

JOSÉ CÍCERO DINATO

**DETERMINAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE LIGAS
ODONTOLÓGICAS, UTILIZADAS EM PRÓTESE PARCIAL FIXA E
PRÓTESE SOBRE IMPLANTE, SOLDADAS POR BRASAGEM E A
LASER**



Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa

Orientador: Prof. Adj. Marco Antonio Bottino

**São José dos Campos
1999**

08321
61d
1390

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

RIBEIRO, J.F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994. 63p.

DINATO, J.C. *Determinação da resistência à flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser*. São José dos Campos, 1999. 109p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

"Just as a beautiful building is no better than its solid understructure, a beautifully fabricated splint is no better than its soldered connections."

Endo (1965).

Dedico esse trabalho

Ao meu pai **Mauro** (*in memoriam*), por seu exemplo de honestidade, dignidade, trabalho e amor, que tanto me orgulham de ser seu filho.

À minha mãe **Célia**, que com seu amor de mãe sempre me entendeu e caminhou ao meu lado, mesmo nos momentos mais difíceis.

À minha esposa **Monique**, por sua cumplicidade, apoio, incentivo, carinho e amor. Obrigado pelo seu contínuo estímulo, compreensão e fundamental ajuda na realização desse trabalho.

Aos meu filhos, **Thiago** e **Daniel**, pelo amor, carinho e amizade que sempre nos uniu, e por entenderem a importância desse trabalho na minha vida, relevando ausências e horas de convivência não compartilhadas.

Agradecimentos especiais

Ao Prof. Dr. Edy Ceciliano de Sá Carneiro

Meu pai, irmão, amigo e colega, que soube reunir, de uma forma especial, todas as qualidades que um homem pode almejar. Transmitindo, com sua liderança, os ensinamentos e a inspiração que guiam o nosso grupo. Agradeço pela forte e positiva influência em minha vida.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Bottino

Grande Professor! ...que, com sua dedicação e carinho, conduz esse exemplar curso de Pós-graduação, dando-me o privilégio da convivência fraterna e enriquecedora, além da orientação, precisa e fundamental para a conclusão deste trabalho.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pela oportunidade de realizar o curso de Pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, pela sua grande amizade e dedicação a este curso, me guiando e orientando nesta difícil tarefa.

À Prof^a . Dr^a . Nilza Pereira da Costa, pelo incentivo e ajuda na realização deste curso.

Ao Prof. Dr. João Vieira de Moraes pela sua experiência, paciência e colaboração durante este trabalho.

Aos colegas do curso de Pós-graduação, Adriana, Márcia, Valéria e Koiti, pela amizade e convívio. Foi excelente poder trabalhar e aprender com vocês!

Aos meus irmãos Mauro, Paulo e Maria Marta, pelo exemplo de afeto e família que tento ensinar aos meus filhos.

Ao meu cunhado, Dr. José Geraldo Rosa Assumpção, por despertar em mim o interesse pela Odontologia.

Aos meus sogros Pierre e Deny, por terem acreditado em mim, e pelo constante incentivo desde minha chegada.

Aos meus irmãos, adquiridos pela convivência, Márcio e Fortuna, pela felicidade de estarmos juntos durante todos estes anos, e pela possibilidade de realizar este curso.

Ao meu parceiro e amigo Waldemar Polido, pelo incentivo e exemplo de como praticar ciência e companheirismo, sendo influência determinante na minha decisão de realizar este curso.

Aos meus amigos Tavares, José Pedro e Vinícius, pela disponibilidade e atenção que me ofereceram, visando o melhor deste trabalho.

Às colegas Naíza, Ana Roberta, Alessandra e Luciane pelo apoio e colaboração durante estes anos.

Às minhas fieis escudeiras, Simone e Marza, pela dedicação e empenho profissional, possibilitando a realização deste trabalho.

À todos os funcionários da Clínica Odontológica Faria Santos, que são o alicerce do nosso trabalho. Em especial à Janaina, Cíntia, Lourenço e Gonçalves.

À Sílvia, que com sua paciência e técnica, me ajudou na digitação e organização deste trabalho.

Ao paciente atendido durante o curso, Sr. José Renato, pela sua colaboração e disposição.

Aos Prof^{es}. Antonio Carlos Guastaldi e Paulo Cesar Duarte, do Instituto de Química de Araraquara, pelo exemplo de seriedade e indispensável colaboração.

Ao AMR/CTA, na pessoa do Prof. Dr. Rodolfo de Queirós Padilha, pela contribuição durante a fase experimental deste trabalho.

Às secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Suzana e Eliane, pela eficiência e disponibilidade durante o curso.

Às secretárias do curso de Pós-graduação, Herena, Rose e Inês pelo exemplo de organização e dedicação.

À Prof^a. Maridê, pela correção gramatical.

Ao Ivan pela orientação na análise estatística

À Sra. Ângela de Brito Bellini, pela revisão final deste trabalho.

À CAPES, pelo apoio ao curso de Pós-graduação e pelo auxílio a mim concedido.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a elaboração desse trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	13
3 PROPOSIÇÃO.....	69
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	70
4.1 Materiais.....	70
4.2 Métodos.....	74
4.3 Análise estatística dos dados.....	85
5 RESULTADOS.....	86
6 DISCUSSÃO.....	93
7 CONCLUSÕES.....	102
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	104
RESUMO.....	108
ABSTRACT.....	109

1 INTRODUÇÃO

A técnica de soldar é uma arte antiga, porém uma ciência recente. Não se sabe exatamente a origem do processo de soldagem, todavia acredita-se que já era conhecida, na Idade do Bronze, como "solda com estanho" e empregada desde os anos três mil ou quatro mil a.C., segundo Okumura & Taniguichi²⁸ (1982).

A partir de seu ponto de origem, em uma região onde hoje é o Afeganistão, a soldagem foi utilizada pelas civilizações grega e romana, difundida, provavelmente, através do Egito, sendo que os metais mais comumente utilizados, naquela época, eram o ouro, o cobre e a prata conforme afirma Rahn³⁴ (1993).

O desenvolvimento das modernas técnicas de soldagem iniciou-se a partir da metade do século XIX, quando a eletricidade surgiu como nova fonte de energia, mas somente a partir da Segunda Guerra Mundial é que o processo teve seu grande impulso, devido à necessidade de fabricação de navios e aviões, como descrevem Okumura & Taniguichi²⁸ (1982) e Rahn³⁴ (1993).

Em Odontologia, a soldagem é freqüentemente utilizada para a união de segmentos de próteses parciais fixas, materiais em ortodontia, encaixes e reparos de próteses parciais removíveis. A

preocupação clínica relacionada com esse trabalho, é soldar segmentos metálicos protéticos sem que ocorram fraturas das uniões, razão pela qual estudamos a resistência flexural, considerando que as cargas oclusais são responsáveis pelas falhas nas áreas soldadas.

A reposição de perdas dentárias com próteses suportadas por implantes tem crescido muito, marcadamente após o advento dos implantes osseointegrados de titânio na década de sessenta. Isto se deveu ao desenvolvimento de uma técnica segura e confiável, comprovada cientificamente por vários pesquisadores, tais como Brånemark et al.⁸ (1985).

Os materiais utilizados em próteses dentárias devem ser biocompatíveis e apresentar propriedades mecânicas e de resistência à corrosão, adequadas à sua aplicação. Dentre os materiais utilizados com sucesso, para esta finalidade, temos as ligas de níquel-crômio, prata-paládio, ouro-paládio, ouro-platina e, mais recentemente, as ligas de titânio.

Além de biocompatível, uma Prótese Parcial Fixa (PPF) deve ser biofuncional, ou seja, ter a capacidade de desempenhar, apropriadamente, as funções desejadas (Oliveira²⁹, 1997). Para que isto seja possível, uma prótese fixa, suportada por um ou mais pilares, sejam eles dentes naturais ou implantes artificiais, deve possibilitar uma distribuição uniforme, das forças sobre ela aplicadas, e uma adaptação o

mais perfeita possível sobre os retentores, de tal modo, que ocorra de forma exata e passiva .

Ao considerar a distribuição de forças, o cirurgião-dentista deve analisar os aspectos biomecânicos que atuam na prótese dentária, ou seja, a resposta dos tecidos biológicos às cargas aplicadas.

A exatidão no planejamento e confecção da estrutura metálica e uma oclusão adequada determinam a biofuncionalidade do trabalho protético, pois contribuem para a redução de esforços sobre a prótese e, conseqüentemente, sobre os elementos de suporte, sejam dentes naturais ou implantes, obtendo-se, assim, sucesso no tratamento clínico reabilitador.

As causas mais comuns de insucesso em tratamentos com PPF envolvem forças excessivas, esquemas oclusais falhos, estruturas não assentadas passivamente, ou próteses com pouca retenção. Dentre esses motivos, a dificuldade em se obter a adaptação em peças protéticas, principalmente nas mais extensas, como os monoblocos fundidos, é responsável pela grande maioria dos insucessos.

O emprego da soldagem entre os elementos pilares, durante a fase de confecção da estrutura metálica, ou até mesmo após a aplicação de cerâmica tem sido um artifício utilizado por grande parte dos profissionais na solução de problemas de adaptação. A técnica de soldagem apresenta a vantagem de se trabalhar com segmentos da prótese, os quais permitem, além da melhor adaptação, uma distribuição

uniforme de forças, minimizando traumas aos retentores, sejam dentes naturais ou implantes.

A partir da evolução das aplicações do laser em diversas áreas técnicas, médicas e odontológicas, sua utilização para a soldagem de metais foi também dirigida aos laboratórios de prótese dentária. Nesses casos, a soldagem de metais com o laser é realizada através da fusão do próprio metal, sem a utilização de um metal de adição, o que promove uma melhor união da estrutura metálica soldada.

O processo de soldagem a laser, produz um feixe de luz coerente, monocromático e concentrado, de alta energia, e tem sido empregado em substituição ao processo de brasagem nas soldagens de próteses odontológicas (Frentzen & Koort¹⁵, 1990; Miserendino & Pick²⁶, 1995). A palavra LASER é um acrônimo, que representa as iniciais em inglês de: *Light Amplification Stimulated by Emission of Radiation*, e refere-se a maneira pela qual a luz é gerada (Dawes⁹, 1992).

Apesar de Gordon & Smith^{18,19} (1970) terem introduzido na Odontologia a soldagem a laser, existem, na literatura específica, poucos parâmetros que proporcionem maiores informações sobre esta técnica aplicada às diversas ligas metálicas utilizadas em próteses dentárias.

No Brasil, a soldagem a laser, na Odontologia, foi introduzida por Dinato et al.¹¹ (1997) e, por ser uma técnica recente, as juntas soldadas por laser requerem pesquisas em áreas multidisciplinares,

que envolvem Ciência dos Materiais, Química, Biomateriais e Odontologia. Embora muitos estudos estejam sendo desenvolvidos com diferentes ligas odontológicas, soldadas a laser, o titânio vem demonstrando ser uma excelente alternativa, não só na forma de implantes osseointegrados, capazes de suportar uma prótese, como, também, na confecção de estruturas metálicas de próteses parciais fixas. Essa evolução só foi possível devido ao avanço tecnológico do processamento do titânio, bem como ao desenvolvimento dos aparelhos de soldagem a laser. O titânio vem sendo objeto de numerosas pesquisas (Jemt et al.²¹, 1998; Örtorp et al.³⁰, 1999) sobre suas propriedades mecânicas e biológicas, em face de suas características de alta qualidade e baixo preço, em comparação aos metais preciosos. Porém as limitações tecnológicas para o processamento do titânio, ainda não equacionadas em nosso meio, impediram a inclusão deste metal neste estudo.

Novas pesquisas, associadas ao maior número possível de ligas, serão de grande importância para os profissionais da área odontológica, pois permitirão solucionar problemas reais, que ocorrem na soldagem de peças protéticas, obtendo-se juntas de melhor qualidade, resistência e durabilidade, capazes de proporcionar uma melhor adaptação das estruturas metálicas fundidas, suportar os esforços mastigatórios a que são submetidas, e resistir à corrosão química e microbiana provocadas pelo ambiente bucal adverso.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Queiroz³³ (1938), define soldagem como sendo uma operação pela qual duas ou mais peças de um mesmo metal ou de metais diferentes são unidas por meio das soldas, auxiliadas por uma fonte de calor. Para o autor, soldas são ligas que servem para unir entre si duas ou mais peças metálicas, sejam elas do mesmo metal ou de metais diferentes. As soldas são especiais quando trazem, por denominação, o nome do metal a que são destinadas; diz-se solda de ouro ou de prata, ao se direcionarem a este ou àquele metal. Essas soldas devem ser, ainda, preparadas com metais puros e em proporções exatas, obtidas em balanças que sejam, no mínimo, sensíveis ao decigrama. Em geral, as soldas do ouro são feitas com ouro, prata e cobre. Segundo suas conclusões, a solda deve ser de composição tal, que o seu ponto de fusão seja sempre inferior às peças que se deseja unir; entretanto, ele salienta que a união será tanto mais perfeita quanto menor for a diferença de temperatura de fusão entre ambas; e que a união íntima entre a solda e as peças será tanto maior quanto mais aquecidas forem estas peças.

O autor conclui, afirmando que não é necessário solda em demasia; deve-se usar somente a quantidade necessária, porque se

exageramos, não só se pode prejudicar a integridade das peças, como se terá trabalho duplicado na ocasião do acabamento.

Jonhston et al.²² (1965) relatam que solda é uma liga usada para unir superfícies de metal. A solda de ouro é similar em composição às ligas de ouro, com a diferença de que é adicionado estanho para diminuir o intervalo de fusão. Relatam que os requisitos de uma solda dental são numerosos e rígidos. Por exemplo, ela deve escoar rapidamente, numa temperatura de 100 a 150° F (37,8 a 65,5°C.), abaixo do ponto de fusão das partes a serem soldadas e deve, ainda, ter resistência à deformação ou fratura. Além disto, segundo os autores, deve ter uma cor e lustro comparável ao metal fundido e deve ser tão resistente à pigmentação e corrosão, como o são as ligas fundidas.

Nesse sentido, afirmam que as condições para uma operação rápida e de sucesso incluem: estabilidade de contato da peças a serem soldadas, acesso, limpeza e aquecimento controlado, recomendando que, teoricamente, deve haver um espaço de 0,005 polegadas (0,127 mm) entre as peças a serem soldadas, apesar desta distância ser tão pequena que, praticamente, signifique um contato. Uma boa solda deve fluir para dentro desta abertura pequena por ação de capilaridade.

Em vista disso, destacam que quanto maior o espaço preenchido pela solda, mais fraca será a junção; contudo ainda mais importante é a grande contração de solidificação do metal e a resultante

distorção. Afirmam, também, que o sucesso clínico de uma prótese soldada é dependente de manter as propriedades físicas do ouro dos elementos da prótese. Ao se trabalhar em elevadas temperaturas, induzidas por sobreaquecimento, na tentativa de fazer a solda fluir mais facilmente, aumenta-se o tamanho dos grãos do metal a ser soldado, com conseqüente perda de ductilidade. A redução nas propriedades mecânicas pode levar à fratura da peça, durante a mastigação.

Endo¹⁴ (1965) observa que as áreas a serem soldadas em ambos os lados devem ser limpas e totalmente isentas de oxidação no seu interior e ao redor. O espaço entre o retentor e o pântico a ser soldado deve ser de, aproximadamente, 0,005 polegadas (1,27 mm). Segundo ele, um espaço menor irá impedir a completa união soldada, devido à expansão das partes durante o processo de aquecimento, e grandes espaços causarão distorções futuras, em função da contração ocorrida durante o processo de resfriamento. Assim sendo para o autor, a inclusão dos segmentos, a serem unidos em revestimento, tem por objetivo manter a relação entre as partes a serem soldadas e proteger as áreas de espessuras mais finas. A quantidade de revestimento deve ser a mínima possível para executar essa operação. Ele afirma que, a chama do maçarico a gás natural e ar comprimido, deve formar três cones, o cone do meio, de cor azul tem a maior combustão, sendo a parte mais quente da chama e responsável pela redução da atmosfera. Esta ponta

azul da chama deve ficar em contato com os metais a serem unidos até o final do procedimento.

Em vista disso, segundo Endo¹⁴ (1965) essa operação deve ser executada rapidamente, para evitar um calor exagerado durante o processo de soldagem e conseqüente oxidação do metal-base, da solda e deformações nas partes soldadas. Ele recomenda um intervalo de aproximadamente 10 minutos antes de remover o conjunto do revestimento, e o resfriamento deve ser feito à temperatura ambiente, para evitar distorções devido a mudanças bruscas na temperatura. Não se pode esquecer que o metal sem revestimento sofrerá um resfriamento mais rápido do que aquele coberto.

Finalmente, o autor afirma que um excessivo volume de solda vai exigir uma grande quantidade de calor durante a soldagem, o que poderá causar fratura nas partes soldadas, devido às deformações, e distorções geradas pela contração das peças.

Gordon & Smith¹⁹ (1970), afirmam que o laser tem dado a Odontologia maior rapidez, economia e uma técnica correta e meticulosa na união de metais, contribuindo com uma análise histórica dessa evolução. Os trabalhos iniciais, com soldagem a laser começaram em 1967. O aparelho utilizado foi um laser Optics 8-869, com cristal de *Neodímio*. Relatam, ainda, que existe uma relação crítica entre a quantidade de energia e a área do ponto de soldagem. Observam,

também, que a lisura ou buracos profundos na região soldada estavam relacionados com a quantidade de energia aplicada.

Num estudo com 19 pacientes, em 1968, com necessidades restauradoras, confeccionaram próteses parciais fixas soldadas a laser. Os pânticos e os retentores das próteses parciais fixas eram encerados sobre os modelos de gesso e a seguir fundidos. Nenhum tipo de transferência foi utilizado e as soldagens foram feitas sobre os modelos de gesso. Não houve dano ao modelo de trabalho e os resultados da soldagem a laser mantiveram o posicionamento das peças metálicas fundidas sobre o modelo. Referem que a sobreposição de pontos de soldagens com o laser foi necessária, para que o metal fosse unido por toda extensão a ser soldada. As uniões soldadas foram polidas, tomando cuidado para remover o mínimo possível de metal. Em seguida, as peças foram acrilizadas e, então, fixadas com cimentos próprios para coroas e pontes. A quantidade de energia utilizada foi de aproximadamente 11 a 16 joules com tempo de duração do impulso de 4 ms, no início, e 8 ms no decorrer do processo.

No que concerne a esse processo, nenhuma distorção ocorreu, e a estrutura metálica foi assentada aos pilares sem nenhum tipo de ajuste ou desgaste. Todas as próteses fixas soldadas a laser tiveram um bom desempenho e nenhuma junta teve falha durante o uso do trabalho pelo paciente em função mastigatória, não havendo nenhum tipo de restrição no uso. Este trabalho foi acompanhado por um período de

seis a vinte meses. Apesar de existirem diversos fatores importantes para o sucesso de uma prótese parcial fixa, apenas dois foram avaliados nesse trabalho: a adaptação da prótese e a falha por fratura ou quebra. Com relação a isto, nenhuma prótese foi forçada na colocação, todas as restaurações adaptaram-se passivamente, com apenas uma leve pressão dos dedos. Em uma avaliação clínica, a soldagem a laser no modelo padrão, produziu ou induziu a uma distorção menor do que aquela resultante da transferência utilizada no método de brasagem.

