

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

THIAGO VALENTE PIAZZA

O PROCESSO DE SOLDAGEM NA PRÓTESE DENTÁRIA:
REVISÃO DE LITERATURA

Porto Alegre

2015

THIAGO VALENTE PIAZZA

O PROCESSO DE SOLDAGEM NA PRÓTESE DENTÁRIA:
REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Tomio Sanada

Porto Alegre

2015

CIP - Catalogação na Publicação

Piazza, Thiago Valente

O processo de soldagem na prótese dentária:
revisão de literatura / Thiago Valente Piazza. --
2015.

39 f.

Orientador: Jefferson Tomio Sanada.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade
de Odontologia, Curso de Odontologia, Porto Alegre,
BR-RS, 2015.

1. Soldagem na Odontologia. 2. Técnicas de
fundição. 3. Laser. 4. Tungstênio. 5. Ligas. I.
Sanada, Jefferson Tomio, orient. II. Título.

Aos meus pais, Angelo e Rose, que abriram mão de seus próprios sonhos para que seus filhos pudessem realizar os seus, eu dedico esse trabalho. Às minhas irmãs Francele e Simone, agradeço por me fazerem acreditar que esse sonho era possível.

À Amanda, palavras são insuficientes para agradecer todo o apoio que me destes, pelo companheirismo e pela paciência nesses longos cinco anos de cumplicidade mútua em prol dos nossos sonhos.

Ao meu padrinho Leonardo Valente, por ser uma pessoa iluminada e abençoada por Deus, guerreiro, exemplo de superação e de bom humor. És vencedor por ter conquistado a maior batalha de todas: a vida. Obrigado pela força em todos os momentos em que precisei.

À Alvenir Valente (*in memoriam*), que desde criança me dizia que esse dia iria chegar, que Deus te agradeça pessoalmente por mim e te conforte em seus braços, pois você está sempre em minhas orações. Meu eterno muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

À equipe do Hospital Militar de Área de Porto Alegre, unidade de terapia intensiva, que vivenciou diariamente essa trajetória comigo, e me deu ânimo para enfrentar as barreiras e continuar seguindo em frente com os meus objetivos.

Em especial ao meu orientador Jefferson, pela amizade, confiança, competência, incansável dedicação à docência e conhecimento transferido nesses cinco anos de intensa convivência e aprendizado, o meu muito obrigado. Sempre estarei em dívida contigo por todo o apoio que me destes.

À medida que o tempo passa, vamos nos adaptando a novas realidades e percebendo o real valor de tudo que um dia nos foi dito. Até as coisas mais absurdas apresentam algum significado com o passar do tempo. O tempo dá condições para que possamos compreender, nos dá distância para que possamos enxergar o que de perto é, quase sempre, invisível.

Duca Leindecker

RESUMO

PIAZZA, Thiago Valente. **O processo de soldagem na prótese dentária**: revisão de literatura. 2015. 39 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

A prótese parcial fixa demanda vários minuciosos passos clínicos que levam ao sucesso da reabilitação oral. Dentre esses passos, a solda é fundamental para a adaptação da prótese e passividade. Com isso, a necessidade da evolução e estudo da solda faz-se necessária para alcançar a excelência no tratamento. O objetivo desse trabalho é, através de uma revisão de literatura, elucidar os tipos de soldas e, conseqüentemente, as suas vantagens e desvantagens. Neste estudo foram descritas, analisadas e comparadas as principais técnicas de soldagem aplicadas na prótese dentária (brasagem, solda a laser e solda Tungstênio Inerte Gás - TIG), a fim de salientar a importância da utilização de peças unidas por solda em próteses fixas extensas ao invés de fundições em peça única. O estudo foi realizado através de revisão de literatura científica, e demonstrou que, para fabricar infraestruturas extensas, é imprescindível o uso de solda para minimizar as potenciais desadaptações marginais e verticais, que, quando negligenciadas, podem reduzir a longevidade da prótese e causar danos ao periodonto.

Palavras-chaves: Soldagem em Odontologia. Ligas. Técnica de fundição odontológica. Laser. Tungstênio.

ABSTRACT

PIAZZA, Thiago Valente. **The welding process in prosthodontics**: literature review. 2015. 39 f. Final Paper (Graduation in Dentistry) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

The fixed partial denture demand many clinical steps that lead to the success of oral rehabilitation, welding is an important step to adaptation and fit of prosthesis. Thus, it is necessary development and study of welding in order to achieve excellence in treatment. The aim of this study is, through a literature review, comprehend the literature review, clarifying the types of welds and consequently its advantages and disadvantages. In this study, the main techniques of welding in prosthodontics (brazing, laser weld and Tungstein Gas Inert - TIG) were described, analyzed and compared, in order to highlight the relevancy of using pieces united by weld in wide fixed prosthesis, instead of casting in one piece. The study was accomplished through a scientific literature review, and evinced that, to manufacture wide infrastructures, it is imperative to use the welding to reduce the potential marginal and vertical misfits, which, when neglected, may reduce the longevity of the prosthesis and cause periodontal damages.

Keywords: Welding in Dentistry. Alloys. Dental casting technique. Laser. Tungsten.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Equipamento de solda a laser	10
Figura 2 – Equipamento de solda TIG – Tungstênio Inerte Gás.....	11
Figura 3 - Grupo chama direta: resistência baixa, média e alta (aumento 8X).	21
Figura 4 – Espécimes de 3,5 mm diâmetro, em forma de X, justa posição, e gap 0,6mm.	25
Figura 5 – Secção transversal proximal em infraestrutura encerada.	30
Figura 6 – Secção diagonal no pântico em infraestrutura encerada.	30
Figura 7 – Discrepância marginal na interface implante/pilar.	33

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	8
2	OBJETIVO	12
3	METODOLOGIA	13
4	REVISÃO DE LITERATURA E DISCUSSÃO	14
4.1	O PROCESSO DE SOLDAGEM	14
4.2	MONOBLOCO X SECÇÃO DA INFRA-ESTRUTURA	16
4.3	TIPOS DE SOLDA	18
4.3.1	Brasagem	18
4.3.2	Solda a laser	22
4.3.3	Solda TIG - Tungstênio Inerte Gás	28
4.4	TIPOS DE SECÇÃO	29
4.5	INTERFACE IMPLANTE/PILAR	31
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS/CONCLUSÃO	34
	REFERÊNCIAS	35

1 INTRODUÇÃO

A odontologia na atualidade busca trazer benefícios tanto estéticos como funcionais, visando à reabilitação oral, de forma exigente, com resultados satisfatórios para o paciente e com segurança técnica para o cirurgião dentista. A saúde bucal e a capacidade mastigatória são aspectos que devem ser alcançados de forma a propiciar uma melhor qualidade de vida ao indivíduo.

A Prótese Dentária, como especialidade, desenvolve e aprimora constantemente novas técnicas e procedimentos, em prol de melhores resultados, com o intuito de reabilitar dentes comprometidos ou substituir dentes perdidos, sempre respeitando a individualidade e as limitações de cada paciente. No entendimento de Shillingburg Junior et al. (2007, p. VII):

O tratamento bem-sucedido com próteses fixas requer uma combinação planejada de muitos aspectos do tratamento odontológico: educação do paciente e prevenção de outras doenças dentais, diagnóstico seguro, tratamento periodontal, habilidade cirúrgica, considerações sobre a oclusão e, às vezes, colocação com próteses parciais e totais removíveis.

[...]

Materiais, instrumentos e técnicas aperfeiçoadas tornaram possível que o cirurgião moderno de habilidade mediana proporcione um serviço cuja qualidade é equivalente à do trabalho dos dentistas mais privilegiados do passado.

Durante o processo de confecção de uma prótese fixa, todos os passos devem ser respeitados de forma minuciosa e planejada. Desde uma excelente moldagem funcional, a adaptação dos casquetes, secção da infraestrutura e soldagem, escolha da cor, prova do material cerâmico e uma cimentação de qualidade. Todos esses procedimentos devem estar em sintonia com os procedimentos laboratoriais, como a qualidade dos materiais e revestimentos utilizados, a confecção de troquéis, a técnica de fundição utilizada e a experiência do operador (PEGORARO et al., 2013).

O objetivo a ser alcançado deve estar evidente para que todos os esforços sejam aplicados a fim de se obter uma prótese fixa de sucesso. Dentre esses, o processo de secção da infraestrutura metálica e confecção do ponto de solda se caracteriza como um procedimento de extrema importância para aprimorar a adaptação marginal da peça, o assentamento passivo e a sua longevidade, minimizando as distorções causadas durante o processo de fundição (BERTRAND et al., 2001).

Byrne (2011, p. 233) relata que existem duas maneiras de unir metais na odontologia: “*soldering/brazing and welding*”. O autor refere que, no termo “*soldering*”, a soldagem é

realizada utilizando uma liga intermediária que escoar entre e ao redor das partes a serem unidas pela solda. Já no termo “*welding*”, ou soldagem autógena, ocorre a união dos metais bases da infraestrutura através de uma fusão parcial no local a ser soldado, com ou sem material de preenchimento. O autor relata que, convencionalmente, o termo “*soldering*” ainda é utilizado mesmo quando se faz referência ao processo de brasagem ou união por fusão dos metais (soldagem autógena).

Assim, a soldagem poderá ser o fator crucial para o sucesso ou insucesso da prótese fixa quando comparada com peças em monobloco. Segundo Pegoraro et al., (2013, p. 364): “A fundição em monobloco só é aplicável em pequenos espaços ou pequenas próteses; a união de próteses amplas deve ser realizada por meio de soldagem”.

