



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE LIGA DE
TITÂNIO SUBMETIDA A SOLDAGENS LASER E TIG,
VISANDO A PRÓTESE DENTÁRIA**

Lorena Marcelino Cardoso

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional em Lasers em
Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Wagner de Rossi
Co-Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques



**São Paulo
2007**

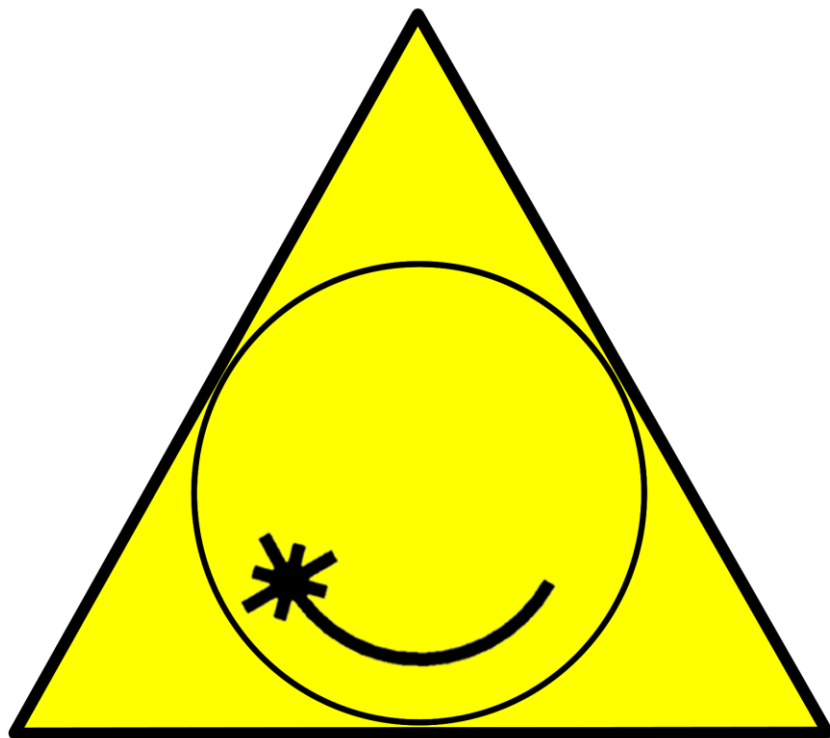
Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

MESTRADO PROFISSIONALIZANTE

LASERS EM ODONTOLOGIA





INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE LIGA DE
TITÂNIO SUBMETIDA A SOLDAGENS LASER E TIG,
VISANDO A PRÓTESE DENTÁRIA**

Lorena Marcelino Cardoso

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional em Lasers em
Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Wagner de Rossi
Co-Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques



São Paulo
2007

Dedico esse trabalho às duas pessoas que, independentemente dos vínculos afetivos, são meus referenciais de vida profissional: à Profa. Dra. Suzana Marcelino Cardoso, minha mãe, e ao meu querido mestre, Dr. Antônio Bacelar de Rezende (*in memoriam*), por sempre primarem pela excelência e dedicarem suas vidas a buscar e compartilhar conhecimentos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wagner de Rossi, não só pela orientação neste trabalho, mas também pela compreensão da importância do mesmo para mim como protesista.

Ao meu Co-orientador, o Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques.

Ao Prof. Dr. José Roberto Berretta por todas as horas dedicadas a esse trabalho, da elaboração do dispositivo de fixação dos corpos de prova à presença esclarecedora no ensaio mecânico.

Ao CCTM (Centro de Ciência e Tecnologia dos Materiais) pelo laboratório de ensaios mecânicos e corte dos corpos de prova, na pessoa do Prof. Dr. Maurício David Martins das Neves (obrigada pelo interesse e tempo dedicado a esse trabalho), também ao Gustavo e ao Eliel.

À oficina do CLA (Centro de Lasers e Aplicações) na pessoa do Paulo, pela confecção do dispositivo de fixação e torneamento das peças após soldagem com adição.

