova para cada liga utilizada, exceto para o Ti c. p., que recebeu apenas a soldagem a laser e fundição em monobloco. Dos resultados gerais obtidos concluiu-se que a técnica de fundição em monobloco é a mais resistente. A autora salienta que as ligas que contêm quantidades de Ag acima de 20%, a luz laser é refletida, impedindo a união entre as partes. Para essas ligas, a soldagem convencional apresentou valores capazes de suportar as forças geradas durante a mastigação. Com a liga de Ni-Cr, tanto a soldagem convencional como a laser apresentaram resultados altamente satisfatórios (437,34 MPa e 567,43 MPa, respectivamente).

ALVES², 2003, avaliou a adaptação da interface Ucla/implante, por meio de três diferentes técnicas: soldagem a laser, fundição em monobloco e fundição e soldagem a laser. Cada fundição apresentava três componentes protéticos ligados por duas barras. Os autores concluíram que a técnica com melhor adaptação foi a que utilizou componentes pré-fabricados somente soldados a laser e que o grupo seccionado e soldado e soldado a laser

apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo fundido em monobloco.

CONTRERAS²⁰, 2004, propôs-se a avaliar os procedimentos de solda a laser e eletroerosão na redução do desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio, os efeitos do ciclo de cocção da porcelana no desajuste marginal, e ainda o refinamento marginal com eletroerosão pós-simulação dos ciclos. Após a avaliação dos resultados, o autor conclui que a solda a laser e a eletroerosão foram eficazes na redução dos ajustes das infra-estruturas de ambas as ligas.

SILVEIRA et al.⁵⁸, 2005, avaliando a conduta de 27 laboratórios de prótese dentária na confecção de próteses sobre implantes, verificaram que 78% dos trabalhos realizados por esses laboratórios são fundidos em Níquel-Cromo, provavelmente devido ao fato de seu baixo custo. Os autores ainda observam que 74% dos laboratórios fundem suas infra-estruturas em monobloco, quando a maioria dos autores sugere as soldas, e que em 80% dos casos utilizam-se pilares do tipo Ucla, reconhecidamente os pilares que promovem um índice de desajustes, dos quais 52% são selecionados pelos próprios dentistas.

ROCHA; PINHEIRO; VILLAVERDE⁵¹, 2006, avaliaram através do teste de resistência à flexão, a eficácia de dois processos de soldagem laser NdYAG e TIG (tungstênio gás inerte) para a soldagem das ligas TiCr, CoCr e NiCr. Sessenta corpos de prova cilíndricos com de 3mm de diâmetro e 25 mm de largura foram divididos em quatro grupos com (n =15) totalizando 20 corpos de prova para cada material).Grupo I – 5 espécimes de cada material foram seccionados e soldados a laser NdYAG: Grupo II- 5 espécimes de cada material foram seccionados e soldados a laser NdYAG com material de preenchimento (fio 0.4-mm- diâmetro titânio): Grupo III – soldados com TIG : Grupo IV (controle) sem solda (espécimes intactos). Os espécimes eram submetidos ao teste de resistência à flexão e os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre o metal e as ligas íntegras ($p < 0.001$), sendo que a solda TIG aumentou a resistência flexão dos cilindros Ti, Co-Cr, Ni-Cr em comparação aos cilindros não soldados (monobloco). Os maiores valores foram para as peças em Cobalto Cromo soldados com TIG.

ZUPANIC; ANDRAZ; FUNDUK⁸⁶, 2006, avaliaram dois métodos de soldagem, brasagem e a laser, em cilindros de CoCr. Para a soldagem a laser foram utilizados dois desenhos diferentes para a área de solda. Foram fundidos sessenta e oito corpos de prova cilíndricos em cobalto cromo com 35 mm de comprimento e 2mm de diâmetro. Desses sessenta e oito, dezesseis padrões foram selecionados para mensurações eletroquímicas em solução pura de saliva, divididos em quatro grupos de quatro espécimes cada: grupo intacto, grupo soldados por brasagem e dois grupos soldados a laser com desenhos diferentes da área de solda, um com uma área de contato (x) e outro (l) com apenas um ponto de contato central). Outros dezesseis corpos de prova foram selecionados com as mesmas subdivisões e foram realizadas mensurações eletroquímicas em solução ácida de saliva artificial. Os 36 restantes, 36 foram submetidos a teste de tensão sendo divididos em três grupos com um par de seis corpos de prova cada, para serem subsequentemente unidos por soldagem (brasagem e a laser), medindo após a união 70 mm de comprimento. As superfícies fraturadas e os defeitos na corrosão foram examinados por microscopia eletrônica de varredura. A força de tensão foi medida em MPa utilizando uma máquina de teste universal e as diferenças entre os grupos foram examinadas por análise de variância a um critério. Os resultados e as médias das forças de tensão das uniões soldadas com brasagem foram de 792 MPa que foram significativamente maiores que as médias das forças quando comparadas as duas técnicas de solda a laser (404MPa superfície de contato) e 405 MPa (ponto de contato). Os autores atribuem os baixos valores obtidos na soldagem a laser pela fusão periférica da solda, sendo que a técnica de soldagem (X ou l) não afetou significativamente a força de união. As mensurações eletroquímicas indicaram que a resistência a corrosão das uniões soldadas a laser foi maior, quando comparadas com as realizadas por brasagem.

WATANABE; TOPHAM⁸¹, 2006, investigaram o efeito da proteção do gás argônio na resistência de placas de Ti cp e Ti-6Al-7Nb comparando-as com ligas de ouro e de CoCr soldadas a laser. As placas de (Ti, Ti-6Al-7Nb, ouro, e a liga de Co-Cr) foram preparadas, polidas e soldadas usando o Laser Nd: YAG em uma duração do pulso de 10 ms, em um diâmetro do ponto de 1 milímetro, com uma tensão de 200 V. Cinco corpos de prova foram preparados

para cada metal e soldados bilateralmente usando três ou cinco pontos de solda com e sem proteção de argônio. Verificaram que a proteção de argônio, afetou significativamente na carga para a falha e no alongamento dos corpos de prova soldados a laser. As cargas necessárias para a falha dos espécimes soldados a laser e protegidos com argônio em TiCp e em Ti-6Al-7Nb eram maiores quando comparadas aos espécimes soldados sem proteção de argônio sendo todos espécimes soldados com três e cinco pontos. Os corpos de prova em ouro, com ou sem proteção de argônio não tiveram diferenças significativas, em ambos os grupos os valores de resistência foram aproximadamente a metade daqueles necessários para o grupo controle. No entanto, os autores mostram que a proteção de argônio quando utilizada na soldagem a laser em liga de CoCr mostra-se prejudicial à efetividade da união. Concluindo que o uso de proteção de argônio é eficaz para a soldagem laser em TiCp e o Ti-6Al-7Nb mas não para o ouro e a liga do Co-Cr.

3 – PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar por meio de teste de resistência à tração, o comportamento de três tipos de solda: solda convencional, solda a laser e solda TIG (tungstênio Inerte Gás), comparando-as a um controle positivo (monobloco).