Dessa forma, resultados obtidos por testes metalúrgicos indicaram que as uniões a laser obtiveram resistência mecânica compatível com a força inerente do material sem a utilização da solda. O mais importante dos resultados é que, na soldagem a laser, não ocorreram distorções das estruturas na mesma freqüência do que quando comparados com as que ocorrem pelo processo de brasagem.

Gordon & Smith¹⁹ (1970) relatam que a soldagem é uma das maiores causas de consumo de tempo e procedimentos imprecisos na confecção de uma prótese fixa metalo-cerâmica. Observam que, apesar de algumas técnicas variarem de laboratório para laboratório, duas maneiras são as mais utilizadas: a) a estrutura metálica é soldada antes da colocação da porcelana; b) a estrutura metálica é fundida em dois ou mais segmentos, preparada para receber o opaco e porcelana, e só então é soldada no forno de porcelana.

Um dos problemas, nessa técnica, é a possibilidade do fluxo entrar em contato com a porcelana, na hora da solda, e causar descoloração e falhas na mesma. Segundo eles, o mais importante do ponto de vista clínico, é a deformação das próteses durante a soldagem, devido a irregularidades do metal e à espessura da porcelana, além das deformações ao aquecer e resfriar o revestimento. Referem que, após a soldagem, a prótese fixa raramente irá se adaptar ao modelo, como acontecia antes da união. Geralmente existe uma discrepância na adaptação cervical do metal.

Com o advento do laser, descobriram uma nova técnica de soldagem, que utiliza uma luz coerente e concentrada, como fonte de energia. O objetivo desse trabalho é esboçar os procedimentos da utilização da soldagem a laser nas próteses metalo-cerâmicas. Trinta e três próteses parciais fixas metalo-cerâmicas de liga de ouro na região anterior foram soldadas a laser durante esse estudo, além de outras restaurações.

Dessa forma, depois dos metais serem fundidos, e a estrutura metálica adaptada ao modelo de trabalho com sucesso, a porcelana foi aplicada e o metal polido. Todas as soldagens foram então feitas nos modelos-mestre e foram executadas com 9 joules de energia, em média, durante 8 ms. Um total de oito sobreposições de pontos de soldagem eram realizados por lingual, chegando próximo à porcelana, porém sem danificá-la. Cinco pontos eram realizados por cervical. Devido

à qualidade do equipamento, os disparos do laser foram feitos em média, um por minuto, totalizando 13 minutos por unidade.

Nesse caso, a soldagem foi realizada diretamente sobre o modelo de trabalho, sem qualquer prejuízo ao mesmo. A principal diferença entre o posicionamento do metal, próximo à área de união, é que na soldagem a laser as porções metálicas, a serem soldadas, deveriam estar em íntimo contato, para conseguirem um melhor resultado. Isto é um contraste com a soldagem convencional, que necessita um pequeno espaço entre as juntas a serem soldadas. A penetração da liga fundida pelo raio laser foi de 0.5 a 1.0 mm, dependendo da energia utilizada e do tipo do metal. As áreas de soldagem foram confeccionadas o mais próximo uma da outra, com o cuidado de não comprometer as papilas, como acontece eventualmente com a soldagem convencional.

Já na região anterior, foi determinado que, se houvesse 3 ou 4 mm de altura na face lingual para soldagem, iniciariam com alguns pontos por lingual. A prótese era removida do modelo e a união completada, tanto pela face lingual como por cervical. Isto assegurou o completo selamento do metal e o aumento da resistência.

Concluíram, ainda, que a precisão de adaptação das próteses soldadas a laser são limitadas pela fidelidade dos modelos e troquéis, visto que nenhum outro passo intervém na união soldada. Normalmente, o tempo necessário para a soldagem de uma peça é em

torno de 4 minutos, comparados a, mais ou menos, 2 horas na soldagem convencional, durante todo o processo.

Os referidos autores também, afirmam que a soldagem a laser de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas vem provando ser um procedimento prático de laboratório. O acompanhamento clínico tem demonstrado ter um grau de satisfação e precisão maior que as técnicas de soldagem convencional. O tempo de trabalho requerido pelo técnico é dez vezes menor na soldagem a laser, quando comparada às técnicas convencionais, e a resistência na união é superior.

Smith et al.³⁸ (1972) utilizam um aparelho de soldagem a laser com cristal sólido Nd-YAG, para promover a união entre corpos-de-prova de quatro diferentes ligas metálicas. As propriedades mecânicas da união soldada foram determinadas, assim como a análise microestrutural. Os resultados desse estudo indicam que a soldagem a laser de ligas odontológicas fundidas é metalurgicamente possível e viável.

Os supracitados autores realizaram, ainda, testes de tração, dureza e microestrutura, para avaliar a capacidade da energia do laser em produzir soldagens das estruturas metálicas fundidas, em Odontologia. Quatro ligas metálicas odontológicas foram utilizadas nesse estudo. O aparelho de soldagem a laser Nd-YAG, utilizado, tem uma capacidade de energia de 2,5 e 5 joules, a qual foi concentrada em um foco de 0,015 ou 0,030 polegadas (0,4 ou 0,75 mm) de diâmetro e a duração de impulso fixada em 2 ms.

Assim sendo esses parâmetros de energia produzem uma zona de fusão uniforme, embora outros valores também possam ter a mesma eficácia. Segundo Smith et al.³⁸ (1972), a alta taxa de solidificação e fusão não alterou, significativamente, as propriedades das ligas soldadas. Os valores de dureza das uniões soldadas a laser são semelhantes aos das ligas fundidas em monobloco.

Já as juntas, soldadas a laser, das ligas de ouro são mais uniformes que as soldadas pelo método convencional. Salientam também, que a microestrutura da união soldada a laser apresenta uma forma diferente da estrutura fundida, devido a sua grande velocidade de fusão e solidificação durante o processo de soldagem. Baseados nesses resultados, puderam concluir que a soldagem a laser é rápida e conveniente, comparável às uniões de ligas soldadas de grande resistência.

Kornfeld²³ (1974) define soldagem como o escoamento de um metal no outro, para produzir uma união, em que a solda tem o menor ponto de fusão do que o metal-base. Segundo o autor, a junção de diversas unidades, em uma prótese fixa, depende da resistência das uniões soldadas para seu sucesso mecânico. Ele afirma que desde que a união soldada seja o elo mais fraco do aparelho, quanto menos pontos de solda, menor chance de erro, do ponto de vista de fratura das uniões.

A seguir observa que, além do sucesso mecânico, também se deve buscar o sucesso biológico, isto é, uma união de

tamanho vertical suficiente, posicionada correta e anatomicamente, para não impingir na papila interproximal, ou permitir impactação lateral de alimentos. Segundo ele, a combinação do sucesso mecânico e biológico evitará fratura da união e inflamação do tecido gengival.

Refere que a contração da solda deve ser balanceada com a expansão térmica e presa do revestimento. Segundo ele, o resfriamento até a temperatura ambiente não é desejável porque causa excessiva recristalização e crescimento granular na união, resultando em propriedades mecânicas pobres. Por outro lado, o aumento de temperatura faz com que ocorra expansão térmica do revestimento, o que é necessário para contrabalançar a tendência de expansão dos retentores e pânticos diminuindo a fenda (*gap*) de soldagem.

A seguir o autor enumera alguns requisitos para uma boa soldagem das ligas de ouro, a saber: a) a limpeza e o correto uso de fluxo é o primeiro pré-requisito para uma soldagem com sucesso; b) um pequeno espaço deve haver entre as peças a serem soldadas; c) um revestimento para soldagem é utilizado, pois apresenta menor expansão de presa e térmica do que os revestimentos para fundição. A contração da solda deve ser balanceada com a expansão de presa e térmica do revestimento; d) uma correta aplicação de fluxo e antifluxo é necessária para evitar oxidação das juntas que estão sendo soldadas, caso contrário, haverá estragos e a soldagem não será realizada corretamente; e) o bloco de revestimento deve ser pré-aquecido num forno a uma temperatura de

800° F (427° C) por 30 minutos; f) a seleção do tipo de solda é importante. Deve-se escolher um metal de adição, cujo limite superior de fusão seja de 100 a 150 ° F (38°C a 65°C) abaixo do limite inferior de fusão do metal que está sendo soldado. A solda deve aproximar-se da cor e das propriedades mecânicas características daquelas do metal-base; g) uso correto do maçarico; h) um dos requisitos, para uma boa soldagem, é uma tensão superficial baixa entre o metal de adição liqüefeito e o retentor ou pântico. Um aquecimento cuidadoso, até uma cor vermelha opaca, reduz a tensão superficial; i) o número de aquecimentos precisa ser reduzido ao mínimo, para não haver alterações não uniformes; j) o metal de adição precisa ser aquecido apenas um pouco além do seu ponto de fusão, para fluir completamente até os limites da área de soldagem, e não pode ir além disto. A solda cobrirá rapidamente esta área, resultando numa excelente união e evitando o crescimento granular; k) a profundidade da solda ocluso-cervical deve ser a maior possível; l) solda espessa é indesejável, porque se torna um ponto de fragilidade. Quanto menos solda se usa, menos distorção haverá; m) aquecimento prolongado com maçarico é indesejável. A soldagem deve ser feita em poucos segundos, com a solda fluindo por capilaridade; n) a união soldada deve ser colocada na bancada por 5 minutos, para depois o bloco ser imerso em água; o) a peça soldada deve ser decapada em solução de Jel-Pac (J.F. Jelenko & Co., Inc., New Rochelle, N.Y.) que é um ácido sem vapor; p)

uniões livres de porosidades e óxidos são necessárias, a fim de se obter melhor resistência mecânica às cargas oclusais.

Preston & Resibick³² (1975) estudam a união soldada com laser de metais preciosos, não preciosos e outras ligas, e o resultado foi considerado excelente, em termos de resistência à tração, quando comparados a uniões soldadas pelo método convencional. As juntas a serem unidas com a técnica do laser podem ser soldadas sobre os modelos de trabalho. Desta forma, diminuem-se alguns passos que, muitas vezes, são responsáveis pela alteração dimensional na estrutura soldada. Esses testes de tração foram realizados para avaliar a resistência das ligas soldadas com laser. O aparelho de soldagem a laser utilizado tinha, como cristal, *neodímio*. Os níveis de energia utilizados eram de 0 a 5 joules e a duração do impulso estabelecida em 2, 4 e 6 ms. Foram utilizados, ainda, dois diâmetros no foco de união, que variavam de 0,015 polegadas (0,381 mm) no início da união e 0,030 polegadas (0,762 mm) para realizar uma sobresoldagem. Após a soldagem, todos os espécimes foram submetidos a teste de tração, a uma velocidade de 0,05 polegadas por minuto (1,27 mm por minuto). Os resultados foram avaliados pela análise de variância ANOVA. Concluem, esses autores, que o método de soldagem convencional, para metais preciosos, parece ser igual ou superior às uniões soldadas pelo processo a laser. Entretanto, outras avaliações devem ser feitas para determinar o melhor método a ser usado. Segundo eles, as ligas não preciosas efetivamente

se unem com o processo a laser. Investigações futuras, sobre a melhor união soldada, as modificações microestruturais e testes de dureza, deverão ser analisadas com a finalidade de conhecer melhor este método.

Arruda et al.⁴ (1976) referem que a construção de conectores rígidos é ainda motivo de controvérsia. Face à discordância de opiniões, decidiram verificar se existem diferenças de adaptação entre próteses fixas, com conexões soldadas por brasagem e fundidas em uma só peça em três situações: a) em próteses fixas com várias conexões soldadas; b) diminuindo-se o número de conexões a serem soldadas; c) eliminando-se a soldagem e fundindo as próteses fixas em uma só peça.

Procuraram, ainda, verificar se a adaptação marginal das próteses parciais fixas sofrem alterações sob influência da conexão rígida utilizada. Para isto, foram construídas próteses parciais fixas, com características idênticas, variando-se apenas o número de conexões utilizadas: em uma série utilizaram quatro pontos de solda; na seguinte, apenas dois pontos foram soldados e, na última, as próteses fixas foram fundidas em uma só peça, eliminando-se a soldagem. As áreas de adaptação marginal aferidas localizaram-se nos lados vestibular e palatino. Em face dos resultados obtidos, e pela análise de variância a dois critérios, ao nível de 5%, concluíram que as diferenças entre as técnicas utilizadas não foram significantes, no que diz respeito à adaptação marginal.

Adrian & Huget¹ (1977) avaliam a possibilidade de utilizar a soldagem a laser, na fabricação de próteses parciais fixas, com ligas de níquel-crômio. Foram feitos 22 corpos-de-prova seguindo as normas da *American Dental Association (ADA)*, para realização de testes de tração. O primeiro grupo, com 11 corpos-de-prova, foram cortados ao meio, no sentido transversal, e colocados em um suporte mantendo as faces a serem soldadas em contato. O segundo grupo continha, também, 11 corpos-de-prova, que foram cortados da mesma maneira. Porém, foi feito mais um corte, de modo que formasse um chanfro de 45° nas faces a serem soldadas, de cada segmento, obtendo, assim, uma forma em V. O aparelho de soldagem a laser tinha, como cristal, *neodímio*.

No primeiro grupo, a energia utilizada foi de 50 joules, durante 7ms, e o número de pontos de soldagem variava entre cinco e onze, ao redor de toda a circunferência do corpo-de-prova. Adicionalmente, foram utilizados de três a seis pontos de soldagem, para realizar uma sobresoldagem com uma energia de 25 joules durante 6 ms. O segundo grupo foi soldado com uma média de dezoito a trinta e um pontos e com uma sobresoldagem de mais nove a dezessete pontos. Em seguida, os corpos-de-prova foram levados a uma máquina de ensaio, para serem realizados os testes de tração.

Em suma, os resultados demonstraram que as soldagens das juntas chanfradas eram mais resistentes que as das juntas em contato, embora os efeitos de ambos os grupos tenham sido considerados

satisfatórios. Concluíram, ainda, que a resistência da união soldada é afetada pela configuração das juntas, assim como a energia e o tempo de duração de cada impulso do raio laser.

Huling & Clark²⁰ (1977) realizam um estudo para avaliar objetivamente as distorções relativas em PPF de três elementos soldadas a laser, por brasagem ou fundidas em peça única. Cada procedimento foi replicado cinco vezes. A soldagem a laser e as fundições em monobloco, das próteses parciais fixas com três elementos, foram significativamente superiores aos espécimes unidos por brasagem. O método do laser foi o mais confiável. Foram feitas 53 próteses parciais fixas, e os resultados mostraram que a distorção pós-união foi significativamente menor para soldagem a laser e monoblocos, quando comparados à soldagem convencional, e que a confiabilidade foi significativamente maior (menor erro de variância) na união com laser, do que com as duas outras técnicas. Os achados indicam que os três procedimentos produziram algum grau de distorção, entretanto, a união com laser e monobloco produziram erros menores.

Para os autores, o aumento da acuidade, associada ao laser, pode ser parcialmente explicada pela redução do número de passos na construção de uma prótese. Por exemplo, o erro potencial, associado com a transferência e com o uso de revestimento é evitado. A distorção causada pelo aquecimento é decididamente menor para a soldagem a laser. Embora não tenha sido feita uma comparação com o tempo

despendido, a técnica do laser apresenta grandes vantagens. Uma vantagem adicional notada foi a maior previsibilidade na quantidade de distorção causada pelo processo. Destaca-se, que embora o preço da aparelhagem possa ser proibitivo para uso individual, é notável que, mesmo sem produção em grande quantidade, os preços já decresceram em relação aos modelos iniciais experimentais.

Ueti & Adolfi⁴¹ (1978), confeccionam corpos-de-prova a partir de lingotes de cera, medindo cerca de 0,15 cm de espessura, 0,30 cm de largura e 2,00 cm de comprimento. A fundição foi realizada por meio convencional, usando liga de ouro tipo III, sendo que o resfriamento do anel era feito após 2 minutos de espera. Em seguida, com um disco de carborundum cortaram os lingotes, no centro da secção transversal e, depois, as suas extremidades foram biseladas. Para o posicionamento das partes a serem soldadas, obedeciam ao seguinte esquema: a) em contato; b) com 0,15 mm; c) com 0,40 mm de espaço entre as partes.

Após a inclusão e presa do revestimento, os blocos eram divididos aleatoriamente e submetidos ao pré-aquecimento, das seguintes formas: a) sobre o bico de Bunsen; b) a 450°C; c) a 750°C em forno. A soldagem era feita com solda do tipo "Universal" e, após o ato da soldagem, dentro do processo aleatório, os blocos eram resfriados das seguintes maneiras: a) imediatamente; b) após 5 minutos; c) decorridos 15 minutos de espera.

Em seguida fizeram ensaio de resistência ao dobramento, com a carga aplicada bem no centro do corpo de prova, colocado entre dois apoios, separados por uma distância de 11,2 cm de distância. Com os dados obtidos e analisados estatisticamente, concluíram que:

- a) os corpos-de-prova soldados em contatos apresentaram menores valores numéricos de resistência ao dobramento; os maiores valores foram verificados com espaço de 0,15 mm, enquanto que os corpos-de-prova, com espaços de 0,40 mm, apresentaram valores intermediários;
- b) as diversas formas de pré-aquecimento do bloco não influíram na resistência ao dobramento;
- c) com o resfriamento imediato do bloco de revestimento, os corpos-de-prova apresentaram menores valores, ao passo que, com o resfriamento, após 5 minutos de espera, os corpos-de-prova apresentaram valores numéricos maiores; e com o resfriamento, decorridos 15 minutos os valores encontrados eram muito próximos daqueles obtidos com o resfriamento após 5 minutos;
- d) os corpos-de-prova, soldados com espaço de 0,15 mm e com o bloco de revestimento resfriado após 5 minutos, apresentaram os maiores valores numéricos.

Osborne et al.³¹ (1979), definem soldagem como o processo de união de duas peças metálicas pela fusão, entre elas, de uma liga de ponto de fusão menor, chamada de solda. Classificaram como solda autógena o método de união de peças metálicas, pela fusão direta das duas partes. Para eles, as soldas podem ainda ser classificadas como duras ou macias. A classificação não é baseada na dureza relativa das soldas: duras são aquelas que têm altos pontos de fusão, e macias são aquelas com pontos de fusão mais baixos. As soldas macias, que são ligas de chumbo e estanho em proporções variadas, não são usadas em odontologia.