À Andréa e pessoal do CLA, o meu muito obrigada por toda a atenção.

Ao pessoal do LELO (Laboratório Especial de Lasers em Odontologia), muito obrigada.

Ao Gelson Toledo (Toledo Laboratório Dental, Indaiatuba – SP), por todo empenho e disponibilidade na realização das soldagens TIG.

Ao Laboratório Vaiazzi (São Paulo – SP), pelo interesse e realização das soldagens LASER.

À Kernit (Indústria Mecatrônica Ltda., Indaiatuba – Brasil), muito obrigada.

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE LIGA DE TITÂNIO SUBMETIDA A SOLDAGENS LASER E TIG, VISANDO A PRÓTESE DENTÁRIA

Lorena Marcelino Cardoso

RESUMO

O presente trabalho avaliou a resistência à flexão, através de ensaio mecânico de flexão por apoio em três pontos, de liga de titânio-alumínio-vanádio na forma de barras com 2,5 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento, soldadas a LASER (Nd:YAG, Deka – El.En.) e TIG (NTY 60 – Kernit), comparando com o material íntegro. Foram colocadas duas situações passíveis de serem encontradas em prótese: junta sem espaçamento, na qual se buscou soldar toda a secção transversal, e junta com espaçamento de 0,6 mm associada à adição de material (fio de titânio), perfazendo um total de cinco grupos – grupo controle (íntegro), dois grupos LASER, com e sem espaçamento, e dois grupos TIG, com e sem espaçamento. Os parâmetros aplicados foram determinados em ensaio prévio que revelou, no grupo TIG sem espaçamento, uma profundidade máxima de solda de 0,6 mm. O número de amostras por grupo foi de seis (n=6), num total de 30 corpos de prova submetidos ao ensaio mecânico, que foi realizado em máquina de teste Instron a uma velocidade de 0,5 mm por minuto. Os resultados, numa análise estatística, foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e ao procedimento de Holms, que revelaram com nível de significância $p < 0,05$, ser o grupo TIG sem espaçamento de maior resistência à flexão em relação aos demais grupos, seguido dos grupos controle e LASER sem espaçamento (entre os quais não houve diferença estatística) e, por fim, dos grupos LASER e TIG com espaçamento e material de adição (entre os quais também não houve diferença estatística).

FLEXURAL STRENGTH EVALUATION OF TITANIUM ALLOY SUBMITTED TO LASER WELDING AND TIG WELDING, FOR DENTAL PROSTHESES

Lorena Marcelino Cardoso

ABSTRACT

This thesis evaluates flexural strength, through mechanical test of three-point flexural loading, of titanium-aluminum-vanadium alloy in the form of bars with 2,5 mm of diameter and 50 mm long, welded to the LASER (Nd: YAG, Deka - El.En.) and TIG (NTY 60 - Kernit), comparing it with the intact material. Two possible situations in prostheses have been placed to be joined: joint together (with zero gap), in which it was intended to weld all the cross section, and with 0,6 mm gap associated to filler material (titanium). A total of five groups were formed: control group (intact), two LASER groups, with and without gap, and two TIG groups, with and without gap. The applied parameters were determined in a previous essay which showed, in group TIG without gap, a weld's maximum depth of 0,6 mm. The number of samples for each group was six (n=6), in a total of 30 samples that were submitted to the mechanical test. The test was carried through in an Instron testing machine at a speed of 0,5 mm/min. The results, in a statistic analysis, have been submitted to the non-parametric Kruskal-Wallis's test and Holms's procedure, which proved (with a level of significance $p < 0,05$) to be the TIG group without a gap of bigger flexural strength in relation to the other groups, followed by the groups control and LASER without gap (between which it did not have a statistical difference). Finally, for the LASER and TIG groups with gap and filler material which did not have statistical difference.