4 – MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Metodologia

4.1.1 Método de obtenção dos corpos de prova.

Para obtenção dos corpos de prova foram utilizados oitenta (80) padrões cilíndricos, de plástico pré-fabricados (Dentsply, Industria e Comércio Ltda Petrópolis-RJ), com medidas padronizadas de acordo com a Figura 1.

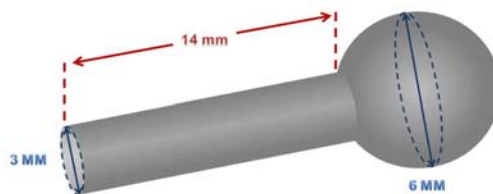


Figura 1 - Dimensões do corpo de prova em Milímetros (MM)

Antes da inclusão vinte (20) padrões foram unidos com cera (Rainbow – Traves de Cera Porto, Ferreira-SP), para posteriormente serem fundidos em uma peça única. Os demais, 60 padrões, foram fundidos para serem unidos por soldagem, pelos métodos: convencional, laser e TIG.

Como foram utilizados três métodos de soldagem diferentes, foram obtidos após os processos de fundição vinte padrões metálicos para cada tipo de solda utilizada. (Figura 2).

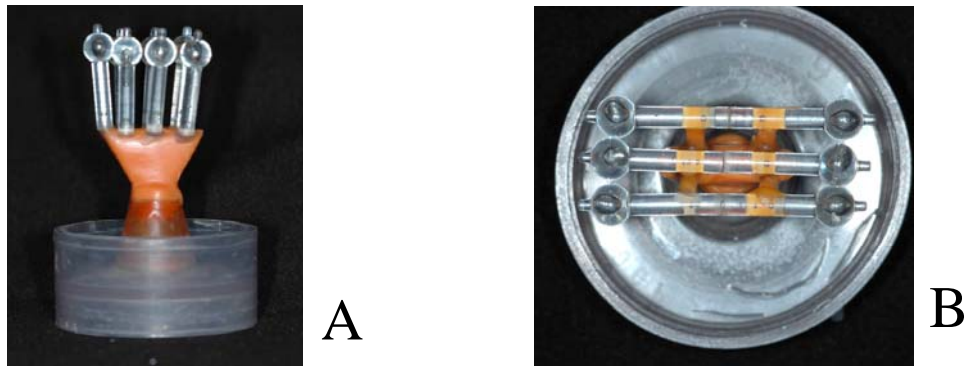


Figura 2 – Padrões em plástico dos grupos soldados (A), e padrões unidos com cera do grupo monobloco (B), preparados para inclusão

4.1.2 Inclusão e fundição

As fundições dos corpos de prova foram executadas em um laboratório comercial. Uma liga de Níquel - Cromo (Verabond 2, Aalba Dent) e um revestimento fosfatado Talladium Micro-fine 1700 casting investment (Talladium do Brasil) foram utilizados para inclusão e fundição, seguindo as recomendações dos fabricantes com a técnica da cera perdida.

Ao serem recebidos do laboratório, os corpos de prova foram criteriosamente examinados e especial atenção foi dada às faces a serem soldadas, seguido de aplicação de jatos de óxido de alumínio de 40 μm , numa pressão de 80 lbs/pol², até a total limpeza das peças.

4.2 Método de soldagem

4.2.1 Soldagem Convencional

Os corpos que receberam soldagem convencional foram preparados com pedra de óxido de alumínio e lixas de óxido de alumínio. Após esse preparo para a soldagem, cuidados especiais foram tomados para evitar a contaminação dessas áreas.

A solda utilizada para a soldagem convencional foi a Vera solder (Solda de alta fusão para ligas à base de Ni-Cr), com fluxo para solda (Verافلux).

Para a execução das soldas, fabricou-se uma matriz para que os corpos a serem soldados ficassem fixos, numa distância correta, até serem incluídos no revestimento (Figura 3).



Figura 3 – Matriz utilizada para as soldagens

Para determinar o espaço da solda, foi utilizada uma lâmina metálica de 0,3 mm de espessura. (Figura 4)

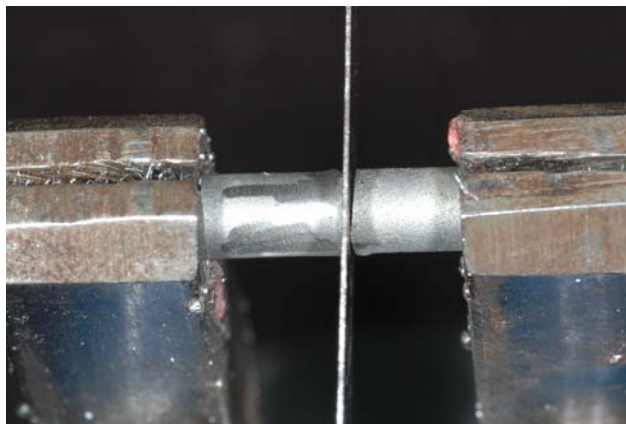


Figura 4 – Matriz com a lâmina metálica de 0,3mm posicionada para determinar o espaço da solda

Uma vez em posição na matriz, os corpos de prova foram fixados com resina acrílica ativada quimicamente. Antes, porém, o espaço a ser

preenchido pela solda foi obliterado com cera, para que a resina não penetrasse na área a ser soldada, a fim de não contaminá-la (Figura 5).

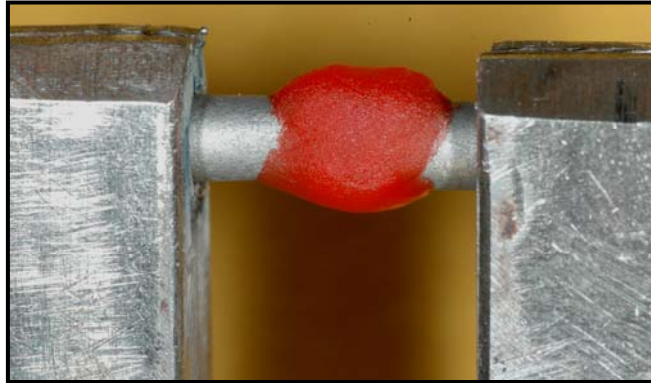


Figura 5 – Espaço da solda unido com resina acrílica

Depois de removido a matriz metálica, colocou-se um fio de cera médio (Dentária Campineira Ltda) por baixo da área a ser soldada, para formar uma canaleta nesta região quando incluído em revestimento. Proporcionou-se assim, melhor visualização da solda melhorando o acesso da chama do maçarico, com conseqüente aquecimento uniforme da região a ser soldada.

O revestimento utilizado foi Termocast (Polidental São Paulo-Brasil) aglutinado por fosfato para fundição numa proporção água/pó: 16ml/100g de acordo com as recomendações do fabricante.