Balassiano & Vieira⁵ (1980) afirmam que o sucesso das próteses fixas implica algumas condições básicas, entre elas, a sua perfeita adaptação aos dentes de suporte e a satisfatória relação dos pânticos com o rebordo alveolar. Tais condições dependem de vários fatores, relacionados com os materiais e com as técnicas de laboratório. Para que ocorra uma boa adaptação da estrutura metálica aos dentes de suporte, é necessário a realização da soldagem. Desta forma, deve-se manter a distância entre as partes a serem soldadas durante o processo de soldagem que, no consenso de muitos autores é de 0,13mm. Nesse estudo, os autores compararam a resistência flexural das juntas em prótese fixa, obtidas por três técnicas de soldagem e por fundição em uma só peça. Observaram que, embora houvesse evidência de que a junta fundida era algo mais forte do que as juntas soldadas, tal diferença não

era clinicamente significativa. Acharam, entretanto, que a junta soldada pode resistir à deformação em mais alto grau do que a junta fundida em peça única. O tratamento térmico para endurecimento aumentou a capacidade de resistência das juntas soldadas, enquanto que nas juntas fundidas tal capacidade diminuía. Determinaram, assim, a resistência mecânica à flexão das peças soldadas por aquelas técnicas, em termos de força necessária para promover uma deflexão de 200µm.

Concluíram, pois, que:

- a) as técnicas de união estudadas conduziram a desajustes das coroas soldadas nos respectivos elementos de suporte, desajustes esses que não foram estatisticamente diferentes para as técnicas estudadas;
- b) as técnicas de soldagem proporcionaram diferentes resistências nas peças soldadas.

Referem-se, também, que a maior força, necessária para provocar uma deflexão equivalente a 200 µm, foi evidenciada na técnica de soldagem convencional (95 Kgf), seguida pela de Tylman (59 Kgf). A de Perdigon & Van Eepoel (32 Kgf) apresentou a menor resistência à flexão das peças soldadas.

Saragossi³⁵ (1981), em face ao grande número de ligas preciosas, e sobretudo de não preciosas, existentes no mercado, decide estudar os princípios que regem a união soldada por calor, qualquer que

seja a liga utilizada. Para ele, antes de tudo, deve-se estabelecer quando é necessário realizar a soldagem por brasagem. Alguns técnicos não a dispensam. Segundo ele, pode-se dizer que a realização de fundições em monobloco é feita sempre em detrimento da precisão do conjunto, porém obriga, freqüentemente, a segmentar a peça e fazer brasagem.

Para a *American Welding Society* (AWS), brasagem é um processo de soldagem que produz a coalescência dos metais, pelo aquecimento das partes a serem soldadas e a fusão de um filete metálico (solda) entre a fenda deixada pelas juntas, a uma temperatura maior que 450 °C e menor que o ponto de fusão dos metais. A solda, em estado líquido, deve molhar a fenda, esparramando-se, e fluir por capilaridade dentro da junta. A quantidade de metal a ser usado depende de cada caso, por isto, deve-se fazer sempre uma avaliação preliminar da quantidade necessária. O *gap* ou fenda deve ser determinado tanto na temperatura ambiente como na de soldagem, e em função do coeficiente de dilatação térmica dos metais envolvidos. Já, para ligas à base de ouro, prata ou níquel o espaço deve ser entre 0,05 a 0,10 mm. Este espaço pode ser observado, no paciente, através de uma banda de aço com espessura conhecida.

O autor ensina, ainda, que as superfícies de união devem ser polidas e, depois, limpas com um solvente volátil, afirmando que a oxidação dos metais, durante a fusão, ocorre devido ao oxigênio utilizado como carburante (quando se usa maçarico) ou do oxigênio da atmosfera

(quando se usa o forno). Para dissolver e afastar da brasagem as deformações produzidas pelos óxidos provenientes do aquecimento, recomenda a utilização de fluxos, que são derivados, essencialmente, do ácido bórico, boratos de sódio, de potássio e lítio, além de agentes de molhamento e de água. Os fluxos devem estar em contato com a zona de brasagem durante o aumento de temperatura.

A seguir, prescreve a soldagem em superfícies limpas, não oxidadas, sem nenhuma gordura digital, pois a brasagem faz-se em altas temperaturas, e isto implica em oxidação e dilatação dos metais envolvidos. Assim, podem-se ver rachaduras e cavidades que diminuem a resistência mecânica do conjunto. Uma oxidação forte faz com que não haja possibilidade da solda entrar em contato com o metal-base, sendo que ela ocorre em função da composição dos metais a serem unidos, da temperatura de soldagem, do tempo de elevação da temperatura, dos estado de superfície das uniões a soldar. O aumento de temperatura provoca a dilatação das peças a serem soldadas. As partes menos quentes do conjunto dilatam-se em menor proporção, porém existe uma aproximação entre as superfícies das juntas. Depois da soldagem, durante o resfriamento, o conjunto tende a voltar as suas dimensões originais.

Além disso, a dilatação e contração dos metais, durante o processo de brasagem, fazem com que a solda fique num estado de tensão poliaxial. O tratamento térmico promoverá a liberação destas

tensões, através de um resfriamento tão lento quanto possível, até a temperatura ambiente. O autor fez a brasagem de ligas metálicas com superfícies jateadas com óxido de alumínio, superfícies usinadas e com superfícies polidas. Utilizando uma solda de Au-Ni, obteve molhamento perfeito, com faces polidas e pouco molhamento nos outros casos. Parece que o polimento diminui, sensivelmente, a formação de óxidos, e permite ao fluxo agir com mais eficiência.

Okumura & Taniguchi²⁸ (1982) definem brasagem como um processo de soldagem no qual a união é executada por meio de uma liga metálica, de ponto de fusão mais baixo do que o metal-base, sendo a junta preenchida por efeito capilar, e o metal-base não se funde durante a soldagem. O processo de brasagem pode ser dividido em dois tipos, conforme o metal de adição: brasagem e solda branca. A brasagem, também conhecida em Odontologia como soldagem a altas temperaturas ou *brazing*, é o processo de soldagem onde o metal de adição tem sua temperatura (ou faixa) de fusão compreendida entre as temperaturas abaixo do ponto de fusão do metal-base e acima de 450°C. A solda branca, também conhecida em Odontologia como solda convencional ou *soldering*, é o processo de soldagem onde o metal de adição tem temperatura (ou faixa) de fusão compreendida abaixo do ponto de fusão do metal-base e também abaixo de 450°C.

Referem que, para que a ação capilar seja eficiente na soldagem, é necessário que o metal de adição tenha uma boa fluidez e a

fenda existente entre as junta seja bem pequena, recomendando valores compreendidos entre 0,025 e 0,25mm. Como fonte ou método de aquecimento utilizado, o processo de brasagem pode utilizar maçarico, forno, bobina de indução, resistência elétrica, ferro de soldar, luz infravermelha e banho químico. Para se alcançar uma boa união, utilizando um destes métodos de brasagem, as partes a serem soldadas devem ser limpas, mecânica e quimicamente, para a retirada de óleos, graxas, óxidos, tintas, etc., de forma que o metal de adição molhe a superfície das peças e a decomposição destas não contamine a solda.

Outrossim, também se pode proteger a solda com a utilização de um fluxo ou de uma atmosfera protetora, durante o processo de aquecimento e soldagem para prevenir uma oxidação excessiva. Dependendo do metal a ser soldado, os gases utilizados como atmosfera protetora podem ser o hidrogênio seco, a amônia, o argônio e o hélio. Na impossibilidade do uso de gás de proteção, pode-se trabalhar a vácuo. Os fluxos utilizados são agentes químicos que removem os resíduos óxidos deixados pelo processo de limpeza e os formados durante o aquecimento necessário à brasagem. Além disto, criam uma atmosfera protetora na região da junção.

Refere-se que os fluxos podem ser aplicados na forma de pastas ou na forma líquida. A natureza do fluxo depende, essencialmente, do tipo de metal a ser soldado. O metal de adição deve ser compatível

com metal a ser soldado, para permitir a formação de uma interface aderente, resistente aos esforços mecânicos e à corrosão.

Apotheker et al.³ (1984) observam que o alto custo de ligas preciosas levou os profissionais da área odontológica a confeccionarem estruturas metálicas com ligas não preciosas nas próteses fixas metalo-cerâmicas. Recomendam, pois, que próteses parciais fixas extensas devem ser confeccionadas em segmentos e depois soldadas para obter uma melhor adaptação. A soldagem das ligas não preciosas tem um grande número de falhas ou insucessos. Esse estudo compara a soldagem a laser e a soldagem convencional de uma liga não preciosa. Sete próteses parciais fixas, idênticas, de três elementos, foram fundidas com uma liga de níquel-crômio. Um dos corpos-de-prova serviu como controle, enquanto os outros seis foram cortadas no mesmo lugar. Três pares foram soldados pelo método convencional, utilizando maçarico a gás e oxigênio, e outros três pares foram soldados a laser utilizando um equipamento com cristal de Nd:YAG. Destacam, ainda, que as melhores e mais resistentes uniões à fratura foram encontradas nos corpos-de-prova soldados a laser. Uma variação nos parâmetros de quantidade de energia e duração de impulso, durante o processo de soldagem a laser poderá levar de um simples aquecimento a uma fusão ou evaporação do metal. Em caso de fusão, diferentes níveis de profundidade térmica poderão ser observados.

Anusavice et al.² (1985) avaliam a resistência flexural das uniões soldadas com maçarico a gás e oxigênio de oito ligas metálicas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be, variando o *gap* (fenda) entre as juntas. Foram confeccionados 15 corpos retangulares de 25 mm, de comprimento por 5 mm de altura e 5 mm de largura para cada liga. Cinco corpos-de-prova foram utilizados como controle, cinco cortados ao meio no sentido transversal e soldados com um *gap* de 0.25 mm e os outros cinco também cortados ao meio e soldados com um *gap* de 0.51mm. Os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de flexão de três pontos em uma máquina de testes Instron. Uma força de 0.25 mm/min foi aplicada no centro da peça que estava apoiada em dois pontos separados por uma distância de 20 mm.

Dessa forma, os autores observaram que não houve uma diferença consistente entre os diferentes *gaps* (fendas) e a resistência à flexão das diferentes ligas. A resistência flexural das ligas soldadas contendo berílio foram inferiores ao do outro grupo. Concluíram que, embora o teste de tração seja útil para avaliar a resistência da união soldada, o teste flexural é o principal tipo de esforço realizado sobre as próteses parciais fixas. O teste flexural representa, mais apropriadamente, as condições complexas que envolvem uma prótese parcial fixa.

Brånemark et al.⁸ (1985) afirmam que o período de cicatrização do tecido ósseo, após a inserção do implante na maxila e/ou mandíbula, denominando-o período de osseointegração, pode variar de

três a oito meses, de acordo com a qualidade óssea de cada paciente. Assim sendo, o estudo das alterações ósseas ao redor dos implantes osseointegrados, durante e após o período de osseointegração, é de extrema importância para o sucesso e a manutenção deste fenômeno biológico, que possibilita a reabilitação de um número extenso de pacientes edentados.

Com o passar dos anos, e com a evolução científica e tecnológica, que possibilita melhor entendimento dos aspectos biológicos, a osseointegração passa por várias definições. Pode-se descrever a osseointegração sob vários pontos de vista, desde a observação dos resultados clínicos a longo prazo, através da classificação qualitativa e da avaliação numérica da capacidade mecânica na interface osso/titânio, até a análise ultra-estrutural básica dos componentes biológicos e sintéticos dessa interface.

Dessa forma, com um entendimento cada vez maior do fenômeno biofísico e das possibilidades clínicas, o conceito de osseointegração modifica-se e amplia-se através dos anos. Atualmente, pode-se definir osseointegração como a coexistência estrutural e funcional contínua, possivelmente de maneira simbiótica, entre tecidos biológicos vivos, diferenciados, com remodelamento adequado e componentes sintéticos rigorosamente definidos e controlados, proporcionando funções clínicas específicas e duradouras, sem iniciar mecanismos de rejeição. No entanto, a descoberta de um material em

condições de ser colocado no osso sem causar reações de corpo estranho e/ou o aparecimento de uma camada de tecido fibroso entre o implante e o tecido ósseo não é, por si só, condição suficiente para o desenvolvimento da osseointegração.

Nesse sentido, a aplicação, em cada paciente, de princípios biológicos bem fundamentados, em todas as fases do tratamento, assume igual importância. Uma das chaves do sucesso dos implantes osseointegrados está na aplicação de propriedades biofísicas, químicas e mecânicas, interagindo com fenômenos fisiológicos e histológicos, levando a uma perfeita integração tecidual entre tecidos vivos e implantes de titânio comercialmente puro.

Van Benthem & Vahl⁴³ (1985) estudam a suscetibilidade à corrosão de ligas dentais em monobloco, soldadas a laser (contínuo e pulsátil) e convencionalmente, identificando que as diferentes zonas de união por laser Nd:YAG pulsátil e contínuo tem distintas corrosões. Os dois métodos de soldagem a laser apresentam, comparativamente à soldagem convencional, o menor ataque corrosivo, sendo que, sob este aspecto de corrosão, a união a laser é favorável. Como a soldagem a laser é homogênea, o processo corrosivo também é uniforme.

Neste estudo, foram utilizadas as ligas nobres Degulor M e Degudent U, soldadas com laser pulsátil e contínuo. Após as soldagens, os corpos-de-prova foram cortados, suas superfícies altamente polidas e colocados em HCL (2N) a 60 graus durante 28 ou 56 dias. A análise da

alteração superficial foi feita num microscópio convencional e de varredura. Os estudos não demonstraram diferença significativa na união das ligas Degulor M e Degudent U com laser contínuo e pulsátil. Na soldagem com laser pulsátil, a liga Degudent U, após 28 dias de banho em ácido, não apresentou nenhum ataque corrosivo sob exame em microscópio ótico. Somente após 56 dias evidenciou alguma corrosão.

Em contrapartida no laser contínuo, após 28 dias, já existia um ligeiro ataque corrosivo e, após 56 dias, um aspecto diferente do pulsátil. Não existiu diferença entre a zona de união e o metal-base. Em comparação, os corpos-de-prova, soldados convencionalmente, já apresentavam, antes de 28 dias, um grande ataque corrosivo na zona de união. Devido a isto, a soldagem a laser apresentou qualidades superiores em relação à soldagem convencional, relativamente ao ataque corrosivo.

Gibbs et al.¹⁷ (1986) testam os limites da força da mordida humana através de um *gnatodinamômetro*. Segundo estes autores, estudos anteriores apresentavam limitações, devido a falhas na instrumentação das medidas, pois os aparelhos de medição utilizados não previam apoio bilateral. A maior força de mordida, até então documentada, era a de 158 kg, em um esquimó do Alasca, relatada em 1937.

Os autores, então, desenvolveram um aparelho de medição próprio, denominado de *gnatodinamômetro*. Consistia de duas

superfícies de aço inoxidável, separadas por uma esfera, também de aço, que distribuía as forças entre os lados direito e esquerdo. A distância interoclusal mantida entre os dentes posteriores era de aproximadamente 12 mm. A força da mordida era medida por um sistema sofisticado e preciso. Resina acrílica autopolimerizável era aplicada nas quatro superfícies oclusais do aparelho e polimerizadas na boca dos voluntários para minimizar os riscos de fratura. Normalmente, as forças eram suportadas pelos primeiros e segundo molares, e segundo pré-molares, em cada arco.

Assim, através deste método, encontraram em um indivíduo de 37 anos, de Lake City, Flórida, uma força de mordida de 443 kg, mantidos por aproximadamente dois segundos. Entretanto, concluíram que este foi um caso de exceção. Relataram que as medidas de força de mordida padrões para indivíduos com dentes naturais variaram entre 25 a 127 kg, com uma média de 74 kg. Entre indivíduos com prótese total superior e inferior, as medidas variavam entre 10 e 21 kg, com uma média de 16 kg. E entre indivíduos com prótese total superior e sobredentadura inferior, as medidas variavam entre 6 e 72 kg, com uma média de 23 kg.

Após essa experiência, os autores consideraram que não só uma dieta rica em fibras e em alimentos duros favorecem o desenvolvimento de forças de mordida superiores, visto que a força de mordida, desenvolvida por indivíduos com bruxismo, é subestimada e

pode alcançar valores até seis vezes maiores do que as encontradas entre indivíduos que não sofram desse problema.

Shillingburg et al.³⁶ (1986) definem soldagem como a união de dois metais, mediante um outro metal de adição ou solda, que se funde a cada uma das partes a serem soldadas. A adesão depende da capacidade que a solda tem de molhar as partes a serem soldadas, sem fundir os componentes dos metais-base. Em uma soldagem correta, não deverá haver fusão ou alteração dos dois componentes. Segundo eles, a soldagem pode ser empregada para unir partes ou para reconstruir, quando a adição é feita numa face proximal. Recomendam também, que a limpeza seja o primeiro requisito de soldagem, já que este processo depende de que as superfícies a serem soldadas possam ficar adequadamente umedecidas pela solda. Conforme os autores, uma soldagem odontológica deverá possuir cinco características:

- a) resistência à corrosão: as restaurações em boca requerem uma solda de granulação altamente fina para resistir à corrosão;
- b) ponto de fusão menor que a da liga: a solda deve ter um ponto de fusão situado entre 38 a 65° C, abaixo do ponto de fusão da liga que se vai soldar;
- c) ausência de porosidade: não é desejável que apareçam poros na soldagem. A porosidade aumenta quando na composição da solda existe uma proporção

maior de metal, que pode se evaporar quando o ponto de fusão desses componentes é muito próximo ao da liga, ou quando a solda é sobreaquecida;

d) resistência: a solda deve ser tão forte quanto a liga utilizada;

e) boa fluidez e escoamento: a solda deve fluir livremente. A prata faz com que a solda fique mais aderente ao metal-base e flua mais livremente. O cobre, por outro lado, diminui a fluidez.

Mauldin & Christensen²⁶ (1986) afirmam que para proporcionar aos pacientes próteses clinicamente aceitáveis, são exigidas habilidade e precisão na hora de sua confecção. Declaram que, na perseguição de uma excelência clínica, às vezes, há necessidade de se utilizarem técnicas de soldagem, para se alcançar um resultado melhor. A composição típica das maiorias das soldas dentais inclui o ouro, prata e cobre. Os metais são utilizados em quantidades variadas, dependendo do uso a ser dado à solda. A coloração e ponto de fusão podem ser ajustados com a maior ou menor utilização de determinados metais.

Segundo os autores, as soldas podem ser classificadas de três maneiras: a) pela sua qualidade, b) pela temperatura de fusão; c) por quilates. Todas as classificações dependem, direta ou indiretamente, da quantidade de ouro presente em determinada solda. A solda, um metal intermediário, quando derretido, deve fluir prontamente para umedecer as

superfícies de metal a serem soldadas. Eles advertem que as superfícies de metal devem estar lisas, limpas e ter espaço suficiente para a solda fluir. A adesão do metal é causada pela atração da energia superficial, inerente das moléculas de metal. Advertem, ainda, que as soldas devem resistir à corrosão quando expostas aos fluidos orais, e que esta corrosão é minimizada com a presença de, no mínimo, 58% de ouro na solda.

