UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL
ENTRE DIFERENTES MÉTODOS DE SOLDAGEM:
CHAMA DIRETA – TIG – LASER.**

JEOVAN DA SILVA

RIBEIRÃO PRETO

2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL
ENTRE DIFERENTES MÉTODOS DE SOLDAGEM:
CHAMA DIRETA – TIG – LASER.**

JEOVAN DA SILVA

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador – Prof. Dr. Wilson Matsumoto

RIBEIRÃO PRETO

2007

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ribeirão Preto, ____/____/____

Assinatura:

E-mail: jeovan@axtelecom.com.br

FICHA CATALOGRÁFICA

Silva, Jeovan

Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta, TIG e laser. Ribeirão Preto, 2007.
104 p.: il.; 30 cm.

Dissertação Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Matsumoto, Wilson.

1. Prótese dentária. 2. Soldagem. 3. Prótese Fixa. 4. TIG
4. Laser. 5. Brasagem.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Jeovan da Silva

Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: Chama direta – TIG - laser.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre. Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / 2007

Banca Examinadora

Prof.Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À Deus pela orientação e proteção em todos os momentos de minha vida.

Aos meus pais Alfandir e Maria Iolanda, exemplos de honestidade e caráter, responsáveis pela minha formação como pessoa. Todo meu agradecimento pelo carinho, dedicação, incentivo.

A minha esposa Sandra, pelo seu amor, cumplicidade, incentivo, apoio e eterna compreensão em todos os momentos.

Às minhas filhas Maria Clara e Ana Luiza, minha grande alegria, meu grande orgulho e razão da minha vida!

Ao meu irmão Jean pela amizade e preocupação com a minha felicidade.

Aos meus familiares e amigos, pela compreensão da minha ausência e incentivo para tanta dedicação.

Aos meus colegas Carlos Eduardo, Agnaldo Raiol, Augusto Campanha, Francisco Azevedo, Lamartine Galvão pela amizade e incentivo à pós-graduação.

AGRADECIMENTO ESPECIAL:

Ao **Prof. Dr. Wilson Matsumoto**, pela maneira gentil e sábia em me orientar, com extrema dedicação e atenção, dando-me o privilégio da convivência enriquecedora.

Obrigado pela oportunidade!

AGRADECIMENTOS:

A todos os professores que contribuíram para minha formação e aprendizado serei eternamente grato.

À presidência, coordenação do curso de pós graduação da FORP-USP.

Agradeço especialmente a todos os funcionários da FORP que sempre me atenderam muito bem, em especial a Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier, Marcelo Aparecido Vieira, José de Godói Filho, Fernando Schiavetto, Isabel Sola, Regiane Cristina, Luiz Sergio Soares, Odair Rosa Silva, Paulo César Teodoro, Paulo Sergio Ferreira, Lício Firmino Júnior.

Aos amigos do curso de mestrado: Hishan, Fabrício, Ingrid, Ana Luiza, Patrícia, Tony, Abílio, Humberto, Marco, Amanda, Edmilsom, Fabiano, Janisse, Lâner, Natércia, Pâmella, Sônia. Obrigado pelos momentos felizes de convivência e amizade.

Meus agradecimentos à empresa Kernit, na pessoa de Sr. Ludwig, por disponibilizar sua soldadora a fim de que pudéssemos realizar este trabalho.

Ao laboratório Salaçar Prótese dentária, Jair Salaçar e Lucas, pela disponibilidade, dedicação, amizade e colaboração na parte experimental deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza pela orientação e auxílio na análise estatística.

Aos professores Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos e Dr. Ricardo Faria Ribeiro responsáveis pelo laboratório de laser pela gentileza, orientação e cessão dos equipamentos.

Ao Prof. Dr. Heitor Panzeri responsável pelo laboratório de ensaios mecânicos e a Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes pelo auxílio com os equipamentos.

Aos técnicos dos laboratórios LIPEM: Ricardo de Souza Antunes e Edson Volta e à técnica do laboratório de Solda Laser Ana Paula Macedo, que com grande dedicação sempre nos auxiliam na realização dos experimentos.

Meus agradecimentos!

Resumo

SILVA, J. **Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta - TIG - laser.** 2007. 109p. Dissertação Mestrado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

A técnica de soldagem apresenta vantagem de união de partes metálicas que permite melhora na adaptação e uniformidade na distribuição das forças mastigatórias, minimizando falhas no tratamento reabilitador. O objetivo foi avaliar a resistência flexural entre três métodos de soldagem diferentes: Chama Direta a maçarico, método TIG - Tungstênio gás inerte (Soldadora NTY – Kernit, Brasil) e o método de solda a Laser (Soldadora Desktop - Dentaaurum, Alemanha) comparando a um grupo controle (Monobloco). Os espécimes cilíndricos foram obtidos a partir de canais de cera pré-fabricados com 3mm de diâmetro e 30mm de comprimento, fundidos em liga de Ni-Cr e seccionados transversalmente, formando os grupos T1 e L1. Depois da secção, dez espécimes dos grupos L e T receberam chanfros em 45° para preenchimento, formando os grupos (L2 e T2). As extremidades foram unidas com resina acrílica obedecendo a uma distância pré-determinada, de 0,3mm para o grupo chama direta, 0,1mm para o grupo TIG e juntas do tipo topo a topo para o grupo laser. Os corpos foram incluídos e soldados de acordo com a proposição. Após a soldagem os corpos de prova foram torneados e levados ao teste de flexão. Os dados foram submetidos aos testes estatísticos (ANOVA e Student-Newman-

Keuls - $p < 0,05$) para comparações múltiplas. De acordo com os resultados (MPa) o grupo M (1796,55) obteve o maior valor, seguindo pelo grupo C(1370,56), ficando o grupo T1(990,84) com o valor menor. Não houve diferença estatística entre os grupos soldados, existindo somente diferença entre os grupos de teste para o grupo controle em monobloco. No entanto podemos afirmar que o preenchimento parece influenciar discretamente os resultados da resistência flexural no grupo TIG. Conclui-se que o método TIG produz resultado semelhante ao laser e a chama direta, o que é clínica e operacionalmente importante.

Palavras-chave: Soldagem; Prótese Fixa; TIG; Laser; Chama direta.

ABSTRACT

SILVA, J. **Evaluation of the flexural strength among different welding methods: Brazing - TIG - Laser.** 2007. 109p. Dissertation, University of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto.

The welding technique presents advantage of union of metallic parts that improves the adaptation and appropriate distribution of the bite forces, minimizing flaws in the dental prostheses. The objective was to evaluate the flexural strength in different welding methods: Brazing; Laser (Welder Desktop - Dentaureum, Germany) and Tungsten inert gas - TIG (Welder NTY - Kernit, Brazil), comparing to a control group (non-welded). The cylindrical specimens were obtained from prefabricated wax conduits with 3mm of diameter and 30mm of length, melted in Ni-Cr alloys and split up transversally, forming the groups T1 and L1. After of the section the groups L and T received slices in 45° for fulfill, forming the groups (L2 and T2). The extremities were united with acrylic resin obeying a predetermined distance, from 0,3 mm to the brazing group, 0,1 mm to the TIG group, and in the laser group there wasn't any space between the extremities of jointing. The specimens were included and welding in agreement with the proposition, turned and conducted to the flexion test. The data were submitted to the statistical test (ANOVA and Student-Newman-Keuls - $p < 0,05$) for multiple comparisons. According to the results (MPa) the control group (1796,55) obtained the largest average value, followed by the brazing group (1370,56), being the group T1(990,84) with the smallest value. In terms of statistics there was no difference between the groups with welding, existing only difference among the

tested groups for the control group. However, we can affirm that the completion seems to influence the results of the resistance flexural discreetly in the TIG group. It can be concluded that the TIG method produces similar result to the laser and the brazing, what is clinical and important operationally.

Word-key: Welding; Dental prostheses; Tungsten inert gas; Laser; Brazing.

Lista de figuras

Figura 1.	Formação dos grupos de teste	52
Figura 2 a.	Desgaste da extremidade em 90°	55
Figura 2 b.	Desgaste em chanfrado 45°	55
Figura 3 a.	Dispositivo de união	57
Figura 3 b.	Espaçador metálico entre os corpos de prova	57
Figura 3 c.	Espaço padronizado	57
Figura 3 d.	União com resina acrílica	57
Figura 4 a.	Dispositivo com os corpos chanfrados do grupo L2.	57
Figura 4 b.	Corpos unidos com resina acrílica	57
Figura 5.	Inclusão para soldagem	59
Figura 6 a, b.	Soldagem convencional com chama direta	61
Figura 6 c.	Visão aproximada do local da solda	61
Figura 7.	Máquina de solda TIG	63
Figura 8.	Vista aproximada do corpo de prova pronto para acionamento da soldagem TIG	63
Figura 9.	Processo de soldagem TIG. A- Arco elétrico formado pela corrente elétrica.	63
Figura 9 b.	Peça após a primeira descarga elétrica.	
Figura 9 c.	Peça soldada.	63
Figura 10.	Soldagem da parte central do grupo T2	65
Figura 11.	Soldagem de preenchimento do grupo T2	65

Figura 12 a.	Soldadora Desktop – Dentaureum	67
Figura 12 b	Corpo de prova sendo soldado no interior da máquina soldadora	67
Figura 13 a	Grupo L1, corpo de prova justaposto	67
Figura 13 b	Corpo de prova soldado sem preenchimento	67
Figura 14 a	Grupo L2, centro do corpo unido	67
Figura 14 b	Corpo de prova sendo preenchido	67
Figura 14 c	Corpo de prova completamente preenchido	67
Figura 15 a	Corpo torneado	68
Figura 15 b	Medida conferida pelo micrômetro	68
Figura 16	Dispositivo de ensaio de resistência flexural	71
Figura 17	Grupo Chama direta: resistência baixa, média e alta	83
Figura 18	Corpos fraturados após o teste de flexão	87
Figura 19 a	Grupo TIG, sem preenchimento e alta resistência	87
Figura 19 b	Grupo TIG, preenchido e com alta resistência	87

Lista de Quadros

Quadro 1	Programação do forno para simulação de sinterização da cerâmica	70
Quadro 2	Comparação entre as vantagens dos processos de soldagem	92

Lista de Tabelas

TABELA 1	Valores (em MPa) da resistência flexural	74
TABELA 2	Tabela de análise de variância para um fator de variação com o valor de F para os seis grupos experimentais	74
TABELA 3	Teste de Student-Newman-Keuls para comparações múltiplas entre as médias dos grupos	75

Lista de Gráficos

Gráfico 1	Valores médios e respectivos desvios padrão para a resistência flexural	76
Gráfico 2	Interação comparativa entre preenchimento	77

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE GRÁFICOS

1. INTRODUÇÃO	20
2. REVISÃO DA LITERATURA	26
3. PROPOSIÇÃO	45
4. MATERIAIS E MÉTODOS	47
4.1. MATERIAIS UTILIZADOS NO TRABALHO	48
4.1.1. Liga metálica	48
4.1.2. Revestimento para fundição	48
4.1.3. Revestimento para soldagem	49
4.1.4. Liga de solda	49
4.1.5. Fluxo para solda	49
4.2. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVAS	51
4.2.1. Inclusão dos padrões de cera para fundição	52
4.2.2. Fundição	53
4.2.3. Preparo das extremidades a serem soldadas	54
4.3. UNIÃO DOS CORPOS DE PROVA	56

4.4. INCLUSÃO PARA SOLDAGEM	58
4.5. SOLDAGEM.....	59
4.5.1. Soldagem chama direta	60
4.5.2. Soldagem TIG	61
4.5.3. Soldagem Laser	66
4.6. ACABAMENTO	68
4.7. TRATAMENTO TÉRMICO	69
4.8. TESTE DE RESISTÊNCIA FLEXURAL	70
5. RESULTADOS.....	72
6. DISCUSSÃO.....	78
7. CONCLUSÃO	93
8. REFERÊNCIAS.....	95

1. INTRODUÇÃO

O sucesso de uma prótese fixa depende de algumas condições básicas que são inerentes aos materiais e técnicas de laboratório utilizados. Uma prótese fixa suportada por um ou mais pilares sejam eles dentes naturais ou implantes, deve apresentar uma distribuição uniforme de forças e uma adaptação perfeita, de tal modo que esta ocorra de forma exata e passiva (MISCH, 2006; ROSENSTIEL, 2002).

As causas mais comuns de insucesso no tratamento com próteses fixas envolvem: forças excessivas, esquemas oclusais deficientes, estruturas sem assentamento passivo, próteses com pouca retenção, além de falhas proporcionadas por problemas relacionados aos materiais e técnicas. Dentre as causas mais comuns encontra-se a dificuldade em se obter uma boa adaptação das peças protéticas, principalmente as mais extensas ou as estruturas metálicas de próteses fixas fundidas em uma única peça, seja pela contração de solidificação da liga ou por falta de paralelismo entre os retentores. Assim, a desadaptação de uma prótese parcial fixa de peça única aumenta à medida que o volume desta prótese também aumenta (SHILLINBURG, 1998). Por esta razão faz-se necessário o emprego da soldagem, já que as próteses parciais fixas de quatro ou cinco unidades unidas pela soldagem proporcionam melhor adaptação se comparadas às apresentadas por fundições de uma só peça com comprimento semelhante (ZIEBERT et al., 1986).