Na visão de Steinman (1954), o processo de soldagem é um tema relevante para a odontologia, podendo ser considerado uma das principais etapas na confecção de próteses fixas. Deste modo, a soldagem vem sendo estudada como uma alternativa a corrigir alguns erros, geralmente ocorridos durante os procedimentos de confecção da peça protética. Nesse sentido, de acordo com Anusavice (2005, p. 534): “O processo de soldagem pode ser definido como a construção de uma determinada área com um metal ou união de duas ou mais partes metálicas constituintes por meio do aquecimento dos mesmos”.

Entre as diversas técnicas e procedimentos desenvolvidos com o intuito de aprimorar a confecção de próteses dentárias, podemos destacar o processo de soldagem convencional, a laser e a Tungstênio Inerte Gás - TIG, que são comumente utilizadas para unir peças protéticas.

A solda convencional, também conhecida por soldagem a gás, brasagem, soldagem de oxiacetileno ou soldagem com oxigênio e ar comprimido, é um dos processos mais antigos e mais versáteis de soldagem. É obtido na combustão do acetileno com oxigênio e pode produzir uma temperatura de chama de mais de 3.000 °C. Contudo, apresenta no resfriamento lento da solda uma de suas principais desvantagens (KUMAR et al., 2012).

Esta técnica de soldagem ainda é a mais utilizada na odontologia, ainda que permita que ocorram alterações das propriedades mecânicas bem como distorções nas ligas utilizadas, pois esses fatores estão diretamente relacionados à experiência do operador em questão (STACKHOUSE JUNIOR, 1967).

Por sua vez, a soldagem a laser constitui-se em “*um laser de neodímio de alta potência, com uma alta densidade de potência*” (ANUSAVICE, 2005, p. 582). A armazenagem ocorre em um tipo de “caixa de luva”, que contém a ponta do laser, uma fonte

de gás de proteção de argônio ou hélio ou mistura dos dois, e um estereomicroscópio com lente reticulada para o alinhamento preciso do raio laser com os componentes.

Figura 1 – Equipamento de solda a laser



Fonte: DENTAURUM, 2004.

Nesta técnica, as peças a serem soldadas podem ser mantidas juntas manualmente ou estabilizada por revestimento, uma vez que uma pequena quantidade de calor é gerada. Sobre este tipo de soldagem, Mansano (2007, p. 5) esclarece que:

O Laser tem as seguintes vantagens: a soldagem é realizada através de um vidro não havendo contato direto com a área da solda, a região afetada pelo calor é pequena, o campo magnético não causa efeito sobre o feixe laser [...] Porém, observa-se que a penetração do laser é de 0,5 a 1,5 mm de profundidade, o que poderia alterar a longevidade de infraestruturas de grandes dimensões.

Por fim, o terceiro método de soldagem a ser abordado consiste na soldagem TIG – Tungstênio Inerte Gás, por meio do qual o arco elétrico é formado envolvendo o eletrodo não consumível da peça de mão e a peça de metal fundido. Esta técnica é utilizada em grande escala para soldar chapas de pequenas espessuras (0,2 a 8 mm) em produção e manutenção industrial. Além da qualidade da solda, o custo do equipamento de solda TIG é consideravelmente inferior ao da solda a laser, contribuindo para a redução do custo final da reabilitação (ATOUI, 2008).

O eletrodo refratário ou não consumível, geralmente de carbono ou tungstênio, de alto ponto de fusão, é envolvido em um arco elétrico de soldagem composto por um fluxo de

gás inerte, a fim de minimizar os efeitos da oxidação durante o procedimento de soldagem (WAINER et al., 1992).

Figura 2 – Equipamento de solda TIG – Tungstênio Inerte Gás



Fonte: KERNIT, 2009.

Sobre a solda TIG, Silva (2007, p. 40) relata as principais vantagens:

Excelente controle da poça de fusão; soldagem de precisão ou de elevada qualidade; permite soldagem sem o uso de metal de adição; soldagem de peças com pequena espessura; soldagem de ligas especiais; gera pouco ou nenhum respingo; exige pouca ou nenhuma limpeza após a soldagem e se permite soldar em qualquer posição.

Assim, com o presente estudo, pretende-se salientar a importância da aplicação do processo de soldagem durante a confecção de próteses fixas extensas, abrangendo desde o corte do enceramento pré-fundição ou de infraestruturas já fundidas até a união das peças protéticas através das técnicas de soldagem: brasagem, solda a laser e solda TIG, descrevendo-as, comparando e analisando suas indicações por serem as mais utilizadas na prótese dentária.

2 OBJETIVO

O presente estudo tem por objetivo salientar a importância da utilização do processo de soldagem na prótese dentária, bem como analisar e comparar as principais soldas atualmente em utilização para fins protéticos. Por meio de tal análise, pretende-se demonstrar, através do estudo da literatura, as vantagens e desvantagens da solda a laser, solda TIG – Tungstênio Inerte Gás e brasagem, suas características e indicações de uso, visando uma prática clínica de excelência pelo cirurgião-dentista e que atenda às necessidades do paciente.

3 METODOLOGIA

A elaboração deste trabalho será realizada através de revisão bibliográfica, a ser efetivada principalmente por meio de pesquisas a banco de dados de artigos científicos, tais como Scielo, PubMed, Bireme, e LILACS.

Para a realização da busca dos artigos serão utilizados os seguintes descritores: Soldagem em Odontologia, Ligas, Técnica de fundição odontológica, Laser, Tungstênio. No PubMed foram utilizados os seguintes descritores: welding and soldering and laser and tungstenio and soldering.

Foram encontrados 187 artigos dos quais foram avaliados pelos seus resumos no período de agosto de 2014 até Janeiro de 2015. Após a leitura dos resumos foram selecionados 50 artigos para inclusão neste estudo, baseado no assunto abordado nesse trabalho.

4 REVISÃO DE LITERATURA E DISCUSSÃO

Nesse capítulo, pretende-se demonstrar a importância de se utilizar o ponto de solda em infraestruturas extensas ao invés da peça fundida em monobloco, com o intuito de reduzir as possibilidades de falhas, aumentar os níveis de adaptação bem como a longevidade da prótese.

4.10 PROCESSO DE SOLDAGEM

O processo de soldagem é de extrema relevância para a prótese dentária, e, por tal razão, continua sendo aprimorado ao longo das últimas décadas, pois é um método essencial na confecção de infraestruturas metálicas de próteses fixas múltiplas.

A soldagem como uma técnica, data de no mínimo 2000 anos atrás na época romana, com o uso de soldas de chumbo-estanho para se unir tubos de chumbo de encanamentos de água (BYRNE, 2011).

A técnica de soldagem em odontologia consiste em um método sensível e que requer experiência por parte do operador, uma vez que os maiores fracassos no processo de soldagem são as alterações dimensionais oriundas da contração da solda, que acaba por alterar a posição relativa das coroas, e as distorções de um elemento em relação ao outro (ENGEL, 1945). Ainda nesse sentido, o processo de secção da infraestrutura e posterior soldagem permite unir pequenos segmentos de uma prótese extensa, melhorando de forma substancial a adaptação e a distribuição de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese (SOUZA et al., 2000a).

A solda é distribuída sobre a superfície das peças a serem unidas por atração capilar, reagindo e umedecendo o metal que está sendo soldado, formando um composto intermetálico. Para que esse procedimento ocorra é necessário tempo, calor e/ou pressão, pois, com o calor, a continuidade do metal se estabelece por fusão, semelhante a uma fundição localizada (WISKOTT et al., 1997).

Segundo Shillingburg Junior et al. (2007, p. 417):

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

Outra técnica existente consiste no processo de união por fundição, proposta por Weiss e Munyon¹ (Apud ANUSAVICE, 2005). Esse procedimento consiste na fundição de um metal que passa a preencher o espaço que fica entre as partes que estão incluídas no revestimento, servindo como um método alternativo para a união dos componentes metálicos de uma prótese parcial fixa, devido à sensibilidade da soldagem das ligas de metais predominantemente básicos e da variação da qualidade das juntas soldadas. Nessa técnica, as peças a serem unidas por fundição são mantidas juntas por retenção mecânica, razão pela qual uma adaptação precária do metal secundário pode causar um deslocamento visível quando uma força de flexão for aplicada manualmente. Assim, as coberturas de porcelana nessas regiões estarão suscetíveis a fraturas e a técnica pouco utilizada (ANUSAVICE, 2005).

Algumas técnicas de soldagem utilizadas na odontologia provêm de estudos provenientes da engenharia, e que foram adaptadas para se obter um processo de união de qualidade nos componentes de próteses dentárias complexas. Dentre essas técnicas, podemos destacar o método de solda Tungstênio Inerte Gás - TIG, que é muito utilizado na engenharia, além de outras soldas a arco elétrico como: soldagem a plasma, arco submerso e MIG - Metal Inert Gas (SILVA, 2007).

Durante o processo de soldagem, uma fusão localizada ocorre de forma a permitir uma continuidade metálica bem como uma homogeneidade nas propriedades físicas e mecânicas. Segundo o autor, a resistência à flexão de uma estrutura metálica diminui na seguinte ordem: estrutura fundida, estrutura soldada, estrutura unida por fundição. Se a estrutura for soldada em um ponto, a resistência à fratura será diminuída, especialmente quando a união estiver posicionada na região mais posterior da prótese. Para observar defeitos com potencial de fratura durante a flexão, o autor aconselha duas tomadas radiográficas com 90° de rotação de diferença na peça protética com exposição a raio x com voltagem de 90kV e uma corrente de 10 mA por 1 segundo. Assim, podemos observar através da radiografia, a presença de defeitos radiolúcidos evidenciando porosidades e comprometendo a integridade da estrutura (ANUSAVICE, 2005).