Conforme estes estudiosos, o ponto de fusão deve ser entre 100° F (37,7 °C) a 150° F (65,5 °C) menos do que o ponto de fusão dos metais a serem unidos. A solda deve ser forte, mas o tamanho da solda, que caracteriza a sua resistência, sofre limitações estéticas e de higiene. Ela deve, ainda, resistir às forças oclusais, particularmente na crítica direção ocluso-gengival. Segundo consenso dos autores, o espaço entre as superfícies de metal a serem soldadas deve ser suficiente para permitir a solda fluir. Vários estudos tentaram definir o tamanho ideal desta fenda, tendo sido recomendada a adoção de um espaço de 0,13 mm a 0,15 mm.

Nesse contexto, outros pesquisadores sugerem a medida padrão de 0,2 mm, como sendo a ideal, e além disso fácil de ser determinada, usando-se a espessura de um cartão de visitas comum. Concluem afirmando que, com o desenvolvimento e versatilidade das técnicas de soldagem, a solda pode ser feita antes ou depois da aplicação da porcelana. Com a correta indicação e materiais apropriados, a solda

pode ser usada para produzir um resultado final que é tecnicamente superior ao de qualquer prótese, e sem a qual teria sido inviabilizado.

Dielert & Kasenbacher¹⁰ (1987) fazem um estudo comparativo entre as uniões soldadas pelo método convencional, microplasma e com laser de ligas de Co-Cr-Mo, analisados por fotomicrografia. Os resultados da análise metalográfica, para soldagem convencional de Co-Cr-Mo, utilizando solda de ouro, apresentou porosidade devido ao rápido resfriamento da solda, enfraquecendo, assim, a zona de soldagem. A qualidade da resistência da soldagem depende da difusão da solda. Na união com microplasma foi verificada uma diminuição da quantidade e tamanho das porosidades.

Dando continuidade, os autores avaliaram, também, a possibilidade de soldar Wironium (Cr-Co-Mo) com Degulor M (Au-Pt-Ag-Pd). A soldagem a laser foi realizada num aparelho pulsátil, com uma energia de 65 joules, com uma duração de impulso de 10 ms e uma frequência de 3Hz, sempre numa atmosfera argônica. Concluíram que, este tipo de união pode ser realizada, obtendo-se bons resultados, quando utilizar-se a soldagem a laser.

Sjögren et al.³⁷ (1988) estudam a resistência à tração e alongamento de ligas de titânio soldadas a laser, avaliando, assim, a possibilidade da utilização dessa ligas na confecção de estruturas metálicas de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados. Foram realizados oito grupos de pesquisa, sendo dois grupos o controle

em monobloco de titânio. Em outro grupo foi realizada brasagem em liga de ouro, e nos outro cinco grupos, foram confeccionados corpos-de-prova de titânio soldados a laser, variando a energia e o tempo de duração do impulso de laser.

Em seguimento, durante o teste de tração, todos os corpos-de-prova fraturaram no centro das juntas soldadas a laser ou no centro das brasagens. Os corpos-de-prova em peça única fraturaram no centro das barras teste. Observaram, também, que o alongamento dos corpos-de-prova foi reduzido nos grupos soldados a laser, embora à resistência a tração variou o resultado para mais ou menos, em função das diferentes energias e tempos de duração dos impulsos do laser aplicados.

Frentzen & Koort¹⁵ (1990) fazem uma revisão crítica sobre a utilização do laser na Odontologia. Comentam que, nos anos sessenta, a pesquisa desenvolveu um largo espectro de aplicações para os lasers, porém, somente anos depois, com a descoberta dos primeiros lasers de rubi, é que foi introduzida a tecnologia do laser na Odontologia. Mais de mil comunicações foram veiculadas sobre o uso do mesmo, na Odontologia, nos últimos 25 anos, sendo apenas 5% referentes a soldagem a laser, de próteses parciais fixas.

Ressalta-se que o princípio comum, em que todos os aparelhos de laser trabalham, é a geração de uma radiação monocromática, coerente e colimada por um apropriado ressonador

óptico. A luz monocromática é caracterizada por uma radiação em que todas os feixes têm uma mesma onda e energia. A radiação colimada significa que todas as ondas emitidas são quase que paralelas, e a divergência do feixe é muito pequeno. A principal diferença entre os lasers é a frequência de onda, que depende do tipo de laser e do modo de excitação, isto é, ondas contínuas ou modo pulsátil. Os diferentes comprimentos de onda podem ser classificados em três grupos: ultravioleta (140-400 nm), espectro visível (400-700 nm) e infravermelho (de 700 nm até o espectro das microondas).

Concluindo, os autores afirmam que, na maioria dos casos, os efeitos térmicos do laser causam danos aos tecidos moles circundantes, quando certos níveis de energia são requeridos. Desta forma, sua utilização no laboratório de prótese, é viável e segura para o operador e paciente.

Morgano et al.²⁷ (1990) afirmam que o principal objetivo da brasagem é produzir uma união rígida e forte. Desta forma, não se deve incluir a prótese parcial fixa num contato estreito entre os metais a serem unidos, nem com um espaço exagerado.

Frentzen & Koort¹⁶ (1991) consideram que a soldagem convencional oferece muitas vezes resultados não satisfatórios em relação à união, devido a alterações por corrosão e desadaptação, principalmente quando se trata de ligas metálicas diferentes. A soldagem a laser com um aparelho de cristal Nd-YAG, permite uma união rígida,

reproduzível, com precisa adaptação das peças e sem corrosão. Além disto, oferece a oportunidade de consertos em próteses fixas ou removíveis fraturadas.

Van Benthem⁴² (1991) registra algumas vantagens da soldagem a laser quando comparadas com a convencional. O emprego dessa primeira oferece resistência à fratura das junções de ligas, nitidamente superiores às correspondentes soldagens convencionais, ou mesmo às fundições em peça única. Afirma ainda, que outra grande vantagem da soldagem a laser é a possibilidade de fazê-la diretamente sobre o modelo de trabalho, assim, o tempo para a confecção de uma estrutura metálica soldada torna-se consideravelmente reduzido, através da eliminação de vários passos clínicos e laboratoriais. Relata, ainda, que o resultado da soldagem depende da correta regulagem do aparelho, que consiste, essencialmente em: a energia do laser, o diâmetro do ponto do raio, bem como a sobreposição dos pontos isolados da soldagem.

Brandi⁷ (1992) define soldagem como sendo o 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). A distorção da peça, o tamanho e microestrutura da ZAC, e a microestrutura da solda dependem do insumo de calor fornecido à peça, o qual varia conforme o processo utilizado. A microestrutura do cordão de solda também depende do insumo de calor, pois quanto maior este for, mais rápida será a sua velocidade de resfriamento. Deste modo, uma alta velocidade de resfriamento pode produzir uma microestrutura de maior dureza e com baixa ductilidade, prejudicando a vida útil da prótese.

Por outro lado, afirma que a qualidade de uma junta soldada inclui, além qualidade da microestrutura, a presença 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 de penetração são defeitos que podem ser evitados com um projeto adequado da junta, um posicionamento correto das peças, a utilização de uma seqüência 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 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.

Os Vikings utilizaram a soldagem, e Leonardo da Vinci escreveu sobre ela em suas notas (ele inventou a soldagem de telhas de chumbo). O grande progresso na popularidade da soldagem ocorreu quando a indústria eletrônica necessitou unir componentes em um circuito. Durante o processo de soldagem, os metais-base, assim como a solda propriamente dita, devem atingir uma determinada temperatura (isto é, um nível de energia), de forma a atingir a conexão apropriada.

Dawes⁹ (1992) considera a soldagem a laser uma das mais novas e eficientes técnicas disponíveis na indústria. Ela não é meramente uma técnica alternativa, mas a que oferece oportunidades de utilização em situações difíceis, ou impossíveis com outros métodos de soldagem. A soldagem a laser, entretanto, é bem diferente de outros métodos de soldagem por fusão, sob o ponto de vista de equipamento e de processo operatório. Além disto, o nome laser traz, para algumas pessoas, uma imagem de ficção científica, a qual pode causar restrições na sua aceitação como um instrumento de soldagem.

Yamagishi et al.⁴⁴ (1993) estudando as propriedades mecânicas das uniões soldadas a laser (Nd-YAG) de titânio, observam

que há uma relação significativa entre a resistência ao dobramento e a irradiação da atmosfera, intensidade da irradiação e da combinação do tipo de atmosfera e sua intensidade. A soldagem a laser é mais efetiva quando realizada em uma atmosfera de argônio, embora os resultados sejam bastante diferentes, quando se altera a intensidade do gás protetor.

Berg et al.⁶ (1995) avaliam as propriedades mecânicas das uniões de titânio soldadas a laser e as brasagens realizadas em ligas de ouro tipo IV. Concluem que ambos os métodos de soldagem reduzem, significativamente, a ductilidade do material e a soldagem a laser de titânio demonstrou melhores resultados do que a brasagem da liga de ouro.

Miserendino & Pick²⁶ (1995) em seu livro clássico sobre os lasers em Odontologia, analisam a interação biológica dos lasers com os tecidos da cavidade oral, discutem considerações sobre segurança e regulamentos dos mesmos, mostram aplicações clínicas e de pesquisa sobre o uso dos diversos tipos de lasers, e apresentam a tecnologia atual e as futuras aplicações do laser na Odontologia. Ainda, segundo Miserendino & Pick²⁶ (1995), Adrian¹ (1977) considerou o uso do laser de *Neodímio* para aplicação em dentes e para a soldagem de ligas odontológicas.

A soldagem a laser na odontologia utiliza o espectro de luz infravermelho (Técnica de soldadura⁴⁰, s.d). Produz, na zona de soldagem, uma forte concentração de calor, na qual se realiza a fusão

local do metal. A aplicação do laser na Odontologia está cada vez mais difundida, o que se pode atribuir, claramente, às numerosas vantagens que oferece, como o trabalho racional que determina uma diminuição do tempo utilizado e a técnica de união sem solda, à prova de corrosão. Além disto, apresenta outras vantagens, como:

- a) união homogênea;
- b) é altamente resistente a cargas mecânicas;
- c) gera escassa zona de influência de calor, e menor potencial de deformação nas zonas adjacentes;
- d) possibilita o trabalho perto de material cerâmico e plástico;
- e) produz uniões, ampliações e reparações sem problemas;
- f) é compatível com quase todas as ligas dentais e com o titânio.

Para cada metal ou liga odontológica, utiliza-se uma potência específica do impulso, devido às diferentes características do material, como por exemplo, o ponto de fusão e a condutibilidade térmica. Uma baixa condutibilidade térmica concentra a energia do laser incidente na zona de soldagem, o que é positivo para a soldagem por laser. Metais com baixa condutibilidade térmica, como o titânio e as ligas de cromo-cobalto, demandam menos energia de soldagem do que aqueles com elevada condutibilidade térmica, como, por exemplo, as ligas de ouro e

prata. Os raios laser comportam-se opticamente como raios de luz. As superfícies brilhantes podem refletir grande parte desse raio laser, de maneira que se reduz a energia disponível para a soldagem. Por isto, é aconselhável realizar a solda sobre superfícies jateadas com óxido de alumínio. Os metais com uma elevada capacidade de reflexão, como o ouro e a prata, necessitam de uma maior quantidade de energia para soldar.

Registra-se, também, que a composição da liga influi na qualidade da soldagem por laser. A soldagem a laser, de ligas de metais nobres, pode ser definida, de modo geral, como boa. As com alto teor de zinco (a partir de 2%) podem sofrer influências, durante a solda a laser, causadas pela evaporação desse metal. No caso de ligas com um alto conteúdo de prata (a partir de 20%), esta soldagem pode, também, sofrer influências. Entretanto, a integridade desta não depende, basicamente, do conteúdo de ouro ou metais nobres. O titânio, como metal puro, é muito adequado para tal. Deve-se procurar sempre uma boa proteção com gás argônio na zona a ser soldada, a fim de se evitarem quebras por absorção de oxigênio. A soldagem a laser das ligas de Co-Cr depende do conteúdo de carbono, e, para coroas e pontes estão, geralmente, isentas de carbono e são adequadas para soldar, bem como as ligas de níquel-crômio. A potência do aparelho de solda a laser é regulável e vem determinada por dois parâmetros: a) tensão; b) duração do impulso.

A tensão regula a energia de soldagem. Um aumento da tensão leva a uma soldagem mais profunda; uma diminuição, a uma redução na profundidade. A duração do impulso determina o diâmetro do ponto de soldagem. Os parâmetros tensão e duração do impulso são interdependentes e devem ser determinados em função da espessura do material, a composição e o objeto da soldagem. Basicamente, devem-se evitar diferenças extremas nos parâmetros (por exemplo: tensão muito elevada e duração do impulso muito curta ou vice-versa). Assim, mediante o ajuste dos correspondentes parâmetros de soldagem pode-se unir, de forma segura, elementos maciços como barras linguais ou conectores maciços de próteses parciais fixas. Com isto, há possibilidade de se soldar toda extensão de metais de até 4 mm de espessura, via soldagem bilateral. Por outro lado, também podem-se realizar, de forma segura, as soldagens mais finas, como no caso de implantes ou abutments, reduzindo a potência. O Quadro 1, a seguir, apresenta valores de referência para soldagem de elementos maciços, com diâmetro padrão (3 mm), para alguns tipos de ligas.

Quadro 1- Valores de tensão e duração de impulso para soldagem a laser de diferentes metais⁴⁰

Tipo de liga	Composição	Parâmetros de soldagem	
		Tensão (V)	Duração de Impulso
Au-Pt	87,5 Au 11 Pt 1 In 0,5 Fe	330	15
Au-Pt	86,7 Au 11,2 Pt 1,7 In 0,1 Ir	330	12
Au-Pt	85,5 Au 10 Pt 0,4 Ag 1,4 Pd 0,8 Cu 0,6 Zn 1 In	340	12
Au-Pt	84 Au 8,2 Pt 4,7 Pd 2,4 In 0,1 Cu 0,1 Ir	300	14
Au-Pt	78,5 Au 10 Pt 7,8 Pd 3,5 In 0,2 Ir	320	12
Au-Pt	77,7 Au 19,5 Pt 2 Zn 0,5 Ir	320	10
Au-Ag	78 Au 11 Ag 5 Pt 4 Cu 2 Zn	300	10
Au-Ag	74 Au 11,2 Ag 4 Pt 5,96 Pd 1 Zn 2 In 1 Mn 0,3 Fe 0,5 Sn Ir	310	10
Au-Ag	71 Au 12,3 Ag 12,2 Cu 4 Pt 0,5 Zn 0,1 Ir	340	14
Au-Ag	70 Au 13,4 Ag 8,5 Pt 7,5 Cu 0,5 Zn 0,1 Ir	330	12
Au-Ag	70 Au 13 Ag 9,5 Cu 4 Pt 2 Pd	340	12
Au-Ag	70 Au 13 Ag 9,5 Cu 4 Pt 2 Pd	350	9
Au-Ag	50,1 Au 30,9 Ag 9,9 Pd 5,5 Cu 3,5 Zn 0,1 Ir	280	12
Au-Pd	51,1 Au 37,9 Pd 8,5 In 2 Ga	310	10
Au-Pd	51,5 Au 38,4 Pd 8,5 In 1,5 GaRu	300	10
Pd-Sn	74,4 Pd 8 Sn 6,5 Ag 5,3 Au 4,5 Ga 1 In 0,3 Ru	300	10
Pd-Ag	52 Pd 20 Ag 15 Au 6 In 5,5 Sn 1 Ga 0,1 Pt 0,1 Re	280	8
CoCr	65 Co 29 Cr 4,5 Mo 0,5 Si 0,6 C 0,5 Mn	300	12
CoCr	63,5 Co 28 Cr 6,5 Mo	300	12
Ti	99,6 Ti	300	10

Para preparar o metal para a soldagem a laser, deve-se eliminar, por completo, eventuais restos de solda nas zonas a serem unidas. Através de jatos de óxido de alumínio deixar a superfície suficientemente áspera e, para evitar uma absorção incontrolada de oxigênio, durante o processo de soldagem a laser, recomenda-se o recobrimento da zona a ser soldada com argônio. Isto é especialmente importante no caso de titânio puro e ligas de titânio. A saída da válvula de gás protetor deve estar posicionada a aproximadamente 5 mm distante do objeto. Uma soldagem uniforme por todos os lados, com aproximadamente o mesmo número de pontos de soldagem e a mesma energia ao soldar, evita aparição de tensões.

Tambasco et al.³⁹ (1996) estudam a utilização da soldagem a laser no laboratório dentário. Afirmam que ele age como uma fonte de calor extremamente sofisticada durante a soldagem: o feixe do laser é mantido a 0,5 mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa superfície de área reduzida. A energia da luz é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual penetra no interior do metal por condução, e, tendo em vista que é concentrado numa área tão pequena, o metal adjacente também atinge seu ponto de fusão. No centro do foco raio laser, o metal pode ser vaporizado se utilizada muita energia. Garantem que, ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do laser, o metal em torno se mantém relativamente frio. Alertam sobre a

penetração da solda que é afetada pelo ângulo com que o raio de laser atinge a superfície do metal. Esse ângulo deve ser reto em relação à superfície, para melhores resultados. Os autores listaram algumas vantagens e desvantagens da soldagem a laser sobre a soldagem tradicional no laboratório, a saber:

a) vantagens:

- a peça de trabalho recebe menos energia térmica difusa, reduzindo a distorção causada pela união,
- a solda a laser, pela menor quantidade de calor liberado, pode ser realizada no modelo de trabalho, garantindo maior precisão,
- a menor difusão de calor permite o trabalho perto de resinas acrílicas ou porcelana, reduzindo o risco de danos,
- a solda a laser é mais precisa, pois exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção,
- a resistência à flexão da junta é igual à do metal original, a qual é geralmente maior do que a brasagem,
- o tempo total de trabalho é reduzido, pois a soldagem a laser é mais rápida e previsível do que a solda tradicional,

- a soldagem a laser é menos sujeita à corrosão, sem porosidades e elimina a necessidade de metal de adição(solda),
- implantes e trabalhos fixos podem ser fundidos em segmentos, e a correta correlação pode ser definida na boca e, subseqüentemente, soldadas a laser,
- o retrabalho no laboratório é drasticamente reduzido,
- casos que teriam que ser refeitos, antes desta tecnologia, podem ser salvos com a solda a laser;

b) desvantagens:

- o alto preço inicial do equipamento,
- necessidade de espaço extra para alojar o equipamento,
- algumas dificuldade iniciais, para conseguir a qualidade ideal nas soldas a laser,
- características de reflexividade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base, de algumas ligas dentárias, dificultam a soldagem a laser,
- o treino e a utilização de ligas dentárias apropriadas minimizam as desvantagens apresentadas.