Na odontologia, a soldagem é um processo muito usado e pode ser definido como sendo a área onde há união de dois objetos metálicos, com ou sem adição de metal usando uma fonte de calor (MARQUES, 1991; NABADALUNG;

NICHOLLS, 1998). A técnica de soldagem apresenta vantagem de trabalhar com segmentos da prótese, reduzindo possíveis falhas durante a fabricação da estrutura metálica e permitindo uma melhora da adaptação e distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese (SOUZA et al., 2000).

Muitos problemas têm sido relatados na literatura a respeito do processo de soldagem. BAGLEY, em 1979 comentou que ainda haveria a necessidade de se desenvolver uma técnica de soldagem satisfatória para as ligas não nobres. Dentre os problemas associados à soldagem destas ligas estão incluídos a oxidação das faces a serem unidas pela solda, a porosidade na junta e o superaquecimento do local de união durante processo de soldagem, sendo este último causado pelas altas temperaturas a que são submetidas as juntas até que a solda flua e preencha todo espaço a ela destinado (BLUSTEIN, 1976; STEINMAN, 1954).

As ligas metálicas vêm sendo utilizadas desde o início deste século nos trabalhos protéticos e restauradores em odontologia. A partir da década de 70, com a elevação do preço do ouro e conseqüentemente das ligas que o continham, ocorreu o surgimento das chamadas ligas alternativas. Muitos passaram a se dedicar ao estudo dessas ligas, principalmente porque do ponto de vista comercial surgia a possibilidade da diminuição dos custos de confecção dos trabalhos protéticos.

Entretanto, sua utilização não se baseou apenas no custo do ouro, mas sim nas propriedades destes materiais tais como: alta resistência e alto módulo de elasticidade, sua rigidez e alta resistência à deformação permanente que permitem a construção de próteses parciais fixas delicadas e com grandes espaços protéticos.

Outra vantagem importante se refere a sua alta resistência ao sag, que é a deformação plástica irreversível da estrutura metálica de prótese parcial fixa durante a temperatura de sinterização da cerâmica. Como desvantagens destas ligas apresentam: alta dureza e dificuldade de brunimento (ANUSAVICE, 2005).

Os materiais para prótese dentária, além das propriedades mecânicas descritas, também devem apresentar biocompatibilidade, resistência à corrosão e facilidade de confecção das próteses, permitindo um excelente controle de qualidade técnica, especialmente no que se refere à fundição e ao processo de soldagem. Nos últimos 25 anos, o número e tipos de ligas disponíveis para reabilitação oral têm aumentado significativamente, e fazer a seleção de qual liga deve ser usada é uma tarefa difícil. Dentre os materiais que atendem esta finalidade com sucesso temos: ligas de níquel-cromo, cobalto-cromo, paládio-prata, prata-paládio, ouro-paládio-prata, ouro-paládio e mais recentemente o titânio e suas ligas (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1972).

A inspeção clínica tem demonstrado que os métodos de soldagem convencional podem produzir pequenos defeitos que muitas vezes passam despercebidas pelos profissionais e posteriormente resultam em fracasso do tratamento reabilitador (TEHINI; STEIN, 1993).

Obtenção de juntas soldadas em Odontologia vem se aprimorando com o desenvolvimento e a incorporação de conhecimentos de outras áreas como a engenharia, que tem possibilitado o surgimento de novas técnicas e equipamentos para a união de juntas soldadas, como uma alternativa à técnica convencional com maçarico (MARQUES, 1991).

Dentro desse rol de novas possibilidades destacam-se a solda a laser (Gordon, 1970) e a solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte - TIG (Tungsten Inert Gás) (UENO, 1994; BEZERRA, 1999).

Com a evolução em diversas áreas técnicas, o laser passou também a ser utilizado pelos laboratórios de prótese dentária a partir de 1970 quando foi introduzido na odontologia por Gordon. O processo de soldagem a laser produz um feixe de luz de alta energia suficiente para provocar a fusão do próprio metal unindo as extremidades e tem sido empregado em substituição ao processo de soldagem convencional na construção das próteses (Dinato, 1999).

Outro processo de soldagem vindo da engenharia é o processo de soldagem por arco elétrico em atmosfera inerte que gera um arco elétrico entre um eletrodo de tungstênio e a peça a soldar. A soldagem a Arco Gás-Tungstênio (Gas Tungsten Arc Welding - GTAW) ou, como é mais conhecida no Brasil, TIG (Tungsten Inert Gas) é um processo no qual a união é obtida pelo aquecimento dos materiais por um arco estabelecido entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a peça, podendo ser utilizado metal de adição ou não (MARQUES, 1991). A proteção do eletrodo e da zona da solda é feita por um gás inerte, normalmente o argônio. Existem pesquisas sobre a utilização deste processo na odontologia mais especificamente pela reabilitação oral com resultados bastante satisfatórios (WANG; WELSCH, 1995; YUTAKA; OKABE, 1996; ROCHA, 2006). Entretanto na prática esse processo é amplamente usado somente pela engenharia tendo pouco ou nenhuma utilização na prática diária da odontologia, provavelmente pela falta de equipamentos adaptados para este fim.

Existem hoje no mercado equipamentos que permitem a utilização deste processo (GTAW) adaptado para fins específicos na odontologia. Esses equipamentos se mostram promissores quanto a sua praticidade de utilização, sendo necessários, entretanto estudos específicos sobre o resultado de sua aplicação em ligas odontológicas.

Assim, com o crescimento do uso das ligas não nobres e como a fundição de peças protéticas em monobloco não oferece segurança desejável de adaptação, a preocupação clínica é soldar segmentos metálicos de forma que este processo não produza peças com pontos de fragilidade no local de união. Desta forma é de fundamental importância a investigação de métodos para realização deste processo de soldagem com excelente qualidade.

2. REVISÃO DA LITERATURA

O surgimento das ligas predominantemente de metais básicos se deu no início dos anos 70, impulsionada pelo alto valor do ouro daquela época. Estas ligas contêm por definição menos de 25% de metais nobres da sua composição, muito embora atualmente grande parte delas não contenham metais nobres. Hoje elas assumem um papel muito importante, detendo grande parte do mercado mundial devido a seu baixo custo e excelentes propriedades físicas (ANUSAVICE, 2005).

As ligas de metais não nobres são quimicamente complexas e seus procedimentos laboratoriais são mais críticos do que as ligas à base de ouro. Em 1972 a American Dental Association (ADA) propôs um programa de aceitação das ligas de metais básicos, procurando avaliar todas as ligas para restaurações fundidas.

Estas ligas possuem características favoráveis à utilização como estrutura de próteses metalocerâmicas, pois possuem alta dureza e ductibilidade razoavelmente alta. Seu módulo elasticidade (rigidez) é maior que as ligas nobres e altamente nobres, permitindo assim fundições mais finas e rígidas, fazendo com que as próteses fixas extensas sejam menos flexíveis, o que torna as porcelanas menos suscetíveis a fraturas. As ligas de metais básicos também apresentam uma boa resistência à deformação (SAG), devido ao seu relativo alto ponto de fusão, tornando essas ligas resistentes às deformações durante o processo de sinterização das cerâmicas (KELLY; ROSE, 1983; BARAN, 1985; ANUSAVICE, 2005).

Moffa et al. (1973), em seu trabalho buscou comparar as propriedades físicas de uma liga predominantemente de metais básicos (Ni-Cr) com uma semi-nobre (Ni-Cr-Pd) e uma nobre (Au-Ag-Pt) usadas na confecção de estruturas de

próteses metalocerâmicas. Os testes buscavam determinar as propriedades mecânicas como a resistência à tração, módulo de elasticidade, alongamento, dureza e união entre as três diferentes ligas à porcelana. Ao final do estudo, os autores constataram uma superioridade significativa da liga a base de Ni-Cr quando comparada às demais. Com intuito de comprovar esses dados, muitos outros autores pesquisaram o uso, as qualidades e as limitações das ligas à base de Ni-Cr.

As ligas de níquel-cromo possuem grande importância na reabilitação oral devido a sua extensa aplicabilidade clínica, sua capacidade para resistir a uma grande variedade de intempérie que envolve o ambiente bucal, sejam elas condições físicas, químicas ou biológicas. Além de suas vantagens econômicas, as ligas de Ni-Cr possuem vantagens sobre as ligas de metais nobres, tais como: fluidez adequada e resistência à tração, módulo de elasticidade alto e menor densidade. Por outro lado, as desvantagens são alta dureza, alta temperatura de fusão e maior dificuldade para soldagem (GORDON; SMITH, 1970).

Essas ligas podem ser usadas tanto para restaurações metalocerâmicas quanto para coroas totais e estruturas de próteses parciais removíveis. Entretanto tem sua maior utilização nas próteses metalocerâmicas, onde é amplamente usada pela maioria dos laboratórios de próteses, pois possuem compatibilidade com diversos sistemas cerâmicos, e suas propriedades físicas e mecânicas são favoráveis à sua utilização na confecção de próteses mais extensas (MOFFA, 1973). As ligas de Ni-Cr possuem uma grande variação na quantidade dos elementos principais, com porcentagens de níquel que variam entre 70 a 80% e cromo entre 13 e 22% (FUSAYAMA; WAKUMOTO; HOSODA, 1964).

Como desvantagens, as ligas predominantemente de metais básicos são mais difíceis de fundir devido sua alta temperatura de fusão, são menos dúcteis do que as ligas nobres e altamente nobres permitindo um menor brunimento das peças além de sua alta dureza dificultar o acabamento e polimento. Devido à ausência de metais nobres a sua resistência à corrosão depende do Cromo (Cr) que forma uma fina camada de óxido de cromo sobre a superfície da liga tornando-a estável quimicamente às trocas iônicas. Uma outra desvantagem destas ligas diz respeito a uma maior contração de solidificação (2,3%) comparadas às ligas nobres (1,4%). Essa contração pode não só comprometer a adaptação de coroas unitárias aos preparos dentais, como também pode comprometer a adaptação das próteses fixas, uma vez que sua contração é volumétrica, portanto quanto maior o volume das próteses, maior será a contração de solidificação e por consequência maior será a desadaptação das peças provocada pela contração das ligas metálicas. Uma proposta para solucionar este problema foi a indicação da soldagem (MOFFA et al., 1973; SAITO; SANTOS, 1979; BARAN, 1985; SCHIFFLEGER, 1985; ZIEBERT, 1986; SHILLINGBURG, 1998; DINATO, 1999; ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2002; ANUSAVICE, 2005).

A técnica de soldagem tem a vantagem de permitir trabalhos em segmentos de prótese, reduzindo possíveis falhas durante a fabricação da estrutura metálica, sendo usado como um importante recurso para solução de problemas, especialmente a falta de adaptação completa ou adaptação sem passividade. Na odontologia o processo de soldagem mais utilizado é sem dúvida a soldagem convencional, devido ao seu baixo custo e facilidade técnica, entretanto existem várias técnicas de soldagem, dentre elas podemos citar: soldagem a laser

(GORDON; SMITH, 1970; NABADALUNG; NICHOLLS, 1998) e a soldagem a arco elétrico em atmosfera de gás inerte – TIG (WANG; WELSCH, 1995).

Para a *American Welding Society*, o processo de brasagem também chamado de soldagem oxigás ou soldagem por chama direta, produz coalescência dos metais pelo aquecimento das partes a serem soldadas através de uma chama, havendo a necessidade de outro tipo de liga chamada liga de solda, que serve para unir entre si duas ou mais peças metálicas, seja do mesmo metal ou não a uma temperatura maior que 450°C e menor que o ponto de fusão do metal base.

Esse processo de soldagem data do século XIX. Foi o cientista francês Le Châtelier que, em 1895, observou que quando o acetileno queima com o oxigênio produz uma chama que atinge a temperatura aproximada de 3000°C. O processo de soldagem oxiacetilênico foi explorado comercialmente a partir do século XX, quando foram desenvolvidos processos de produção de acetileno e de oxigênio. Além do acetileno, existem outros combustíveis usados neste processo, são eles: hidrogênio com uma temperatura máxima de chama (T_m) de 2480°C, o propano e o butano com uma T_m de 2830°C.

O processo de soldagem oxigás apresenta as seguintes vantagens: baixo custo, equipamento portátil, permite fácil controle de operação e não necessita de energia elétrica. Entre as desvantagens podem ser apontadas as seguintes: exige soldador hábil, conduz a um superaquecimento e apresenta riscos de acidente com os cilindros de gases (AMERICAM WELDING SOCIETY, 1981).

Schiffleger et al. (1985) relataram em seu artigo que a construção de uma prótese parcial fixa em monobloco apresenta algumas vantagens como: avaliação

imediate da adaptação, resistência máxima do conector e ganho de tempo com a eliminação do processo de soldagem. No entanto, os autores enfatizam que a confecção do monobloco exige habilidade e disciplina. A pesquisa analisou próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidos em monobloco. Com o auxílio de um microscópio, os autores verificaram a melhora de 50% no assentamento das fundições após a secção da estrutura metálica e a distorção foi menor nas próteses parciais fixas de três elementos e maior nas próteses de cinco elementos.

Ziebert et al. (1986) relataram que a fundição em monobloco elimina o processo da soldagem e maximiza a resistência do conector. No entanto, os autores verificaram que a adaptação marginal em monobloco foi inferior àquelas obtidas após a soldagem em uma análise de 15 próteses parciais fixas fundidas em monobloco, que depois foram seccionadas e unidas pelo processo da soldagem.

Shillingburg et al. (1998) definem como características principais para uma boa soldagem os seguintes requisitos: a) resistência a corrosão; b) ponto de fusão da liga de solda abaixo do ponto de fusão do metal base cerca de 38° a 65°C; c) ausência de porosidade, pois a porosidade gera tensões fragilizando a estrutura; d) resistência da solda deve ser tão forte quanto a liga utilizada; e) boa fluidez e escoamento: uma boa fluidez diminui a chance de sobreaquecimento da liga.