Na lição de Mansano (2007, p. 4):

O controle do processo de soldagem convencional utilizado na odontologia, com temperatura e ambiente não controlados, nunca foram muito respeitados no que se refere ao uso de ligas alternativas como: Ni-Cr, Cu-Al, Co-Cr etc. Com o aparecimento das ligas de titânio como alternativa a estas ligas, os

¹ WEISS, P. A.; MUNYON, R.E. Repairs, corrections and additions to non-precious ceramo-metal frameworks (II). **Quintessence Dent. Technol.**, Chicago, v. 4, no. 7, p. 45 - 58, 1980.

processos de soldagem não apresentavam possibilidades de boa qualidade por falta de controle no procedimento. O desenvolvimento tecnológico na área industrial e a demanda mercadológica vislumbrou possibilidades de outros métodos de soldagem à serem incorporados na odontologia. Dentre essas novas tecnologias, podemos destacar a Solda a Laser e Solda TIG, nas quais são métodos que apresentam vantagens em relação ao método convencional a maçarico no que diz respeito à resistência da junta soldada. Apesar da solda convencional com maçarico ser utilizada em larga escala na odontologia por muitos anos, e com resultados satisfatórios, novos métodos de soldagem vêm sendo utilizados para este propósito, com a vantagem de abreviação no tempo clínico, além de apresentarem comportamento mecânico superior.

4.2 MONOBLOCO X SECÇÃO DA INFRAESTRUTURA

Segundo Pegoraro et al. (2013), durante a confecção de uma peça protética extensa, as estruturas fundidas em monobloco ou peça única devem ser evitadas, pois os diversos passos a serem executados até a sua cimentação apresentam-se sensíveis e passíveis de distorções. Essas distorções incluem a contração de polimerização do material de moldagem que varia de 0,11 a 0,45%, a expansão média dos gessos especiais de 0,9%, imprecisões nos registros intermaxilares, falhas nos processos laboratoriais como troquéis mal recortados que podem ocasionar uma sequência de possíveis erros que quando somados podem levar a um resultado muito insatisfatório. As peças em monobloco geralmente são realizadas a fim de “queimar etapas” e acelerar o processo de obtenção de uma infraestrutura extensa. Assim, independente do espaço protético a ser restabelecido com prótese parcial fixa e do número de retentores e pânticos, o autor aconselha remoção em posição para a soldagem, unindo duas porções da estrutura pela área proximal em sentido vertical ou em degrau, com o objetivo de evitar ou, pelo menos, minimizar as distorções mencionadas.

Schiffleger et al. (1985) relatam em seu estudo uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% quando o processo de soldagem é realizado. As distorções observadas foram tridimensionais, sendo sua maior discrepância na superfície mésio-gengival do retentor anterior e disto lingual do retentor posterior. Os autores reforçam também que, quanto menor o número de pilares de uma prótese, menor a distorção.

Apesar de ser possível confeccionar infraestruturas fundidas em monobloco nas próteses parciais fixas sobre implante com boa adaptação, a grande maioria dos trabalhos afirma haver uma significativa melhora do nível de ajuste vertical após o procedimento de soldagem (GORDON; SMITH, 1970; SOUZA et al., 2000a). Dessa forma, o corte das

estruturas e conseqüente união por solda são indicadas para permitir um melhor ajuste na interface implante/pilar, evitando danos aos componentes da prótese sobre implante como fratura do parafuso ou do implante bem como danos peri-implantares (JEMT; LINDEN, 1992).

Segundo o estudo de Fusayama, Wakumoto e Hosoda (1964) e Araújo (1969), as estruturas fundidas em monobloco apresentaram maiores alterações lineares e desajustes na adaptação de próteses parciais fixas de liga nobre quando comparadas com peças unidas por solda. Os autores reforçam ainda que a utilização da solda no processo de união das peças também pode ocasionar alterações dimensionais, mas devido à contração de solidificação da solda e se o processo não for controlado e executado por um operador experiente. Ainda nesse sentido, Huling e Clark (1977) concluíram que tanto as próteses unidas com técnicas de soldagem por brasagem ou laser, quanto peças fundidas em monobloco, resultaram em alguma distorção. Ao comparar a distorção produzida entre elas, o autor relata que em próteses parciais fixas compostas de três elementos, a soldagem a laser e a fundição em monobloco produziram uma distorção significativamente menor do que a brasagem, e que a soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

A união das peças constituintes de uma grande infraestrutura, como é o caso de próteses fixas extensas ou do tipo protocolo sobre implantes, só se torna possível através da utilização da solda, devido a limitações do desenho e de precisão bem como quando é necessário adquirir adequada passividade em estruturas complexas sobre implantes. Dessa forma, oferecemos uma maior vida funcional à reabilitação oral com próteses previamente soldadas e melhor adaptadas, pois o sucesso depende de uma força conjunta das estruturas metálicas, tendo em vista que, se o processo de união for fraco reduz a longevidade da prótese (WATANABE; WALLACE, 2008).

Quando comparadas fundições em peça única com peças soldadas a laser, TIG e brasagem, Mansano (2007) relata em seu estudo que as peças em monobloco (grupo controle) apresentaram valores médios no teste de tração de 786,58 MPa, sendo possível verificar discrepâncias entre os valores máximo atingidos (936,48 MPa) e mínimo (383,19 MPa). Esta diferença demonstra a dificuldade em padronizar o processo de fundição. Dessa forma, quando aplicamos esses resultados na prática clínica, concluímos que essas discrepâncias seriam os grandes responsáveis pelos desajustes obtidos clinicamente quando utilizamos peças em monobloco, devido a dificuldade em reproduzir os mesmos resultados. Já para as peças soldadas, a solda convencional obteve valores médios de tração de 366,80 MPa, a solda a laser 588,429 MPa, inferior ao grupo controle, e a solda TIG obteve 319,78 MPa, sendo o

menor valor de todos os grupos analisados mas também com o menor desvio padrão entre os grupos soldados, parecendo ser um método bastante reproduzível. Dessa forma, o autor conclui em seu estudo que os resultados de resistência à fratura encontrados estão acima dos valores máximos da força de mastigação, que segundo Gibbs et al. (1986) é de 44,3 MPa, tornando possível a aplicação clínica quanto a resistência à fratura de qualquer umas das técnicas de soldagem citadas.

4.3 TIPOS DE SOLDA

Esse capítulo irá abordar as técnicas de soldagem de maior uso na prática clínica, descrevendo, analisando e comparando o método de soldagem convencional a altas temperaturas (brasagem), solda a laser e solda TIG – Tungstênio Inerte Gás.

4.3.1 Brasagem

O processo de soldagem convencional tem sua descoberta com o cientista francês Le Châtelier em 1895, quando observou que o acetileno queimando com o oxigênio era capaz de produzir uma chama de temperatura aproximada em 3000 °C. Outros combustíveis podem ser utilizados neste processo como o hidrogênio, atingindo uma temperatura máxima de chama (T_m) de 2480 °C, o propano e o butano com uma T_m de 2830 °C (SILVA, 2007).

A American Welding Society (1981) relata que a soldagem convencional ou também chamada soldagem oxigás apresenta baixo custo, não utiliza energia elétrica e apresenta um equipamento de fácil manuseio além de ser portátil. Contudo, a necessidade de exigir um operador hábil com a técnica, cuidado com o cilindro de gases devido ao risco de acidentes, além de provocar um superaquecimento do local a ser soldado e das margens são relatados como desvantagens técnicas.

Byrne (2011) relata que a maioria dos autores considera o termo brasagem mais aplicável para a união de metais em odontologia, ao invés do termo soldagem. A única diferença é que, na brasagem, a temperatura do processo de união é acima de 450 °C, enquanto que, na soldagem, esta é abaixo 450 °C. Como na odontologia as soldas convencionais ocorrem em temperaturas acima de 450 °C, os procedimentos de soldagem devem ser denominados corretamente de brasagem. Contudo, como o termo soldagem é mais familiar entre os profissionais de odontologia e predomina na literatura, acaba sendo mais comumente utilizado.

O processo de soldagem convencional tem sua aplicação sustentada há anos devido ao reduzido custo e relativa efetividade. No entanto, pode apresentar oxidação das faces unidas pela solda, porosidade na junta soldada e superaquecimento do local de união, que podem promover pequenos defeitos estruturais e posteriormente fracasso no tratamento reabilitador (TEHINI; STEIN, 1993). Vale ressaltar que a solda convencional não pode ser utilizada para consertar estruturas metálicas em próteses parciais removíveis fraturadas, uma vez que o calor gerado durante a soldagem causa danos diretos aos materiais poliméricos que revestem a prótese (KUMAR et al., 2012).

Pegoraro et al. (2013) relatam que as áreas a serem soldadas necessitam de um espaço de no mínimo de 0,2 a 0,5mm para as maiorias das ligas, com exceção das áureas que exigem espaço até 0,2mm, podendo ser realizadas com discos ou pedras de óxido de alumínio ou até pontas diamantadas. Quando o espaço é reduzido e quando o contato entre as peças for excessivo pode até impedir o assentamento completo nos retentores. Para isso, uma interposição de um filme radiográfico ou papel-cartão na área a ser soldada geralmente indica que há espaço suficiente. Já quando o espaço a ser soldado for excessivo, deve-se reduzir esse espaço com cunhas de mesma liga, para assim reduzir a quantidade de solda e a possibilidade de distorções. É importante que a uniformidade do espaço para a solda esteja em toda extensão da área a ser soldada, para que resulte em uniformidade de espessura da solda, diminuindo assim discrepâncias de espessuras que podem resultar em tracionamento dos retentores e alteração da posição original em decorrência da contração de fundição da solda.

De acordo com a literatura, a distância entre as peças a serem soldadas variam de 0,13mm até 0,76mm, sendo um fator crítico que pode afetar a resistência da solda e a longevidade da prótese dentária (STACKHOUSE JUNIOR, 1967; ANWAR; NAGGAR, 2004; STATE; REISBICK; PRESTON, 1975). Nesse sentido, Lee e Lee (2010) avaliando a presença de porosidades e a resistência à tração em 35 espécimes de níquel-cromo submetidos ao processo de soldagem convencional com maçarico a gás e a soldagem com radiação infravermelha, utilizando uma distância entre os espécimes de 0,3mm e 0,5mm, concluíram que não houve diferença significativa na resistência a tração e na presença de porosidades entre as técnicas empregadas.