Acrescentam que nem toda a energia do raio laser é convertida em calor; muitas superfícies metálicas são reflexivas para o

laser, especialmente o cobre e a prata em estado puro. Observam que, praticamente, todas as soldagens a laser realizadas em laboratório, são soldagens de sutura ou de junção. A soldagem de sutura é contínua, formada pela resolidificação de uma pequena poça derretida sobre a junta de metal. Pode ser formada por um feixe de laser contínuo, ou feixe pulsátil, com uma série de pontos de soldagem sobrepostos. Esta técnica adapta-se melhor às situações de soldagem mais freqüentes em laboratórios. Com este método, o ponto de metal derretido é gerado por uma pequena explosão ou impulso da radiação laser. Este ponto é geralmente circular. A solda de sutura é obtida pela sobreposição de impulsos que produzem uma solda ininterrupta que acompanha toda a junta. Se existir um espaço entre as peças a serem soldadas, um pedaço extra de metal deverá ser adicionado. Esse pedaço deverá ser posicionado de modo que una completamente as peças, fechando o espaço entre elas. Esta emenda deverá ser do mesmo metal que as peças a serem soldadas, ou poderá ter uma composição diferenciada, desde que resulte numa solda ainda melhor do que se fosse unida pelo metal original das peças soldadas.

Os autores, refletem a respeito da solda tradicional, salientando que a relação entre os metais a serem unidos é crítica. Entretanto, a junção entre as partes deve ser a mais acomodada possível, seja ela feita pela união simples de dois metais similares, ou usando-se uma emenda de metal compatível. Acrescentam que o pequeno espaço

de ar existente entre os metais é perdido durante a soldagem a laser, criando uma superfície convexa na área soldada. Concluem, descrevendo a importância do gás argônio, que protege os metais de reagirem com o oxigênio e nitrogênio da atmosfera. Segundo eles, esta função é ainda mais crítica na soldagem de ligas não preciosas, particularmente o titânio.

Dinato et al.¹¹ (1997) avaliam a resistência flexural de ligas odontológicas soldadas por brasagem e a laser, tendo como grupo controle peças fundidas em monobloco. A soldagem convencional foi realizada com maçarico a gás e oxigênio, utilizando um metal de adição correspondente a cada liga. A soldagem a laser foi feita em um aparelho fabricado pela Dentaaurum (Alemanha) modelo DL 2002-S, tendo como características um cristal Nd-YAG, uma tensão variável de 220 a 450 V e uma duração de impulso do raio laser regulável de 0,5 a 20 ms. Concluída a confecção dos corpos-de-prova pelos três diferentes métodos, os espécimes foram levados a uma máquina de ensaios Instron (modelo 4301), para o teste flexural de três pontos. Concluíram que a liga de Ni-Cr, apresentou uma resistência maior do que as ligas nobres, tanto para os grupos soldados a laser como para os confeccionados em monobloco, sendo significativamente mais resistentes que os soldados por brasagem.

Lee et al.²⁴ (1997) testam a fadiga de uma liga metalo-cerâmica (Au: 51,5%; Pd: 38,5%; In: 8,5%; Ga: 1,5%) soldada a laser (Nd-YAG). Quinze corpos-de-prova foram confeccionados e divididos em

três grupos, com cinco espécimes em cada. No grupo I, as metades dos corpos-de-prova foram colocadas em contato e soldadas sem *gap* (0.0 mm). No grupo II e III, os corpos-de-prova foram soldados com 0.3 mm e 1.0 mm de *gap*, respectivamente, sendo que esses espaços foram preenchidos com lâminas da mesma liga antes do processo de soldagem. Cada corpo-de-prova foi submetido ao teste de fadiga com uma carga de 35,000 psi (241.4 Mpa). O maior número de ciclos necessários para promover a fadiga do metal ocorreu no grupo I, com $494,618 \pm 118,311$, seguido pelo grupo II, com $242,741 \pm 44,623$ e pelo grupo III, com $232,21 \pm 55,877$ ciclos. A análise de variância mostrou que os melhores resultados foram alcançados quando se utilizou um *gap* de 0.0 mm entre as metades dos corpos-de-prova. Nos *gaps*, com 0,3 mm e 1,0 mm, não houve diferença significativa entre os resultados.

Oliveira²⁹ (1997) afirma que uma prótese sobre implantes deve possuir biofuncionalidade, ou seja, a capacidade de desempenhar apropriadamente, a função desejada. Para que isto ocorra, uma prótese fixa, suportada por implantes, deve apresentar uma distribuição uniforme de forças e uma adaptação o mais perfeita possível. Para viabilizar tal situação, o autor destaca que, ao considerar a distribuição de forças, o cirurgião-dentista deve analisar os aspectos biomecânicos que atuam na prótese sobre implantes, ou seja, a resposta dos tecidos biológicos às cargas aplicadas.

Refere, ainda, que os implantes dentários estão sujeitos a uma variedade de cargas, quando aplicados clinicamente e, para compreendê-las, é necessário conhecer conceitos e princípios fundamentais de biomecânica dentária. A força é uma grandeza vetorial e pode ser caracterizada pela sua intensidade, direção de aplicação, sentido, tempo de atuação e frequência. As forças atuantes no dente/implante podem ser decompostas, dependendo da direção de aplicação, em: a) forças normais: compressão e tração; b) forças tangenciais: corte ou cisalhamento.

Outras condições de carregamento, como dobramento e torção, podem ser descritas como uma combinação de tração, compressão e cisalhamento. A força mastigatória é muscular, resultante da contração dos músculos do sistema mastigatório. Com uma dentição normal, uma pessoa pode desenvolver, em média, uma força mastigatória de 63 kgf. Com o uso de uma prótese, este valor cai, alcançando valores médios de 7 kgf para próteses totais e 11,7 kgf para próteses removíveis. A distribuição dos componentes das forças deve ser uniforme sobre a estrutura, para minimizar efeitos danosos como reabsorção e fratura óssea, bem como o deslocamento e a fratura da prótese ou do implante.

Por outro lado, a exatidão no projeto e fabricação da estrutura metálica e uma oclusão adequada determinam a biofuncionalidade da prótese, pois contribuem para a redução de esforços na mesma, no implante e na interface osso-implante, obtendo-se, assim,

sucesso no tratamento clínico e reabilitação. As causas mais comuns de insucesso em tratamentos com implantes envolvem forças excessivas, aplicação muito rápida de forças, esquemas oclusais falhos, estruturas não assentadas passivamente ou próteses com pouca retenção. Destas causas, a dificuldade em se obter a adaptação em peças protéticas, principalmente nas mais extensas, como os monoblocos fundidos, é responsável pela grande maioria dos insucessos.

Dinato et. al.¹² (1998) relatam que a utilização de implantes osseointegrados, em substituição a dentes perdidos, é uma técnica cientificamente comprovada, sendo confiável e segura. A prótese fixa, a ser colocada sobre implantes, deve preencher vários requisitos, entre os quais, a adaptação passiva sobre os pilares, não induzindo tensões. Várias técnicas têm sido desenvolvidas com esta finalidade entre elas, o método de soldagem a laser de Nd-YAG mostra-se adequado, por produzir um feixe de luz concentrado, de alta energia, minimizando distorções e, desta forma, melhorando a adaptação das próteses e, ainda, dispensando um metal de adição (solda).

Destaca-se que o objetivo desse trabalho é avaliar a microestrutura de duas ligas metálicas: titânio comercialmente puro (Ti cp) e prata paládio (Pallag M), utilizadas na confecção de prótese sobre implantes, quando submetidas ao processo de soldagem a laser. A soldagem foi realizada em atmosfera de argônio, com impulsos de laser de 270 V e 12 ms para Ti cp e de 310 V e 14 ms para Pallag M.

Realizaram-se análises químicas das ligas, observação da microestrutura por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e medidas de dureza Vickers. Em vista dos resultados obtidos, pôde-se concluir que a microestrutura das ligas ensaiadas expôs três regiões distintas: cordão de solda (CS), zona afetada pelo calor (ZAC) e metal-base (MB). O Ti cp apresentou microestrutura granular, sendo que a microestrutura do CS e ZAC indicaram estrutura mais refinada e maior dureza. Para a liga Palliag M, detectou-se aparecimento de uma estrutura dendrítica no CS, sendo sua dureza semelhante à ZAC e menor do que MB.

Jemt et al.²¹ (1998) avaliam a *performance* clínica e radiográfica de pacientes que receberam implantes e próteses fixas, com estruturas metálicas de titânio soldadas a laser. Um grupo de cinquenta e seis pacientes foram tratados com 349 implantes osseointegrados, sistema Brånemark em maxilas edêntulas em seis centros de implantes. Os pacientes foram aleatoriamente divididos em dois grupos, 28 receberam estruturas metálicas de titânio soldadas a laser, e trinta estruturas metálicas de ouro confeccionadas pela técnica convencional. Dados clínicos e radiográficos foram coletados de ambos os grupos, demonstrando resultados iguais.

Após dois anos, o resultado geral cumulativo de sobrevivência dos implantes e das inserções para as próteses foi de 93.7% no primeiro grupo (titânio soldado a laser) e de 96.2% no segundo grupo (estrutura metálica de ouro pela técnica convencional). O resultado

geral cumulativo, para a sobrevivência das próteses após dois anos, foi de 96.6%. Dois pacientes, um em cada grupo, tiveram perda total dos trabalhos e receberam próteses totais. Os dois pacientes eram fumantes. Eis a única evidência possível para a causa do fracasso nos dois casos. Entretanto, não é possível estabelecer esta relação (fracasso dos implantes e tabagismo) neste estudo.

Segundo os autores, nesse estudo, nenhuma fratura foi observada nas estruturas metálicas ou componentes dos implantes e ambos os grupos demonstraram o mesmo número de fraturas nas resinas. A perda óssea marginal geral média foi de 0,4mm. Concluem portanto, que, após dois anos de acompanhamento, pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com estruturas metálicas de titânio, soldadas a laser na maxila edêntula, apresentaram resultados comparáveis com os de pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, fabricadas com estruturas metálicas de ouro pela técnica convencional.

Dinato et. al.¹³ (1999), relatam que a prótese fixa, a ser colocada sobre implantes, deve preencher vários requisitos, entre os quais, a adaptação passiva sobre os pilares, não induzindo tensões. A técnica de soldagem a laser de Nd-YAG tem demonstrado ser um método adequado por produzir um feixe de luz concentrado, de alta energia, gerando menor quantidade de calor sobre os metais, melhorando a adaptação das próteses e, ainda, dispensando um metal de adição

(solda). O objetivo do trabalho foi avaliar a microestrutura e dureza de duas ligas metálicas: titânio comercialmente puro (Ti cp) e prata paládio (Pallag M), quando submetidas ao processo de soldagem a laser. A soldagem foi realizada em atmosfera de argônio, com impulsos de laser de 270 V e 12 ms para Ti cp e de 310 V e 14 ms para Pallag M. Realizaram-se análises químicas das ligas, observação da microestrutura por microscopia eletrônica de varredura (MEV), e medidas de dureza Vickers.

Em vista dos resultados obtidos, pôde-se concluir que a microestrutura das ligas ensaiadas apresentou três regiões distintas: cordão de solda (CS), zona afetada pelo calor (ZAC) e metal-base (MB). O Ti cp indicou microestrutura granular, sendo que a microestrutura do CS e ZAC expuseram estrutura mais refinada e maior dureza. Para a liga Pallag M, observou-se aparecimento de uma estrutura dendrítica no CS, sendo sua dureza semelhante à ZAC e menor do que MB.

Örtorp et al.³⁰ (1999) realizam um estudo clínico e radiográfico, desenvolvido durante cinco anos, comparando a *performance* de próteses parciais fixas suportadas por implantes, com estrutura metálica de titânio, soldada a laser e com estrutura metálica de ouro fundida pela técnica convencional. Foram incluídos nesse estudo, 824 pacientes com perda total dos dentes da mandíbula, divididos em três grupos. No grupo controle, as estruturas metálicas eram fundidas em ouro e os dentes confeccionados em resina acrílica. Nos grupos teste, dois

tipos de estruturas metálicas de titânio foram realizadas e todas foram revestidas com resina acrílica.

Nesse processo, durante os cinco anos de acompanhamento clínico e radiográfico, os autores observaram que houve uma perda óssea cervical de, aproximadamente, 0,5 mm ao redor dos implantes. As complicações mais comuns foram as fraturas das resinas ou dos dentes de estoque, inflamações gengivais e fratura de algumas estruturas de titânio. Dessa forma, os autores concluem que embora as estruturas fundidas em ouro tenham tido uma taxa de sucesso elevada, as estruturas de titânio, soldadas a laser, parecem ser uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

3 PROPOSIÇÃO

Diante da literatura revista, surgiu a proposta de se estudar a resistência flexural de quatro diferentes ligas metálicas utilizadas em odontologia (níquel-crômio, duas ligas áuricas e uma liga de prata-paládio), através de três métodos de confecção de prótese parcial fixa e prótese sobre implante osseointegrado, a saber: fundição em peça única, técnica de união por brasagem e técnica de soldagem a laser.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

- a) Stabilor G - Degussa Brasil S.A;
- b) Deva 4 - Degussa Brasil S.A;
- c) Palliag M - Degussa Brasil S.A;
- d) Co-span 13.5 - Ceramo Dental S.A;
- e) fio de cêra branca N° 3 - Kota Ind. e Com. Ltda;
- f) lâmina de bisturi n° 15 – B-D;
- g) fio de náilon – Gütermann (0,01 mm de espessura);
- h) revestimento de alta fusão Ceramvest - Polidental Ind. e Com. Ltda;
- i) espatulador a vácuo - Polidental Ind. e Com. Ltda;
- j) anel de sílica n° 4 - Polidental Ind. e Com. Ltda;
- k) anel de sílica n° 5 - Polidental Ind. e Com. Ltda;
- l) forno de eliminação de cêra modelo 1800 - EDG Equip. Ltda;
- m) gás GLP - Ajip Liquigás S.A. (13 Kg);
- n) oxigênio - White Martins Gases Industriais S.A. (10 m³);
- o) centrífuga manual – VH;
- p) cadinho fechado – N° 2 – Wesgo;

- q) esferas de vidro de 50 μm – Dentex;
- r) borracha abrasiva – Komet (Código: 9614900220);
- s) ultra-som - modelo: T14 , Thornton;
- t) resina acrílica auto-polimerizável – Duralay (Reliance Dental);
- u) placa de vidro;
- v) Revestimento para soldagem Hi-heat - Polidental Ind. e Com. Ltda;
- w) fluxo para solda de ligas não nobres - Degussa S.A.;
- x) fluxo para solda de ligas nobres - Degussa S.A.;
- y) maçarico a gás e oxigênio nº 1- Record;
- z) máquina de soldagem a laser modelo DL 2002 S, - Dentaaurum (Alemanha). Figura 1 constituída de:
 - fonte de energia: cristal de Nd-YAG (*Neodymium-Yttrium Aluminium Garnet*);
 - potência máxima do feixe: 5 KW;
 - tensão: 240 - 250 V
 - duração do impulso: 0,5 a 20 milisegundos (ms);
 - gás protetor: argônio;
- aa) suporte especial de trabalho confeccionado para esta pesquisa e a partir deste momento denominado SET;
- bb) aparelho Instron modelo 4301- Instron Corp.(EUA).



FIGURA 1 - Máquina de soldagem a laser modelo DL 2002 S DENTAURUM (Alemanha).

A fim de elucidar e dar uma visão total das ligas utilizadas e suas características, apresentam-se, a seguir, o Quadro 1 e Tabelas 1.

Quadro 2 - Ligas odontológicas e respectivos fabricantes e distribuidores

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DISTRIBUIDOR
Co-Span 13,5	Ceramo Dental S.A.	Ceramo Dental S.A.
Stabilor G	Degussa S.A.	Degussa S.A.
Deva 4	Degussa S.A.	Degussa S.A.
Pallag M	Degussa S.A.	Degussa S.A.

Tabela 1 - Composição, densidade, intervalo de fusão e soldas utilizadas

Material	COMPOSIÇÃO* (%)										Densidade* g/cm³	Intervalo de fusão* (°C)	Solda Utilizada*
	Au	Pd	Ag	Pt	Ni	Cr	Al	Mo	Be				
Stabilor G	58	5,5	23,3	<2	-	-	-	-	-	13,9	860-940	Degulor 2	
Deva 4	46,3	44,3	-	-	-	-	-	-	-	14,4	1220- 1310	Degulor 2	
Co-Span 13,5	-	-	-	-	79,6	11	3,2	4,6	1,6	7,9	1280- 1330	Co-Span	
Pallig M	<2	27,4	58,3	-	-	-	-	-	-	11,1	950-1040	Pallig 2	

*informações fornecidas pelos fabricantes

4.2 Métodos

Foi criado um suporte especial de trabalho (SET) (Figura 2), desenhado e usinado especialmente para este estudo, com três finalidades: a) confirmar o tamanho das matrizes em cera dos corpos-de-prova; b) padronizar a posição do corte nos fios de cera; c) posicionar e estabilizar os corpos-de-prova durante a soldagem a laser.

Para confecção do SET, foi utilizado uma barra de alumínio e um torno para metais. A forma projetada foi de um paralelepípedo, tendo 25mm de comprimento, 9mm de profundidade e 9mm de altura. Foi feito um desgaste longitudinal na sua parte superior em forma de V, com uma abertura de 4,24mm e um desgaste transversal bem no centro do SET com 0,5mm de espessura, conforme Figura 2.

SUPORTE DE ALINHAMENTO DOS CORPOS DE PROVA

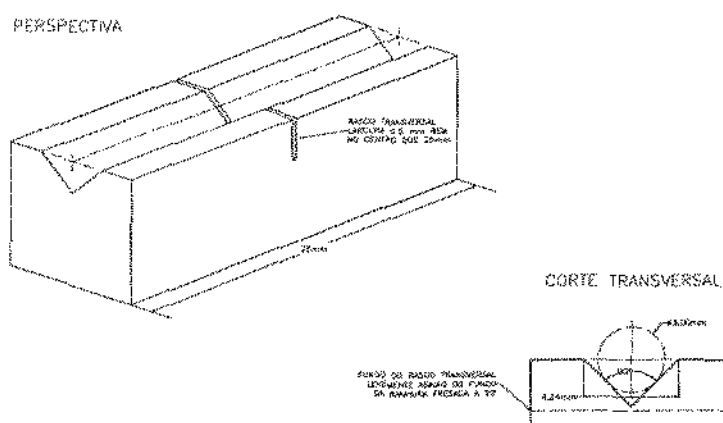


FIGURA 2 - Suporte especial de trabalho -SET.

Foram confeccionados sessenta corpos-de-prova, quinze para cada liga metálica, distribuídos em três grupos, conforme Quadro 2:

Quadro 3 - Distribuição numérica dos corpos-de-prova

Grupo	Co-span 13.5	Stabilor G	Deva 4	Pallag M
I - Monobloco	5	5	5	5
II - Brasagem	5	5	5	5
III- Laser	5	5	5	5

Dessa maneira, para cada liga metálica (Stabilor G, Deva 4, Pallag M, Co-span 13.5), teremos cinco corpos-de-prova fundidos em monobloco (grupo I); cinco corpos-de-prova soldados pela técnica convencional (grupo II); cinco corpos-de-prova soldados a laser (grupo III); totalizando sessenta corpos-de-prova, com vinte em cada grupo.