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 – Solda.....	2
FIGURA 2 – Tensões induzidas numa prótese fixa por esforços de flexão e dobramento, respectivamente. A, ponte fixa e B, pântico em balanço ou <i>cantiléver</i>	14
FIGURA 3 – Esquema do teste de resistência à flexão por apoio em três pontos.....	14
FIGURA 4 – Dispositivo de fixação (A, vista superior; B, vista frontal e C, após redução na lateral).....	18
FIGURA 5 – Tipos de junta empregados.....	19
FIGURA 6 – A, Soldagem LASER superficial e B, soldagem completa.....	21
FIGURA 7 – A, Soldagem TIG com alteração de cor e B, profundidade de soldagem no parâmetro adotado.....	22
FIGURA 8 – Base para o dispositivo (A, vista frontal e B, vista superior).....	23
FIGURA 9 – Esquema representativo de juntas em “X” (A) e em chanfro (B)....	24
FIGURA 10 – Falhas no preenchimento na região de solda LASER.....	24
FIGURA 11 – A, região de solda (TIG) com excesso de material e B, visualização das falhas no preenchimento após torneamento.....	25
FIGURA 12 – (A e B) Dispositivo para ensaio de flexão por apoio em três pontos.....	26
FIGURA 13 – Limitações no deslocamento (setas) no dispositivo para ensaio de flexão empregado.....	26
FIGURA 14 – Diagrama de caixa (<i>boxplot</i>) da tensão de flexão (MPa) de cada grupo.....	30
FIGURA 15 – Geometria da secção transversal na região de solda TIG sem espaçamento (A, foto, B e C, esquema ilustrativo de possíveis posições durante ensaio).....	33

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

	Página
GRÁFICO 1 – Representação do atrito no dispositivo do ensaio de flexão.....	27
GRÁFICO 2 – Carga (Kgf) X Deslocamento (mm).....	28
GRÁFICOS 3 – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no	
-a grupo TIG.....	29
-b grupo LASER.....	29
-c grupo controle.....	29
-d grupo TIG com espaçamento.....	29
-e grupo LASER com espaçamento.....	29
TABELA 1 – Composição da liga de Ti6Al4V utilizada.....	17
TABELA 2 – Composição do fio de Ti utilizado para preenchimento.....	17
TABELA 3 – Estatísticas descritivas (média, desvio-padrão, 1º, 2º e 3º quartis) da tensão de flexão.....	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Graus Celsius (unidade de medida de temperatura)	°C
Micrômetros (10^{-6} m)	µm
Ampère (unidade de medida de intensidade de corrente)	A
Alumínio	Al (símbolo do elemento)
Carbono	C (símbolo do elemento)
Centímetros (10^{-2} m)	cm
Cobalto	Co (símbolo do elemento)
Comercialmente puro	cp
Cromo	Cr (símbolo do elemento)
Densidade de energia	DE
Ferro	Fe (símbolo do elemento)
Grama (10^{-3} Kg)	g
Hidrogênio	H (símbolo do elemento)
Hertz (unidade de medida de frequência)	Hz
Joule (unidade de medida de energia)	J
Quilograma força (1 Kgf = 9,807 N)	Kgf
Quilojoule (10^3 J)	KJ
Amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação	LASER
Metal gás ativo	MAG
Microscopia eletrônica de varredura	MEV
Metal gás inerte	MIG
Minuto (1 min = 60 s)	min
Milímetros (10^{-3} m)	mm
Megapascal (N/mm^2 ou 10^6 Pa, unidade de medida de força/área)	MPa
Milisegundos (10^{-3} s)	ms
Newton (unidade de medida de força)	N
Nitrogênio	N (símbolo do elemento)
Neóbio	Nb (símbolo do elemento)
Neodímio	Nd (símbolo do elemento)
Níquel	Ni (símbolo do elemento)
Nanômetros (10^{-9} m)	nm

Oxigênio	O (símbolo do elemento)
Raio X	RX
Segundos	s
Titânio	Ti (símbolo do elemento)
Tungstênio / gás inerte (arco elétrico com eletrodo de tungstênio em atmosfera de gás inerte)	TIG
Volts (unidade de medida de tensão)	V
Vanádio	V (símbolo do elemento)
Watts (unidade de medida de potência)	W
Tungstênio	W (símbolo do elemento)
Granada de ítrio e alumínio	YAG
Zona afetada pelo calor	ZAC