Contudo, Rasmussen, Goodkind e Gerberich (1979), assim como Stade, Reisbick e Preston (1975), demonstraram que o aumento do espaço para a solda não compromete a resistência final da estrutura, e os resultados insatisfatórios obtidos ocorreram quando não havia espaço suficiente. Dessa forma, Ryge (1958) observou que um espaço para a solda

menor que 0,123mm pode elevar o índice de porosidade no interior da solda bem como diminuir a resistência das juntas soldadas, enfraquecendo a estrutura.

Ainda de acordo com Pegoraro et al. (2013), quando é necessário aumentar a área a ser soldada, tendo em vista a obtenção de maior resistência à flexão, maior rigidez ou maior retenção em dentes curtos ou em espaços protéticos amplos, deve-se privilegiar o aumento vertical em vez do horizontal, tendo em vista sua maior efetividade, mesmo à custa do comprometimento estético das cristas marginais. A duplicação da área a ser soldada no sentido vestibulo-lingual dobra sua resistência. Já a duplicação da área no sentido vertical aumenta em 8 vezes a resistência, conforme os princípios da lei das barras. O autor ainda cita que o excesso de espaço para a solda ocasiona uma maior contração da solda favorecendo a desadaptação marginal da peça protética ou até um assentamento incompleto da infraestrutura.

Anusavice (2005) relata que a técnica tradicional de soldagem lança mão de chama direta e necessita da aplicação do fluxo, que é utilizado para preparar a superfície a ser soldada removendo impurezas e oxidações na superfície do metal, impedir a entrada de ar durante o processo e facilitar a fusão da solda com o metal base a fim de minimizar a oxidação da solda. Esses fatores, porém, podem ocasionar alterações nas juntas soldadas, como por exemplo, a inclusão de gases ou do próprio fluxo principalmente em juntas com grande espessura devido a incapacidade de dissolução deste fluxo pela chama.

Hawbolt, Macentee e Zahel (1983), em seu estudo, analisaram a resistência à tração entre três ligas não preciosas soldadas de Ni-Cr-Be, Ni-Cr e Co-Cr utilizando a soldagem convencional tanto com altas como baixas temperaturas. Os autores perceberam que, quanto mais alta a temperatura empregada na soldagem, maior a presença óxidos que enfraquecem a união soldada, bem como que a soldagem com baixas temperaturas apresentou maior nível de porosidades. Concluíram que entre as ligas utilizadas, Ni-Cr era mais fácil de manusear tecnicamente e apresentou os melhores resultados quanto à qualidade das juntas soldadas.

Souza et al. (2000b), comparando a solda a laser com brasagem, demonstraram que a técnica convencional é capaz de produzir uma grande área afetada pelo calor devido a grande quantidade de energia produzida, sendo capaz de alterar estruturalmente o metal base em 0,5mm distante do local da solda. Além disso, o autor observa que as fraturas ocorridas com a solda convencional estão localizadas geralmente na região afetada pelo calor e ainda há separação completa entre as duas metades fraturadas, enquanto que com a solda a laser as fraturas ocorriam no local da solda, mas sem haver a separação completa das metades.

Especificamente no que diz respeito às distorções, durante o método de soldagem convencional, Steinmann (1954) refere que, em próteses parciais fixas, elas ocorrem e são compensadas biologicamente às custas do ligamento periodontal, possibilitando a absorção e distribuição das forças aplicadas. Este mesmo autor também verificou que, quando maior o contato entre as peças a serem soldadas, maior seria a distorção produzida, recomendando a utilização de retentores com degraus nas faces proximais, onde o elemento intercalar se apoiaria e seria soldado. Dessa forma, o autor indica a utilização da menor quantidade possível de solda além de um aquecimento lento do modelo de soldagem para minimizar as distorções produzidas pela solda.

Silva (2007), em seu estudo sobre a resistência a flexão em soldas convencionais, TIG e laser, conclui que a brasagem foi capaz de produzir soldas com altos valores de resistência, o que valida a eficiência da técnica. Porém, o que se observa tanto na prática como na literatura, é a dificuldade em conseguir um padrão de qualidade para todas as peças soldadas, o que é identificado através do alto desvio padrão geralmente encontrado. Assim, essa técnica se mostra muito sensível no que diz respeito aos resultados, variando de acordo com a experiência do operador e a qualidade dos espécimes utilizados.

Figura 3 - Grupo chama direta: resistência baixa, média e alta (aumento 8X).



Fonte: SILVA, 2007, p. 83.

Wang e Welsch (1995) salientam que as dificuldades no processo de soldagem do titânio e de suas ligas, devido a sua alta afinidade com o oxigênio e rápida taxa de reação a altas temperaturas, quando aplicadas técnicas convencionais de soldagem que utilizam maçaricos a ar ou a oxigênio, apresentam uma concentração significativa de oxigênio na camada superficial do metal, oxidando e fragilizando a estrutura soldada. Assim, esse método é indesejável para unir próteses com ligas a base de titânio.

4.3.2 Solda a laser

A solda a laser foi apresentada à comunidade científica por Gordon e Smith (1970a), descrevendo as características das primeiras experiências em que próteses foram unidas usando o laser Nd: YAG e citando suas vantagens na confecção de próteses parciais fixas e próteses parciais removíveis de precisão. Relatou que o tempo de soldagem a laser foi de 4 minutos para próteses parciais de três dentes e que as próteses fixas estavam mais adaptadas. Notou vantagens anatômicas e estéticas como a forma interproximal não obliterada pela junta da solda e a papila interdental não invadida em qualquer restauração, além da escultura anatômica interproximal não ser arruinada. Essa tecnologia de soldagem foi introduzida como um método alternativo para as técnicas de brasagem e solda TIG (AL JABBARI et al., 2013).

De acordo com Watanabe e Topham (2004, p. 46):

O laser é uma luz eletromagnética monocromática cujo feixe de energia pode ser concentrado em um ponto focal resultando no processo de união. Este tipo de soldagem apresenta algumas vantagens como: ausência de contato direto com a área da solda, promove soldagens precisas e bem definidas, a região afetada pelo calor é pequena e o campo magnético não causa efeito sobre o feixe laser.

Gordon e Smith (1970b) também publicaram um estudo clínico analisando trinta e três próteses anteriores metálo-cerâmicas em ouro e soldadas a laser. Concluíram que este tipo de solda propicia uma melhor precisão de assentamento, menor tempo de trabalho e a possibilidade de execução da soldagem após a aplicação da porcelana.

Kumar et al. (2012) relatam que esse método é especialmente útil em ligas de metais básicos, como Co-Cr, devido a sua menor condutividade térmica e maiores taxas de absorção do raio laser. Ainda descrevendo o processo específico de soldagem a laser, o autor refere que:

A soldagem a laser envolve um processo chamado "key-hole", onde um laser de onda contínua de alta potência é focado sobre o metal a ser soldado, formando um canal capilar preenchido com um gás metálico parcialmente ionizado. Este vapor interage com o feixe de laser e o metal, causando diferentes efeitos. Como o feixe se move em toda a peça, o material fundido flui ao redor do orifício e se solidifica para formar um cordão de solda. O tamanho reduzido da fonte de calor também protege o material adjacente, com ponto de fusão mais baixo, além de obter melhorias nas propriedades

físicas. A resistência conjunta reduziu a possibilidade de falha por fadiga tão frequentemente observada em situações clínicas em que a solda convencional é utilizada (KUMAR et al., 2012, p. 91).

Ainda nesse sentido, Kikuchi et al. (2011) relatam que o processo de soldagem a laser ocorre quando a energia óptica do laser é transformada em energia térmica, aquecendo os metais a serem unidos e ocasionando a fusão e união dos mesmos. Em condições de baixa energia óptica, somente a camada superficial é aquecida; já quando a energia óptica é excessiva, ocorre a pulverização do metal fundido, levando a produção de porosidades e causando defeitos na área soldada.

Fornaini et al. (2011) referem que a soldagem a laser em odontologia é a técnica mais eficiente para aplicar energia térmica em pequenas áreas, além de ser o melhor método de soldagem por fusão de metais distintos. O autor relata que o laser só tem aplicação clínica nos processos de soldagem se o seu feixe de luz for focalizado e concentrado em um ponto fino, com a finalidade de aumentar a densidade de potência e transmitir energia suficiente para fazer com que o metal aqueça localmente acima do seu ponto de fusão. Segundo Rockwell e Moss (1989), os raios lasers mais frequentemente utilizados são lasers de neodímio: ítrio aluminum garnet (ND:YAG) e CO₂, sendo o laser ND:YAG o mais comumente utilizado na técnica de soldagem a laser em odontologia (KUMAR et al., 2012).

No processo de soldagem a laser, uma preparação do metal base que irá receber a solda é necessária. Bertrand et al. (2007) relata que a superfície do metal a ser soldado deve receber um jateamento de areia prévio à soldagem, para se obter a melhor taxa de absorção do feixe de laser, diminuindo a capacidade de reflexão do metal base. Em seguida, a superfície do metal deve ser limpa com acetona e secada. A partir da inclusão das peças no equipamento de soldagem, gás de argônio puro irá ser injetado na câmara a uma taxa de fluxo de 5 l /minuto, para assim expelir o ar ambiente impuro para fora antes que a soldagem a laser inicie.

Outra aplicação para a solda a laser ocorre em infraestruturas de titânio (Ti) e suas ligas, pois a absorção do feixe laser é maior e a sua condutividade térmica é menor comparado com outras ligas odontológicas, se tornando um método adequado e comumente utilizado na prática clínica (ORSI et al., 2001).