Decorridos 10 minutos da presa do revestimento, tempo recomendado pelo fabricante, com uma pinça e a peça sobre a chama de uma lamparina a álcool, removeu-se a resina acrílica, utilizada anteriormente para unir os corpos de prova em posição. Com água em ebulição, foram eliminados todos os resquícios da cera usada para proteção da área a ser soldada.

Para a soldagem foi utilizado um maçarico oxigênio-propano, com bico nº1, de um único orifício, fazendo-se movimentos circulares e direcionando obliquamente a chama para o bloco de revestimento, para que fosse feito o seu aquecimento. Ao atingirem os corpos de prova uma cor rubra, a parte mais quente da chama (zona redutora) era direcionada para a área de solda, até que

aparecessem pontos prateados, ocasionados pelo excesso de fluxo na superfície, quando então era retirada a chama.

Os blocos de revestimento eram deixados sobre a bancada até seu total resfriamento, para depois serem desincluídos.

4.2.2 Método de soldagem a laser

Para as soldagens dos corpos de prova que receberam solda a laser, o preparo foi diferente, já que este processo dispensa a inclusão no revestimento. Como se tinha dois grupos para serem soldados com laser os corpos de prova foram preparados para a soldagem da seguinte maneira:

Para o grupo laser, buscou-se um contato íntimo entre as áreas a serem soldadas (ZUPANIC; ANDRAZ; FUNDUK⁸⁶, 2006). Através de um torneamento das áreas a serem soldadas. (Figura 6).



Figura 6 – Corpos de prova, em contato íntimo para receber a soldagem a laser

A soldagem a laser foi realizada em uma máquina de soldagem Desktop-Laser DL2002S (Figura 7). Esta máquina utiliza um cristal laser de Nd: YAG, com a potência média do feixe de 30 kW durante 0,5 a 15 ms. Sua energia máxima por pulso é de 40 Joules e potência máxima absorvida de 1.200 W. Nesta soldagem empregou-se a matriz para fixação dos corpos de prova e a tensão variou entre as ligas empregadas.



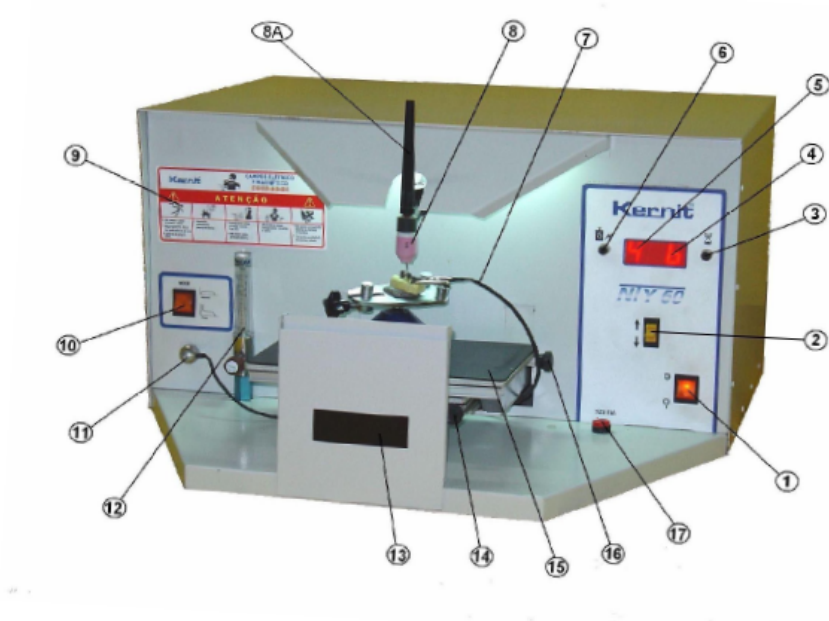
Figura 7 – Aparelho Desktop para soldagem a laser

Segurando com as mãos (há uma luva de borracha no interior da câmara de soldagem) e, olhando pela ocular do aparelho, o técnico controla com os pés a quantidade de pulsos emitidos para realização da soldagem. A voltagem e duração dos pulsos utilizadas para os dois grupos soldados a laser foram: 390(KW) e 9 (m/s) respectivamente.

4.2.3 Método de soldagem TIG

Para as soldagens dos corpos de prova que receberam solda TIG, o preparo foi idêntico para a solda a laser.

A soldagem TIG foi realizada em uma máquina de soldagem Kernit[®] NTY 60 (Figura 8), que possui uma corrente de solda (AMPERAGEM) que pode ser regulada através do pulsador (6) e é apresentada no display na forma de números de 1 à 5, onde 1 é a menor corrente e 5 a maior e esta é regulada de acordo com a espessura a ser soldada sendo que a corrente influi na abrangência do ponto. O tempo de solda é por sua vez regulado pelo pulsador (3) e é apresentado pelo display (4), sendo em forma de números de 0 a 9, onde 0 representa 0,03s e 9, 0,26s respectivamente. O tempo influi na profundidade do ponto e evidentemente no aquecimento das partes.



- 1 – Chave geral
- 2 – Comando "Y" (para cima/baixo) da mesa
- 3 – Pulsador "set tempo de solda"
- 4 – Indicação do tempo de solda
- 5 – Indicação da intensidade da solda
- 6 – Pulsador "set intensidade da solda"
- 7 – Cabo massa
- 8 – Tocha de solda
- 8A – Capa longa (fixa, e ou, solta o eletrodo).
- 9 – Precauções importantes
- 10 – Seleção do tipo de solda "com ou sem pulso"
- 11 – Conexão massa
- 12 – Fluxômetro de argônio
- 13 – Proteção basculante com visor escuro
- 14 – Regulagem micrométrica da mesa no sentido "Y" (para frente/atraz)
- 15 – Mesa de coordenadas "X Y Z"
- 16 – Regulagem micrométrica da mesa no sentido "X" (para esquerda/direita)
- 17 – Pulsador de disparo da solda

Figura 8 – Máquina de soldagem Kernit® NTY 60 (TIG)

Para a soldagem do grupo TIG, foi adotado um espaço de 0,1mm, seguindo as recomendações do fabricante. Para isso utilizou-se uma lâmina metálica de 0,1 mm de espessura entre as áreas a serem soldadas (Figura 9).

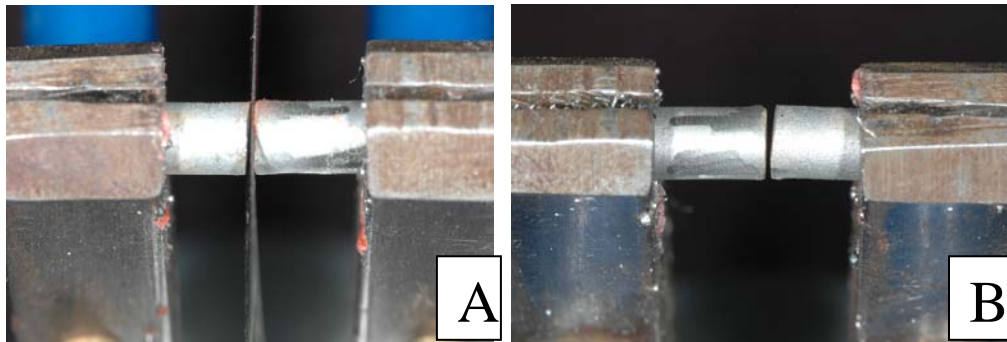


Figura 9 – Matriz com a lâmina metálica de 0,1mm posicionada para determinar o espaço da solda (A), espaço de 0,1 mm para soldagem (B)

Para a soldagem dos corpos de prova do grupos TIG utilizou-se 5 como corrente e 3 de tempo, que corresponde a aproximadamente 0,0805s. Com um eletrodo de tungstênio torneado (\varnothing 1,6 mm) a 0,5mm de distância da peça a ser soldada (Figura 10).