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
2 PROPOSIÇÃO	4
3 REVISÃO DA LITERATURA	5
4 MATERIAL E MÉTODOS	17
4.1 Material para os corpos de prova.....	17
4.2 Preparação dos corpos de prova.....	18
4.2.1 Dispositivo para fixação dos corpos de prova.....	18
4.2.2 Corte dos segmentos.....	19
4.2.3 Limpeza.....	19
4.2.4 Padronização do espaçamento.....	19
4.2.5 Esquema dos tipos de junta empregados.....	19
4.3 Equipamentos utilizados para a realização das soldagens.....	20
4.4 Ensaios para determinação de parâmetros.....	20
4.4.1 Ensaios para soldagem LASER.....	21
4.4.2 Ensaios para soldagem TIG.....	22
4.5 Soldagem LASER.....	22
4.6 Soldagem TIG.....	24
4.7 Ensaio mecânico.....	25
5 RESULTADOS	28
6 DISCUSSÃO	32
7 CONCLUSÕES	36
8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	37
9 APÊNDICES	38
9.1 Apêndice A – Gráficos do grupo controle.....	38
9.2 Apêndice B – Gráficos do grupo LASER sem espaçamento.....	41
9.3 Apêndice C – Gráficos do grupo TIG sem espaçamento.....	44
9.4 Apêndice D – Gráficos do grupo LASER com adição.....	47

9.5 Apêndice E – Gráficos do grupo TIG com adição.....	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR.....	57

1 INTRODUÇÃO

A realização de soldagens faz parte da história da prótese odontológica. É utilizada com freqüência, sempre que se deseja a união de componentes metálicos, sejam de próteses parciais fixas ou removíveis, sobre dentes e/ou sobre implantes.

Os processos de soldagem foram se desenvolvendo ao longo dos tempos, motivados pelas necessidades tecnológicas: melhoria de processos de soldagem existentes, novas situações, novos materiais, etc. Muitos são os tipos de soldagem empregados para fins odontológicos: solda a ponto, soldagem por brasagem a maçarico, infravermelha, a forno, elétrica, TIG (*tungsten inert gas*) e LASER (*light amplification by stimulated emission of radiation*).

Inicialmente se faz necessário o entendimento de que soldagem é o processo de união de dois materiais metálicos, similares ou não, com ou sem a utilização de material intermediário, pela aplicação de uma fonte de calor; e ao resultado desse processo denomina-se solda. Dentro desse contexto, deve-se reconhecer e conceituar termos comumente aplicados (FIG. 1):

- Metal base – partes metálicas a serem submetidas ao processo de soldagem (material base).
- Brasagem – processo de soldagem no qual o metal a ser adicionado tem temperatura de fusão abaixo daquela do metal base e acima de 450°C.
- Junta – local da união das partes metálicas.
- Cordão de solda – porção fundida do metal da peça soldada e/ou do metal adicionado.
- Zona afetada pelo calor (ZAC) – região adjacente ao cordão de solda, que tem sua estrutura e/ou propriedades alteradas pelo calor aplicado no processo.

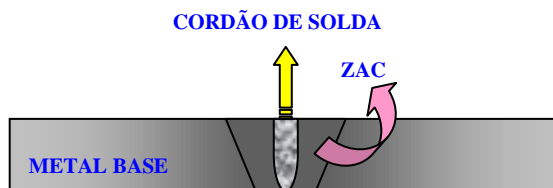


FIGURA 1 - Solda

O processo de brasagem, que emprega como fonte de calor o maçarico, é, reconhecidamente, o mais utilizado nos laboratórios de prótese dentária, por ser dos mais antigos/difundidos e de menor custo. Um exemplo típico do seu emprego diz respeito ao uso na redução de distorções pós-processo de fundição pelo método da cera perdida, em próteses parciais fixas, onde a adaptação pode ser checada por seguimento da prótese, indexada e soldada, recompondo o todo.