Para que o feixe de luz do laser seja efetivo em seu objetivo de unir dois metais através da fusão local dos mesmos, diversos parâmetros devem ser definidos no equipamento de solda a laser, para assim atingir condições adequadas de irradiação de acordo com cada tipo de metal ou liga a ser utilizada. Dentre esses parâmetros, a tensão, o diâmetro do ponto

focal e a duração do pulso devem estar ajustados de modo a atingir uma profundidade de penetração suficiente com o diâmetro do metal alvo sem defeitos na solda, tendo em vista que a profundidade de penetração aumenta com a tensão. Para cada tipo de metal ou liga a ser soldada existe uma taxa de absorção de laser, condutividade térmica, densidade dos elementos da liga, que irão influenciar na profundidade de penetração obtida com a fundição da solda. Os autores demonstram que, para a soldagem de cromo-cobalto e ligas de ouro, uma boa tensão de soldagem pode ser alcançada quando 170 V é aplicada, uma duração de pulso de 8 ms e o diâmetro do ponto de 0,5 mm. Com estes parâmetros, o estudo obteve uma resistência à tração de 698 MPa (KIKUCHI et al., 2011).

Segundo Al Jabbari et al. (2013, p. 910), outros parâmetros ainda devem ser ajustados para se obter uma soldagem a laser de sucesso:

Estes parâmetros podem ser divididos em quatro categorias gerais: os parâmetros associados com o feixe de laser, lente de focagem, o gás de proteção, e os materiais a soldar. Embora o gás de proteção seja necessário para prevenir a oxidação indesejável durante a soldagem a laser de ligas de metais nobres e titânio ou ligas à base de Ti, a utilização de gás de proteção durante a soldagem de ligas de metais não preciosos é um pouco controverso, como estudos anteriores têm descoberto que o uso de gás de proteção pode ser essencial ou prejudicial.

O processo de soldagem a laser oferece, além de uma considerável economia de tempo para o técnico dental, uma praticidade em seu manuseio, pois essa técnica possibilita a união de praticamente todos os metais, sendo mais utilizada atualmente para ligas de titânio e de ouro. No entanto, para se soldar titânio, devido as suas propriedades específicas como o alto ponto de fusão (1670 °C), baixa condutividade térmica (0,17 W cm⁻¹ (° C)⁻¹), boa taxa de absorção do feixe de laser (0,4%), grande afinidade com elementos do ambiente (azoto, carbono, oxigênio e hidrogênio), o seu uso apresenta limitações quanto à técnica de soldagem a ser empregada. Dessa forma, para se soldar titânio, a técnica de soldagem a laser em atmosfera de proteção de argônio tem se mostrado a mais adequada em produzir uma junta de união de qualidade, tendo em vista que a técnica convencional com chama direta introduz uma concentração significativa de oxigênio na camada superficial do titânio, devido às altas temperaturas que o método submete o metal a ser soldado, fragilizando-o e inviabilizando a solda (BERTRAND et al., 2007).

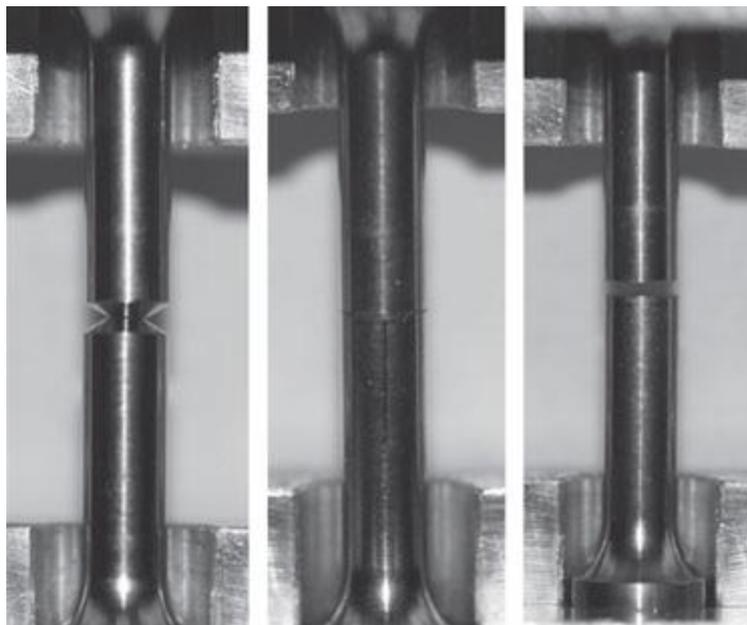
Apotheker, Nishimura e Seerattan (1984) apresentaram seu estudo utilizando ligas de níquel-cromo e modelos simulando uma prótese parcial fixa de três elementos a ser soldadas comparando duas técnicas: soldagem convencional (brasagem) e solda a laser. O estudo

concluiu que as próteses soldadas convencionalmente apresentaram porosidades, que poderiam servir como foco de corrosão, contribuindo para a fratura da peça protética. Já as próteses soldadas a laser não apresentaram porosidades e se mostraram mais resistentes quando submetidas a forças que provocassem fraturas.

No estudo realizado por Tambasco, Anthony e Sandven (1996), os autores relataram que a técnica de soldagem a laser é uma alternativa a soldagem convencional, principalmente no que diz respeito a áreas em que a resina acrílica e a porcelana estão em íntimo contato com o local a ser soldado. Relatam também que o sucesso da soldagem a laser está diretamente relacionado com a profundidade de penetração obtida, e para isso, deve-se alterar a tensão fornecida e não a duração do pulso, bem como o ângulo em que o laser atinge a superfície do metal deve ser o mais paralelo possível.

Uma das limitações do processo de soldagem a laser, levando em consideração a literatura existente, é a limitada profundidade de penetração do feixe de luz do laser. Para tal, o contato completo das peças a serem soldadas apresentam soldas bem sucedidas, mas não prescindem de fatores como a dependência do diâmetro do metal a ser soldado para se obter uma profundidade de penetração adequada. Segundo Pantoja et al. (2011), quando se deseja soldar peças com mais de 2mm de espessura, um preparo em “X” nas extremidades do local de união pela solda deve ser realizado (Figura 4), exigindo um metal de preenchimento a fim de otimizar a soldagem a laser, minimizando as tensões que ocorrem na peça protética.

Figura 4 – Espécimes de 3,5 mm diâmetro, em forma de X, justa posição, e gap 0,6mm.



Fonte: PANTOJA et al., 2011, p. 1006.

Variações na técnica de soldagem a laser são conhecidas quando realizadas por um operador experiente, como a utilização da solda bilateral e configurações de soldagem sobrepostas, a fim de reduzir o encolhimento e a deformação do ponto de união bem como produzir uma maior força conjunta. Como o titânio é um excelente metal a ser empregado no meio bucal, e a solda a laser é tecnicamente fácil de executar, a preparação da superfície a ser soldada e a escolha dos parâmetros de soldagem adequados são essenciais para o sucesso (BERTRAND et al., 2007).

Ainda nesse contexto, Wang e Chang (1998) afirmam que as configurações da solda devem ser sobrepostas a fim de se obter maior resistência, e com isso podem aparecer microfendas ou trincas. Afirmam ainda que o acabamento e o polimento do local soldado a laser devem ser evitados para não enfraquecer a união soldada. Os autores relatam também que o contato direto das peças não é necessário, uma vez que a soldagem a laser é de qualidade, precisa e bem definida, bem como a zona afetada pelo aquecimento da solda é pequena, protegendo as estruturas vizinhas.

Silva et al. (2008) relatam em seu estudo que, quando um contato íntimo entre as peças a serem soldadas a laser é obtido, diminui-se a possibilidade de distorção pois se exige uma menor quantidade de material. Relata ainda que pelo fato da fonte de energia ser concentrada é possível realizar soldagens de precisão. Assim, o processo de soldagem a laser tem se mostrado um método eficiente para a obtenção de uma melhor adaptação e passividade dos quadros de próteses sobre implantes, propiciando uma reabilitação de maior longevidade clínica.

Outra vantagem da soldagem a laser é a possibilidade de aderir a uma estrutura sem a necessidade de um material de soldagem adicional ou quando ocorre a necessidade de material extra, a mesma liga utilizada para fundição pode ser utilizada no processo de soldagem, mantendo assim as características da liga original, sem reduzir a resistência à corrosão ou a resistência mecânica da união soldada (AGUIAR JÚNIOR et al., 2009).

Recentemente, a soldagem a laser vem sendo cada vez mais utilizada para construir próteses dentárias entre dentistas e técnicos de prótese dentária. Isto é atribuído não só pelas vantagens da soldagem a laser, mas também devido ao aumento do uso de CP Ti ou ligas de titânio para atuais tratamentos dentários. O fator que limita a expansão do uso da técnica de soldagem a laser é o elevado custo do equipamento que foge da realidade dos laboratórios de prótese dentária (SRIMANEEPONG et al., 2008).

A soldagem a laser geralmente oferece maior resistência à corrosão, proporciona maior sustentabilidade às infraestruturas e, em alguns casos, ocorre o aumento das propriedades mecânicas, além de proteger os materiais estéticos adjacentes que têm pontos de fusão mais baixos. A segurança, velocidade e simplicidade deste procedimento de soldagem são apenas algumas vantagens sobre as técnicas de soldagem TIG e brasagem (AL JABBARI et al., 2013).

Bertrand et al. (2001) concluem em seu estudo que, na prótese dentária, a técnica de soldagem a laser minimiza o tempo de laboratório porque é realizada diretamente sobre o modelo mestre, dispensando o material de revestimento. Relatam ainda que este método possibilita soldar muito perto de resina acrílica ou material cerâmico sem dano físico ou alteração de cor.