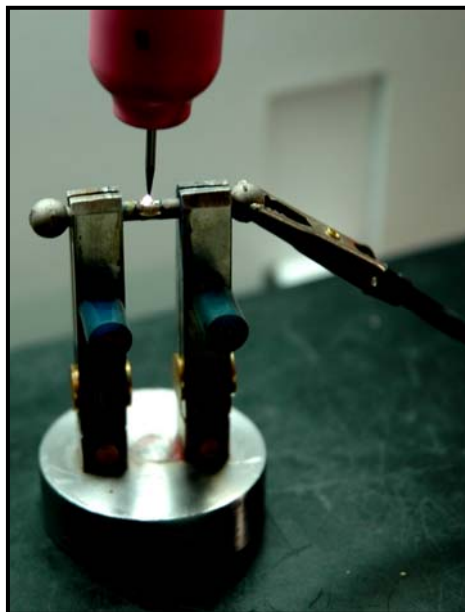


Figura 10 – Corpo de prova posicionado para soldagem

4.3 Teste de resistência à tração

Para realização dos testes de tração, os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaio universal, regulada para uma carga de força de 2.000 kg, a uma velocidade de 0,5 mm/minuto, através de dois dispositivos metálicos, confeccionados especialmente para o desenvolvimento do presente trabalho (Figura 11). Assim os corpos eram submetidos à tração até o rompimento. Acoplado à máquina de ensaios de tração há um computador, que mostra a força em MPa que gerou o rompimento.



Figura 11 – Corpo de prova posicionado para o teste de resistência à tração

4.4 Análise estatística

Após os testes de tração foram calculadas as médias e desvio padrão dos grupos e submetidos a análise de variância a um critério, e para a comparação entre grupos foi utilizado Teste de Tukey entre todos os grupos. O programa utilizado para a análise estatística foi o SigmaStat 3,1 (Systat Software Inc., Richmond, California, USA).

5 – RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os grupos passaram pelo critério de homocedasticidade (igualdade de variância entre os grupos), viabilizando a aplicação de teste paramétrico, no caso Análise de Variância.

Foram calculadas as médias e desvio padrão dos grupos e submetidos a uma análise de variância a 1 critério, e para a comparação entre grupos foi utilizado Teste de Tukey.

Os valores individuais, desvio padrão e as médias da resistência à tração se encontram na Tabela 1.

Na figura 12 há uma melhor visualização dos resultados com as médias e desvio padrão dos grupos através de um gráfico.

Na tabela 2 está demonstrando os resultados do teste de Tukey para comparação entre os grupos.

Tabela 1 – Valores individuais das médias aritméticas e o desvio padrão para cada espécime dos grupos frente ao teste de tração em MPa

Grupos/Espécimes	Monobloco	Convencional	Laser	TIG
1	936,48	619,12	639,58	109,19
2	815,09	165,12	673,57	374,59
3	809,03	240,88	473,37	404,56
4	865,03	440,15	779,71	303
5	770,69	287,71	560,5	343,52
6	620,16	431,82	582,7	345,52
7	899,02	447,08	626,4	345,73
8	842,83	460,96	670,8	348,51
9	383,19	211,75	513,61	312,44
10	924,3	363,49	364,05	310,77
Média	786,58	366,80	588,42	319,78
Dês. Padrão	168,45	139,61	117,69	80,05

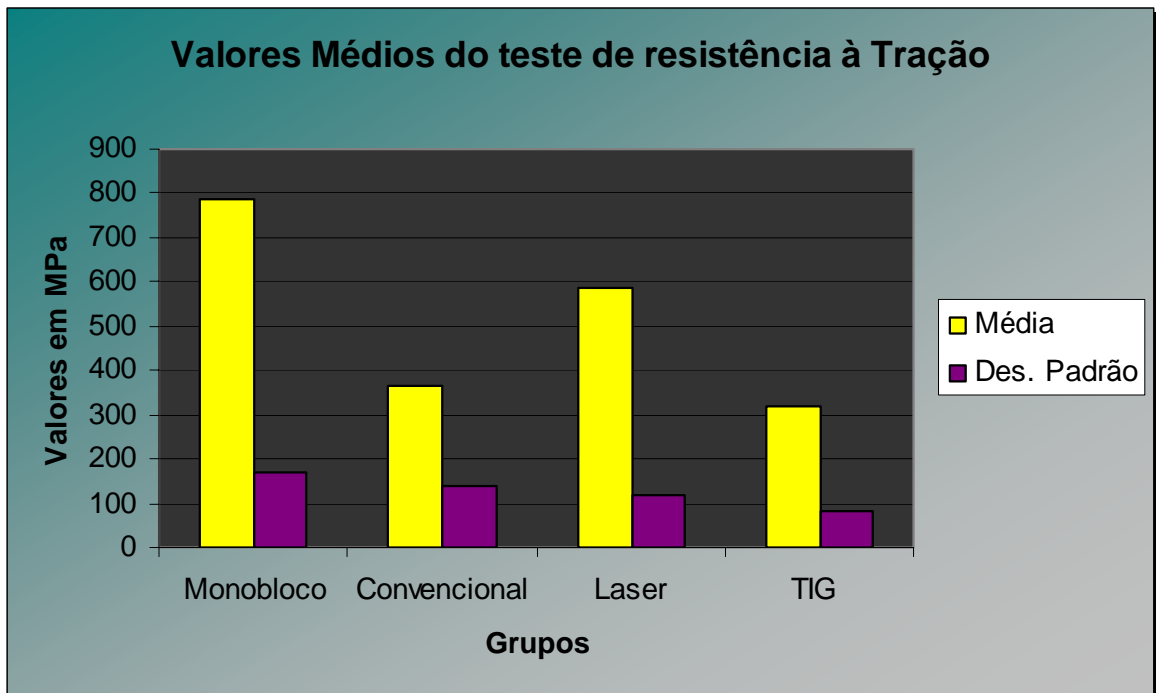


Figura 12 - Gráfico representativo das médias aritméticas e o desvio padrão para todos os grupos frente ao teste de tração

Tabela 2 - Avaliação dos dados pelo programa estatístico SigmaStat 3.1, demonstrando o teste de Tukey para comparação entre os grupos

Comparação	Diferença das médias	Q	p	P<0,05
Monobloco vs TIG	466,799	13,091	<0,001	Sim
Monobloco vs. Convencional	419,774	11,772	<0,001	Sim
Monobloco vs Laser	198,153	5,557	<0,001	Sim
Laser vs TIG	268,646	7,534	<0,001	Sim
Laser vs Convencional	221,621	6,215	<0,001	Sim
Convencional vs TIG	47,025	1,319	0,936	Não

6 – DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O processo de fundição por cera perdida, introduzido por TAGGART⁶⁹, 1907, é considerado como o grande responsável pela obtenção de restaurações precisas de acordo com que se considera como concepção de fisiologia, mecânica, função e estética.