Muitos problemas envolvem o processo de soldagem, dentre eles estão incluídos a oxidação das faces a serem soldadas, a porosidade na junta e o sobreaquecimento da junta durante o processo de soldagem, sendo que este último é causado pelas altas temperaturas a que são submetidas as juntas até que a solda

flua e preencha todo espaço a ela destinado, pois a temperatura de fusão da solda encontra-se muito próximo ao da liga (BLUSTEIN et al., 1976; STAFFANOU; RADKE; JENDRESEN, 1980; MECNTEE; HAWBOLT; ZAHHEL, 1981; KRIEBEL, 1984; SOUZA et al., 2000).

Com intuito de determinar as principais causas da baixa resistência das soldas em ligas predominantemente de metais básicos, alguns estudos foram realizados a fim de verificar a influência do espaço entre as extremidades a serem soldadas. Stade (1975), verificou que um espaço para soldagem uniforme com cerca de 0,25mm seria recomendado, pois espaços extremamente reduzidos podem evitar o escoamento adequado do metal para solda, resultando em uma junta incompleta e fraca.

Anusavice et al, (1985) executaram ensaios de resistência à flexão de juntas obtidas com 8 ligas não nobres, variando o espaço de soldagem. Foram feitos testes de flexão por 3 pontos em corpos seccionados a 0,25 mm, 0,5 mm e corpos em monobloco. Os resultados não mostraram significância para os corpos soldados, no entanto os corpos em monobloco apresentaram resultados significativamente maiores. Eles ainda concluíram que a inabilidade do fluxo em dissolver os óxidos metálicos pareceu ser a causa da baixa resistência de algumas ligas. Devido a essa inabilidade, grandes quantidades de fluxos eram exigidas, criando assim um outro problema, a eliminação do excesso de fluxo. A inadequada eliminação do fluxo provocaria grandes bolhas no interior das juntas, diminuindo consideravelmente sua resistência. Sendo assim, quanto maior a área de superfície a ser soldada, maior a chance de se terem juntas com baixa resistência, uma vez que essas ligas possuem

baixa condutibilidade térmica e portanto dificultam a completa eliminação do fluxo no interior das juntas mais extensas.

Vallittu (1997) estudou a resistência a fadiga das ligas de ouro usadas em próteses metalocerâmicas em soldagem convencional e concluiu que para se evitar falhas por fadiga neste tipo de soldagem, a união nos locais de cantilever e em prótese parcial fixa com grandes espaços edêntulos deve ser evitada.

A literatura também apresenta estudos que buscam um melhor desenho dos conectores, no entanto há consenso geral que, assim como os conectores fundidos em monobloco, os conectores que serão soldados deveriam ser encerados até o contorno final, e em seguida seccionados com uma serra de fita fina, tornando as superfícies a serem unidas planas, paralelas e separadas por uma distância controlada. Isto permite uma soldagem adequada, com um mínimo de distorção (STEINMAN, 1954; SHILLINGBURG et al., 1998; ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2002).

FERENCZ, (1987) realizou um trabalho com 120 próteses fixas, fundidas com 03 ligas diferentes, sendo elas: Au-Ag-Pd, Ag-Pd e Ni-Cr-Mo-Be. Em cada grupo de liga o autor variou o tipo de secção, vertical centro do pântico, diagonal também no centro do pântico, vertical na região do conector e outro grupo controle em monobloco. Esses corpos foram submetidos a ensaios de tração. Os resultados mostraram superioridade de resistência à tração do grupo de ligas predominantemente de metais básicos, entretanto houve uma grande variabilidade de valores dos resultados obtidos. Em relação aos cortes, os melhores valores foram obtidos nos cortes no centro do pântico não importando a forma do corte. O autor

relacionou esses melhores valores à influência da área das superfícies a serem soldadas na resistência das juntas.

Silva et al., (2007) verificou que a junta soldada e posicionada no centro de uma estrutura de prótese parcial fixa, suporta uma menor tensão da flexão se comparada às juntas posicionadas próximas ao dente retentor, preferencialmente ao retentor mesial, devido a menor incidência de força nesta região. Quanto à forma de secção, verificou-se que juntas oblíquas em relação a aplicação da força melhoram sua resistência em relação às juntas transversais.

Apesar de todos os problemas relacionados com o processo de soldagem, os autores são unânimes em afirmar que as peças protéticas soldadas oferecem melhores condições de adaptação às próteses que as peças fundidas em monobloco (SCHIFFLEGER et al., 1985; ANUSAVICE, 1985; ZIEBERT, 1986; SHILLINGBURG, 1998; DINATO, 1999; ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2002).

Diante do exposto sobre o processo de soldagem, considerando sua efetividade sobre a melhora no assentamento passivo nas peças protéticas, vimos a necessidade de buscarmos alternativas para o processo de soldagem convencional, uma vez que sua utilização não produz padrões regulares e com qualidades inquestionáveis.

Gordon e Smith (1970) em sua publicação afirmou que o laser constituía-se como um novo método de soldagem de peças metálicas, e que sua fonte de energia consistia de uma luz coerente e concentrada que permite maior rapidez, economia e precisão na construção das peças protéticas. Em estudo com 19 pacientes realizado por estes autores em 1968, foram construídas próteses parciais

fixas fundidas e soldadas a laser sem transferência e, portanto sobre o próprio modelo de trabalho. As próteses foram assentadas sobre os pilares sem nenhum tipo de ajuste. Como resultado as peças foram acompanhadas por um período de seis a vinte meses, não havendo nenhuma falha durante este tempo.

A soldagem a laser na odontologia produz na zona de soldagem uma forte concentração de calor na qual realiza a fusão do metal neste local sem utilização de uma nova liga de solda, promovendo uma união homogênea sem promover o aquecimento de uma grande quantidade de metal base (Manual soldagem Desktop- dentaurum).

Adrian e Huget (1977) estudaram a interferência no preparo da secção transversal na região da solda a laser em ligas de NiCr (níquel-cromo). Os corpos de prova foram fundidos e metade deles seccionados perpendicularmente ao longo eixo. A outra metade dos corpos de prova também foi seccionada perpendicularmente ao longo eixo, mas recebeu um corte (preparo) que formava um ângulo de 45° em relação ao longo eixo. Os resultados levaram as seguintes conclusões: as soldas executadas nos corpos com chanfrado foram mais fortes que as soldas nos corpos seccionados perpendicularmente ao longo eixo embora todos terem sido considerados satisfatórios.

O método de soldagem a laser também teve sua efetividade demonstrada em aplicações odontológicas por Wang e Welsch (1995) comparando-o com o método TIG e infravermelho. Wiskott et al, (1997) também buscou verificar a resistência dos corpos quando soldados usando a tecnologia laser, comparando

com os métodos tradicionais a maçarico. Foram aplicados testes de resistência à tração e à fadiga, concluindo que não houve diferença entre os métodos.

LEE et al. (1997) afirmaram que a soldagem laser tem pouca penetração e a proposta desse trabalho foi determinar a fadiga do metal fundido sob três condições diferentes: Contato direto (0.0 mm), distância de 0.3 mm e distância de 1.0 mm. Os corpos de prova utilizados neste estudo tinham 3 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Para a soldagem, os autores utilizaram YAG laser (Excel, American Recovery), sendo que todas as soldagens foram realizadas sob atmosfera de gás argônio. Para o grupo de soldagem com distância de 0.0 mm não foi utilizado nenhum metal de adição. Os autores concluíram que das três distâncias utilizadas neste estudo 0.0 mm apresentou maior resistência que os outros grupos e a falha ocorreu predominantemente na extremidade das soldagens.

O método de soldagem a laser também teve seu resultado comparado por Dinato (1999) em seu estudo. Quatro tipos de liga (Ni-Cr, duas ligas de ouro e uma liga de prata-paládio) foram fundidas e soldadas a laser e brasagem comparadas a peças em monobloco. O autor verificou que para as liga de Ni-Cr houve semelhança estatística do grupo laser com o grupo monobloco e uma superioridade destes dois grupos comparados com o método convencional. Para as liga de ouro (Deva 4) o laser apresentou resultado superior ao monobloco enquanto que para a outra liga áurea estudada, Stabilor G, o laser apresentou o pior resultado.

Bertrand et al. (2001) estudou a técnica de aplicação do laser em ligas odontológicas não preciosas, justificando a versatilidade desta técnica de soldagem para reparos nas próteses metálicas. As ligas estudadas foram: duas ligas de Ni-Cr

(G-mou e Remanium Cs) e uma liga de Co-Cr (Gm-800), além das ligas o autor também buscou identificar a espessura ideal para soldagem a laser em cada material. O autor relatou que apesar das duas ligas de Ni-Cr terem uma composição química muito parecida, a soldabilidade entre as duas são bem diferentes. Devido ao alto nível de Carbono e Boro presentes, a liga G-mol apresentou os piores resultados de resistência. As ligas de Co-Cr apresentaram uma excelente soldabilidade. Quanto à espessura o autor relatou que encontrou dificuldades para soldar amostras mais espessas, indicando então a espessura de 2 mm como a ideal.

Zupancic, Legat e Funduk (2006) avaliaram a resistência à tração e à corrosão em ligas de Ni-Cr soldadas a laser e brasagem. Os autores ainda buscavam avaliar o tipo de junta, variando entre extremidades seccionadas transversalmente e extremidades com chanfrado em 45°, de forma que pudessem ser preenchidas.

Como resultado, eles encontraram uma resistência à tração significativamente maior para a solda convencional. Para as formas de juntas da solda laser não houve diferença de resistência. Os autores concluíram que a soldagem a laser promove excelente resistência à corrosão, mas resistência limitada devido à pequena penetração. A soldagem por brasagem são menos resistentes à corrosão, mas produz maior resistência à tração do que a soldagem a laser.

A soldagem a laser das próteses parciais fixas metalo-cerâmica vem provando ser um procedimento prático de laboratório, diminuindo consideravelmente o tempo de confecção deste processo quando comparado às técnicas convencionais. O acompanhamento clínico também demonstra um grau de

satisfação excelente no que se refere ao assentamento passivo das peças soldadas (HULING; CLARK, 1977). Os autores associam essa melhor acuidade do laser à redução do número de passos na construção das próteses, ou seja, o uso de revestimento é evitado, o aquecimento do local das juntas é menor e não há necessidade de fluxo e ligas de solda. Como desvantagem destaca-se o alto custo do equipamento, dificultando sua aquisição por uma grande quantidade de profissionais.

Wainer (1992) define soldagem como sendo processo de união entre duas partes metálicas, usando uma fonte de calor. Ele destaca que cada processo apresenta suas vantagens e desvantagens, e a escolha do processo a ser utilizado na soldagem deve preencher os seguintes requisitos: gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais, similares ou não, sem causar distorção na peça; propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a solda alcance as propriedades desejadas; avaliar a qualidade da junta e custo do equipamento.

Esclarece que a metalurgia de soldagem estuda o comportamento do metal durante e após o processo de solda e os efeitos nas suas propriedades, incluindo o estudo das microestruturas do cordão de solda e da zona afetada pelo calor (ZAC). O autor afirma que a distorção da peça, o tamanho da microestrutura da ZAC, dependem da quantidade de calor fornecido à peça, o qual varia conforme o processo utilizado.

Por outro lado, afirma que a qualidade de uma junta soldada não inclui apenas a qualidade da microestrutura do metal base, mas também depende da ausência de defeitos como porosidades, falta de fusão e falta de penetração. A

porosidade pode ser evitada pela limpeza da superfície a ser soldada, por meios mecânicos e químicos, e com a utilização de atmosferas protetoras ou fluxos, que protegem a área de soldagem da contaminação por gases provenientes da atmosfera. A falta de fusão ou penetração são defeitos que podem ser evitados com um projeto adequado da junta, um posicionamento correto das peças, a utilização de uma sequência de soldagem apropriada ao projeto da junta e à espessura do material.

Um dos fatores limitantes na utilização dos processos de soldagem é o custo de investimento em equipamento. Dos processos citados, a brasagem é o processo de menor custo e de maior facilidade de utilização, em contrapartida, os processos de soldagem por laser e por feixe de elétrons estão entre os que exigem maior investimento inicial em equipamentos.

A soldagem exerce papel fundamental tanto para a odontologia quanto para a engenharia. No entanto os métodos de soldagem por arco elétrico são utilizados somente pela engenharia, ficando a odontologia limitada somente a utilização deste processo de forma experimental. Existem diversos tipos de soldagem por arco elétrico, dentre eles podemos citar como mais utilizados pela engenharia, os métodos: soldagem por plasma, arco-submerso, MIG (Metal Inert Gas) e TIG (Tungsten inert gas). Esse tipo soldagem permite a união de partes metálicas através do aquecimento dos materiais por um arco elétrico estabelecido entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a peça. A proteção do eletrodo e da zona da solda é feita por um gás inerte, podendo ou não utilizar metal de adição.

O arco elétrico é uma descarga elétrica em meio ionizado, acompanhado por uma luz brilhante e desprendimento de intenso calor (MARQUES, 1991).