Com o advento da implantodontia, na qual as ausências dentárias são supridas por próteses construídas sobre implantes dentários, e a aplicação de novos materiais como o titânio, “exaltado” pela sua biocompatibilidade, baixo peso, resistência à corrosão, baixa condutividade térmica e custo inferior ao das ligas de metais nobres, novas tecnologias foram introduzidas.

Nesse sentido, a introdução de novas tecnologias decorreu de necessidades antigas e novas. Antigas, como a soldagem poder ser realizada em áreas próximas à cerâmica ou resina, sem danificá-las, e correções em faces oclusais e proximais. Novas, como a extrema relevância de um assentamento passivo em uma prótese sobre implantes (não tolerando mais aquelas “pequenas” discrepâncias, muitas vezes compensadas pela presença dos ligamentos periodontais em dentes, e incorrendo no insucesso de muitos trabalhos) e a utilização de novos materiais, como o titânio comercialmente puro (Ti cp) e suas ligas (Ti6Al7Nb, Ti6Al4V, etc.), dos quais não se obtém boa qualidade de solda com os métodos convencionais, pois o titânio é extremamente reativo em altas temperaturas.

Muita ênfase, então, tem sido dada aos processos de soldagem TIG e LASER, pois produzem soldas de qualidade superior à obtida por brasagem a maçarico em ligas como Co-Cr, Ni-Cr e, especificamente, Ti e suas ligas, além de

gerarem pouca distorção na peça a ser soldada (principalmente no caso da solda LASER).

A soldagem TIG consiste em um processo que utiliza como fonte térmica um arco elétrico formado entre um eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada, com proteção local de gás inerte, geralmente um fluxo de argônio, para prevenção de oxidação/inclusões.

A soldagem LASER utiliza como fonte de calor um feixe de luz monocromático, coerente e direcional de alta energia, capaz de ser focado em áreas muito pequenas, produzindo mínima distorção, como já mencionado, e também lança mão da proteção por fluxo de gás inerte, geralmente argônio.

Os equipamentos para soldagem LASER, empregados em prótese odontológica, utilizam um meio LASER sólido de Nd:YAG (*Neodimium: Yttrium Aluminum Garnet* – granada de ítrio e alumínio dopada com neodímio), com comprimento de onda de 1064 nm, na faixa do infravermelho do espectro eletromagnético (não visível). Esse processo, no que se refere ao uso odontológico, ainda é relativamente recente. Na prática, o método e, de modo geral, os parâmetros a serem ajustados são determinados com base na experiência do técnico em prótese dentária, não tendo sido ainda estabelecido um protocolo de trabalho.

Ambas as técnicas, com os últimos equipamentos desenvolvidos, permitem que a soldagem da peça seja realizada no próprio modelo mestre, eliminando etapas antes imprescindíveis, como inclusão em revestimento e pré-aquecimento da peça, que prolongam o tempo solicitado para a realização do procedimento e introduzem variáveis importantes que podem interferir na obtenção de uma maior fidedignidade à situação real em boca.

A maioria dos estudos encontrados na literatura, na história de pouco mais de três décadas da soldagem LASER em odontologia, iniciada por volta de 1970 com Gordon e Smith, avalia as juntas soldadas através de testes de tração. Na cavidade oral, as próteses odontológicas sofrem esforços de flexão (combinação de compressão e tração), dobramento, torção e/ou cisalhamento, além da fadiga a que estão sujeitas com o uso continuado e intermitente. Sendo assim, obter informações a partir de avaliações que se aproximem mais da situação *in vivo* seria, no mínimo, enriquecedor.