No tratamento reabilitador esse fato é de primordial importância no que concerne a adaptação e passividade das peças protéticas após o processo de fundição. As técnicas de obtenção das infra-estruturas usadas nestas reabilitações são influenciadas pelos fenômenos de contração e expansão de cada material usado neste processo, fazendo com que essas peças não se adaptem perfeitamente aos preparos dentais que as originaram (HUSSAINI; WONG³⁴, 1997, SCHIFFLEGER et al.⁵⁶, 1985).

As peças protéticas obtidas para um tratamento reabilitador podem ser confeccionadas em monobloco ou separadas para serem posteriormente soldadas. As peças obtidas em monobloco são mais resistentes, porém apresentam um grau de desajuste acentuado em decorrência do próprio processo de fundição que podem causar distorções que dificultam sua adaptação, pressionando quase sempre o ligamento periodontal para minimizar esse desajuste (HUSSAINI; WONG³⁴, 1997, MENDONÇA⁴², 1988, SCHIFFLEGER et al.⁵⁶, 1985).

Já no caso das próteses implanto suportadas a adaptação passiva entre a infra-estrutura e o implante requer maiores cuidados (CASTILIO¹⁶, 2000, WEE; AQUILINO; SCHNEIDER⁸², 1999) haja vista que nos dentes naturais temos uma acomodação das peças às custas do ligamento periodontal, e uma inadequada adaptação pode resultar em fratura dos parafusos dos abutments e possibilidade de perda e/ou fraturas dos implantes (APARICIO⁴, 1994).

A interface pilar/implante tem sido relatada como fator significativo na transferência de tensões, respostas biológicas adversas ou complicações na reconstrução protética. Muitos fatores relacionados à fabricação dos componentes protéticos de implantes e o efeito das fases clínicas e

laboratoriais, contribuem para o desajuste clínico da prótese (BARBOSA et al.⁸, 2005, JEMT³⁶, 1996).

Apesar de se relatar a possibilidade de obtenção de ajustes adequados em infra-estruturas fundidas em monobloco nas próteses sobre implantes (CALESINE et al.¹⁵, 2000), a grande maioria dos trabalhos afirma haver uma significativa melhora do nível de ajuste vertical após o procedimento de soldagem (ALVES², 2003, CONTRERAS²⁰, 2004, GORDON; SMITH²⁸, 1970, SILVA⁵⁷, 2001; SOUZA et al.⁶⁴, 2000). Dessa forma, o corte das peças e conseqüente união são indicadas para permitir o ajuste dos retentores (ARAUJO⁷, 1969, BERGENDAL; PALMQVIST¹⁰, 1995, FUSAYAMA; WAKUMOTO; HOSODA²⁴, 1964, JEMT; LINDEN³⁸, 1992, MATSURA⁴¹, 1972, SAITO⁵⁴, 1972, STACKHOUSE⁶⁵, 1967) e assim evitar possíveis danos ao sistema implante / prótese (perda do implante, fratura do parafuso, fratura da porcelana e danos peri-implantares).

A técnica de soldagem do oxigênio e ar comprimido (solda convencional) ainda é a mais utilizada na odontologia, embora essa metodologia permita que ocorram alterações das propriedades mecânicas das ligas utilizadas, pois esses fatores estão diretamente relacionados ao operador (STACKHOUSE⁶⁵, 1967).

Nos últimos anos houve um grande crescimento na aplicação dos lasers de alta potência em vários procedimentos protéticos reabilitadores buscando-se uniões soldadas mais fortes e confiáveis.

Os dois tipos de lasers mais usados para soldagem e corte são o de Nd: YAG e o CO₂ e quando tais lasers são operados num feixe de configuração aberta, são designados como sistema de lasers de classe IV. Esses são de alta potência e, se não controlados, podem apresentar riscos para os olhos e pele, nas condições mais comuns de exposição.

O aparelho Desktop de soldagem a laser utilizado no desenvolvimento deste trabalho apresenta os itens de segurança necessários para a execução das soldas. Seu funcionamento ocorre após o cerramento da porta frontal e a manipulação da peça a ser soldada é feita com uma luva de borracha. Quanto aos riscos ópticos, a proteção é garantida pela presença de um microscópio que também auxilia na visualização da área que receberá a luz

laser. Uma das vantagens descritas pelo fabricante é que tais aparelhos funcionam sem necessidade de medidas especiais de segurança.

Os sistemas de soldagem a laser têm sido largamente empregados, principalmente com o aumento do uso do titânio em supra-estruturas de prótese sobre implante (BERGENDAL; PALMQVIST¹⁰, 1995, CASTILIO¹⁶, 2000, JEMT; LINDEN³⁸, 1992, ORTORP; JEMT⁴⁸, 1999, WALTER et al.⁷⁷, 1999).

Apesar desse método ser efetivo e consolidado na literatura por inúmeras pesquisas, sua utilização é restrita por apresentar um custo elevado que foge da realidade da maioria dos laboratórios de prótese dentária.

Outro método utilizado em soldagens odontológicas é o processo TIG, - Tungstênio Inerte Gás (NEO et al.⁴⁵, 1996, ROCHA; PINHEIRO; VILLAVERDE⁵¹, 2006, TAYLOR; HONDRUM; PRASAD⁷², 1998, WANG; WELSCH⁷⁹, 1995). Embora a literatura mostre alguns trabalhos referendando essa metodologia, pouco se discute sobre dispositivos específicos para esse tipo de solda. Neste trabalho foi utilizado uma máquina de solda TIG específica para esse tipo de soldagem (Kernit®).

O processo TIG caracteriza-se por utilizar como fonte de calor um arco elétrico com corrente contínua ou alternada, com um eletrodo não consumível (carbono ou tungstênio), protegido por uma atmosfera inerte (Argônio, Hélio ou mistura destes). O uso desta solda é indicado para a maioria das ligas utilizadas na odontologia, com exceção às ligas que contenham Zinco e Berílio.

O sistema de soldagem TIG tem sido indicado para uso odontológico como uma alternativa a soldagem a laser, devido ao baixo custo (10 % do valor do aparelho a laser), fácil manuseio e operação, tempo de soldagem reduzido e excelente resistência. Segundo alguns autores, é indicado para soldas a base de Níquel Cromo e mais recentemente para ligas de Titânio (BERGENDAL; PALMQVIST¹⁰, 1995, JEMT; LINDEN³⁸, 1992, ORTORP; JEMT⁴⁸, 1999, ROCHA; PINHEIRO; VILLAVERDE⁵¹, 2006, UENO⁷⁵, 2001, WALTER et al.⁷⁷, 1999, WANG; WELSCH⁷⁹, 1995).