Os métodos de soldagem por arco-submerso e MIG são utilizados para soldagem de grandes estruturas enquanto que o plasma e o método TIG podem ser utilizados em pequenas estruturas. O processo de união por arco de plasma tem sido usado na engenharia como alternativa para o método TIG, no entanto a soldagem por plasma é bastante complexa e requer equipamento com custo mais elevado se comparado com o processo TIG. A soldagem TIG pode ser usada na forma manual ou mecanizada e é considerada como um dos processos de soldagem a arco que permite um melhor controle das condições operacionais, permitindo a execução de soldas de alta qualidade e excelente acabamento, particularmente em juntas de pequena espessura (inferior a 10mm e mais comumente entre 2 e 3mm) (MODENESI, 2000). Entretanto, o método soldagem TIG ainda não foi adotado na prática odontológica diária.

As vantagens principais do processo TIG são citadas: excelente controle da poça de fusão; soldagem de precisão ou de elevada qualidade; permite soldagem sem o uso de metal de adição; soldagem de peças com pequena espessura; produz soldagem de ligas especiais; gera pouco ou nenhum respingo; exige pouca ou nenhuma limpeza após a soldagem; permite a soldagem em qualquer posição.

De acordo com a American Welding Society (AWS) em 1981, as ligas com alto conteúdo de níquel se caracterizam por dissolver quantidades consideráveis de gases formados durante a soldagem, produzindo porosidade na junta. Nitrogênio, monóxido de carbono, dióxido de carbono e oxigênio são

considerados os grandes responsáveis pela formação destas porosidades. Dessa forma, devem-se buscar técnicas que evitem a formação de junta com porosidades. Uma das técnicas recomendadas pela AWS para as ligas de Ni-Cr seria o arco elétrico com proteção de gás inerte (TIG – Tungsten Inert Gás).

O argônio, o hélio ou uma mistura dos dois são normalmente usados para proteção gasosa, sendo que o gás argônio é o mais utilizado. James, Steven e Arun (1998) relata que esses gases inertes, devido às suas características não reativas, são os responsáveis pela proteção da junta contra a oxidação, isto é impede que tanto a liga de solda quanto o metal a ser soldado entre em contato com o oxigênio durante o processo de soldagem.

O eletrodo de tungstênio, responsável pela geração do arco-elétrico situa-se no centro de um tubo cerâmico por onde sai o gás e pode suportar grandes intensidades de corrente, os pequenos diâmetros de eletrodo usados permitem obter uma fonte de calor extremamente concentrada. A recomendação da American Welding Society é que esse eletrodo tenha a sua extremidade cônica numa angulação que varia de 30° a 60°. Mais importante que essa angulação, é a extensão do eletrodo para fora do tubo cerâmico que deve ser mínima, apenas o suficiente para se ter uma boa visualização do arco.

A posição do eletrodo em relação à área a ser soldada deve ser o mais vertical possível, uma vez que uma inclinação maior que 35° em relação a vertical resulta em contaminação com ar atmosférico, resultando em porosidades na junta.

Ueno, (1994), avaliou a resistência ao dobramento de corpos de prova fundidos em Ni-Cr com juntas soldadas pelo método convencional a maçarico e o

processo TIG. O ensaio de resistência flexural demonstrou que o arco elétrico com proteção de argônio produziu juntas com maiores valores com baixos níveis de porosidades, enquanto que a soldagem por chama direta apresentou os piores níveis, tanto em quantidade de porosidades quanto em valores de resistência.

Dessa maneira, o autor pôde relacionar a qualidade das juntas soldadas pelo processo TIG com a proteção que o gás inerte, no caso o argônio, propiciaria a proteção do local de união, impedindo a oxidação do metal a ser soldado.

WANG & WELSCH em sua publicação de 1995, comparou a eficiência de três métodos de soldagem em peças de titânio. Os autores salientaram não só as qualidades do titânio, mas também as dificuldades do processo de soldagem deste metal e suas ligas, devido a alta oxidação com gases como o oxigênio e o hidrogênio, proveniente do uso de técnicas convencionais de soldagem que se utilizam maçaricos a ar ou a oxigênio, que por sua vez são contra-indicados para a união das ligas a base de titânio.

Os autores verificaram que os melhores resultados foram encontrados pelo grupo de solda TIG quando comparados ao grupo laser e radiação infravermelha, além de apresentar uma utilização muito fácil e com a vantagem de ser economicamente viável.

Rocha, (2006) avaliou a resistência flexural da soldagem de várias ligas odontológicas: titânio, ligas de Ni-Cr e Co-Cr usando os métodos TIG (Soldadora Syncrowave, Miller Electric Co. - USA) o laser Nd:YAG (Soldadora, model DL2002S – Dentaureum). Sessenta corpos-de-prova cilíndricos com 3 mm de diâmetro foram confeccionados (20 de cada material), seccionados ao meio e soldados por TIG ou

por laser de Nd:YAG, com e sem um material de preenchimento. Quatro grupos foram formados (n=15). I: soldagem a laser de Nd:YAG; II: soldagem à laser usando um material de preenchimento; III: soldagem com TIG; IV: grupo controle (sem soldagem). Os resultados mostraram que o grupo com soldagem TIG aumentou a resistência quando comparado com o grupo sem soldagem. Em relação ao preenchimento houve um aumento significativo para as ligas Ni-Cr e Co-Cr que obtiveram melhores resultados com os corpos com preenchimento. Ao se comparar os diferentes processos de soldagem, diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre a solda TIG e o laser com ou sem preenchimento, sendo o grupo TIG mais resistente à flexão. Como conclusão a soldagem com TIG apresentou melhores resultados que a soldagem com o laser de Nd:YAG para os três materiais testados.

Hard & Wilson, (2006) estudaram a resistência à soldagem em prótese fixa implantossuportadas com cantilever, confeccionadas em titânio. A solda foi realizada pelos métodos laser com e sem preenchimento e pelo método TIG. Foram feitos testes de resistência máxima flexural e fadiga, comparando os métodos e o preenchimento. Como resultado os autores observaram que o preenchimento influenciou na resistência da soldagem a laser. Eles ainda citam que falhas recentes em cantileveres de prótese parcial fixa são esperados quando esta soldagem for realizada sem adição de metal. A soldagem com tungsten inert gás produziu juntas fortes com maior resistência à fadiga. Como conclusão os autores afirmam que o método de soldagem TIG pode ser usado quando juntas com alta resistência são exigidas.

No que se refere ao ensaio de resistência, a maioria dos estudos relacionados à solda envolvem o uso de ensaios a tração das juntas soldadas. Entretanto, o ensaio de tração é mais adequado para determinar a efetividade dos procedimentos de soldagem, enquanto que, no caso das próteses fixas, observa-se predominantemente a tendência à flexão ou dobramento das peças. De acordo com Mahler e Terkla (1958), as peças protéticas estão sujeitas a três tipos de tensões: tração, compressão e cisalhamento. Entretanto, por toda a extensão suspensa de uma prótese fixa, há predominância de dois tipos de tensões: compressão, localizadas na região superior e tração em toda região inferior das estruturas. Desta forma, o ensaio de resistência ao dobramento reproduz as tensões a que normalmente são submetidas às estruturas de próteses parciais fixas.

A soldagem de metais é um processo em constante desenvolvimento, tanto pela constante diversificação das ligas quanto pela suas aplicações. A necessidade e o uso das soldagens são realidades incontestáveis, que se verificam dentro de várias áreas de atuação, da engenharia à odontologia. Por isso a soldagem traz consigo aspectos de suma importância, pois uma pequena falha pode se transformar em uma catástrofe.

A literatura recorrida denota diferentes resultados em relação a quais métodos de soldagem produz melhor resistência, não esclarecendo de forma clara qual deles apresenta melhores resultados de resistência à flexão. Em virtude disto, este trabalho busca determinar qual seria o método de soldagem mais indicado para construção de próteses fixas, buscando alternativas que permitam trabalhos com qualidade e com custos mais acessíveis aos profissionais envolvidos.

3. PROPOSIÇÃO

Considerando a grande importância do processo de soldagem nas reabilitações com prótese fixa, o objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar a resistência flexural entre três métodos de soldagem: chama direta (convencional); TIG (Soldadora NTY – Kernit, Brasil) e laser (Soldadora Desktop – Dentaaurum, Alemanha), comparando-as com peças fundidas em monobloco (Grupo controle).

Os parâmetros de comparação foram:

- Corpos de prova seccionados transversalmente e soldados com chama direta, TIG e laser, comparando-os entre si e com o grupo controle.
- Corpos de prova seccionados com chanfro em 45° justapostos e preenchidos com mesmo material, nas técnicas TIG e laser.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Materiais utilizados no trabalho

4.1.1. Liga metálica

Vera-bond 2

Metal para fundição à base de Ni-Cr sem berílio para prótese metalocerâmica

Composição:

- Ni: 77,05% (mâx.)
- Cr: 12,50%
- Mo: 4,25%
- Al: 2,25%
- Ti: 0,45%
- Nb: 4,00%
- Si: 0,50%

Propriedades mecânicas:

- Resistência à tração: 103,5 Mpa
- Dureza Vickers: 321
- Densidade: 8,3 g/cm³
- Intervalo de fusão: 1330-1360°C

Fabricante: Aalba Dent - California, USA.

4.1.2. Revestimento para fundição

Talladium Micro-fine 1700

Revestimento aglutinado por fosfato para fundição

- Proporção água/pó: 16ml líquido + 6ml de água destilada/90g de pó
- Expansão de presa: NF
- Expansão térmica: NF
- Temperatura inicial: 750°C
- Temperatura final: 940°C
- Velocidade de aquecimento: NF
- Tempo no forno a temperatura final: 20 min.

Fabricante: Talladium, I.N.C. - E.U.A

4.1.3. Revestimento para soldagem

Termocast

Revestimento aglutinado por fosfato para fundição

- Proporção líquido/pó: 16ml/100g
- Expansão de presa: 1,00%
- Expansão térmica: 1,00% (700° — 1000°)
- Temperatura inicial: temperatura ambiente
- Temperatura final: 800°C
- Velocidade de aquecimento: NF
- Tempo no torno à temperatura final: 15 mm.

Fabricante: Polidental, São Paulo - SP - Brasil.

4.1.4. Liga de solda

Vera solder

Solda de alta fusão para ligas à base de Ni-Cr

- Ni: 75,00% (máx.)
- Cr 14,00%
- Si: 4,50%
- Fe: 4,50%
- Be: 3,00%

Propriedades mecânicas:

- Intervalo de fusão: 954-1076°C

Fabricante: Aalba Dent - California, USA.

4.1.5. Fluxo para solda

Vera flux

- Pasta fluxo à base de fluoretos
- Intervalo de temperatura para utilização: 760-1200°C

Fabricante: Aalba Dent - California, USA.

A resistência à flexão dos corpos de prova foram avaliadas em função de três diferentes tipos de soldagem: Chama direta; TIG e Laser, seccionados transversalmente (corte perpendicular ao longo eixo do corpo de prova) em todos os grupos, exceto em um grupo Laser e um grupo TIG que foram seccionados transversalmente e ainda receberam chanfrado de 45° permitindo a soldagem no centro do corpo de prova e o seu preenchimento, comparado-os a um grupo controle, fundidos em monobloco e portanto sem secção. Esse trabalho foi realizado levando-se em consideração a aplicação clínica que esses processos teriam, pois os testes simularam as condições de uma prótese fixa. Dessa forma, a análise foi feita utilizando corpos de provas com formato cilíndrico para que pudéssemos padronizá-los, evitando possíveis distorções inerentes ao seu formato e posicionamento durante os testes.

Os corpos de prova foram fundidos em Ni-Cr (Vera-bond 2) devido sua grande utilização e suas excelentes propriedades mecânicas, e após serem fundidos e organizados de acordo com a proposição do trabalho obtendo cortes transversais, dois grupos (TIG e laser) foram subdivididos recebendo chanfrados em 45°, e após o preparo das extremidades foram unidos com resina acrílica (Duralay® - Reliance Dental Mfg, Company, Worth, Ill, USA.) obedecendo uma distância pré determinada de 0,3mm entre as duas extremidades para o grupo solda chama direta, 0,1 mm para o grupo TIG e extremidades justaposta para o grupo laser. Após união os corpos de prova foram incluídos em revestimento, soldados posteriormente e torneados em um torno industrial (Torno Universal 0,60cm entre pontas - Box Ford – Santo Antonio dos Cavaleiros – Portugal), para obtenção de uma correta

padronização do diâmetro e então levados à realização dos testes de flexão. Os resultados foram submetidos à análise estatística.

Para realização deste trabalho, os corpos de prova foram organizados em grupos de acordo com o método de soldagem, tipo de junta e um grupo controle, sendo que para cada grupo foram construídos 10 corpos de prova. Assim, os grupos foram organizados da seguinte forma: Grupo soldagem chama direta (C) com secção transversal sem chanfro; Grupo soldagem a laser (L1) com secção transversal sem chanfro; Grupo soldagem a laser (L2) com secção transversal e chanfrado em 45°; Grupo soldagem TIG (T1) com secção transversal sem chanfro; Grupo soldagem TIG (T2) com secção transversal e chanfrado em 45°; Grupo Monobloco (M) contendo corpos de prova sem soldagem, que serviram como grupo controle.

4.2. Confeção dos corpos de provas

Os corpos de prova foram produzidos a partir de padrões de cera pré-fabricado (Ceras Babinete – Maringá, PR - Brasil), utilizados para formar o conduto de alimentação (Sprue) para fundições com diâmetro de 3,0 mm e comprimento de 40mm para o grupo controle em monobloco e 22 mm de comprimento para cada metade dos corpos nos demais grupos. Houve a necessidade de um aumento no seu comprimento, devido ao processo de torneamento que exigia um aumento de 7mm em uma das extremidade para que o corpo de prova pudesse ser pinçado pelo torno e no mínimo 3mm de aumento na sua outra extremidade para confecção de um furo de centro necessário para estabilizar o corpo durante o torneamento. Para evitar erro e facilitar o processo de desgaste das extremidades após o torneamento,

todas as peças tiveram um aumento de 7mm em cada extremidade, obtendo o formato ilustrado na Figura 1.