Entre as desvantagens encontradas para a implementação da soldagem a laser, Watanabe e Topham (2006) relatam o alto custo do equipamento, que contribui para tornar onerosa a confecção de próteses implanto-suportadas com supraestruturas em titânio. Ainda nesse sentido, Aguiar Júnior et al. (2009) relatam a necessidade de uma atmosfera de argônio, a dificuldade em soldar materiais com elevada condutibilidade térmica, bem como a possibilidade de formação de porosidades na junta soldada devido a rápida solidificação da solda. Além disso, Al Jabbari et al. (2013) relatam a complexidade de selecionar os parâmetros do feixe de laser, relativa profundidade de penetração e o requisito para a formação adicional do técnico dentário como limitações da técnica.

Kumar et al. (2012), em seu estudo comparando a técnica de soldagem a laser com brasagem para reparar próteses parciais removíveis de cobalto-cromo, revelaram diferenças na qualidade e quantidade de porosidades nas superfícies soldadas. No processo de brasagem, os autores observaram em dez amostras larga porosidade e aspecto de flocos na superfície da solda, enquanto que na soldagem a laser microporosidades foram vistas, mas muito menor em diâmetro, revelando uma superfície de soldagem uniforme. Esse estudo verificou que a soldagem a laser é um método vantajoso de ligar ou reparar estruturas metálicas protéticas.

Com o aumento na aplicação clínica do uso do laser para a confecção de soldas protéticas nos laboratórios e consultórios odontológicos, os riscos passivos quando não controlados tem sido relatados. Rockwell e Moss (1989) descreveram os riscos da irradiação óptica da luz do laser no processo de soldagem com laser de CO₂. O uso do laser num feixe de configuração aberta, definido como sistema de laser classe IV, de alta potência, pode apresentar riscos durante a operação para olhos e pele, sob as mais comuns condições de exposição. Quando o laser atua direta ou difusamente disperso no ambiente, necessita de

medidas de controle, desde que o operador esteja exposto à difusão ou à reflexão durante a operação. Além dos riscos já citados, o estudo ainda relata que o laser pode apresentar raios não-lasers (anti-lasers) de interesse ocupacional.

4.3.3 Solda TIG - Tungstênio Inerte Gás

O processo TIG (*Tungstein Gas Inert*) caracteriza-se por utilizar como fonte de calor um arco elétrico com corrente contínua ou alternada, com um eletrodo não consumível (carbono ou tungstênio), protegido por uma atmosfera inerte (argônio, hélio ou mistura destes), sendo o argônio o mais utilizado. O uso desta solda é indicado para a maioria das ligas utilizadas na odontologia, com exceção das ligas que contenham Zinco e Berílio (MANSANO, 2007).

A técnica de soldagem TIG tem sido utilizada amplamente na produção industrial do titânio, e recentemente na odontologia para a união de infraestruturas metálicas de próteses fixas múltiplas como uma alternativa a soldagem a laser. Tem suas vantagens devido ao baixo custo (aproximadamente 10 % do valor do equipamento de solda a laser), fácil manuseio, reduzido tempo de procedimento além de excelente resistência mecânica e à corrosão. Tem suas indicações principalmente para soldas a base de Ni-Cr e mais recentemente para ligas de Titânio (SILVA, 2007).

Pantoja et al. (2011) relatam em seu estudo que a técnica de soldagem TIG é um procedimento pontual, porque a energia fornecida para a articulação se dá através do contato do eletrodo de tungstênio com a parte de metal a ser soldado, o que gera um arco elétrico. A profundidade de penetração da solda em amostras com espessura grossa é prejudicada, mesmo quando existe um intervalo entre as partes, devido ao fato de que o eletrodo não atinge a porção central da secção, especialmente nas lacunas delicadas (0,6 milímetros). Nesse contexto, Marques et al. (2005) relatam que a soldagem TIG é um dos processos mais versáteis em termos de espessuras e ligas soldáveis, produzindo soldas de ótima qualidade.

Dentro das soldagens a arco elétrico, podemos destacar a soldagem a plasma e TIG. O processo de união por arco de plasma tem sido utilizado na engenharia como alternativa para o método TIG. No entanto, a soldagem por plasma é bastante complexa e requer equipamento com custo mais elevado se comparado com o processo Tungstênio Inerte Gás. A soldagem TIG pode ser usada na forma manual ou mecanizada, e é considerada como um dos processos de soldagem a arco que permite um melhor controle das condições operacionais, possibilitando a execução de soldas de alta qualidade e excelente acabamento, particularmente

em juntas de pequena espessura (inferior a 10 mm e mais comumente entre 2 e 3mm) (MODENESI et al., 2000).

De acordo com a American Welding Society (1981), as ligas com alto teor de níquel se caracterizam por dissolver quantidades consideráveis de gases formados durante o processo de soldagem, produzindo porosidades na solda, tendo no nitrogênio, no oxigênio, no monóxido de carbono e no dióxido de carbono, os gases responsáveis pela formação destas porosidades. A fim de minimizar esses efeitos que fragilizam a solda, técnicas que evitam a formação de porosidades como a técnica do arco elétrico com proteção de gás inerte (TIG) para as ligas de Ni-Cr são indicadas. Quando se fala da importância do uso de gás inerte de proteção durante a soldagem, Taylor et al. (1998) relatam que o gás inerte é o responsável pela proteção da junta contra a oxidação, devido as suas características não reativas impedindo que tanto a liga de solda quanto o metal a ser soldado entre em contato com o oxigênio durante o processo de soldagem.

Rocha et al. (2006) avaliaram a resistência flexural da soldagem de ligas de titânio, Ni-Cr e Co-Cr, utilizando os métodos TIG e laser, com e sem um material de preenchimento, comparados com um grupo controle em monobloco. Os resultados mostraram que o grupo com soldagem TIG aumentou a resistência quando comparado ao grupo controle. As ligas de Ni-Cr e Co-Cr obtiveram melhores resultados com um material de preenchimento entre os corpos. O autor concluiu que houve uma diferença estatisticamente significativa encontrada entre a solda TIG e o laser com ou sem preenchimento, sendo o grupo TIG mais resistente à flexão. Dessa forma, o método de soldagem TIG apresentou melhores resultados que a soldagem com o laser de Nd:YAG para os três materiais testados.

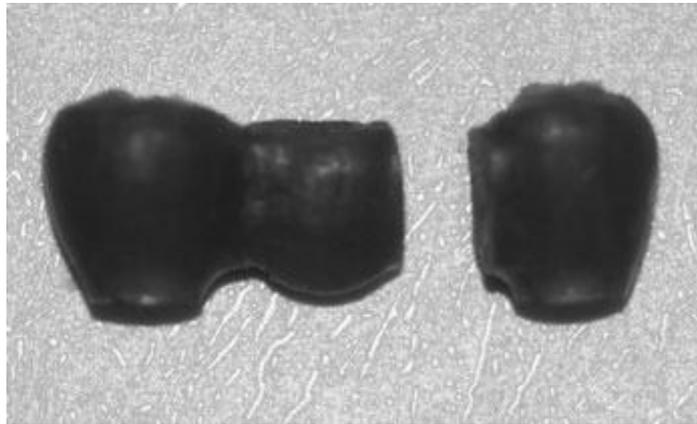
Na atualidade odontológica, os principais métodos de soldagem incluem a soldagem convencional por meio de chama direta e a soldagem a laser. Embora os equipamentos de soldagem a TIG sejam adaptados da engenharia para a odontologia, estes vêm produzindo resultados semelhantes ou até superiores de resistência quando comparados aos outros métodos, despertando o interesse da indústria em desenvolver equipamentos específicos de solda TIG para a odontologia (WANG; WELSCH, 1995; ROCHA et al., 2006).

4.4 TIPOS DE SECÇÃO

A secção da infraestrutura tem por objetivo possibilitar a remoção em posição para soldagem tanto pela área proximal em sentido vertical ou degrau, assim como pelos pânticos (PEGORARO et al., 2013).

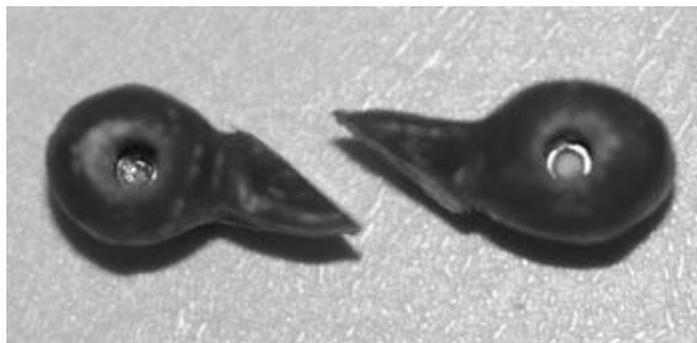
Aguiar Júnior et al. (2009), em seu estudo, relatam que o fator principal relativo à melhora nos níveis de ajuste vertical e de passividade, no grupo de secção diagonal, foi a maior proximidade das áreas seccionadas, pois facilita o processo de soldagem e reduz o volume de metal fundido necessário entre as áreas seccionadas. Dessa forma, muda-se a direção da contração do metal, não forçando os pilares, o que pode ter aumentado os níveis de adaptação. Assim, os resultados desse estudo sugerem que seccionar na diagonal a estrutura reduz os níveis de desajustes protéticos em infraestruturas implanto-suportadas e também melhora significativamente a passividade quando comparado com peças em monobloco.

Figura 5 – Secção transversal proximal em infraestrutura encerada.



Fonte: AGUIAR JÚNIOR et al., 2009, p. 231.

Figura 6 – Secção diagonal no pântico em infraestrutura encerada.



Fonte: AGUIAR JÚNIOR et al., 2009, p. 231.