A finalidade deste trabalho foi comparar três métodos de soldagem (convencional, laser e TIG), por meio de teste de tração com

peças monobloco (peças únicas sem solda) consideradas como controle positivo.

A escolha de uma liga a base de Ni-Cr, utilizada neste estudo (SILVEIRA et al.⁵⁸, 2005), deu-se ao fato de sua maior aplicabilidade clínica no mercado odontológico brasileiro e a escassez de literatura na avaliação destes novos processos de soldagem.

O teste de resistência à tração foi inserido neste estudo por estar relacionado com a resistência mecânica e ductilidade, fatores importantes nas restaurações protéticas, capazes de suportar cargas mastigatórias (ORSI⁴⁷, 1998).

Os resultados encontrados neste trabalho quando se refere ao grupo controle positivo (monobloco) atingiram valores médios no teste de tração de 786,58 MPa, resultados estes condizentes aos achados por GABRIELLI²⁵, 1999, de 718,30 MPa, e superiores aos obtidos por MIRAGLIA⁴³, 2001, com média de 528,06 MPa. Nos testes de resistência à tração das peças em monobloco, verifica-se discrepâncias entre valores máximo (936,48 MPa) e mínimo (383,19 MPa), mostrando a dificuldade de padronização no processo de fundição, que podem ser os responsáveis por tais valores. Ao se analisar esses resultados, pode-se imaginar que esta situação levada para infra-estruturas protéticas, seriam as grandes responsáveis pelos desajustes obtidos clinicamente quando da utilização de peças em monobloco.

Para a solda convencional foi utilizado um espaço de 0,3 mm entre as superfícies a serem soldadas, referenciado nos trabalhos descritos por LANZA³⁹, 1981, MENDONÇA⁴², 1988, MIRAGLIA⁴³, 2001, STAFFANOU; RADKE; JENDRESEN⁶⁷, 1980 PASSOS et al.⁴⁹, 1986, TOWNSEND; VERNILYEA; GRISWOLD⁷³, 1983.

Ao se comparar os valores médios do grupo soldado de maneira convencional (366,80 MPa) com relação ao grupo controle, monobloco (786,582 MPa), os valores foram inferiores, com diferenças estatisticamente

significante, condizentes com a grande maioria da literatura (CHENG et al.¹⁸, 1993, CHENG et al.¹⁹, 1993, MATSURA⁴¹, 1972, MIRAGLIA⁴³, 2001, SAITO⁵⁴, 1972, STACKHOUSE⁶⁵, 1967, VALLITTU⁷⁶, 1997) consolidando a teoria de que, as fundições em peça única são mais resistentes que as uniões soldadas.

Ao compararmos as médias de 366,80 MPa para as soldagens convencionais, com o uso de maçarico, verifica-se que é inferior ao resultados encontrados por MIRAGLIA⁴³, 2001, que encontrou a média de 460 MPa no teste de resistência à tração utilizando uma metodologia idêntica a usada neste estudo.

Ao se analisar os valores máximo e mínimo (619,12 MPa e 165,12 MPa) encontrados nos testes de tração com solda convencional percebe-se uma grande variabilidade entre os corpos de prova do referido grupo (Tabela 1). Esta variabilidade pode ter ocorrido devido a fatores inerentes a este tipo de solda, dentre eles o alto desprendimento de calor não controlado, assim como o escoamento insuficiente da liga utilizada para solda no espaço pré-estabelecido. Este baixo escoamento pode causar porosidades internas que irão acarretar em um enfraquecimento da área soldada, confirmando os achados deste trabalho onde, todos os corpos de prova se romperam nesta região, fato este também verificado em outras pesquisas trabalhos como CHENG et al.¹⁸, 1993, CHENG et al.¹⁹, 1993, STAFFANOU; RADKE; JENDRESEN⁶⁷, 1980, VALLITTU⁷⁶, 1997.

Para soldagem a laser os resultados mostram que a média encontrada foi de 588,429 MPa, inferior ao grupo controle (786,582 MPa), com resultados estatisticamente significantes. Quando comparado aos resultados encontrados com solda convencional (366,80 MPa), estes valores mostraram-se superiores e o tratamento estatístico mostrou diferenças significantes, condizentes com os resultados de MIRAGLIA⁴³, 2001, SOUZA et al.⁶⁴, 2000.

Embora os resultados encontrados na soldagem a laser apresentem valores entre máximo de 779,71 MPa e mínimo de 364,05 MPa bastante discrepantes, são pontuais, pois verifica-se uma maior homogeneidade de resultados, quando comparados entre si e aos demais grupos. Ao se considerar que no processo de soldagem a laser deva existir um íntimo contato entre as áreas a serem soldadas (ZUPANIC; ANDRAZ; FUNDUK⁸⁶, 2006), e

que esse processo ocorre devido a fontes de calor localizado e controlado pela convergência do raio laser, faz com que na área de solda ocorra por meio de fusão entre as superfícies a serem soldadas, aumentando consideravelmente a sua resistência. Quando analisadas as superfícies fraturadas nos testes de tração foi verificado que 60% dessas fraturas não ocorreram na área de solda e sim no corpo do padrão metálico. Este fato leva-nos a concluir a melhor qualidade quanto à resistência dessas regiões soldadas. Nas áreas onde a fratura ocorreu na região soldada (40%) nota-se ainda resultados superiores quando comparado aos demais grupos.

Para as uniões soldadas pelo método TIG os resultados do presente estudo mostram o valor médio de 319,78 MPa sendo valores inferiores a todos os grupos analisados, monobloco 786,582 MPa ;laser 588,429 MPa e convencional 366,80 MPa, com resultados estatisticamente significantes quando comparados ao grupo controle e laser.

Ainda analisando os resultados achados neste estudo para a soldagem TIG podemos observar, de acordo com a tabela 2, o menor desvio padrão entre os grupos soldados, parecendo ser um método bastante reproduzível.

Apesar da literatura ser carente de trabalhos que analisam o comportamento da solda TIG em ligas de Ni-Cr (ROCHA; PINHEIRO; VILLAVÉRDE⁵¹, 2006) avaliou esse processo comparando-o à soldagem a laser no teste de flexão e encontrou valores de resistência maiores para a soldagem TIG que difere dos valores encontrados no presente estudo. Esta diferença de resultados entre os estudos pode estar atribuída ao tipo de teste adotado em cada estudo (resistência à tração e à deflexão) e também pode ser atribuído à diferença entre as máquinas de soldagem utilizadas, sendo que um equipamento não controlado induz ao maior aquecimento da peça e melhora a fusão dos metais, com conseqüente aumento na resistência. Por outro lado, o aumento de calor induz a maiores distorções nas peças a serem soldadas, argumento este usado pelos próprios autores, para justificarem a maior resistência dos corpos soldados pelo método TIG.