As fundições foram realizadas com liga metálica Ni-Cr (Vera-Bond 2), através do processo de fundição com maçarico na técnica da cera perdida.

Figura 1: Formação dos grupos de teste.

Grupos: C; L1; L2; T1; T2 - 100 cp com 22 mm

Grupo monobloco (M) - 10 cp com 40 mm comprimento.

4.2.1. Inclusão dos padrões de cera para fundição

Dez padrões de cera eram fixados diretamente sobre a base formadora de cadinho de silicone (Polidental Ind. Co. Ltda — São Paulo — Brasil). Um agente redutor de tensão superficial (Waxit - Degussa S.A. Divisão dental, Guarulhos - Brasil) era pulverizado sobre os padrões de cera e um anel de silicone completava o sistema com a base formadora de cadinho. O revestimento para alta fusão Talladium

Micro-fine 1700, manipulado a vácuo (EDG equipamentos e controles Ltda, São Carlos, São Paulo) de acordo com as orientações do fabricante era vazado sob vibração até o preenchimento do anel.

4.2.2. Fundição

Após a presa inicial, o cilindro de revestimento era removido do anel de silicone aguardando um tempo de 15 minutos, para então ser levado ao forno para fundição (EDG equipamentos e controles Ltda, São Carlos, S.P. - Brasil) previamente aquecido a 750°C. A temperatura do forno elevada até 940°C respeitava uma razão de 10°C por minuto. Atingida a temperatura final, aguardava-se 20 minutos e então o anel era posicionado na centrífuga mecânica (Stip — Juiz de Fora, MG - Brasil) onde seis lingotes de metal à base de Ni-Cr (Verabond 2) já tinham sido colocados no cadinho e pré-aquecido. A fundição era realizada com um maçarico a gás/oxigênio (Oraeger, Labor Dental Ltda. SP - Brasil) ajustado para 10 PSI e 20 PSI de pressão para o gás butano/propano e o oxigênio respectivamente. Após a fusão e injeção da liga pela centrífuga, o cilindro de revestimento sofria um resfriamento natural até atingir a temperatura ambiente.

Após a desinclusão das peças fundidas, as mesmas passavam por um jateamento (Trijato Larcon - Maringá – Paraná - Brasil) com óxido de alumínio de 50 µm a uma pressão de 80 PSI, para a remoção das partículas de revestimento que permaneciam aderidas. Os corpos eram removidos e verificados quanto a qualidade das fundições. As peças eram levadas ao esmeril para que pudessemos remover pequenas bolhas que surgiam em função do processo de fundição, permitindo um

melhor alinhamento das partes durante a união, centralizando as duas extremidades dentro do dispositivo de união.

Durante o processo de fundição dos corpos de prova também foram fundidos varetas que serviram com material de adição dos grupos L2 e T2, que de acordo com a proposição foram programados para serem preenchidos com material de adição com a mesma liga (Vera Bond 2). As varetas foram fundidas usando também como matriz condutos de alimentação em cera de 1mm seguindo os mesmos procedimentos e materiais com os quais foram fundidos os corpos de prova.

4.2.3. Preparo das extremidades a serem soldadas

Após a fundição os corpos foram submetidos ao desgaste das extremidades a serem soldadas de acordo com a proposição do trabalho. Com corpos tiveram sua extremidade desgastada no torno (Torno Universal 0,60cm entre pontas - Box Ford), de forma que as superfícies a serem soldadas ficassem num ângulo de 90° em relação ao seu longo eixo, e após este desgaste 40 corpos tiveram suas extremidades desgastadas pelo mesmo torno de modo que fosse feito um chanfrado num ângulo de 45° em relação ao longo eixo. Assim os corpos dos grupos L2 e T2 obeteram o formato da extremidade demonstrados pela figura 2.

O objetivo deste desgaste em chanfro foi permitir que a fonte de calor gerada pelo processo do TIG e Laser pudesse atingir o centro do corpo de prova e também permitir o seu preenchimento com as varetas fundidas com o mesmo

material. Desta forma essas superfícies a serem soldadas obtiveram um perfeito paralelismo entre elas, obtendo a forma recomendada pela literatura para o processo de soldagem (AWS, 1981; Pegoraro, 1998). Em seguida os corpos tiveram sua outra extremidade desgastada para que todos os corpos do mesmo grupo obtivesse exatamente o mesmo tamanho padronizando todos os corpos de prova. Este procedimento foi de grande importância, pois após a soldagem não era possível visualizar o local exato da solda devido ao excesso do metal de solda e ao processo de torneamento, então, como os dois corpos soldados tinham o mesmo tamanho foi possível localizar o local exato da solda. Assim os corpos foram organizados de acordo com o seu grupo da seguinte forma: 60 corpos com 22mm de comprimento para o grupo secção transversal sem chanfrado; 40 corpos com 22mm para o grupo secção transversal com chanfrado; além dos 10 corpos com 40mm do grupo controle em monobloco (Figura 1).

Fig. 2: A – Desgaste pelo torno da extremidade a ser soldada em 90° com o longo eixo da peça. B – desgaste feito pelo torno chanfrando a peça com 45° deixando o centro com 1mm de diâmetro.

4.3. União dos corpos de prova

Os corpos foram posicionados em um dispositivo de resina acrílica, criado especialmente para este trabalho, que os mantinham fixados no seu interior, permitindo que suas extremidades ficassem interpostas a uma distância pré-estabelecida. Para o controle das distâncias entre as extremidades a serem soldadas foi utilizado um espaçador metálico com espessura de 0,3 mm para o grupo de solda chama direta (C), e outro espaçador com espessura de 0,1 mm para os grupos de solda TIG (T1 e T2) que era interposto entre os corpos e tiveram suas extremidades justapostas a este espaçador metálico. Após a remoção do espaçador, os corpos previamente fixados no interior do dispositivo foram unidos com resina acrílica autopolimerizável (Duralay®)(Figura 3). Os corpos de prova dos grupos de solda a laser (L1 e L2) tinham suas extremidades justapostas de forma que não houvesse distância entre elas (Figura 4).

Figura 3: A- dispositivo de acrílico criado para fixar os corpos durante a união; B- espaçador metálico interposto entre os corpos de prova; C- espaço padronizado; D- união com resina acrílica (Duralay®).

Figura 4: A- Dispositivo de união com os corpos chanfrados do grupo L2 de solda laser com as extremidades justapostas. B- Corpos unidos com resina acrílica (Duralay ®). O procedimento de união foi idêntico para o grupo L1.

4.4. Inclusão para soldagem

Para que houvesse a uniformidade das inclusões dos corpos de provas para todos os grupos, as inclusões foram feitas em um anel oval de silicone para fundição preenchido com material de revestimento (Termocast®)(Figura 5). Um corpo de prova foi posicionado de forma perpendicular sobre a base anel, sendo recoberto com uma camada de cera que possibilitou a abertura do local a ser soldado e a altura até onde o revestimento preencheria o anel. A partir desta primeira inclusão o revestimento foi modelado com uma serra própria para gesso e revestimento, a fim de obter um padrão de inclusão com formato ideal que facilitasse o processo de soldagem. Com a inclusão modelada na forma desejada, foi confeccionado uma matriz de silicona (ZetaLabor – Zhermack, Badia Polesine, Rovigo – Italy)) que tornou possível a padronização de todas as inclusões. O corpo de prova posicionado sobre a base do anel recebia sobre ele a matriz de silicona que encaixava também sobre a base do anel e dessa forma prendia o corpo, permitindo que o material de revestimento preenchesse o anel até a altura da matriz de silicona. Dessa forma todas as inclusões foram modeladas e as inclusões padronizadas obtendo um formato de acordo com a forma do anel de fundição, medindo 67mm de comprimento, 33mm de largura e com uma altura de 30mm e extremidades arredondadas (Figura 5).

Com este formato de inclusão foi possível apreender rigidamente as extremidades o corpo de prova deixando livre a região necessária para a soldagem.

Figura 5: Inclusão para soldagem. A- corpo posicionado sobre a base do anel; B- corpo dentro do anel sob matriz de silicona; C e D- inclusão pronta para soldagem.

Para os grupos de solda TIG (T1 e T2) foram feitos cortes em uma das extremidades dos blocos de revestimento para que descobríssemos uma das extremidades do corpo de prova afim de que pudéssemos conectar um garra que formava o polo positivo do circuito elétrico do processo de soldagem TIG (Figura 8).

4.5. Soldagem

As inclusões foram levadas ao forno numa temperatura inicial de 650°C e elevado a uma temperatura de 750°C numa velocidade de 10°C por minuto para completa remoção da resina acrílica autopolimerizável (Duralay®).

Atingida a temperatura final, o revestimento permanecia por mais 5 minutos e então era removido do forno para o resfriamento natural do conjunto. Após o resfriamento, as peças eram jateadas (Trijato Larcon - Maringá – Paraná - Brasil) com óxido de alumínio de 50 μm a uma pressão de 80 PSI, para limpeza da região a ser soldada. Este procedimento foi aplicado a todos os grupos de forma que todos recebessem o mesmo tratamento.

4.5.1. Soldagem chama direta

Os corpos de prova do Grupo C foram soldados na técnica de chama direta com maçarico para solda (Draeger — Labor Dental — São Paulo - Brasil) com orifício de 1,0 mm de diâmetro. De acordo com as orientações do fabricante, a mistura butano-propano/oxigênio foi regulada para 11 lb/pol² e 17 lb/pol² respectivamente. Os materiais utilizados também foram escolhidos de acordo com as indicações do fabricante da liga metálica: Liga da Solda (Verasolder) e Fluxo (Veraflux).

Sobre o local a ser soldado era colocado o fluxo para solda Veraflux com pincel, para limpar a superfície e facilitar escoamento da liga de solda Verasolder. Logo após, todo o conjunto, peça e revestimento foram aquecidos uniformemente até que a peça apresentasse uma tonalidade vermelho brilhante, quando então a chama era posicionada sobre a área da junta.

Figura 6: A e B - Soldagem convencional com chama direta.

C - Visão aproximada do local solda.

Nesse momento, uma vareta de solda Verasolder presa por uma pinça mosquito de ponta reta, tinha a extremidade imersa no fluxo e era levada até tocar a área da união, quando recebia a chama do maçarico, a solda se fundia e fluía para o interior da junta. O resfriamento da peça ocorria naturalmente até que atingisse a temperatura ambiente (Figura 6).

4.5.2. Soldagem TIG

A soldagem com arco elétrico foi realizada com um aparelho de solda "TIG" (modelo NTY 60, Kernit – Indaiatuba, SP - Brasil) (Figura 7) regulada com 60

amperes num tempo de 120 ms para o grupo T1, e com 40 amperes com um tempo de 120 ms para o grupo T2. Para isso, o aparelho foi montado com um eletrodo de tungstênio centralizado no interior de um bocal cerâmico, seguindo as recomendações do fabricante: eletrodo posicionado perpendicularmente à peça a ser soldada e a uma distância de 0,5 mm; limpeza do eletrodo com uma lixa ferro 220 a cada dois disparos; eletrodo sempre afiado de forma que a ponta do mesmo se mantivesse extremamente pontiaguda. O tempo de pré-fluxo e pós-fluxo estipulado para vazão de gás argônio foi de 2,0 segundos.

Os corpos de provas incluídos nos blocos de revestimento, aquecidos no forno para remoção da resina de união e devidamente jateados para a completa limpeza da superfície de acordo com a técnica, eram posicionados em uma mesa específica da máquina soldadora onde o bloco permanecia preso por garras que o mantinha no lugar. Na extremidade lateral do corpo de prova era posicionado uma garra tipo jacaré que formava o polo positivo, uma vez que o polo negativo era conectado ao eletrodo de tungstênio da máquina de solda TIG, e assim permaneciam até o momento da soldagem (Figura 8).

Com o corpo de prova posicionado e sem que o eletrodo tocasse a peça, um dispositivo posicionado no pedal permitia a abertura do arco elétrico entre ambos. Automaticamente a essa abertura do arco elétrico o fluxo de gás argônio era liberado formando uma região livre de oxigênio.

Figura 7: Máquina de solda TIG (Modelo NTY 60, Kernit – Indaiatuba, Brasil)

Figura 8: Vista aproximada do corpo de prova pronto para acionamento da soldagem TIG. Eletrodo de tungstênio posicionado formando o polo negativo e da garra tipo jacaré presa na extremidade do corpo formando o polo positivo.

Figura 9: Processo de soldagem TIG. A- Arco elétrico formado pela corrente elétrica. B- Peça após a primeira descarga elétrica. C- Peça Soldada.