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo se propõe a avaliar o desempenho de soldas realizadas com equipamento LASER e com equipamento TIG, em Ti6Al4V, comparando com o metal base íntegro no que tange a resistência à flexão, em circunstâncias que buscam representar situações passíveis de serem encontradas na clínica odontológica.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Nos anos 70, com o aumento do preço do ouro, até então principal material utilizado nas estruturas de próteses fixas e removíveis, foram introduzidas ligas alternativas de menor custo, a exemplo, ligas contendo níquel, berílio, cobalto, etc. na sua composição. Com o passar dos anos, têm sido reportadas questões importantes em relação à capacidade alergênica do níquel ou ao poder carcinogênico do berílio, o que leva à constante busca por materiais biocompatíveis que atendam aos requisitos odontológicos nos aspectos químicos, físicos, estéticos e econômicos (WATAHA, 1996).

O surgimento da implantodontia deu ênfase a estudos que colocaram em evidência no mundo odontológico a biocompatibilidade do titânio e pesquisas começaram a ser feitas com o intuito de avaliar as possibilidades de seu emprego em substituição a ligas de metais nobres, pelo custo ser menor e por ser mais leve, e a ligas de metais básicos, principalmente pela biocompatibilidade e resistência à corrosão (NAKAJIMA; OKABE, 1996).

O titânio (Ti) é um dos dez metais mais abundantes na Terra, possui um alto ponto de fusão, aproximadamente 1670°C, e densidade de 4,51 g/cm³ (muito inferior à do ouro, de 19,32 g/cm³). É altamente reativo em altas temperaturas, tendo grande afinidade por hidrogênio, nitrogênio e oxigênio, os quais podem ser responsáveis por torná-lo mais frágil, de acordo com o teor de inclusão; daí a necessidade de proteção por gás inerte durante seu processamento (ANUSAVICE, 2005). Em temperatura ambiente é recoberto por uma camada de óxido (TiO₂), origem da sua resistência à corrosão, fator diretamente relacionado à sua biocompatibilidade (WANG; FENTON, 1996).

Há outros aspectos relevantes, sob a ótica odontológica, nas propriedades do titânio, a saber, sua baixa condutividade térmica (17 W/m°C, diferentemente dos 301 W/m°C do ouro, segundo Wang e Chang, 1998). Mas há também outras dificuldades, além da sua alta reatividade em altas temperaturas, o seu baixo escoamento, requerendo equipamentos especiais para sua fundição (BERG et al., 1995; BOTEGA, 2005).

O sucesso dos implantes dentários em titânio reforçou a questão da aplicabilidade do titânio para a confecção das próteses, como uma alternativa ao elevado custo do ouro e pelo fato de se constituir no mesmo material do implante, prevenindo-se o estabelecimento de corrosão/corrente galvânica (VENUGOPALAN; LUCAS, 1998).

Wang e Welsch (1995), entretanto, referem ser o Ti cp medicinal de baixa resistência mecânica para longas extensões em próteses parciais fixas, comparado com suas ligas.

Dentre as ligas de titânio, tem-se destacado a de Ti6Al4V que, além da biocompatibilidade (FARIA, 2005 e ÖZEN et al., 2005), apresenta resistência e módulo de elasticidade que a tornam interessante para uso em prótese (TAIRA et al., 1989; MUZILLI, 2004). Ainda em Taira et al. (1989), é referido que a liga de Ti6Al4V apresenta propriedades mecânicas que se assemelhariam às de ligas de Ni-Cr e Co-Cr, exceto pelo módulo de elasticidade (50 a 60% do apresentado pelas ligas de Cr), e, com resistência à corrosão, avaliada por teste que simulou o ataque corrosivo do meio bucal, o qual empregou um meio que seria suficiente para atacar a superfície de ligas como as de Ni-Cr e Co-Cr.

A baixa densidade do Ti6Al4V, assim como o Ti cp, permite que sejam detectadas porosidades de fundição, em estruturas de próteses, através de tomadas radiográficas com equipamentos de RX odontológicos (ZAVANELLI; HENRIQUES, 2001).