Em nosso estudo foi utilizada uma máquina de soldagem com desprendimento de calor controlável, desenvolvida exclusivamente para fins

odontológicos, enquanto em outros trabalhos foram usadas máquinas de solda, comumente utilizadas na indústria metalúrgica.

Para os grupos soldados pelo Método TIG, os corpos de prova foram posicionados com espaço de 0,1 mm entre as superfícies a serem soldadas, seguindo as recomendações do fabricante (Kernit®).

A necessidade do processo de soldagem em peças protéticas parece ser uma necessidade indiscutível, independente do tipo de liga metálica utilizada. Apesar da solda convencional com maçarico ser utilizada em larga escala na odontologia por muitos anos, e com resultados satisfatórios, novos métodos de soldagem vêm sendo utilizados para este propósito, com a vantagem de abreviação no tempo clínico, além de apresentarem comportamento mecânico superior.

Assim, pelos resultados apresentados nesta pesquisa, pode-se verificar que todos os resultados de fratura encontrados estão acima dos valores máximo da força de mastigação, segundo BREKHUS; ARMSTRONG; SIMON¹³, 1941, os valores das cargas oclusais variam de 3,5 a 6,4 MPa, e a força máxima encontrada por GIBBS et al.²⁶, 1986 é de 44,3 MPa, ficando claro a possibilidade do uso de qualquer uma delas. Como a tendência clínica no tratamento reabilitador é ganho de tempo, podemos afirmar que a opção de soldas alternativas à solda convencional passa a ser uma realidade tanto pela sua eficácia quanto pela rapidez do procedimento. Novas pesquisas se fazem necessárias para melhorar o controle dessas técnicas pelo pouco tempo de uso desses equipamentos.

7 – CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Buscando – se elucidar a proposição inicial por meio da metodologia estabelecida a após aplicação da análise estatística aos resultados obtidos neste estudo, podemos concluir:

1) O grupo controle (monobloco) apresentou resultado estatisticamente significativo quando comparado aos grupos de solda convencional, laser e TIG.]

2) A solda a laser mostrou resultado médio (588,42 MPa) significativamente melhores quando comparados à solda convencional (366,80 MPa) e TIG (319,78 MPa).

3) As soldas TIG e convencional, embora com diferentes resultados numéricos, apresentaram comportamentos estatístico semelhantes.

8 – REFERENCIAS

8 REFERÊNCIAS

- 1 Adrian JC, Huget EF. Laser welding of a nickel-chromium dental alloy. *Mil Med.* 1977;142(4):299-301.
- 2 Alves BP. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após a soldagem a laser [tese]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.
- 3 Anusavice KJ. Phillips, materiais dentários. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
- 4 Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(5):404-19.
- 5 Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):614-8.
- 6 Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. *Lasers Surg Med.* 1984;4(2):207-13.
- 7 Araujo PA. Contribuição ao estudo das próteses parciais fixas obtidas por soldagem de elementos ou por fundição em um só bloco [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo; 1969.
- 8 Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relação entre desajuste vertical de próteses fundidas em monobloco e tensão gerada aos implantes-análise fotoelástica. *Braz Oral Res.* 2005;19(suplement):237.
- 9 Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent.* 1995;74(3):250-7.
- 10 Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):199-206.
- 11 Bernardon T. Análise a adaptação marginal de próteses fixas implantosuportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2001.

- 12 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.
- 13 Brekhus PJ, Armstrong WD, Simon WJ. Stimulation of the muscles of mastication. *J Dent Res.* 1941;20(2):87-92.
- 14 Byrne G, Laub LW, Hu JY, Land MF. The fit of fixed partial dentures joined by infrared soldering. *J Prosthet Dent.* 1992;68(4):591-6.
- 15 Calesine G, Bruschi GB, Scipioni A, Micarelli C, Di Felice A. One-Piece casting in fixed prosthodontics: A study of marginal adaptation using computerized SEM images. *Int J Prosthodont.* 2000;13(4):271-81.
- 16 Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto cromo, antes e após soldagem a laser. [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2000.
- 17 Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):477-83.
- 18 Cheng A, Chai J, Gilbert J, Jameson L. Mechanical properties of high noble preceramic solder joints formed using an infrared heat source. *Northwest Dent Res.* 1993;4(1):24-7.
- 19 Cheng AC, Chai JY, Gilbert J, Jameson LM. Mechanical properties of metal connectors soldered by gas torch versus an infrared technique. *J Prosthet Dent.* 1993;2(2):103-9.
- 20 Contreras EFR. Influencia da soldagem "Laser", eletroerosão e ciclos de cocção da porcelana no desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio alumínio-vanádio [tese]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2004.
- 21 Derand T. Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces. *Dent Mater.* 1995;11(2):93-5.
- 22 Eames WB, MacNamara JF. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. *Oper Dent.* 1978;3(4):137-41.
- 23 Engel F. The three-quarter crown. *Dent Items Interest.* Philadelphia. 1945;67(10):1091-101.

- 24 Fusayama T, Wakumoto S, Hosoda H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one – piece casting. *J Prosthet Dent.* 1964;14(2):334-42.
- 25 Gabrielli ACR. Emprego da soldagem TIG (tugsten inert gás) em ligas contendo níquel, cromo, cobalto e titânio para uso odontológico. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 1999.
- 26 Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226-9.
- 27 Gordon TE, Smith DL. Laser welding of ceramic fixed prostheses *Dental Digest.* 1970(July):306-9.
- 28 Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses--an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970;24(4):472-6.
- 29 Hawbolt EB, MacEntee MI, Zahel JI. The tensile strength and appearance of solder joints in three base metal alloys made with high- and low-temperature solders. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):362-7.
- 30 Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):190-6.
- 31 Hietanen M, Honkasalo A, Laitinen H, Lindroos L, Welling I, von Nandelstadh P. Evaluation of hazards in CO2 laser welding and related processes. *Ann Occup Hyg.* 1992;36(2):183-8.
- 32 Hollenback GM, Smith DD, Shell JS. The accuracy of dental appliances assembled by soldering. II. *J Calif Dent Assoc.* 1966;42(2):124-8.
- 33 Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977;56(2):128-34.
- 34 Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent.* 1997;78(6):550-3.
- 35 Janus CE, Taylor DF, Holland GA. A microstructural study of solder connectors of low-gold casting alloys. *J Prosthet Dent.* 1983;50(5):657-63.
- 36 Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):151-8.