Após o acionamento do arco e verificação do local correto da soldagem um vidro escuro era colocado entre o operador e o local de solda fazendo a proteção dos olhos do operador, então um botão posicionado na parte frontal da máquina era acionado para disparar a descarga elétrica que realizava a soldagem. Terminado o disparo da soldagem, o arco elétrico era desativado automaticamente, permanecendo ainda uma vazão de argônio por 2,0 segundos. Esse pós-fluxo de argônio não permitia que a junta ainda aquecida entrasse em contato com o oxigênio, o que poderia causar uma oxidação da mesma (Figura 9). Para a soldagem do Grupo T1 foram feitos quatro disparos sendo que os disparos de soldagem eram realizados sempre em sentido diametralmente oposto, ou seja cruzando os pontos, nunca sendo feito em sequência de acordo com as instruções do fabricante. A soldagem do grupo T2 foi realizada soldando inicialmente o centro do corpo de prova (Figura 10) com apenas dois disparos já que a diâmetro neste ponto era de 1mm. Os dois disparos também foram feitos em lados opostos. Após a soldagem do centro do corpo de prova este grupo foi preenchido com material em forma de vareta fundido com a mesma liga que preenchia todo espaço formado pelo chanfrado na junta da solda. A vareta era posicionada com uma garra que a mantinha fixa sobre o local de preenchimento, então o mesmo processo de abertura do arco elétrico e soldagem se repetia até o completo preenchimento do espaço (Figura 11). A regulagem da máquina soldadora para todo grupo T2 foi de 60 amperes com 120 ms.

Figura 10: Soldagem da parte central do grupo T2

Figura 11: Soldagem de preenchimento do grupo T2

4.5.3. Soldagem Laser

Os grupos L1 e L2 foram soldados pelo processo de soldagem a laser (Soldadora Desktop – Dentaaurum, Alemanha)(Figura 12). Após a união com resina acrílica, inclusão, remoção da resina de união e jateamento das superfícies com jato de óxidos de alumínio como descrito nos tópicos acima, os corpos de prova foram submetidos a soldagem. O grupo L1, seccionados transversalmente e sem chanfrado foram soldados pela máquina soldadora a Laser Desktop com ajuste em 360V, foco 4 e pulso de 12ms, sendo realizado quatro disparos feixes de laser para soldagem em regiões diametralmente opostas, em seguida mais oito disparos intercalados entre os quatro disparos anteriores com ajuste de 350V, foco 7 e pulso de 12ms, seguindo as recomendações indicadas no manual da soldadora Desktop (Figura 13). O grupo L2, seccionado transversalmente e com chanfrado teve seu centro soldado primeiramente com quatro disparos para soldagem também em lados opostos com foco 2 e pulso de 8ms (Figura 14-A).

Após a soldagem do centro do corpo de prova o restante do espaço formado pelo chanfrado foi preenchido com as varetas fundidas com a mesma liga (Vera Bond 2). Para o preenchimento dos corpos a máquina soldadora foi ajustada em 350V, foco 7 e 12ms, sendo que não foi possível padronizar o número de disparos durante o preenchimento (Figura 14-B e 14-C).

Todas as peças soldadas sofriam um resfriamento natural até a temperatura ambiente, e após o resfriamento e a desinclusão eram levadas para o acabamento com torno mecânico.

Figura 12: A- Soldadora Desktop – Dentaureum. B- Bloco com corpo de prova sendo soldado no interior da máquina soldadora.

Figura 13: Grupo L1. A- Corpo de prova justaposto. B- Corpo de prova soldado sem preenchimento.

Figura 14: Grupo L2. A- centro do corpo unido. B- Corpo de prova sendo preenchido. C- corpo de prova completamente preenchido.

4.6. Acabamento

Após a desinclusão, os corpos de prova foram torneados com torno industrial (Torno Universal 0,60cm entre pontas - Box Ford), até que todos os corpos tivessem exatamente o mesmo diâmetro de 2,8 mm, medida conferida com micrômetro de divisão centesimal (Mitutoyo)(Figura 15). Após o torneamento os corpos tinham suas extremidades desgastadas em 7mm de modo que todos obtivessem o mesmo tamanho de 30mm, permitindo assim a localização exata do local da solda.

Então os corpos de provas eram jateados com óxido de alumínio de 50 μm a uma pressão de 80 lb/pol, de forma que todas as peças pudessem ser analisadas quanto às imperfeições nas juntas soldadas e submetidos ao tratamento térmico simulando a aplicação da porcelana sobre o metal.

Figura 15: A – Corpo torneado; B – Medida conferida pelo micrômetro

4.7. Tratamento Térmico

Com objetivo de submeter os corpos de prova às mesmas condições de trabalho a que são submetidas as infraestruturas das próteses metalocerâmica, realizou-se uma ciclagem térmica em forno para porcelana (FV-1new; EDG – São Carlos - Brasil) simulando a cocção da porcelana. A primeira queima tinha como finalidade simular a oxidação do metal seguindo as instruções do fabricante da liga metálica da seguinte forma: Após o forno ter atingido a temperatura inicial (TI) de 600°C os corpos eram colocados em sua base e eram elevados até o completo fechamento. Então o forno era programado para elevar sua temperatura numa velocidade de 55°C/min até que fosse atingida a temperatura final (TF) de 982°C onde permaneciam por 5 min (P.TF) sem controle de vácuo (Quadro 1). A segunda etapa de simulações de queima eram realizadas seguindo agora as especificações do fabricante da cerâmica indicadas pelo quadro 1, e ocorria da seguinte forma: após atingida a temperatura inicial os corpos eram colocados na base do forno que era programada para elevar-se até o completo fechamento numa velocidade de 6 min até o completo fechamento do forno. Após elevação dos corpos de prova, o forno era programado para trabalhar sob vácuo elevando sua temperatura até a temperatura final a uma velocidade também pré-estabelecida onde permaneciam por 1 a 2 min dependendo da finalidade da queima (Quadro 1). Após a finalização do tratamento térmico os corpos foram submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos.

	Oxidação metal	Opaco 1	Opaco 2	Ombro	Dentina	Glase
TI	600	403	403	403	403	403
TF	982	900	890	890	870	830
Elevador	Direto	6	6	6	6	6
P. TF	5	1	1	1	1	2
Vácuo	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
V. Temp.	55	80	80	60	60	60

TI e TF – Temperatura inicial e final (Graus Celsius).

Elevador– Veloc. de elevação da base do forno até o fechamento total (min.).

P.TF – Permanência do corpo de prova após temperatura final (min.).

Vácuo – Presença de vácuo fornecida pelo forno.

V. Temp. – Veloc. de subida da temperatura inicial para final (Graus/ min.).

QUADRO 1: Programação forno para simulação de sinterização da cerâmica.

4.8. Teste de Resistência Flexural

A resistência à flexão, também chamada de resistência transversa ou tensão de ruptura, é em análise geral, uma medida coletiva de todos os tipos de tensões agindo simultaneamente sobre um corpo (Anusavice, 2005).

Os ensaios de resistência à flexão foram realizados em máquina de ensaio universal EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais – PR – Brasil), onde foi acoplada uma célula de carga de 500 kg, regulada numa velocidade de 0,5mm/min., sendo que a transmissão da força foi feita por intermédio de uma ponta de aço com 3,0 mm de diâmetro que entrava em contato com o local da solda que era posicionada no centro do espaço entre os apoios. Foram feitas marcações que

identificavam o centro do corpo de prova, local da solda, e o local onde o corpo de prova deveria se apoiar sobre o apoio na lateral (Figura 16). A distância estabelecida entre os apoios foi de 18 mm, simulando uma prótese fixa de 4 elementos (ausência de 01 Pré- Molar: 6 mm e 01 Molar: 12 mm)(Figura 16).

As forças necessárias para fraturar as infra-estruturas foram registradas e os resultados foram analisados estatisticamente.

Figura 16: Dispositivo de ensaio de resistência flexural.

5. RESULTADOS

As próteses dentárias fixas estão sujeitas basicamente a três tipos de tensões: tração que ocorre na porção gengival dos pânticos nas próteses logo abaixo do local de aplicação das forças; tensões de compressão que ocorre na face oclusal desta prótese sendo que o local de maior concentração de tensões se localiza no local de aplicação da força e tensões de cisalhamento geradas próximas aos dentes pilares (Caputo, 1987). Assim o teste de resistência a flexão foi escolhido por reproduzir esses tipos de concentração de forças. Os valores de resistência referente aos grupos monobloco, chama direta, TIG 1 (sem preenchimento), TIG 2 (com preenchimento), Laser 1 (sem preenchimento) e Laser 2 (com Preenchimento), bem como suas médias e desvio padrão estão listados na tabela 1.

Os seis grupos foram comparados estatisticamente por meio da análise de variância a um fator, seguida pelo teste de Student-Newman-Keuls para comparações múltiplas. O teste empregado dependeu da aderência à distribuição normal comprovada para os grupos por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Ainda, a amostra apresentou homogeneidade de variâncias (teste de Levene, $P=0,161$).

O programa SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, Ill, EUA) foi utilizado para as análises com uma significância estatística ajustada para $\alpha=0,05$ (Tabela 2).

Tabela 1: Valores (em MPa) da resistência à flexão.

Amostra	Tipo de solda	MONOBLOCO	CHAMA DIRETA	TIG 1	TIG 2	LASER 1	LASER 2
1		1956,65	1351,66	1.281,64	974,75	1.003,41	1.201,18
2		2002,31	1709,74	629,36	1.395,27	736,43	1.210,40
3		1931,06	1774,03	1.297,41	1.612,91	1.459,97	525,56
4		2022,37	832,044	743,60	1.459,56	833,48	663,96
5		1932,49	1260,14	1.165,97	1.120,52	847,81	1.090,01
6		1993,71	1631,33	1.167,40	1.568,68	1.170,27	1.336,72
7		1093,28	823,44	1.094,72	1.653,85	1.140,38	1.428,03
8		1895,23	1685,58	835,93	954,68	1.041,90	1.216,95
9		1291,67	1883,97	1.140,38	1.386,67	899,20	1.183,78
10		1846,71	753,63	551,97	485,63	1.217,36	1.056,64
X		1.796,55	1.370,56	990,84	1.261,25	1.035,02	1.091,32
DP		325,94	433,48	275,26	371,60	217,95	284,43

Tabela 2: Tabela de análise de variância para um fator de variação com o valor de F para os seis grupos experimentais.

Fv	SQ	GL	Variância	F	P
Tratamento	4515967,599	5	903193,5199	8,515202702	0,00001*
Resíduo	5727691,023	54	106068,3523		
Total	10243658,62	59			

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$)

Tabela 3: Teste de Student-Newman-Keuls para comparações múltiplas entre as médias dos grupos.

Comparação entre as médias		
TIG1	990,84	B
Laser1	1.035,02	B
Laser2	1.091,32	B
TIG2	1.261,25	B
Chama direta	1.370,56	B
Monobloco	1.796,55	A

*Grupos indicados por letras iguais não possuem diferença significativa entre si.

De acordo com os resultados em MPa, o grupo M(1796,55) obteve o maior valor de média, seguido pelo grupo C(1370,56), ficando o grupo T1(990,84) com o menor valor. A análise demonstrou que houve diferença estatística significativa entre os grupos soldados com o grupo controle, não havendo essa mesma diferença entre os grupos experimentais, condição demonstrada pelo valor de probabilidade (P), referente ao F obtido com o teste ANOVA (Tabela 2), seguido pelo Teste de Student-Newman-Keuls que comparou as médias de todos os grupos entre si (Tabela 3).

Analisando os valores médios de resistência flexural representados no gráfico 1, demonstram que apesar de não haver diferença estatística significativa entre os métodos de soldagem, os grupos de solda convencional com maçarico e o grupo TIG com preenchimento (TIG 2) apresentaram valores médios acima dos outros grupos.

Gráfico 1. Valores médios e respectivos desvios padrão para a resistência flexural, de acordo com os grupos testados. Grupos identificados com a mesma letra não apresentam diferença significativa (teste de Student-Newman-Keuls, $\alpha=0,05$).

Para o grupo Laser, nenhum dos dois tratamentos originou resultados diferentes para a resistência flexural. Entretanto no grupo TIG houve uma tendência a um melhor desempenho deste tipo de solda quando preenchida, mostrando um aumento da resistência (Gráfico 2). O grupo de soldagem por chama direta apresentou valores de resistência mais elevados dentre os grupos soldados, porém este grupo também obteve o maior desvio padrão. Mesmo assim, se mostrou diferente do grupo controle mostrando igualdade com os demais.

Gráfico 2 – Interação comparativa entre preenchimento.

6. *DISCUSSÃO*

A soldagem em odontologia é considerada um processo comum, sendo utilizada rotineiramente como solução para se obter um perfeito assentamento de peças protéticas especialmente as mais extensas. Contudo quando acontecem falhas nesta união, principalmente após o término do tratamento os prejuízos financeiros são inevitáveis e muitas vezes incompreendidos pelo paciente.

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

Embora o ato mastigatório implique em forças geradas em todas as direções, a força gerada no sentido ocluso gengival é considerada a de maior magnitude. Assim podemos considerar que as próteses fixas sofrem maiores tensões, considerando a presença de um vão livre formado pelo pântico ou por

pônticos e assim quanto maior a extensão, maior a necessidade de resistência em virtude da concentração destas forças paralelas ao longo do dente que geram forças de flexão das próteses (GRAIG, 1967; CAPUTO, 1987; AYDIN; TEKKAYA, 1992). Considerando que o sucesso das próteses fixas submetidas a soldagem dependem de resistência a deflexão, concordamos com Anusavice et al. (1985) que o ensaio que melhor simula esta condição clínica das próteses seja o ensaio de compressão gerando cargas de resistência flexural.

As ligas de ouro produzem próteses com boas qualidades de soldagem e com relativa facilidade (SAITO; SANTOS, 2002). Entretanto, a utilização cada vez mais freqüente de próteses metalocerâmicas implicou em um decréscimo do uso de ouro, particularmente em próteses extensas, tanto pelo custo do ouro quanto pelas limitações mecânicas deste material.