Adrian e Huget (1977) concluíram em seu estudo que as soldas executadas nos corpos seccionados em 45° foram mais fortes que as soldas nos corpos seccionados perpendicularmente ao longo eixo. Observou ainda porosidades na área fraturada nos grupos

seccionados perpendicularmente ao longo eixo bem como mudanças estruturais somente na área do impacto do laser.

Pegoraro et al. (2013) relatam que para realizar a secção da peça após a fundição, deve-se lançar mão de discos de carborundum que podem ser afinados para reduzir sua espessura, ou ainda pedras de óxidos de alumínio finos. Já no período de escavação para a fundição, o autor apresenta três opções de corte e uma conexão de semiprecisão:

1 - Solda proximal no sentido vertical: Indicada para unir dois ou mais retentores vizinhos por razões mecânicas, de suporte, de retenção, de contenção periodontal ou quando a infraestrutura apresentar superfície oclusal metálica. Área pouco estética e que não fornece uma união satisfatória e duradoura devido à possibilidade de ter pouca área para a solda, além de se restringir ao terço médio da face proximal. A solda na área proximal recebe cargas tensionais do tipo cisalhamento durante a mastigação o que não é suportado adequadamente pelas áreas soldadas.

2 – Solda proximal em degrau: É indicada o mais mesial possível, se distanciando o máximo possível das áreas de maior esforço mastigatório, bem como eliminar as cargas de cisalhamento devido a predomínio das cargas compressivas.

3 – Solda nos pânticos (vertical e oblíqua): É o meio ideal para a obtenção de uma infra-estrutura rígida e resistente, pois oferece uma área ampla para solda, mais próxima do retentor mesial da prótese, não havendo diferença significativa caso seja no sentido vertical ou oblíquo no sentido anteroposterior, embora o corte vertical ainda submeta a solda à forças de cisalhamento.

4 – Conexão por encaixe de semiprecisão: É menos comum sua utilização. É indicada quando é necessário realizar a esplintagem de dentes pilares, principalmente periodontais quando há mobilidade ou quando há discrepâncias de paralelismo entre dentes anteriores e posteriores, sendo dispensado o uso de solda. Pode ser utilizada em caso de pilares extremamente inclinados, mesmo em pequenas próteses, pois não compromete o plano de inserção.

4.5 INTERFACE IMPLANTE/PILAR

Segundo Barbosa et al. (2007, p. 85):

A interface pilar/implante vem sendo relatada como fator significativa na transferência de tensões, nas respostas biológicas adversas ou nas complicações na reconstrução protética. É definida como um espaço onde ocorre a união entre a superfície superior da plataforma do implante e a superfície inferior do pilar. Muitos fatores relacionados à fabricação dos componentes protéticos de implantes e o efeito das fases clínicas e laboratoriais, contribuem para o desajuste clínico da prótese e são inadequados para gerar uma adaptação passiva absoluta entre as mesmas e o implante.

Nas próteses implanto-suportadas, a passividade entre a infraestrutura e o implante deve ser adquirida de forma criteriosa, tendo em vista que nos dentes naturais temos uma distribuição de tensões às custas do ligamento periodontal. Já nas próteses sobre implantes, uma inadequada adaptação pode resultar em afrouxamento ou fratura dos parafusos além da possibilidade de perda e/ou fraturas dos implantes (MANSANO, 2007; PANTOJA et al., 2011). Aguiar Júnior et al. (2009) relatam ainda que essa desadaptação pode ocasionar fratura da infraestrutura ou do material cerâmico, afetar as estruturas biológicas causando perda óssea marginal bem como comprometer a osseointegração.

Jemt (1996) observou em seu estudo que nenhuma prótese do tipo protocolo apresentou completo ajuste passivo na interface implante/pilar, bem como não correlaciona perda óssea marginal com essa desadaptação devido a certa tolerância biológica com pequenos desajustes na interface. Nesse contexto, Branemark et al. (1985), em seu estudo inicial sobre osseointegração, relatam que desadaptações de pilares pré-usinados menores que 10µm são clinicamente aceitáveis. Ainda assim, segundo Taylor e Agar (2002), não existe um perfeito ajuste, devendo o clínico aceitar certo nível de desajuste desde que não apresente grandes fendas que venham a causar danos ao sistema perimplantar.

Waskewicks et al. (1994) observaram em seu estudo, através da análise fotoelástica de próteses fixas sobre implantes, que o corte e a soldagem da infraestrutura eliminam a formação do estresse ao redor dos implantes, tornando os quadros passivos.

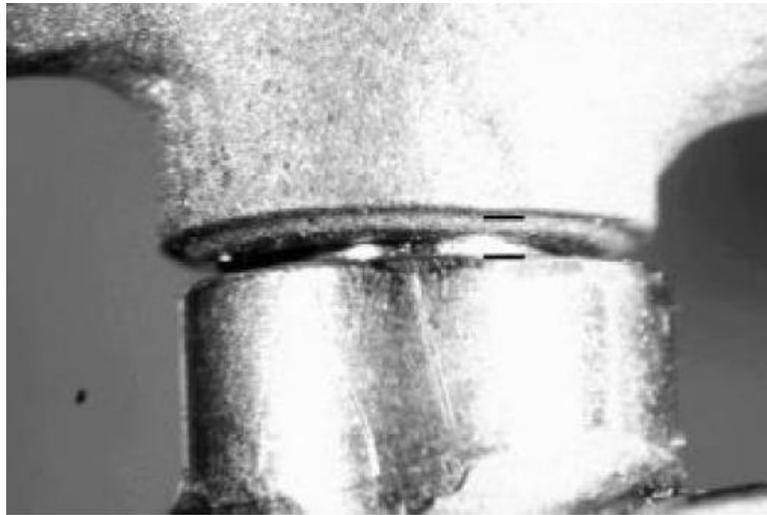
Nesse contexto, Aguiar Júnior et al. (2009) relatam que a distorção pode ocorrer durante o processo de fabricação da infraestrutura da prótese sobre implantes. Procedimentos de moldagem, técnica e material de impressão do modelo mestre e a confecção do padrão de cera estão sujeitos a distorções que podem ser minimizadas com o uso de técnicas de soldagem a laser e/ou eletroerosão.

As infraestruturas de próteses sobre implantes são geralmente confeccionados de titânio devido à sua biocompatibilidade, excelente fadiga, resistência à corrosão, baixa densidade, baixa condutibilidade térmica, relativo baixo custo quando comparados com ligas dentárias de ouro. Várias ligas de titânio são utilizadas por esta razão, sendo que a liga de Ti-6Al-4V é a liga mais utilizada devido à sua resistência e alto desempenho. No entanto, as distorções potenciais podem ser criadas em qualquer passo do processo de fabricação, e o quadro pode ser corrigido através do emprego de procedimentos de soldagem. As ligas de titânio são caracteristicamente difíceis para fundir e soldar por causa do alto ponto de fusão e afinidade forte para gases, como oxigênio, hidrogênio e nitrogênio. Por esse motivo, para soldar titânio e suas ligas é necessário a utilização de um equipamento que emprega

blindagem de argônio na câmara de soldagem. Assim, a técnica de soldagem a laser e TIG, geralmente, são as mais utilizadas quando se trata de titânio (PANTOJA et al., 2011).

A importância de uma interface pilar/implante com um adequado ajuste passivo se dá na distribuição correta das tensões geradas durante o esforço mastigatório entre os implantes pilares e as estruturas de suporte, minimizando o estresse interno excessivo em um implante apenas, e assim, evitam danos aos tecidos biológicos bem como falhas na reabilitação protética (JEMT; BOOK, 1996; SKALAK, 1983).

Figura 7 – Discrepância marginal na interface implante/pilar.



Fonte: SILVA et al., 2008, p. 97.

Para verificar a possível presença de defeitos na adaptação da interface, Barbosa et al. (2007) relatam a utilização de várias técnicas como a tomada radiográfica, pressão digital alternada, visão direta, teste do parafuso e o teste de resistência do parafuso, sendo mais precisos quando utilizados de forma combinada, minimizando a presença de desajustes verticais.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS/CONCLUSÃO

Os três métodos de soldagem apresentam resultados de resistência mecânica sem diferença significativa e superiores as forças médias de mastigação, podendo ser empregados na prática clínica. A dificuldade em reproduzir soldas com alto nível de qualidade no processo de brasagem, devido ao seu alto desvio padrão, acaba trazendo insegurança técnica para o clínico quanto ao seu emprego em reabilitações complexas e que se faz necessário alto índice de adaptação e passividade. Assim, o que define a empregabilidade da solda é o tipo de liga utilizada e suas especificidades, o tipo de prótese e região a ser soldada, espessura do metal base bem como o investimento financeiro a ser realizado.

A vantagem da solda com uso de atmosfera de proteção é a possibilidade de soldar o titânio e suas ligas, o que não pode ser realizado pelo método convencional devido a sua alta reatividade com o oxigênio e o hidrogênio, formando uma camada de oxidação maior que a usual e que pode se desprender facilmente do metal original, tornado a solda inviável.

Outra vantagem da técnica da solda TIG e laser sobre a convencional é o fato de não precisar incluir a peça a ser soldada em revestimento, podendo ser realizada diretamente sobre o modelo de trabalho e assim diminuir falhas provenientes da expansão do material refratário bem como diminuir consideravelmente o tempo de trabalho.

Tanto a solda a laser quanto a solda TIG apresentam relativa limitação na profundidade de penetração, devendo o metal alvo a ser soldado receber um preparo prévio quando com espessura maior que 2 – 3mm respectivamente, além de adequado espaço para a solda, a fim de garantir uma solda de qualidade.

Com a evolução tecnológica, tendo em vista a precisa adaptação das próteses com o advento da solda a laser e com o sistema de processamento CAD/CAM, torna-se necessário uma revisão a respeito da conduta em confeccionar peças únicas fundidas em prótese parcial fixa, devendo sua indicação ser criteriosamente analisada em casos específicos.