- 37 Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont*. 1998;11(6):551-7.
- 38 Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(3):177-84.
- 39 Lanza MD. Estudo das alterações dimensionais e outras propriedades de uniões soldadas (pré-cerâmicas) em uma liga Ni-Cr, utilizando dois tipos de soldas antes e após sucessivas queimas simuladas [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru; 1981.
- 40 Lima Verde MA, Stein RS. Evaluation of soldered connectors of two base metal ceramic alloys. *J Prosthet Dent*. 1994;71(4):339-44.
- 41 Matsura K. Influência da soldagem a maçarico ou em forno nas alterações dimensionais, resistência ao dobramento e a tração de próteses “fixas” de ligas de ouro [tese]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo; 1972.
- 42 Mendonça MLF. 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.
- 43 Miraglia SS. Avaliação comparativa de resistência à tração envolvendo quatro ligas metálicas e três técnicas de união: fundição em monobloco, soldagem convencional e soldagem a laser [tese]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2001.
- 44 NaBadalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):285-90.
- 45 Neo TK, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*. 1996;9(4):379-93.
- 46 Nishimura F, Yamaguchi S, Wakumoto S. Accuracy of bridges made by various soldering technics and one piece casting. *Bull Tokyo Med Dent Univ*. 1963;10(104):107-8.
- 47 Orsi IA. Influência dos ciclos de sinterização da cerâmica na adaptação cervical de restaurações confeccionadas com ligas níquel-cromo com e sem berílio [tese]. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 1998.

- 48 Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks in the partially edentulous jaw: a 5-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(2):84-91.
- 49 Passos EL, Janson WA, Passanezi E, Pandolfi RF, Ferreira PM. Estudo comparativo das propriedades de resistencia à tração e ao dobramento e análise metalográfica de uniões soldadas; pré e pós cerâmica, de liga de metal nobre. *Estomatologia e Cultura Bauru.* 1986;16(1):37-44.
- 50 Rasmussen EJ, Goodkind RJ, Gerberich WW. An investigation of tensile strength of dental solder joints. *J Prosthet Dent.* 1979;41(4):418-23.
- 51 Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006;17(1):20-3.
- 52 Rockwell RJ, Jr., Moss CE. Optical radiation hazards of laser welding processes. Part II: CO₂ laser. *Am Ind Hyg Assoc J.* 1989;50(8):419-27.
- 53 Roggensack M, Walter MH, Boning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. *Dent Mater.* 1993;9(2):104-7.
- 54 Saito T. Expansão e distorção durante a soldagem de “próteses fixas”, em função de materiais para modelo de soldagem, do espaço entre as partes a soldar e das fases em que se realizaram as medidas [tese]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1972.
- 55 Saxton PL. High-fuse soldering of a non-precious alloy. *Quintessence Dent Technol.* 1980;4(1):57-61.
- 56 Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent.* 1985;54(6):770-6.
- 57 Silva TBP. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento [tese]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2001.
- 58 Silveira DB, Dantas KA, Barbosa GAS, C. MMG, Ribeiro RF, Mendonça G. Avaliação da conduta de técnicos em prótese dentária na confecção de próteses sobre implantes. *Braz Oral Res.* 2005;19 2372.
- 59 Sjogren B. A retrospective cohort study of mortality among stainless steel welders. *Scand J Work Environ Health.* 1980;6(3):197-200.
- 60 Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(4):247-53.

- 61 Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
- 62 Sobieralski JA, Schelb E, Prihoda TJ. Torch versus oven preceramic soldering of a nickel-chromium alloy. *Quintessence Int.* 1990;21(9):753-7.
- 63 Souza AS. Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser [dissertação]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2001.
- 64 Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRSB, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na odontologia: Estudo de uniões soldadas empregando-se laser e brasagem. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2000;54(6):470-5.
- 65 Stackhouse JA, Jr. Assembly of dental units by soldering. *J Prosthet Dent.* 1967;18(2):131-9.
- 66 Stade EH, Reisbick MH, Preston JD. Preceramic and postceramic solder joints. *J Prosthet Dent.* 1975;34(5):527-32.
- 67 Staffanou RS, Radke RA, Jendresen MD. Strength properties of soldered joints from various ceramic-metal combinations. *J Prosthet Dent.* 1980;43(1):31-9.
- 68 Steinman RR. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. *J Prosthet Dent.* 1954;4(3):384-94.
- 69 Taggart WH. A new and accurated method of making gold inlays. *Dent Cosmos.* 1907;49(11):1117-21.
- 70 Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater.* 1989;5(1):45-50.
- 71 Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996;13(4):23-31.
- 72 Taylor JC, Hondrum OS, Prasad A. Effects of joints configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J prosth Dent.* 1998;79(3):291-7.
- 73 Townsend LW, Vernilyea SG, Griswold WH. Soldering nonnoble alloys. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):51-3.
- 74 Tylman SD, Tylman SG. Theory and practice of crown and bridge prosthodontics. . 768 ed. Saint Louis; 1970.
- 75 Ueno AH. Análise Comparativa da alteração dimensional entre dois métodos de soldagem: arco eletrodo com proteção de argônio (TIG) e maçarico, para uma liga

- para prótese metalocerâmica à base de Ni-Cr [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo; 2001.
- 76 Vallittu PK. Brazing joints of gold alloy used in porcelain-fused-to-metal restorations and their resistance to deflection fatigue. . J Oral Rehabil. 1997;24(6):444-8.
- 77 Walter M, Reppel PD, Boning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. J Oral Rehabil. 1999;26(2):91-6.
- 78 Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. J Prosthet Dent. 1998;79(3):335-41.
- 79 Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. J Prosthet Dent. 1995;74(5):521-30.
- 80 Waskewicz GA. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. . Int J oral Maxillofac Implants. 1994; 9(4):405-11.
- 81 Watanabe I, Topham DS. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. J Prosthodont. 2006;15(2):102-7.
- 82 Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999;12(2):167-78.
- 83 Willis LM, Nicholls JI. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. J Prosthet Dent. 1980;43(3):272-8.
- 84 Wiskott HW, Macheret F, Bussy F, Belser UC. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. J Prosthet Dent. 1997;77(6):607-16.
- 85 Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. J Prosthet Dent. 1993;70(3):264-73.
- 86 Zupanic R, Andraz L, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2006;96(4):273-82.

ABSTRACT

ABSTRACT

Effects of different types of welding on the tensile strength of Ni-Cr structures.

The development of metallic prosthetic framework in oral rehabilitation, involves critical processes specially related to casting and welding. The objective of this work was to evaluate the tensile strength of cast plates (monobloc) with three different welding methods: conventional welding (torch), laser welding and TIG welding (tungsten inert gas). Eighty pre fabricated plastic patterns (twenty for each group), were welded in Ni-Cr alloy, being the control group (monobloc) jointed previously to welding. The specimens of the test group were randomly divided for posterior welding and tensile strength test, which were performed in an universal testing machine (Kratos). The mean values (Mpa) were: monobloc (control) - 785.08, laser welding – 588.42, conventional welding – 366.80 and TIG 319.78. Data were analyzed by One-way ANOVA and Tukey test (p.0.05). The control group (monobloc) presented tensile strength values statistically superior compared to all test groups. Between the welded patterns, the laser welding presented tensile strength values statistically superior compared to the other welding groups (conventional and TIG), which did not show any statistically difference between them. Therefore, it can be concluded that despite of the statistical difference between the groups, the three welding methods can be indicated by the highly satisfactory results.

Key-words: Welding, tensile strength, dental alloys.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)