As ligas de Ni-Cr são utilizadas com freqüência para a confecção de próteses fixas metalocerâmicas, devido a sua capacidade de resistir a grande variedade de condições adversas que envolvem o ambiente bucal, como por exemplo, os grandes esforços mecânicos. Além destas vantagens as ligas de Ni-Cr também apresentam menores custos se comparado às ligas de ouro. Esses fatores têm feito destas ligas, uma das mais utilizadas nos laboratórios de prótese brasileiros.

Comparando esta liga às ligas de titânio, podemos perceber que na literatura analisada há uma grande tendência de pesquisas em relação ao titânio, devido às suas excelentes qualidades mecânicas e biológicas. Entretanto foi verificado na literatura que estas ligas também apresentam

algumas dificuldades em relação à aplicação de cerâmica sobre este metal, pois a sua alta oxidação acima de 900°C limita fortemente o uso de vários sistemas cerâmicos, uma vez que a grande maioria das porcelanas são sinterizadas acima desta temperatura (ANUSAVICE, 2005). Assim optamos por estudar a resistência das ligas de Ni-Cr em virtude da sua grande utilização na prática diária.

Baran (1985) ainda cita que as ligas de metais básicos possuem maior rigidez, melhor resistência ao sag e seu maior módulo de elasticidade permite a construção de próteses menos volumosas e com maior distância entre retentores se comparados às ligas de ouro.

O autor ainda cita que o procedimento de soldagem das ligas de metais básicos é difícil devido a sua facilidade de oxidação sendo necessário a utilização de fluxo para minimizar a oxidação. Esses resultados estão em concordância com estudo feito por Townsend, Vermilyea e Griswold, (1983) que ainda sugeriram a busca por novos métodos de soldagem.

A técnica convencional de soldagem utiliza chama direta através do maçarico de gás/oxigênio e necessita da aplicação do fluxo para minimizar a oxidação do metal, porém estes dois fatores podem ocasionar defeitos de vários tipos nas juntas soldadas, como por exemplo, a inclusão de gases ou a inclusão do próprio fluxo principalmente em juntas com grande espessura devido a incapacidade de dissolução deste fluxo pela chama (ANUSAVICE et al., 1985).

Estes defeitos prejudicam a resistência das próteses soldadas e tornam a técnica de soldagem convencional muito difícil de ser executada sem

resultar defeitos nas juntas soldadas, necessitando de extrema habilidade do profissional que a executa (ANUSAVICE et al., 1985; MARQUES, 1991; WAINER, 1992). Mas apesar das suas deficiências o principal método de soldagem utilizado pelos laboratórios é a solda por maçarico ou chama direta, devido principalmente ao equipamento de baixo custo.

Entretanto, os resultados obtidos durante a realização do trabalho e listado no tópico de resultados, juntamente com a respectiva análise estatística mostram ter havido diferença apenas entre os grupos testados e o grupo controle, ficando o grupo de solda convencional com o maior valor de média de resistência à flexão.

O grupo de solda convencional foi capaz de produzir corpos de prova com altos valores de resistência, o que dá a este método validade para sua utilização pelos laboratórios como prática eficiente. Mas o que se observa tanto na prática quanto na literatura é a dificuldade em conseguir um padrão de qualidade para todas as peças soldadas. Os valores mais altos relacionados ao grupo chama direta pode ser explicado pelo fato de ser um grupo preparado para a pesquisa onde havia um grande cuidado na qualidade de confecção dos espécimes e também pelo fato de ter sido feito por um técnico habilidoso e com grande experiência neste tipo de processo. Ainda assim, embora o grupo solda chama direta tenha tido valor superior aos demais grupos, ele também apresentou o maior desvio padrão, indicando ser uma técnica muito sensível.

A confecção das soldagens dos demais grupos foi realizada por operador sem grande experiência nos dois tipos de soldagem, estando ele

calibrado para as soldagens apenas pelo estudo piloto desenvolvido para este trabalho. A interface da fratura das amostras com menor valor do grupo de soldagem a maçarico foi observada em microscópio óptico, sendo possível perceber porosidades ocasionadas pela inclusão de fluxo, pois as bolhas encontradas tinham aspecto fosco e de cor preta, caracterizando a inclusão do fluxo. Para as amostras com valores médios e altos, as interfaces fraturadas se mostraram indistintas, sem porosidades ou oxidações exemplificando uma união forte entre as amostras (Figura 17).

Figura 17. Aumento 8X. Grupo Chama direta: Resistência baixa, média e alta.

Considerando que na atualidade os principais métodos de soldagem da clínica odontológica diária incluem a soldagem por chama direta e laser, decidimos comparar os dois métodos, juntamente com a comparação de mais um método de soldagem do tipo Tungsten Inert Gas, que até então era feito somente experimentalmente dentro da odontologia, pois as máquinas

disponíveis são utilizadas somente pela engenharia e adaptadas para utilização odontológica. Mas apesar de não utilizarem máquinas específicas para as próteses dentárias, este método comparado com os demais produz resultados semelhantes ou até superiores de resistência quando comparados aos outros métodos (UENO, 1993; WANG e WELSCH 1995; GABRIELLI, 1999; ROCHA et al., 2006; HART e WILSON, 2006).

Neste trabalho também encontramos valores condizentes com trabalhos anteriores. Como se pôde perceber os valores de resistência descritos no tópico de resultados, demonstram igualdade estatística entre os demais grupos soldados, ou seja, os grupos de solda laser, chama direta e TIG obtiveram resistência semelhante, diferenciando-se apenas do grupo controle (Tabela 3). É importante ressaltar que o valor encontrado neste trabalho refere-se a uma máquina criada e oferecida especificamente para atender as necessidades dos profissionais da odontologia.

O fator necessidade e dificuldade de adaptação das máquinas, usadas pela engenharia para utilização na prática odontológica tem tornado este método sem utilização no dia a dia dos profissionais. Entretanto com a apresentação à classe odontológica de uma máquina de solda TIG especialmente desenvolvida para a odontologia despertou nossa vontade de verificarmos as reais condições de uso, qualidade e resistência das peças soldadas.

Para a seleção do formato e diâmetro dos grupos de prova, optamos pelo formato cilíndrico de 3 mm devido a maior proximidade do formato clínico

das próteses dentárias e facilidade de padronização de diâmetro, medida deste anteriormente relatada por outros pesquisadores (GORDON; SMITH, 1970; UETI, 1973; DINATO, 1999; ; WANG e WELSCH, 1995; ANUSAVICE, 1985). Após a soldagem dos corpos optamos também por realizar o torneamento dos corpos de prova através de torno industrial, a fim de padronizarmos com precisão o diâmetro das peças, pois pequenas diferenças de diâmetro entre os corpos implicariam em resultados incorretos.

Trabalho realizado por Silva, Matsumoto e Souza, (2007) comparou a interferência do processo de torneamento das peças nos valores de resistência a flexão de corpos fundidos em Ni-Cr para as soldagens TIG e Laser. O estudo demonstrou que o processo de torneamento não interferiu estatisticamente nos valores de resistência, embora essas soldagens tenham demonstrado maior união na parte periférica dos corpos.

Os resultados ainda mostraram que o grupo TIG não torneado se mostrou intermediário entre o grupo laser e o grupo controle. Assim, embora não tenha sido diferente estatisticamente pode-se concluir que o grupo TIG quando não torneado produz resultado semelhante ao monobloco. Wang e Welsch (1995) avaliando os métodos de soldagem TIG, laser e infravermelho também relataram que cuidados especiais devem ser tomados evitando acabamento de superfície não agressivo em soldas cuja união se faz somente na periferia dos locais de junta.

No processo de soldagem, o metal é exposto à alta temperatura que promove a fusão deste local de união. Após a remoção do calor inicia-se o

processo de resfriamento da peça, ocorrendo mudanças estruturais no metal (MARQUES, 1991).

Essa energia é essencial para soldagem, mas pode tornar-se fontes de problemas, pois quanto maior o calor e maior o tempo de exposição, maior será a quantidade de metal aquecido o que determina também uma baixa taxa de resfriamento nesta região e por consequência maiores serão as mudanças estruturais do metal Base (AMERICAN WELDING SOCIETY, 1981).

Estudo desenvolvido por Souza et al. (2000) mostram que a quantidade de energia produzida pelo método de brasagem é suficiente para produzir uma grande área de zona afetada pelo calor, se comparada com processo laser, que produz uma fonte de calor altamente concentrada e localizada por um tempo muito baixo medido em milissegundos, o qual é suficiente para soldar alterando estruturalmente o metal base em apenas 0,5 mm do local de união da solda. Isso explica o fato de que os corpos do grupo chama direta com maior resistência fraturavam sempre na região da zona afetada pelo calor, havendo ainda separação completa entre as duas metades fraturadas, enquanto que os corpos com baixa resistência deste mesmo grupo fraturavam nos locais soldados. Os grupos TIG e laser tinham suas fraturas sempre sobre os locais de solda, mas sem haver a separação completada das metades (Figura 18).

Dentro do processo de soldagem o grande desafio é a busca por peças estruturalmente iguais às peças fundidas em monobloco, ou seja, com um mínimo de mudança estrutural possível, levando ainda em consideração que quanto maior a área afetada pelo calor maior o risco de distorções das peças,

podemos então crer que a soldagem a laser é mais adequada que a soldagem por maçarico.

Figura 18: Corpos fraturados após o teste de flexão. As amostras acima representam de cima para baixo os grupos: Laser; TIG; Chama direta baixa resistência e Alta resistência.

Figura 19: Aumento 8x. Grupo TIG: A – Sem preenchimento e com alta resistência, B – Preenchido e com alta resistência.

O método de soldagem TIG tem se mostrado confiável dentro da literatura para indicações odontológicas (WANG e WELSCH, 1995; ROCHA et al., 2006; HART; WILSON, 2006). No entanto sua utilização como foi dita anteriormente é feita experimentalmente por máquinas reguladas para indústria metalúrgica. Assim, quando a regulagem destas máquinas é adaptada para utilização odontológica, elas têm produzido corpos de prova com excelente resultado de resistência.

Essas demonstrações de qualidade das juntas soldadas também foram percebidas neste trabalho quando foram observados os locais de fratura das amostras testadas. A resistência verificada e a aparência destas juntas indicam que elas são aceitáveis para o uso clínico. A figura 19A representa o grupo TIG 1, o qual não foi preenchido. Neste é possível identificar que não houve uma completa penetração da energia de soldagem, ocorrendo apenas a fusão periférica do corpo. Na figura 19B, corpo de prova do grupo TIG 2, preenchido, mostra que ocorreu a fusão completa do local de união. Apesar da soldagem periférica do grupo TIG 1, o grupo se mostrou estatisticamente igual para todos os grupos soldados, porém a média do grupo TIG 2 mostrou-se bastante superior. Portanto, podemos afirmar que o preenchimento parece influenciar os resultados da resistência flexural, ao menos para a solda TIG, embora tenham sido estatisticamente iguais.

Outro fator de comparação entre a soldadora testada e as demais diz respeito à amperagem produzida pelas máquinas utilizadas pela engenharia, que por serem muito potentes em razão da sua utilização específica, necessitam ser reguladas com uma amperagem muito baixa para não produzir

muita energia, a fim de não danificar as pequenas peças usadas na odontologia. Em contrapartida para compensar essa pouca energia, elas são reguladas para aplicar uma descarga elétrica contínua por um período maior podendo variar de 3 a 12 segundos (WANG e WELSCH, 1995; GABRIELLI, 1999; ROCHA et al., 2006). Este fator gera um grande problema se considerarmos que quanto maior o tempo de exposição do metal a uma quantidade de calor suficiente para provocar sua fusão, maior a zona afetada pelo calor e conseqüentemente maior a mudança estrutural do metal base e maior o risco de enfraquecimento e distorções das peças, assim como acontece com a soldagem por chama direta (TOWNSEND, VERMILYEA e GRISWOLD, 1993; WANG e WELSCH, 1995; SOUZA et al., 2000)

Neste trabalho a máquina utilizada para soldagem do tipo TIG foi especialmente projetada para o mercado odontológico, sendo indicada pelo fabricante como uma soldadora para próteses odontológicas, soldando vários tipos de metal dentre eles o Ni-Cr, Co-Cr, TiCr e suas ligas dentre outros metais. Sua regulação permite uma grande quantidade de energia dispensada em poucos milissegundos, tornando o seu tipo de ação muito parecido com a solda laser. Assim é previsível dizer que em função desta regulação é possível que sua zona afetada pelo calor seja tão pequena quanto à área afetada pelo calor provocada pela solda laser. Entretanto é necessário que se faça um estudo micro-estrutural para provar essa possibilidade.

WANG e WELSCH (1995) numa análise micro-estrutural mostrou que o grupo TIG soldado com 10 A e 3 segundos de aplicação constante provocou mudança na estrutura significativamente menor que a brasagem, mas

relativamente maior que a soldagem laser. Como resultado, o TIG apresentou maior resistência comparada ao outro método.

Dentre as vantagens a serem destacadas dos métodos de soldagens com atmosfera protegida por argônio sobre a solda a maçarico é o fato de podermos soldar o titânio e suas ligas. O titânio comercialmente puro e as ligas derivadas deste metal não podem ser soldados por chama a gás/oxigênio devido a sua alta reatividade com o oxigênio e hidrogênio formando uma camada de oxidação maior que a habitual e que pode se desprender facilmente da superfície do metal original, tornando a solda inviável pela baixa resistência e aspecto. Por esta razão necessita de um ambiente protegido de oxigênio e de uma fonte de calor que não contenha estes elementos (ANUSAVICE, 2005).