Cada vez mais a exigência por próteses fixas e estéticas vem sendo solicitada pelo paciente ao cirurgião-dentista, e com o advento da implantodontia e do uso do titânio na odontologia, complexas reabilitações orais se tornaram possíveis de serem realizadas. Dessa forma, estas devem ser passíveis de receber o emprego da técnica de soldagem mais adequada, para assim minimizar a possibilidade de falhas e aumentar a longevidade clínica da prótese, propiciando um maior bem-estar ao paciente.

REFERÊNCIAS

- ADRIAN, J. C.; HUGET, E. F. Laser welding of a nickel-chromium dental alloy. **Mil. Med.**, Washington, v. 142, no. 4, p. 299 - 301, Apr. 1977.
- AGUIAR JÚNIOR, F. A. et al. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 18, no. 3, p. 230 - 234, Apr. 2009.
- AL JABBARI, Y. S. et al. Effect of Nd:YAG laser parameters on the penetration depth of a representative Ni-Cr dental casting alloy. **Lasers Med. Sci.**, London, v. 30, no. 2, p. 909 - 914, Dec. 2013.
- AMERICAN WELDING SOCIETY. **Introducción a la metalurgia de la soldadura**. Buenos Aires: Ed. Geminis, 198 p., 1981.
- ANUSAVICE, K. J. **Phillips, materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 764 p.
- ANWAR, E. M.; NAGGAR, G. A. Effect of different gap distances on the tensile strength and microstructure of infra-red soldered joints. **Cairo Dent. J.**, Cairo, v. 20, p. 149 - 155, 2004.
- APOTHEKER, H.; NISHIMURA, I.; SEERATTAN, C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. **Lasers Surg. Med.**, New York, v. 4, no. 2, p. 207 - 213, 1984.
- ARAÚJO, P. A. **Contribuição ao estudo das próteses parciais fixas obtidas por soldagem de elementos ou por fundição em um só bloco**. 1969. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1969.
- BARBOSA, G. A. S. et al. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. **Cienc. Odontol. Bras.**, São José dos Campos, v. 10, no. 1, p. 84 - 89, jan./mar. 2007.
- BERTRAND, C. et al. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. **British Dental J.**, London, v. 190, no. 5, p. 255 - 257, Mar. 2001.
- BERTRAND, C. et al. Effect of the combination of different welding parameters on melting characteristics of grade 1 titanium with a pulsed Nd-Yag laser. **Lasers Med. Sci.**, London, v. 22, no. 4, p. 237 - 244, Nov. 2007.
- BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence**, Chicago, 350 p., 1985.
- BYRNE, G. Soldering in prosthodontics--an overview, part I. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 20, no. 3, p. 233 - 243, Apr. 2011.

DENTAURUM, **Laser welding desktop compact**. Deutschland, 2004. Disponível em: <<http://www.dentaurum.de/eng/laser-welding-units-12823.aspx>>. Acesso em 01 jun. 2015.

ENGEL, F. Three quarter crowns: how to construct and apply them. **Dental Items of Interest Pub. Co.**, New York, v. 67, no. 10, 142 p., 1946.

FORNAINI, C. et al. Intraoral laser welding: ultrastructural and mechanical analysis to compare laboratory laser and dental laser. **Lasers Med. Sci.**, London, v. 26, no. 4, p. 415–420, July 2011.

FUSAYAMA, T.; WAKUMOTO, S.; HOSODA, H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one piece casting. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 14, no. 2, p. 334 - 342, 1964.

GIBBS, C. H. et al. Limits of human bite strength. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 56, no.2, p.226 - 229, Aug. 1986.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of prostheses-an initial report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 24, no. 4, p. 472 - 476, Oct. 1970a.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of ceramic fixed prostheses. **Dental Digest**, Chicago, v. 306, no. 9, 1970b.

HAWBOLT, E. B.; MACENTEE, M. I.; ZAHHEL, J. I. The tensile strength and appearance of solderjoints in three base metal alloys made with high- and low-temperature solders. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, no. 3, p. 362 - 367, Sept. 1983.

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.**, Washington, v. 56, no. 2, p. 128 - 134, 1977.

JEMT, T.; LINDEN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 12, no. 3, p. 177-184, 1992.

JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, no. 2, p. 151-158, Mar./Apr. 1996.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, no. 5, p. 620 - 625, Sept./Oct. 1996.

KERNIT, **NTY 60 C compact**. São Paulo, 2009. Disponível em: <<http://www.kernit.com.br/produtos>>. Acesso em: 01 jun. 2015.

KIKUCHI, H. et al. Effect of laser irradiation conditions on the laser welding strength of cobalt-chromium and gold alloys. **J. Oral Sci.**, Tokyo, v. 53, no. 3, p. 301 - 305, Sept. 2011.

KUMAR, S. M. et al. Effects of conventional welding and laser welding on the tensile strength, ultimate tensile strength and surface characteristics of two cobalt–chromium alloys:

a comparative study. **J. Indian Prosthodont. Soc.**, Mumbai, v. 12, no. 2, p. 87 - 93, June 2012.

LEE, S.Y.; LEE, J. H. Effect of soldering techniques and gap distance on tensile strength of soldered Ni-Cr alloy joint. **J. Adv. Prosthodont.**, Seoul, v. 2, no. 4, p. 117 – 121, Dec. 2010.

MANSANO, R. A. de S. **Efeito de diferentes tipos de soldagem na resistência a tração de estruturas de NiCr**. 2007. 79 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2007.

MARQUES, P. V. et al. **Soldagem: fundamentos e tecnologia**. 3. ed. Belo Horizonte: Ed. UFMG, 2005. 363 p.

MODENESI, P. J. et al. TIG welding with single-component fluxes. **J. Mater. Proces, Tech.**, v. 99, no. 1, p. 260 - 265, 2000.

PANTOJA, J. M. et al. Fatigue strength: effect of welding type and joint design executed in Ti-6Al-4V structures. **Gerodontology**, Oxford, v. 29, no. 2, p. 1005 – 1010, June 2011.

PEGORARO, L. F. et al. **Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral**. 2. ed. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 2013. 487 p.

RASMUSSEN, E. J.; GOODKIND, R. J.; GERBERICH, W. W. An investigation of tensile strength of dental solder joints. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 41, no. 4, p. 418 - 423, Apr. 1979.

ROCHA, R. et al. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 17, no.1, p.20 - 23, May 2006.

ROCKWELL, R. J. JR; MOSS, C. E. Optical radiation hazards of laser welding processes. Part II: CO2 laser. **Am. Ind. Hyg. Assoc. J.**, Baltimore, v. 50, no. 8, p. 419 - 427, Aug. 1989.

RYGE, G. Dental soldering procedures. **Dent.Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 2, p. 747-757, 1958.

SCHIFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, no. 6, p. 770 - 776, Dec. 1985.

SHILLINGBURG JUNIOR, H. T. et al. **Fundamentos de prótese fixa**. 4. ed. São Paulo: Ed. Quintessence, 2007. 472 p.

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

SILVA, T. B. et al. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. **Stomatologija**, Kaunas, v. 10, no. 3, p. 96 - 100, 2008.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseo integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, no. 6, p. 843 – 848, June 1983.

SOUZA, P. C. R. D. et al. Soldagem na Odontologia: estudos de uniões soldadas empregando Laser e brasagem. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 54, no. 6, p. 470 – 475, nov./dez. 2000a.

SOUZA, P. C. R. D. et al. Brasagem e soldagem a laser de uma liga Ni-Cr. **Rev. Fac. Odontol.**, São José dos Campos, v.3, no. 2, p. 07 - 16, jul./dez. 2000b.

STACKHOUSE JUNIOR, J. A. Assembly of dental units by soldering. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 18, no. 2, p. 131 – 139, Aug. 1967.

STADE, E. H.; REISBICK, M. H.; PRESTON, J. D. Pre ceramic and post ceramic solder joints. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 34, no. 5, p. 527 - 532, Nov. 1975.

STEINMAN, R. R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 4, no. 3, p. 384 – 394, 1954.

TAMBASCO, J.; ANTHONY, T.; SANDVEN, O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. **J. Dent. Technol.**, Alexandria, v. 13, no. 4, p.23 - 31, May 1996.

TAYLOR, J. C. et al. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, no. 3, p. 291 - 297, Mar. 1998.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, no. 1, p.89 - 95, July 2002.

TEHINI, G. E.; STEIN, R. S. Comparative analysis of two techniques for soldered connectors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, no. 1, p. 16 - 19, Jan. 1993.

WAINER, E. et al. **Soldagem: processos e metalurgia**. São Paulo: Edgard Blucher, 504 p., 1992.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, no. 5, p. 521 - 530, Nov. 1995.

WANG, R. R.; CHANG, C. T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, no. 3, p. 335 - 341, Mar. 1998.

WASKEWICKS, G. A. et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, no. 4, p. 405 – 411, 1994.

WATANABE, I.; TOPHAM, D. S. Tensile strength and elongation of laser-welded Ti and Ti-6Al-7Nb. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 71, no. 1, p. 46 - 51, Oct. 2004.

WATANABE, I.; TOPHAM, D. S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 15, no. 2, p. 102 – 107, Mar./Apr. 2006.

WATANABE, I.; WALLACE, C. Bond strength of gold alloys laser welded to cobalt-chromium alloy. **Open Dent. J.**, Hilversum, v. 2, p. 109 – 113, 2008.

WISKOTT, H. W. et al. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, no. 6, p. 607 - 616, June 1997.

SRIMANEEPONG, V. et al. Comparative study on torsional strength, ductility and fracture characteristics of laser-welded $\alpha + \beta$ Ti-6Al-7Nb alloy, CP Titanium and Co-Cr alloy dental castings. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 24, no. 6, p. 839 - 845, June 2008.