Para confeccionar os corpos-de-prova do grupo I, utilizaram-se fios de cera branca nº 3, medindo 3 mm de diâmetro. Os fios de cera foram cortados com bisturi de lâmina nº 15 a cada 25 mm de comprimento e posicionados no SET para confirmar o comprimento (Figura 3).

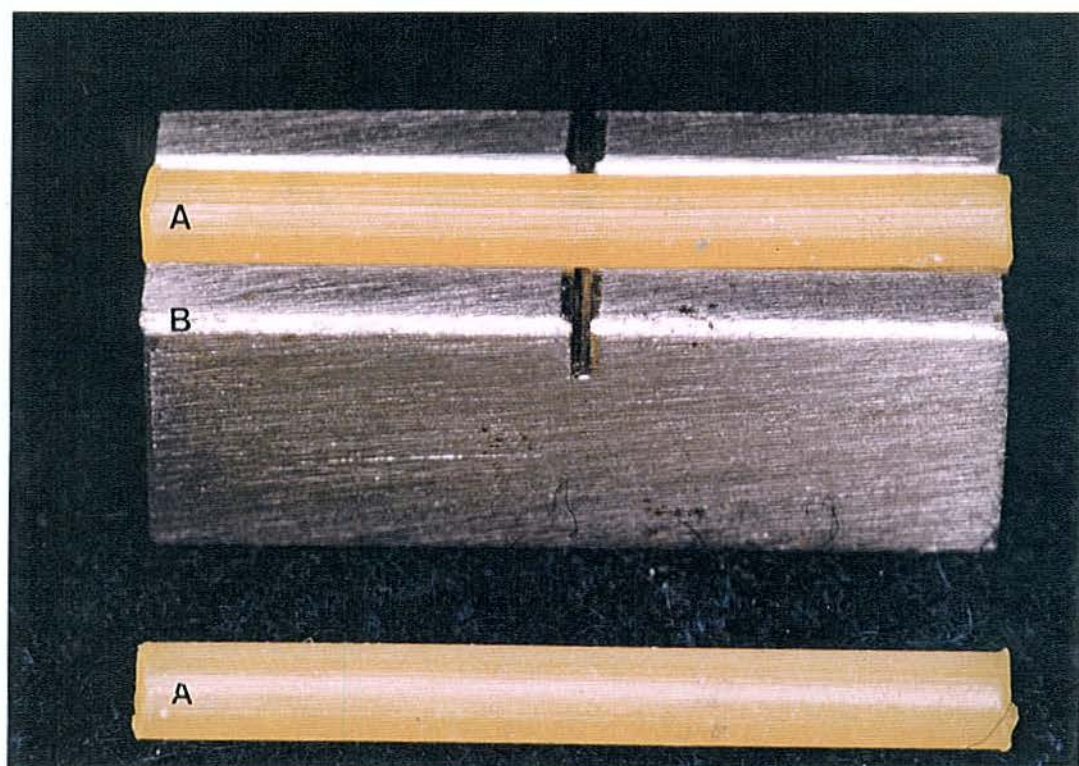


FIGURA 3 - Matriz em cera do corpo-de-prova (A) sobre o SET (B).

Nos grupos II e III, as matrizes em cera dos corpos-de-prova foram posicionadas no SET para confirmar o comprimento de 25 mm e em seguida cortadas ao meio com um fio de náilon de 0.01mm de

espessura, obtendo-se assim, dois segmentos de 12.5mm de comprimento (Figura 4).



FIGURA 4 - Matriz em cera (A) sobre o SET, sendo seccionada pelo fio de nylon.

Os padrões de cera foram fixados aos canais de alimentação e de escape, na região do centro térmico do anel. O revestimento de alta fusão de granulação fina foi espatulado a vácuo e incluído em anéis de silicone, da seguinte maneira: no grupo I, os padrões

de cera de 25mm de comprimento e 3mm de diâmetro foram incluídos de cinco em cinco unidades, em cada anel de silicone nº 4, correspondente a cada liga; nos grupos II e III os padrões de cera de 12,5mm de comprimento e 3mm de diâmetro foram incluídos de dez em dez unidades, em cada anel de silicone nº 5, formando os cinco pares a serem soldados de cada liga. Desta forma, cada grupo de estudo foi encerado e incluído independente do outro.

Após 1 hora da inclusão em revestimento, os anéis foram levados ao forno na temperatura ambiente, para eliminação da cera, colocando-se o canal de alimentação voltado para baixo, até que o forno atingisse uma temperatura de 450°C. A seguir, virou-se o canal de alimentação para cima e controlou-se a temperatura para que ela subisse vagarosamente até 900°C, no período de 1 hora. Os anéis foram mantidos nesta temperatura por mais 30 minutos, e finalmente, utilizando um maçarico a gás líquidofeito de petróleo (GLP) e oxigênio e uma centrífuga manual, as ligas metálicas foram fundidas, com o uso de cadinhos fechados.

O revestimento foi removido dos corpos-de-prova através do jateamento com esferas de vidro, e os canais de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio, com dimensões de 24 mm de diâmetro por 0,6mm de espessura. A seguir, foram usinados com pontas de óxido de alumínio.

No grupo I: os corpos-de-prova encerados, incluídos e fundidos em monobloco medindo 25mm de comprimento e 3mm de diâmetro, foram utilizados como grupo controle.

No grupo II: as juntas dos cinco corpos-de-prova de cada liga metálica, a serem soldadas, foram polidas com borrachas abrasivas e limpas em ultra-som. Os segmentos de 12,5 mm de comprimento por 3 mm de diâmetro foram unidos com resina acrílica autopolimerizável, sobre uma placa de vidro, mantendo um espaço de 0,25mm entre as juntas a serem soldadas, com o auxílio de um espaçador confeccionado a partir de uma lâmina de acetato. Após a polimerização da resina, os corpos-de-prova foram incluídos em revestimento próprio para soldagem (Figura 5).

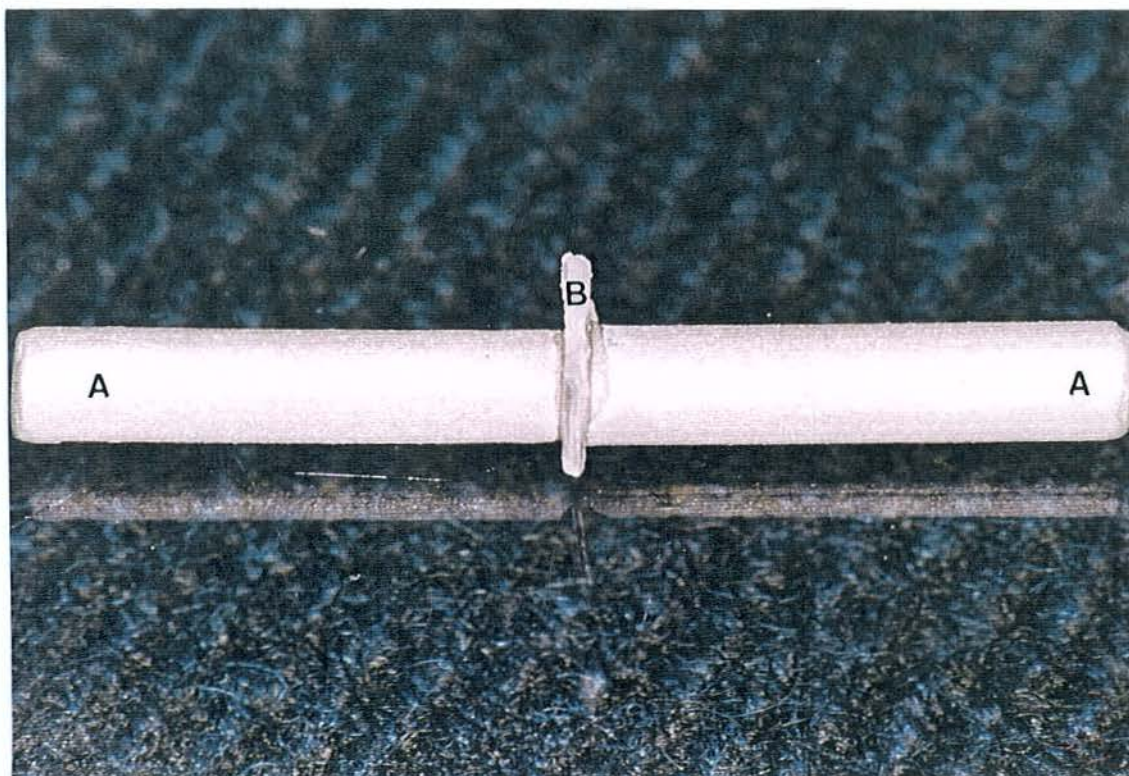


FIGURA 5 - Segmentos fundidos (A) com o espaçador (B) em posição.

Após a cristalização do revestimento, o cilindro foi levado ao forno para eliminação da resina. A temperatura foi elevada a 400°C e mantida durante, aproximadamente, 25 minutos. Em seguida, o revestimento foi retirado do forno e mantido sobre uma bancada a temperatura ambiente aguardando até que o fluxo pudesse ser aplicado. Novamente o conjunto foi levado ao forno, até atingir 450°C.

Um maçarico de GLP e Oxigênio foi utilizado para soldagem. O cone interno da chama foi regulado entre 2 e 3cm, mantendo-se o maçarico a uma distância de 15-20cm do objeto. As partes a serem soldadas foram aquecidas, até apresentarem uma coloração vermelho-brilhante. Nesse momento, foi introduzida a solda (ou metal de adição), de forma que esta tocasse as duas superfícies a serem soldadas ao mesmo tempo.

Após a solda escorrer, a chama foi ligeiramente afastada, permitindo sua solidificação. Terminada a brasagem, a superfície do metal foi jateada com esferas de vidro e limpa em ultra-som.

No grupo III, as juntas dos cinco corpos-de-prova de cada liga metálica a serem soldadas foram jateadas. Os corpos-de-prova foram então posicionados no SET, mantendo os segmentos a serem unidos em contato e a soldagem foi realizada utilizando o aparelho a laser de Nd:YAG, obedecendo ao protocolo recomendado pelo fabricante (Figura 6), a saber:

- a) jatear a zona de soldagem;

- b) recobrir com gás protetor (Argônio);
- c) manter a válvula do gás aproximadamente a 5 mm do objeto;
- d) observar a inclinação de 15 graus do raio;
- e) iniciar a soldagem no modelo com poucos pontos;
- f) manter, aproximadamente, o mesmo número de pontos em ambos os lados, bem como a mesma energia.

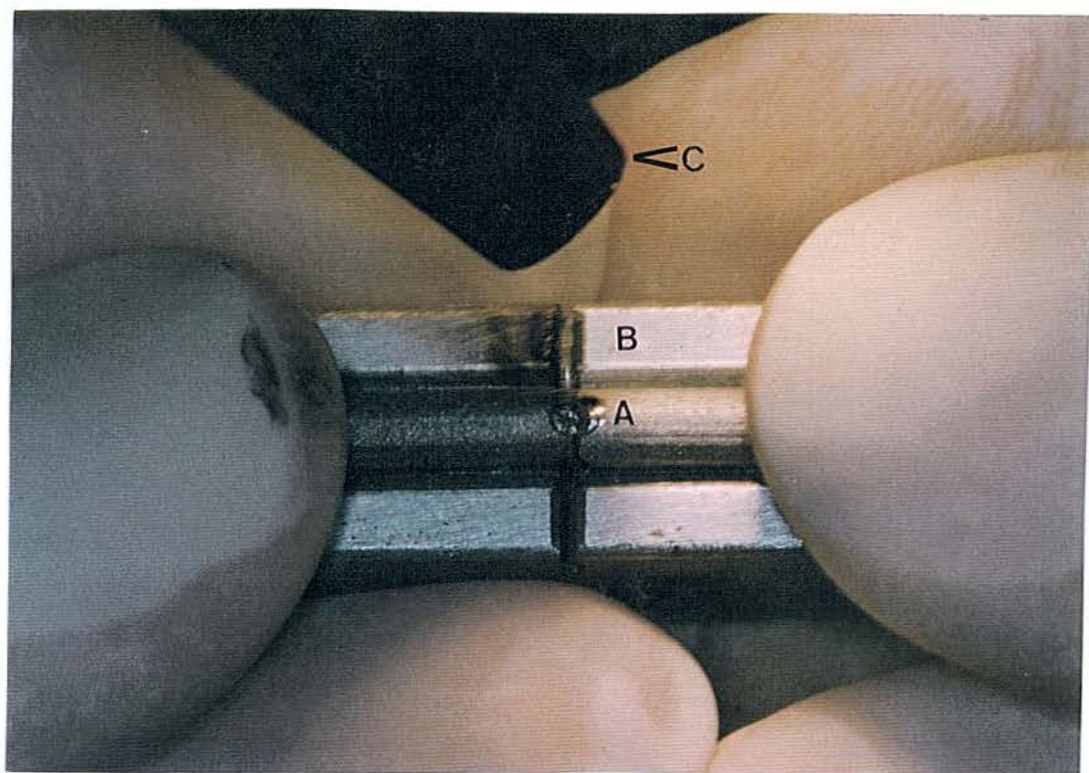


FIGURA 6 - Corpo-de-prova (A) posicionado no SET (B), sendo submetido a soldagem a laser. Observar o bico de saída do gás Argônio (C).

O laser utilizado emite raios infravermelhos. Produz na zona a ser soldada uma forte concentração de calor, realizando, assim, a

fusão local do metal. A potência de soldagem do aparelho a laser é regulável e determinada por dois parâmetros: tensão e duração do impulso do raio laser. Neste estudo, esses parâmetros foram ajustados conforme as Tabelas 2 e 3, definidas conforme a recomendação do fabricante do equipamento de solda a laser.

Tabela 2 - Valores de tensão e duração do impulso

	TENSÃO (V)	DURAÇÃO DE IMPULSO (ms)
Deva 4	310 V	10 ms
Pallag M	310 V	14 ms
Stabilor G	325 V	14 ms
Co-span 13.5	315 V	12 ms

Tabela 3 - Valores de energia, potência e duração do impulso

Liga	Duração do impulso de laser (ms)	Potência (kW)	Energia de Soldagem (10 ⁵ J)
Pallag M	14	4,96	6,94
Deva 4	10	4,96	4,96
Co-Span	12	5,04	4,20
Stabilor G	14	5,20	3,71

A tensão regula a energia de soldagem. Quanto maior a tensão, maior a penetração da soldagem. Por outro lado, reduzindo-se a tensão menor será a penetração. A duração do impulso regula o diâmetro

do ponto de solda. Quanto maior este for, maior será o diâmetro do ponto de soldagem (Técnica de soldadura⁴⁰) (Figura 7).

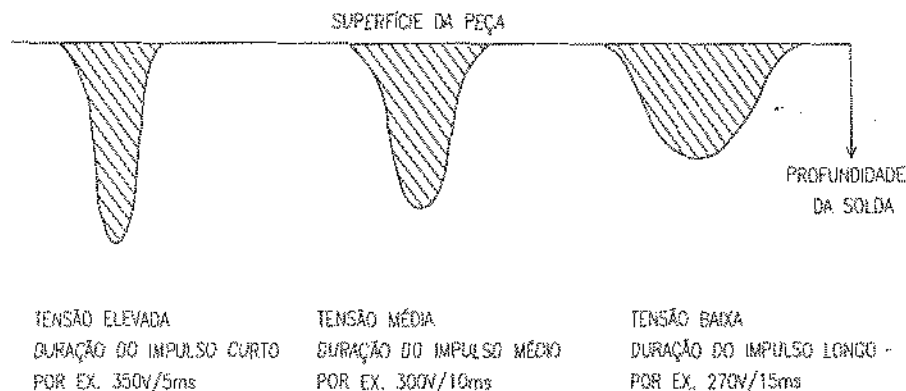


FIGURA 7 - Variação dos níveis de tensão e duração do pulso.

A soldagem deve ser bilateral, ou seja, utilizar uma potência de soldagem que permita a penetração de 60% do raio laser de cada lado (Figura 8). Desta maneira, foram realizados cerca de 35 a 40 pontos de solda por toda circunferência do corpo-de-prova, levando em consideração que cada ponto foi sobreposto ao outro em cerca de três quartos (Lee et al.²⁴, 1997; Técnica de soldadura⁴⁰) (Figura 9).

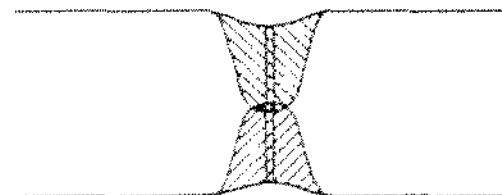


FIGURA 8 - Penetração bilateral do raio laser.

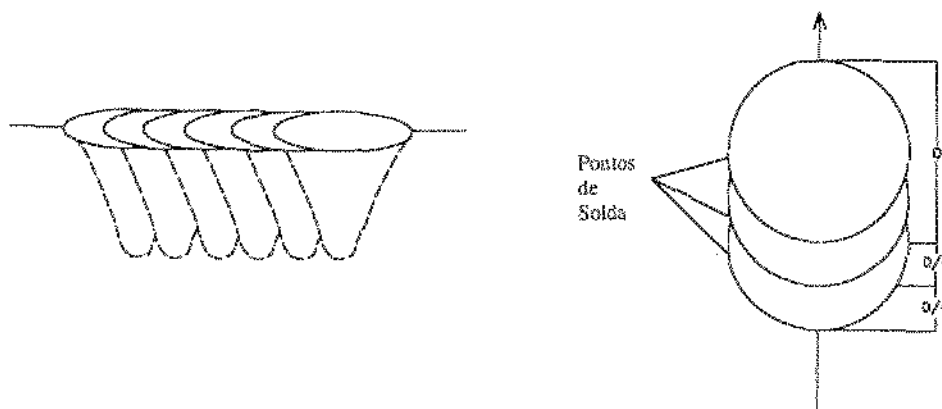


FIGURA 9 - Sobreposição dos pontos de solda em cerca de 3/4.

Após a conclusão dos corpos-de-prova, os três grupos foram submetidos a um ensaio de resistência flexural, em uma máquina de testes Instron. O ensaio consistiu em submeter os corpos de prova a uma carga normal aplicada ao seu centro, com as suas extremidades apoiadas em dois cilindros separados por uma distância de 20 mm, de modo que o mesmo sofresse a ação e reação da carga em apenas três pontos. A velocidade de aplicação da carga normal foi de 0,5 mm/min, com uma célula de carga de 500 Kg (Figura 10).

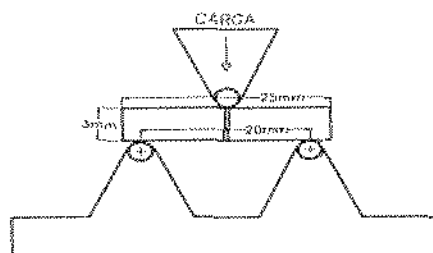


FIGURA 10 - Desenho esquemático do teste flexural.