Uma aplicação prática que também mostra a vantagem dos métodos laser e TIG se refere ao fato de não necessitarmos incluir as peças a serem soldadas em material refratário. A inclusão das próteses em revestimento pode influenciar na adaptação das próteses, pois os revestimentos têm a característica de expansão tanto de presa quanto por aquecimento. Como na construção das próteses temos por objetivo minimizar erros, este ponto torna-se crítico. No entanto como nestas soldagens não há necessidade de inclusão em revestimento, podemos realizar a soldagem diretamente sobre o modelo de trabalho reduzindo a probabilidade de falhas inerente a este procedimento, além de diminuir o tempo de trabalho reduzindo consideravelmente o tempo de confecção do processo de soldagem (BERTRAND, 2001).

A construção das próteses fixas está sujeita a ocorrência de imprecisões de adaptação, principalmente as próteses implantossuportadas que exigem uma adaptação com excelente passividade, devido ao fato dos implantes ósseointegrados não permitirem praticamente nenhum movimento comparado aos dentes naturais (MISCH, 2006). Este fato, juntamente com a dificuldade em observar as adaptações em implantes posicionados muito aquém do nível gengival, fazendo somente através de radiografias, podem nos conduzir a erros. Se estas imperfeições não forem percebidas durante o processo de construção dessas próteses e só forem notadas após o término do trabalho elas ficarão impossíveis de serem corrigidas sem a completa destruição de toda a camada de cerâmica aplicada sobre a estrutura, se a única opção de soldagem for através da chama direta. Entretanto se pudermos dispor dos métodos laser ou TIG, não haverá a necessidade de destruição da camada porcelana nestas próteses, pois a fonte de calor nestes métodos é localizada e não prejudica a porcelana aplicada.

Outra vantagem destes métodos sobre o convencional se dá por não haver a necessidade de inserção de uma nova liga, liga de solda, sobre a junta. Nos métodos TIG e laser a união acontece pela fusão do próprio metal base, o que torna essa união mais estável quimicamente e resistente a corrosão se comparado à união como liga de solda adicionada (BERTRAND, 2001; SANTOS, 2002).

O Quadro 2 resume e compara as vantagens comuns entre os grupos laser e TIG com as vantagens e desvantagens obtidas pelo processo de soldagem por chama direta.

Com os resultados de resistência encontrados neste trabalho pode se dizer que o método TIG produz resultado excelente se mostrando promissor como uma técnica aplicável, além de ser operacionalmente fácil e econômico, portanto mais acessível para os laboratórios, uma vez que sua aplicação pode substituir a máquina de soldagem a laser e com custo de equipamento bastante reduzido.

LASER e TIG	CHAMA DIRETA
<ul style="list-style-type: none"> • O calor fornecido é mínimo, reduzindo a zona afetada pelo calor. • Proteção por argônio possibilita a soldagem do titânio. • Soldagem pós-cerâmica devido à aplicação localizada do calor. • Soldagem sobre o modelo de trabalho sem utilização do revestimento minimizando distorções. • Rapidez • Facilidade técnica • Fusão do próprio material base, sem necessidade de metal de solda. • Não utiliza fluxo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Grande quantidade de calor gerando maiores mudanças estruturais e conseqüentemente maiores possibilidades de distorções. • Impossibilidade da proteção por argônio inviabilizando a soldagem do titânio. • Impossibilidade de soldagem pós-cerâmica devido a grande quantidade de calor. • Necessidade de inclusão leva a uma maior demora. • Técnica sujeita a habilidade do operador. • Utilização de ligas de solda e fluxos.

Quadro 2: Comparação entre as vantagens dos processos de soldagem.

7. CONCLUSÃO

Através da metodologia utilizada, condições experimentais descritas e de acordo com os resultados obtidos pelos teste de resistência a flexão dos três métodos de confecção das soldagens em próteses fixas, conclui-se que:

1. Os três métodos de soldagem TIG (soldadora NTY), Laser (soldadora Desktop) e chama direta apresentaram resultados estatisticamente semelhantes entre si.
2. O grupo controle produziu corpos de prova com valores de resistência superiores a todos os métodos testados, sendo diferente estatisticamente.
3. As amostras do grupo TIG e Laser não obtiveram diferença estatística significativa com relação ao preenchimento, embora os valores médios do grupo TIG com preenchimento tenham sido superiores ao grupo sem preenchimento.

8. REFERÊNCIAS

ADRIAN, J.O.; HUGET,E.F. Laser Welding of a nickel-chromium dental alloy. **Mil Méd**, v. 42, n.4, p.299-30,1977.

AMERICAM WELDING SOCIETY. **Introducción a la metalurgia de la soldadura**. Buenos Aires: Ed. Geminis,1981.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. **Guide to dental materials and devices: specification nº5 for dental casting gold alloy**. 6.ed. Chicago: ADA, 1972.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips**: materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

ANUSAVICE, K. J. et al. Flexure test evaluation of pre soldered base metal alloys. **J. Prosth. Dent.**, v. 54, n. 4, p. 507-17, Oct. 1985.

AYDIN, A. K.; TEKKAYA, A. E. Stresses induced by different loadings around weak abtuments. **J. Prost. Dent.**, v.68, n.6, p. 879-84, dec. 1992.

BAGLEY, J.L. State of the industry: part I. Survey on materials. **Dent. Lab.**, v.54, n.1, p.16-22, jan. 1979.

BARAN, G.R. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. **Dent Clin North Am**, v. 29, n.4, p. 779-87, oct. 1985.

BERTOLOTTI, R.L. Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. **J. Amer. Dent. Ass.**, v. 108, n.6, p. 959-66, jun. 1984.

BERTRAND, C. et al. The laser welding technique applied to the non precious dental

alloys procedure and results. **British Dent. Journal**, v.190, n.5, p.255-57, mar, 2001.

BEZERRA, R. M. et al. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implante. **Ecl. Quím.**, São Paulo, v.24, p.113-124, 1999.

BLUSTEIN, R. et al. A reliable technique of post soldering of nonprecious ceramic units. **J. Prosth. Dent.**, v.36, n.1, p.112-4, jul. 1976.

CAPUTO, A. A. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1987. Cap. 6.

CRAIG, R.G. Experimental stress analysis of dental restorations. Part I. **J. Prosth. Dent.**, v. 17, p. 277, 1967.

DINATO, J.C. **Determinação da resistência a flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa soldadas por basagem e a laser**. 1999. 109f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos campos, 1999.

FERENCZ, J. L. Tensile strength analysis of midpontic soldering. **J. Prosth. Dent.**, v. 57, n. 6, p. 696-703, jun. 1987.

FUSAYAMA, T.; WAKUMOTO, S.; HOSODA, H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one piece casting. **J. Prosth. Dent.**, v.14, n.2, p. 334-42, mar./apr. 1964.

GABRIELLI, A. C. R. **Emprego da soldagem TIG em ligas de níquel, cromo, cobalto e titânio para uso odontológico**. 1999. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

GIBBS, C.H. et al. Limits of human bite strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.56, n.2, p.226-29, aug. 1986.

GORDON, T.E.; SMITH, D.L. Laser welding of prostheses – an initial report. **J. Prosthetic. Dent.**, v.24, n.4, p.472-6, oct. 1970.

HART, C. N.; WILSON, P. R. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. **J. Prosth Dent.**, v.96, n.1, p. 25-32. jul. 2006.

HULING, J. S.; CLARK, R. E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J. Dent. Res.**, v.56, n.2, p.128-34, feb. 1977.

JAMES C. T.; STEVEN O. H.; ARUN, P. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.3, p.291-97, mar. 1998.

KELLY, J.R.; ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v.49, n.3, p.363-369, 1983.

KRIEBEL, R. et al. A comparison of the strength of base metal and gold solder

joints. **J. Prosthet. Dent.**, v. 51, n. 1, p. 60-6, jan. 1984.

LEE, W. V. et al. Fatigue life of Nd-Yag laser welded metal ceramic alloy. **Int. J. Prosthet.**, v.10, n.5, p.434-39, 1997.

MAHLER, D.B.; TERKLA, L.G. Analysis of stress indental structures. **Dent. Clin. N. Amer.**, p. 789-99, nov. 1958.

MANUAL SOLDADORA DESKTOP. Instruções de trabalho odontotécnico laser dental Dentaurem. Alemanha: Dentaurem.

MARQUES, P.V. **Tecnologia da soldagem**. Belo Horizonte: ESAB, 1991.

MECNTEE, M. I.; HAWBOLT, E. B.; ZAHHEL, J. I. The tensile and shear strength of a base metal weld joint used in dentistry. **J. dent. Res.**, v. 60, n. 2, p. 154-8, feb. 1981.

MISCH, C.E. **Prótese sobre implante**. São Paulo: Ed. Santos, 2006.

MODENESI, P. J. et al. TIG welding with single-component fluxes. **Journal of Materials Processing Technology**. v. 99, p. 260- 265, 2000.

MOFFA, J.P. et al. An evaluation of non precious alloys for use with porcelain veneers. Part II - Industrial safety and biocompatibility. **J. Prosthet. Dent.**, v.30, n.4, p. 432-41, Oct. 1973.

NABADALUNG, D.P.; NICHOLLS, J. I. Laser welding of a Cobalt-Chromium removable partial denture alloy. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n. 3, mar. 1998.

PEGORARO, L. F. et al. **Prótese fixa**. São Paulo: Ed. Artes Médicas, cap. 10. 1998

ROCHA, R. et al. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys. **Braz Dent J**, v.17, n.1, p.20-23, 2006.

ROSENSTIEL, S.; LAND, M.; FUJIMOTO, J. **Prótese fixa contemporânea**. São Paulo: Ed. Santos, 2002.

SAITO, T.; SANTOS, J.F. Studies on microestructure of glod soldered joints. **J. Prosthet. Dent**, v.58, p. 1108, 1979.

SANTOS, M.L.; et al. Estudo microestrutural e resistência à corrosão de uma liga de Au soldada por laser empregada em próteses sobre implante. **Ecl. Quím.**, São Paulo, v.27, 2002.

SCHIFFLEGER, B.E.; ZIEBERT,G.J.;DHURU,V.B.;BRANTLEY,W.A.; SIGAROUDI, K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J Prosthet Dent.**, v. 54, n.6, p. 770-6, 1985.

SHILLINGBURG, J. et al. **Fundamentos de prótese fixa**. 3.ed. São Paulo: Santos, 1998.

SILVA, j. et al. Avaliação da resistência flexural da soldagem convencional em diferentes secções e posições. In: IX CONGRESSO INTERNO DE PESQUISA. **Anais...** Ribeirão preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2007.

SILVA, J.; MATSUMOTO, W.; SOUZA, R.F. Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: Chama direta, TIG e Laser. In: IX CONGRESSO INTERNO DE PESQUISA, 2007. **Anais...** Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2007.

SOUZA, P.C.R.; DINATO, J.C.; BOTTINO M.A.; GUASTALDI, A.C. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloys. **Pós-Grad Rev Fac Odontol.**, v.3, p.7-16, jul./dez. 2000.

STADE, E.H. et al. Preceramic and post ceramic solders joints. **J Prosthet. Dent.**, v.34, p.527, 1975.

STAFFANOU, R.S.; RADKE, R.A.; JENDRESEN, M.D. Strenght properties of soldered joints form various cermic-metal combinations. **J. Prosthet. Dent.**, v.43, n.1, p. 3109, jan. 1980.

STEINMAN, R.R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.4, n.3, p.384-95, may. 1954.

TEHINI, G. E.; STEIN, R.S. Comparatyve analysis of tho tecniques for soldered connector. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, n.1, p.16-9, jan. 1993.

THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The glossary of prosthodontic terms. **J Prosthet. Dent**, v. 94, n.1,p. 10-92, jul. 2005.

TOWNSEND, L.W.A.; VERMILYEA, S.G.; GRISWOLD, W.H. Soldering nonoble alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.50, n.1, p.51-3, jul. 1983.

UENO, A. H. **Avaliação da resistência ao dobramento de juntas soldadas por dois métodos:** arco elétrico em atmosfera de argônio e convencional a maçarico, em liga de metal não nobre à base de NiCr. 1994, 124f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1993.

UETI, M. Contribuição para o estudo das soldas e uniões soldadas de ligas de ouro.

- I – Propriedades mecânicas. **Rev. Fac. Odont.**, São Paulo, v.11, n.1, p.13-20, 1973.
- VALLITTU, P. K. Brazing joints of gold alloys used in porcelain-fused-to-metal restorations and their resistance to deflection fatigue. **J. Oral Rehabilitation.**, v. 24, p. 444-48, 1997.
- WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.5, p.521-30, 1995.
- WAINER, E. et al. **Soldagem processos e metalurgia**. São Paulo: Edgard Blucher, 1992.
- WISKOTT, H.; MACHERET, F.; BUSSY, F.; BESLER, U.C. Mechanical and Elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v. 77, n.6, p.607-16, 1997.
- YUTAKA, O.; OKABE, T. Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti-6Al-4V alloy. **Dent Mater**, v. 12, p.167-72, May. 1996.
- ZIEBERT, G.J.; HURTADO, A.; GIAPA, O.; SCHIFFIEGER, B.E. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. **J Prosthet Dent.**, v. 55, n. 3, p. 312-7. 1986.
- ZUPANCIC, R.; LEGAT, A.; FUNDUK, N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. **J. Prosthet Dent.**, v.96, n.4, p. 273-82, October, 2006.