Dessa forma, 12 condições experimentais foram analisadas, relacionando os três métodos de confecção dos corpos-de-prova (monobloco, brasagem e soldagem a laser), com quatro diferentes ligas metálicas (Co-span, Stabilor G, Deva 4 e Palliag M), que são descritas a seguir:

- a) Co-span 13.5 - Monobloco;
- b) Co-span 13.5 - Brasagem;
- c) Co-span 13.5 - Soldagem a Laser;
- d) Stabilor G - Monobloco;
- e) Stabilor G - Brasagem;
- f) Stabilor G - Soldagem a Laser;
- g) Deva 4 - Monobloco;
- h) Deva 4 - Brasagem;
- i) Deva 4 - Soldagem a Laser
- j) Palliag M - Monobloco;
- k) Palliag M - Brasagem;
- l) Palliag M - Soldagem a Laser.

4.2 Análise estatística dos dados

Os resultados alcançados foram submetidos ao teste de análise de variância (ANOVA). O intervalo de confiança utilizado foi de 5% (IC=95%).

5 RESULTADOS

Tendo em vista o interesse em se analisar a resistência flexural de quatro diferentes ligas metálicas utilizadas em odontologia, através de três métodos de confecção de prótese parcial fixa e prótese sobre implante osseointegrado, efetuou-se o experimento fatorial do tipo 3 x 4. Ou seja, foram consideradas duas variáveis independentes: os fatores efeito do método de confecção e o tipo de liga. O primeiro, relativo ao método de confecção, apresenta três categorias ou níveis, a saber: monobloco, brasagem e laser. O segundo fator, relativo ao tipo de liga, apresenta quatro categorias ou níveis, que são: Co-span 13.5, Stabilor G, Deva 4 e Palliag M. A variável dependente é a resistência flexural, medida operacionalmente pelos valores de tensão de ruptura, obtidos nos ensaios de flexão na máquina Instron.

A unidade experimental é um corpo-de-prova de forma cilíndrica, com 3 mm de diâmetro e 25mm de comprimento.

Um experimento fatorial 3 x 4 apresenta 12 tratamentos, ou condições de ensaio, em comparação. Efetuaram-se cinco réplicas em cada condição experimental.

Em cada réplica, foi selecionada, de forma casual, uma condição experimental para cada unidade, obtendo-se, portanto, sessenta

dados a serem analisados pelo método estatístico da análise de variância (ANOVA) a dois efeitos fixos.

Os dados obtidos, experimentalmente, nos ensaios de flexão são apresentados na Quadro 3.

Quadro 4 - Dados da resistência flexural (Kgf/mm^2) referentes às 12 condições experimentais indicadas pelo número entre parênteses

MONOBLOCO				BRASAGEM				LASER			
Co-span	Stabilor G	Deva 4	Pallag M	Co-span	Stabilor G	Deva 4	Pallag M	Co-span	Stabilor G	Deva 4	Pallag M
13,5				13,5				13,5			
(1)	(4)	(7)	(10)	(2)	(5)	(8)	(11)	(3)	(6)	(9)	(12)
204,22	174,79	111,97	82,7	63,52	171,35	74,27	106,01	219,67	70,60	196,78	79,24
312,40	143,62	99,97	91,3	85,20	146,41	55,78	110,20	308,09	73,16	132,01	80,62
296,08	212,23	132,70	93,6	91,15	147,80	38,47	125,80	286,05	67,52	129,96	88,64
301,30	176,99	145,89	86,0	90,55	111,32	70,61	131,30	282,87	76,94	160,34	107,90
284,45	145,83	141,50	104,8	49,80	167,83	54,00	162,10	249,00	61,73	162,39	62,82

Os dados das condições experimentais foram representados esquematicamente nas Figuras 11 e 12.

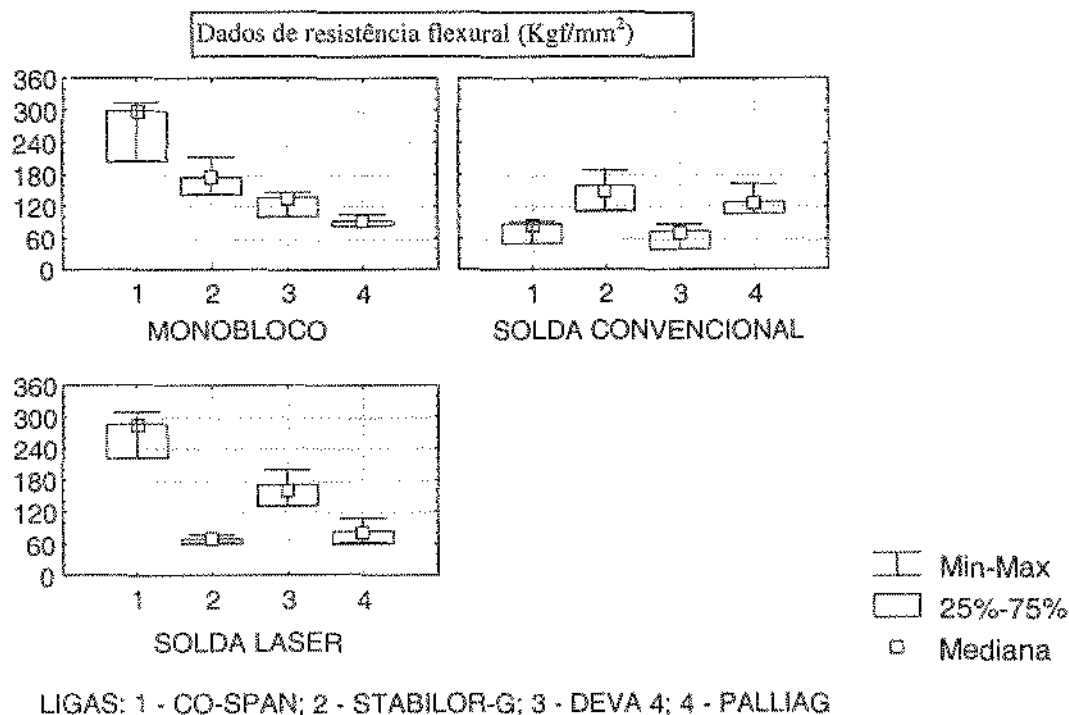


FIGURA 11 - Diagrama (tipo BOX-PLOT) dos dados de resistência flexural do Quadro 4.

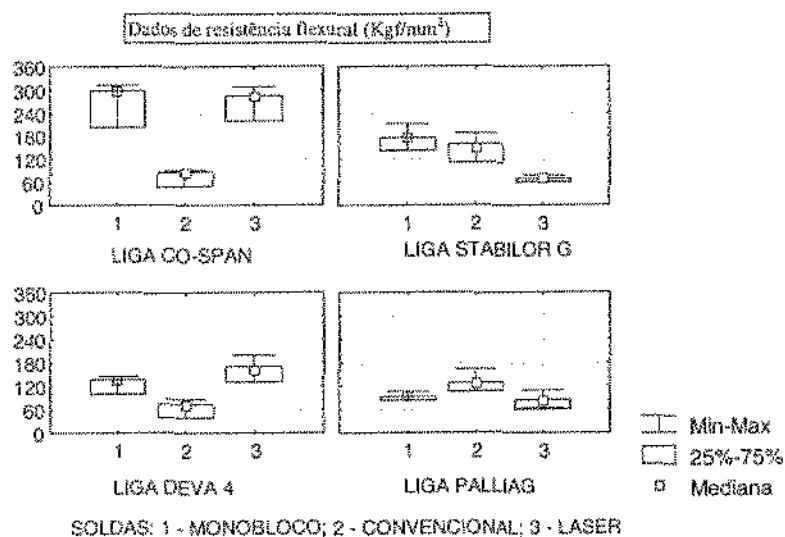


FIGURA 12 - Diagrama (tipo BOX-PLOT) dos dados de resistência à flexão do Quadro 4.

Esses dados foram submetidos ao teste estatístico da ANOVA, mediante o programa computacional (*Statistic for windows* - versão 4.2, 1993), e permitiram rejeitar a hipótese de igualdade dos casos a, b e c, mencionados anteriormente. Os valores de prova, obtidos no teste, são apresentados na Tabela 4, apresentada a seguir:

Tabela 4 - Resultados da Análise de Variância para os dados do Quadro 3

Efeitos	F	Valor de prova
Método	53,782	0,000
Ligas	31,392	0,000
Método x Ligas	39,608	0,000

diferença estatisticamente significativa ao nível de 0,1%

Foi estudada a possibilidade de se rejeitar a hipótese de igualdade de efeito em relação aos métodos de confecção, caso a. Obtiveram-se valores médios de: 167,12 Kgf/mm² para o monobloco, um valor médio de 105,15 Kgf/mm² para a brasagem e, 145,77 Kgf/mm² para a solda laser. Esses valores diferem entre si do ponto de vista estatístico, conforme mostra o Quadro 5.

Quadro 5 - Fator solda. Resultados do teste de comparação múltipla de Tukey (5%) entre as condições experimentais

Comparações	Brasagem	Laser
Monobloco	S	S
Brasagem	-	S

S = significativo; NS = não significativo

Foi estudada a possibilidade de se rejeitar a hipótese de igualdade de efeito em relação aos tipos de liga, caso b. Obtiveram-se valores médios de: 208,29 Kgf/mm² para o Co-span 13.5, um valor médio de 130,96 Kgf/mm² para a liga Stabilor G, um valor médio de 117,25 Kgf/mm² para o Deva 4 e 100,88 Kgf/mm² para o Palliag M. Pelo teste de Tukey, verificou-se: a) independentemente do método de confecção, a liga Co-span 13.5 apresenta melhor resistência à flexão quando comparada com as demais; b) as ligas Stabilor G e Deva 4 apresentam o mesmo desempenho; c) a liga Palliag M apresenta um desempenho inferior quando comparada com as demais (Quadro 6).

Quadro 6 - Fator liga. Resultados do teste de comparação múltipla de Tukey (5%) entre as condições experimentais

Comparações	Stabilor G	Deva 4	Palliag M
Co-span 13.5	S	S	S
Stabilor G	-	NS	S
Deva 4	-	-	S

S = significativo; NS = não-significativo

Analisou-se, também, a possibilidade de se rejeitar a hipótese de que o efeito do método de confecção independe do tipo de liga, caso c. Os valores das médias, dos desvio padrão e dos coeficientes de variação das respectivas interações são mostrados na Tabela 5. Como se pode observar, os valores do coeficiente de variação, sempre inferiores a 30%, indicam que a média é um valor representativo da distribuição.

Tabela 5 - Médias, desvios padrão (D.P.) e coeficiente de variação (C.V.) para a interação: solda x liga

Solda\Liga	Co-span 13.5			Stabilor G			Deva 4			Pallag M		
	Média	D.P.	CV	Média	D.P.	CV	Média	D.P.	CV	Média	D.P.	CV
Monobloco	279,68	43,36	0,15	170,65	28,03	0,16	126,41	19,71	0,15	91,72	8,51	0,09
Convencional	76,04	18,49	0,24	152,84	28,93	0,19	64,63	18,52	0,28	127,08	22,22	0,17
Laser	269,13	34,60	0,13	69,39	5,50	0,07	160,70	30,36	0,18	83,84	16,39	0,19

Foi efetuado o teste de comparação múltipla de Tukey(5%), com o fim de saber qual a melhor condição experimental, ou seja, qual apresenta melhores valores de resistência à flexão, ou em outras palavras: qual método de confecção apresenta melhor resistência frente aos diversos tipos de liga.

Os resultados do teste de Tukey (5%) são apresentados no Quadro 7.

Quadro 7 - Resultados do teste de comparação múltipla de Tukey (5%) entre as condições experimentais

Comparações	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	S	NS	S	S	S	S	S	S	S	S	S
2	-	S	S	S	NS	NS	NS	S	NS	NS	NS
3	-	-	S	S	S	S	S	S	S	S	S
4	-	-	-	NS	S	NS	S	NS	S	NS	S
5	-	-	-	-	S	NS	S	NS	S	NS	S
6	-	-	-	-	-	S	NS	S	NS	S	NS
7	-	-	-	-	-	-	S	NS	NS	NS	NS
8	-	-	-	-	-	-	-	S	NS	S	NS
9	-	-	-	-	-	-	-	-	S	NS	S
10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	NS	NS
11	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	NS

S = significativo; NS = não-significativo

6 DISCUSSÃO

Embora as cargas geradas durante o ato mastigatório sejam múltiplas e complexas, com resultantes em todas as direções do espaço (Oliveira²⁹, 1997), podem ser representadas, em função da somatória destas resultantes, por forças de flexão, com direção paralela ao longo eixo dos dentes e sentido apical. Desta forma, podemos considerar que uma prótese parcial fixa de três elementos, na qual o pêntico está intercalado entre dois retentores, funciona como uma viga engastada em suas extremidades, tendo o pêntico como ponto de aplicação da carga, e, como fulcros, as conexões que o unem aos retentores.

A união das diversas unidades que constituem a prótese parcial fixa depende da resistência das uniões soldadas para seu sucesso mecânico (Kornfeld²³, 1974; Morgano²⁷ et al.³⁹ 1990). Considerando que a união soldada deve ter resistência à deformação e à fratura (Johnston et al.²², 1965), concordamos com Anusavice et al.² (1985), que o ensaio mecânico que mais simula a condição de utilização clínica de uma prótese parcial fixa é o teste de compressão, realizado de forma a possibilitar a obtenção dos valores de resistência flexural.

Até o advento da soldagem a laser em 1967 descritos por Gordon & Smith^{18,9} (1970), o método mais utilizado era a soldagem com maçarico, definida por Queiroz³³ (1938) e Osborne et al.³¹ (1979) como sendo uma operação pela qual duas ou mais peças de um mesmo metal ou de metais diferentes são soldadas entre si por meio das soldas, auxiliadas por uma fonte de calor.

Na área de engenharia de materiais e na metalurgia este procedimento recebe o nome de brasagem que, de acordo com a definição proposta pela *American Welding Society*, descrito por Saragossi & Pacaud³⁵ (1981) é um processo de soldagem que produz a coalescência dos metais pelo aquecimento das partes a serem soldadas e a fusão de um filete metálico (solda) na solução de continuidade deixada pelas juntas, a uma temperatura maior que 450°C e menor que o ponto de fusão dos metais. Shillingburg et al.³⁶ (1986) são enfáticos ao afirmar que a adesão depende da capacidade que a solda tem de molhar as partes a serem soldadas, sem fundir os componentes dos metais-base.

Considerando que, na atualidade, a união dos diferentes componentes de uma prótese parcial fixa pode ser feita, basicamente, de três diferentes maneiras - em monobloco, por brasagem e por soldagem a laser - houvermos por bem realizar este trabalho comparando os valores obtidos em ensaios de flexão em corpos-de-prova constituídos de peça única ou monobloco (grupo I), constituídos de duas peças soldadas por

brasagem com maçarico de GLP/oxigênio (grupo II) e por soldagem com laser de Nd-YAG (grupo III).

Para a seleção do diâmetro dos corpos-de-prova baseamo-nos em Kornfeld²³ (1974) que preconiza o maior diâmetro possível no sentido ocluso-cervical; Gordon & Smith¹⁹ (1970), que realizaram trabalho de soldagem em superfícies com 3 - 4mm de diâmetro e Ueti & Adolphi⁴¹ (1978), que utilizaram corpos-de-prova com 3mm de diâmetro.

Neste sentido optamos pela forma cilíndrica, com 3mm de diâmetro, com finalidade de padronização da área de brasagem e soldagem a laser e por ser uma medida que mais se aproxima de uma condição clínica. Sob este aspecto, discordamos do trabalho de Anusavice et al.² (1995), que trabalharam com corpos-de-prova cuja conexão apresentava secção quadrangular com 5 mm de lado.

O comprimento dos corpos-de-prova – 25 mm – baseou-se no trabalho de Anusavice et al.² (1995), e também em nossa vivência profissional que tem demonstrado que esta é a medida média de uma Prótese Parcial Fixa de três elementos, com finalidade de substituir o primeiro molar mandibular, cujo índice CPO é o mais elevado em países em desenvolvimento.

Os diversos autores consultados apresentam divergência no que se refere aos valores do espaço necessário à brasagem. Desta forma Johnston et. al.²² (1965) e Endo¹⁴ (1965), preconizam 0,127 mm

com a finalidade de minimizar a contração da solda e conseqüente distorção. Ueti & Adolphi⁴¹ (1978), trabalharam com segmentos em contato e com espaçamento de 0,15 e 0,40 mm obtendo os mais altos valores de resistência flexural para o espaço de 0,15 mm, e os menores para os segmentos em contato. Balassiano & Vieira⁵ (1980), trabalharam com espaços de 0,13 mm. Saragossi³⁵ (1981), preconiza valores de 0,05 a 0,10 mm para ligas a base de ouro, prata ou níquel. Mauldin & Christensen²⁵ (1986), obtiveram os melhores resultados com espaços de 0,13 a 0,15 mm.

Em nosso trabalho, optamos por um espaço de 0,25 mm entre os segmentos do grupo II, o mesmo utilizado por Anusavice et al.² (1985) que compararam com espaços de 0,51 mm obtendo valores estatisticamente semelhantes em testes de resistência flexural. Clinicamente este espaço é facilmente padronizável com uso de espaçadores confeccionados a partir de lâminas de plástico no calibre desejado.

No grupo III os segmentos foram mantidos em íntimo contato pois não havia necessidade de utilização de metal de adição, o que está de acordo com Gordon & Smith¹⁹ (1970), Adrian¹ (1977); Tambasco et al.³⁹ (1996) e Lee et al.²⁴ (1997). Para garantia de uma maior efetividade da união dos segmentos, a soldagem foi realizada em atmosfera de argônio, conforme recomendação do fabricante e trabalhos de Yamagishi et al.⁴⁴ (1993). Considerando que a energia da radiação

laser é absorvida pela superfície metálica e convertida em calor que penetra no interior do metal por condução conforme Tambasco et al.³⁹ (1996), utilizamos uma quantidade necessária de energia para que o calor fosse concentrado numa menor área possível, sendo suficiente para fundir apenas as superfícies a serem soldadas. Desta forma procuramos evitar uma variação nos parâmetros de quantidade de energia e duração dos impulsos que poderia levar, de um simples aquecimento, a uma fusão ou volatilização dos metais implicados no processo (Smith et al.³⁸, 1972; Adrian & Huget¹, 1977; Apotheker et al.³, 1984; Sjögren et al.³⁷, 1988). Dentro desta premissa, os valores utilizados nesta pesquisa foram determinados em função dos componentes, da condutibilidade térmica, reflexibilidade e dos intervalos de fusão característicos de cada liga.

Para realização do ensaio de resistência à flexão, os corpos-de-prova foram apoiados em dois fulcros com distância de 20 mm, conforme Anusavice et al.² (1985).

O objetivo do nosso experimento, nossa hipótese em investigação, é identificar uma relação causal entre a variável independente e a variável dependente. Pretendemos rejeitar a hipótese de igualdade a favor da nossa hipótese em investigação. Com esta finalidade aplicamos o teste estatístico.

Os valores da estatística F, obtidos na aplicação do teste, indicam uma determinada probabilidade de ocorrência sob a hipótese de igualdade. Quando os valores de F obtidos corresponderem a

probabilidades de ocorrência (ou valor de prova) que podemos caracterizar como improváveis, então, poderemos aceitar a nossa hipótese em investigação porque os dados amostrais apresentaram evidências suficientes para rejeitarmos a hipótese de igualdade. O princípio que direciona o nosso julgamento é o seguinte: "se uma observação é rara (ou improvável) sob determinada hipótese, então é prova contra esta hipótese".

O nível de significância adotado para rejeitarmos a hipótese de igualdade entre os efeitos desencadeados pelos fatores, bem como os da interação entre esses fatores, foi o valor convencional de 5%. Verificamos a possibilidade de rejeitarmos as hipóteses de igualdade referentes aos seguintes casos: a) os métodos de confecção não diferem; b) os tipos de liga não diferem; c) o efeito do método de confecção independe do tipo de liga metálica.

Quando foi possível rejeitarmos as hipóteses mencionadas nos casos acima, então, efetuamos o teste de Tukey, ao nível de 5%, para detectar em quais níveis deu-se a diferença.

No presente estudo, para a liga Co-span 13.5 observamos que os valores obtidos para o monobloco e a soldagem a laser apresentaram-se estatisticamente semelhantes, sendo superiores aos da brasagem. Isto também foi verificado por Dielert et al.¹⁰ (1987), provavelmente devido ao rápido resfriamento e dificuldade de difusão da solda com conseqüente formação de porosidade, o que enfraqueceria a

zona da soldagem Brandi et al.⁷ (1992). Os altos valores obtidos pela soldagem a laser provavelmente foram devidos a baixa condutibilidade térmica da liga e à afinidade dos seus componentes, a saber, níquel e cromo. Esta afirmação é confirmada nos trabalhos de Preston & Resibick³² (1975), Tambasco et al.³⁹ (1996), e Técnica de soldadura⁴⁰ (1995). Dessa maneira, a energia de soldagem é pouco dissipada para o metal base, concentrando a energia na região de fusão.

Para a liga Stabilor G, obtivemos valores estatisticamente semelhantes para o monobloco e a brasagem, ambos superiores à soldagem a laser. Estes resultados podem ser explicados devido a alta condutibilidade térmica, e grande reflexibilidade dos componentes da liga, bem como o seu alto conteúdo de prata (23,3%). Estas afirmações estão contidas no manual de informações fornecido pelo fabricante (Técnica de soldadura⁴⁰, 1995) e confirmada no trabalho de Tambasco et al.³⁹ (1996).

Quanto à liga Deva 4, o monobloco e a soldagem a laser obtiveram valores estatisticamente semelhantes e superiores aos obtidos por brasagem. Entretanto, numericamente, o comportamento da soldagem a laser foi melhor que o monobloco. Os baixos valores obtidos com a brasagem, possivelmente podem estar relacionados com a recristalização e crescimento granular decorrentes do resfriamento de uma grande massa de liga até a temperatura ambiente, resultando, segundo Kornfeld²³ (1974), em propriedades mecânicas pobres. Os altos valores obtidos com a soldagem a laser podem ser explicados pela maior

concentração de energia na zona de fusão, devido a baixa condutibilidade térmica da liga, influenciada pela grande quantidade de paládio, como é relatado no manual do fabricante do aparelho de soldagem (Técnica de soldadura⁴⁰ (1995).

Os resultados para a liga Palliag M foram estatisticamente semelhantes, embora numericamente os maiores valores foram alcançados para a brasagem, seguida do monobloco. Provavelmente o alto conteúdo de prata (58,3%), a alta reflexibilidade e a alta condutibilidade térmica da liga, tenham sido o responsáveis pelos baixos valores obtidos com a soldagem a laser conforme (Técnica de soldadura⁴⁰, 1995). Uma outra possível explicação seria a formação de uma estrutura dendrítica no cordão de solda, enfraquecendo o conjunto como relatam Dinato et al.¹² (1998) e Dinato et al.¹³ (1999).

Pelo exposto concordamos com Tambasco et al.³⁸ (1996) que a resistência flexural da união soldada é igual à do metal original e, geralmente, maior que a brasagem. Convém salientar que os materiais que apresentaram uma inversão desta tendência continham altos valores de prata, alta reflexibilidade e grande condutibilidade térmica, sugerindo que mais pesquisas sejam realizadas no sentido de compatibilizar a soldagem a laser com ligas que contenham estes metais.

Dentro da proposta deste trabalho e visando uma aplicação clínica, permitimo-nos sugerir que as próteses parciais fixas de três a quatro elementos confeccionadas em monobloco ou soldadas a

laser terão uma ótima resistência à flexão, quando a liga de seleção tiver composição semelhante ao Co-span 13.5 e Deva 4. Nos casos em que a liga tiver composição semelhante ao Stabilor G, os métodos de eleição seriam monobloco e brasagem. Caso a composição da liga seja semelhante a Palliag M, qualquer dos três métodos oferecerá resultados semelhantes.

A realização deste trabalho experimental levou-nos a considerar alguns fatos que poderão justificar novos estudos. Desta forma, Arruda et al.⁴ (1976) e Frentzen et al.¹⁸ (1991), concluíram que a adaptação cervical de Próteses Parciais Fixas fundidas em monobloco ou soldadas por brasagem apresentaram comportamentos semelhantes. Porém, para Huling & Clark²⁰ (1977), a soldagem a laser e o monobloco apresentaram resultados superiores à brasagem em relação a adaptação. Para Berg et al.⁶ (1995), as propriedades mecânicas das uniões soldadas a laser são superiores às obtidas por brasagem. Segundo Van Bethen & Vahl⁴³ (1985) e Frentzen et al.¹⁸ (1991) a homogeneidade da união resultante da soldagem a laser, comparativamente à brasagem, seria fator decisivo para redução do processo corrosivo que, inevitavelmente, virá ocorrer no ambiente bucal.

Dessa forma, outras pesquisas deverão ser realizadas, para oferecer ao clínico restaurador uma melhor condição protética, buscando assim a longevidade dos trabalhos reabilitadores.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos pelos testes de resistência à flexão, de quatro diferentes ligas metálicas utilizadas em odontologia (níquel-crômio, duas ligas áuricas e uma liga de prata-paládio), através de três métodos de confecção de prótese parcial fixa e prótese sobre implante osseointegrado, a saber: fundição em peça única, técnica de soldagem por brasagem e técnica de soldagem a laser, conclui-se que:

- a) na liga de níquel-crômio (Co-span 13.5) a soldagem a laser e o monobloco apresentaram resultados estatisticamente semelhantes, e a brasagem, um resultado inferior;
- b) a liga de prata-paládio (Pallag M) apresentou, estatisticamente o mesmo resultado para os três métodos avaliados;
- c) na liga áurica Deva 4, observou-se, em ordem decrescente, um melhor desempenho da soldagem a laser, seguido do monobloco e brasagem;
- d) Na liga áurica Stabilor G, observou-se, em ordem decrescente, um melhor resultado para a brasagem, seguido pelo monobloco e soldagem a laser;

e) independente do tipo de solda, a liga Co-span 13.5 apresentou a melhor resistência à flexão, quando comparada com as demais; as ligas Stabilor G e Deva 4 apresentaram o mesmo desempenho; e a liga Palliag M apresentou um desempenho inferior, quando comparada às demais.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ADRIAN, J.C. , HUGET, E.F. Laser welding of a nickel-chromium dental alloy. *Mil. Med.*, p.299-01, Apr. 1977.
- 2 ANUSAVICE, K. J. et al. Flexure test evaluation of presoldered base metal alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v. 54, n.4, p.507-17, Oct.1985.
- 3 APOTHEKER, H., NISHIMURA, I., SEERATTAN, C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges : a comparative study. *Lasers Surg. Med.*, v.4,n.2, p.207-13, Feb.1984.
- 4 ARRUDA, J.L.M., MARQUEZINI, A.D., PELLIZZER, A.J. Conectores rígidos e fundição de próteses fixas em uma só peça. *Rev. Fac. Odontol. Araçatuba*. v. 5, n.1/2, p. 193-201, mar. 1976.
- 5 BALASSIANO, D. F. , VIEIRA, D.F. Resistência à flexão e desajuste de peças soldadas por três técnicas diversas (convencional; Perdigon & Van Eepoel e Tylman). *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 34, n.6, p.488-99, nov./dez., 1980.
- 6 BERG, E. et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J. Prosthet. Dent.*, v. 74, n.3, p.250-7, Sept. 1995.
- 7 BRANDI, S.D. Solidificação da poça de fusão. In: WAINER, E., BRANDI, S.D., HOMEM DE MELLO, F.D. (Coord.) *Soldagem: processos e metalurgia*. São Paulo: Edgard Blucher, 1992. cap. 8b, p.371-86.
- 8 BRÄNEMARK, P.I., ZARB, G.A., ALBREKTSSON, T. (Ed.). *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985. 350 p.
- 9 DAWES, C. *Laser welding*. New York : McGrau-Hill, 1992. p.1-30.
- 10 DIELERT., E., KASENBACHER, A. Lötungen, mikroplasma-und laserstrahlhschweibungen an dentallegierungen *Dtsch Zahnarztl Z.* v.42, n.7, p.647-53, July 1987.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro *Referências bibliográficas NBR 6.023*. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 11 DINATO, J.C. et al. Determinação da resistência flexural de ligas odontológicas soldadas à laser e convencionalmente. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA SBPqO, 14, 1997, Águas de São Pedro. *Resumos...* São Paulo: SBPqO, 1997. p.42.
- 12 DINATO, J.C., et al. Análise química, microestrutural e dureza de ligas para prótese sobre implantes. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA SBPqO, 15, 1998, Águas de São Pedro. *Resumos...* São Paulo: SBPqO, 1998. p.150.
- 13 DINATO, J. C., Chemical, microstructural and hardness analysis of laser welded for implant prostheses alloys. IN: ANNUAL MEETING BIOTECHNOLOGY REVOLUTION IN IMPLANT RECONSTRUCTION, 14, Palm Springs, 1999. *Annals...* [Palm Springs]: Academy of Osseointegration, 1999.
- 14 ENDO, S. Comparison of soldering techniques. *Certif. Dent. Tech.* v.1, n.9, p.3-5, June 1965.
- 15 FRENTZEN, M., KOORT, H.J. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int. Dent. J.*, v. 40, n.6, p.323-32, June 1990.
- 16 FRENTZEN, M., KOORT, H.J. Lasertechnit in der zahnheilkunde. *Dtsch. Zahnarzth*, v.46,n.7,p.443-52, Juli 1991.
- 17 GIBBS, C.H., et al. Limits of human bite strength. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, n.2, p.226-9, Feb.,1986.
- 18 GORDON, T.E., SMITH, D.L. Laser welding of ceramic fixed prostheses. *Dent. Dig.* , p. 306-9, July 1970.
- 19 GORDON, T.E., SMITH, D.L. Laser welding of prostheses – an initial report. *J. Prosthet. Dent.*, v.24, n.4, p.472-6, Oct. 1970.
- 20 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.
- 21 JEMT, T. et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int. J. Prosthodont.*, v.11, n.6, p.551-7, June 1998.
- 22 JOHNSTON, J.F., PHILLIPS, R.W., DYKEMA, R.W. *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. 2.ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1965. cap.16, p. 300-11.

- 23 KORNFIELD, M. Soldering. In: ___. *Mouth rehabilitation: clinical and laboratory procedures*. 2. Ed. St. Louis: Mosby, 1974. v.2, cap.11. p.546-65.
- 24 LEE, W.V. et al. Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. *Int. J. Prosthodont.* v.10,n.5, p.434-9, May 1997.
- 25 MAULDIN, A. K., CHRISTENSEN, L.C. Soldering techniques used in fixed prosthodontics. *Gen. Dent.*, v.34, n.1, p. 49-51, Jan./Feb. 1986.
- 26 MISERENDINO L.J., PICK, R.M. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence, 1995. p.____.
- 27 MORGANO, S.M. et al. Procedimentos laboratoriais para prótese fixa. In: MALONE, W.F.P, KOTH, D.L (Ed.) *Teoria e prática de prótese fixa de Tylman*. 8. Ed. São Paulo: Artes Médicas, 1990. cap.13.
- 28 OKUMURA, T., TANIGUCHI, C. O desenvolvimento histórico da tecnologia de soldagem. In: ___. *Engenharia de soldagem e aplicações*. Rio de Janeiro: LTC - Livros Técnicos e Científicos, 1982. cap1. p.1-6.
- 29 OLIVEIRA, E.J. *Bioengenharia em implantes osseointegrados*. Ltd., Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997. 20 p.
- 30 ÖRTORP, A., LINDEN, B., JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int. J. Prosthodont.* v.12, n.1, p.65-72, Jan. 1999.
- 31 OSBORNE, J., WILSON, H.J., MANSFIELD, M.A. Solders, fluxes, soldering techniques. In: ___. *Dental technology and materials for students*. 7.ed. Oxford: Blackwell Scientific, 1979. cap.21, p.312-9.
- 32 PRESTON, J. D., REISBICK, M.H. Laser fusion of selected dental casting alloys. *J. Dent. Res.*, v. 54,n.2, p.232-8, Mar./Apr. 1975.
- 33 QUEIROZ, A.T. Soldas - soldagem com resguardar - dessoldagem parcial. In: ___. *Metalurgia e química aplicada*. 2.ed. Porto Alegre: Globo, 1938. p.57-63.
- 34 RAHN, A. Soldering. In: ___. *The basics of soldering*. New York: John Wiley and Sons, 1993. p.1-122.
- 35 SARAGOSSI, A., PACAUD, J.P. Brasage et prothèse coinjointe Cah. *Prothèse*, n.36, p.171-85, Oct. 1981.
- 36 SHILLINGBURG JUNIOR., H. T., HOBO, S., WHITSETT, L. D. Conexões rígidas e semi-rígidas. In: ___. *Fundamentos de prótese fixa*. São Paulo: Ed. Santos. 1986. cap. 27, p.417-35.

- 37 SJÖGREN, G., ANDERSSON, M., BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol. Scand*, v. 46, p.247-53, Dec. 1988.
- 38 SMITH, D.L., BURNETT, A. P., GORDON, T.E. Laser welding of gold alloys. *J. Dent. Res.*, v. 51, n.1, p.161-7, Jan./Feb. 1972.
- 39 TAMBASCO, J., ANTHONY, T., SANDVEN, O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent. Technol.* v.13, n.4, p. 23-31, May 1996.
- 40 TÉCNICA de soldadura dental láser com el DL 2002 S: uniones metálicas biocompatible sin soldadura. s.n.t. 15p.
- 41 UETI, M., ADOLFI, D. Resistência ao dobramento de uniões soldadas de liga de ouro em função do espaço, pré-aquecimento e tempo de resfriamento do bloco de revestimento. *Rev. Fac. Odontol. S.Paulo.* v.16, n.2, p.143-50, jul./dez. 1978.
- 42 VAN BENTHEM, H. Voitele des Laserschweißens im Vergleich zu Konventionellen Fügeverfahren. *Quintessenz. Zahntech.*, v.17, n.9, p.1178-93, Sept. 1991.
- 43 VAN BENTHEM, H., VAHL, J. Korrosionsversuche na Dentallegierungen vor und nach dem LaserchweißBen. *Dtsch. Zahnarztl. Z.* v.40,n.3, p.286-89, Marz. 1985.
- 44 YAMAGISHI, T., ITO, M., FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser weld of titanium in dentistry by pulsed Nd: YAG laser apparatus. *J. Prosthet. Dent.*, v.70, n.3, p.264-73, Sept. 1993.

DINATO, J.C. *Determinação da resistência à flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser*. São José dos Campos, 1999. 109p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi determinar a resistência à flexão de sessenta corpos-de-prova cilíndricos, obtidos a partir de quatro ligas metálicas utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, disponíveis no mercado brasileiro (Co-span 13.5, Stabilor G, Deva 4 e Palliag M) medindo 25 mm de comprimento e 3 mm de diâmetro. Cinco corpos-de-prova de cada liga foram fundidos em monobloco, cinco soldados por brasagem e cinco a laser Nd-YAG. Dessa forma, obtiveram-se 15 corpos-de-prova para cada liga metálica, divididos em três grupos. No grupo 1, os corpos-de-prova foram fundidos em monobloco; no grupo 2, soldados por brasagem; no grupo 3, soldados a laser. Após a conclusão dos corpos-de-prova, os três grupos foram submetidos a um ensaio de resistência flexural, em uma máquina de testes Instron. O ensaio consistiu em submeter os corpos-de-prova a uma carga ao seu centro, com as suas extremidades apoiadas em dois cilindros separados por uma distância de 20 mm, de modo que sofressem a ação e reação da carga em apenas três pontos. A velocidade de aplicação da carga foi de 0,5 mm/min, com uma célula de carga de 500 kg. Os resultados numéricos obtidos foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade. Em vista dos resultados obtidos, conclui-se que o maior valor numérico da resistência flexural foi encontrado para a liga Co-span 13.5, seguido do Deva 4, para os grupos de soldagem a laser e monobloco. O material Palliag M apresentou valores estatisticamente semelhantes para os três grupos. A liga Stabilor G apresentou os melhores resultados no método por brasagem.

Palavras-chave: Ligas odontológicas, soldagem; prótese parcial fixa, soldagem a laser; prótese sobre implantes, brasagem.

DINATO, J.C. *Flexural resistance of dental alloys submitted to brazing and laser welding*. São José dos Campos, 1999. 109p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The mechanic properties of brazed joints compared with castings performed in monoblocks have been exhaustingly evaluated. The use of laser in Dentistry opened a new and promising field to study this type of fusion. The purpose of this study was to determine the flexural resistance of four types of metal alloys used in fixed partial prosthodontics (Co-span 13.5, Stabilor G, Deva 4 and Palliag M). Fifteen test specimens with a 3 mm diameter and 25mm length were obtained by casting for each alloy, and divided in three groups (monoblocks, brazing and laser welding), totaling sixty cylindrical specimens. The specimens were submitted to GLP/O₂ torch welding and Nd-YAG laser welding performed with a specific laser equipment (Laser 2002, Dentaaurum, Germany). The results were compared with tests performed in monoblocks of these same materials. To determine the flexural resistance, an universal testing machine (Inström, model 4301), with a 500 Kg maximum capacity was used. The results were statistically analyzed using an ANOVA and Tuckey's test, in a 5% degree of probability. The results showed that the highest numeric value of flexural resistance was found with the Co-Span alloy, followed by Deva 4, for both laser welding and monoblock groups. Palliag M showed statistically similar values for the laser welding, brazing and monoblock groups, whereas Stabilor G presented its highest values in brazing.

Key-words: Dental alloys, soldering; fixed prosthese, laser welding; implant-supported prosthese, solder, brazing.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 13 de abril de 1999.



JOSÉ CICERO DINATO