Segundo Contreras et al. (2002), após avaliação da adaptação marginal em coroas confeccionadas em Ti cp e Ti6Al4V, comparadas com coroas confeccionadas em liga de prata-paládio, concluiu-se que as mesmas apresentaram adaptação marginal clinicamente aceitável. Fato confirmado por Al Wazzan e Al-Nazzawi (2007), em trabalho que também avaliou a adaptação marginal e a adaptação interna em restaurações fundidas em Ti cp e Ti6Al4V, no qual as restaurações de Ti6Al4V apresentaram significante menor desadaptação marginal que as de Ti cp, mas ambas se apresentaram na faixa clinicamente aceita para longevidade de restaurações (<100 µm).

Diante dos requisitos que o titânio e suas ligas exigem, a questão agora é direcionada à sua soldabilidade, necessidade freqüente em confecção de próteses. Em Nakajima e Okabe (1996), já se atentava para o fato de ser essa uma área na tecnologia dental que não foi bem explorada em profundidade.

Segundo Wainer et al. (2005), os processos de soldagem aplicáveis ao titânio e suas ligas, numa espessura de até 6 mm, são: difusão, atrito, MIG ou MAG, feixe de elétrons, plasma, TIG e LASER. Do ponto de vista de disponibilidade comercial para odontologia e com base nos relatos de resultados obtidos da literatura, no que diz respeito à resistência e deformação resultante (ROGGENSACK et al., 1993; WANG e WELSCH, 1995; NEO et al., 1996; WISKOTT et al., 2001; ROCHA et al., 2006; entre outros), interessam, principalmente, os processos TIG e LASER.

O processo de soldagem a LASER, aplicado em prótese odontológica, emprega equipamento LASER de Nd:YAG, de 1064 nm de comprimento de onda, com proteção por fluxo de argônio. Adaptadas e modificadas de Tambasco et al. (1996) e Souza et al. (2000), as vantagens e desvantagens da soldagem a LASER podem ser enumeradas da forma que se segue:

Vantagens:

- Feixe de alta energia, colimado e focado em área muito pequena (na faixa de alguns décimos de milímetro até ± 2 mm), fator determinante na menor extensão da zona afetada pelo calor (ZAC).
- O calor fornecido é próximo do necessário para fundir o metal, colaborando para uma reduzida ZAC e minimizando distorções na peça.
- Permite a realização de soldas em lugares de difícil acesso.
- Possibilita a soldagem diretamente no modelo.
- Pode ser realizada com ou sem a adição de material, dependendo da proximidade das partes a serem soldadas.
- Pode ser realizada em proximidade de áreas recobertas por cerâmica ou resina.

Desvantagens:

- Limitação quanto à profundidade de solda.
- A peça (ou o modelo com a peça a ser soldada) é sustentada manualmente durante o procedimento de soldagem, o que pode ser encarado como desvantagem sob o ponto de vista de focalização adequada do feixe.
- Alto custo do equipamento.

- Fragilização (aumento na dureza) e formação de porosidades no cordão de solda, devidos à rápida solidificação do metal fundido, que apresenta velocidade de resfriamento da ordem de 10^3 °C/s (LOPES et al, 2004).
- Limitação quanto à soldagem em materiais de alta reflectividade e alta condutividade térmica (a exemplo do ouro, em relação ao comprimento de onda empregado).

Um material de maior condutividade térmica apresenta uma transferência mais rápida do calor aplicado para as regiões adjacentes, requerendo que a mesma energia seja entregue em uma maior velocidade para se obter a fusão da forma desejada. Já com relação à reflectividade, um material de maior reflectividade vai refletir mais, ou seja, absorver menos a energia que está sendo irradiada no local, requerendo uma quantidade maior de energia para o mesmo objetivo.

Os relatos de estudos abordando a soldagem a LASER, voltada para a prótese odontológica, iniciaram-se em 1970, com Gordon e Smith. Esse estudo empregou soldagens LASER em próteses fixas e removíveis de precisão, realizadas no próprio modelo mestre, possibilitando menor grau de distorção do que quando a peça é transferida para modelo refratário necessário à brasagem, ou próximas a área com resina, sem causar-lhes danos. Os critérios de avaliação foram facilidade de assentamento da peça e se não haveria falha na região de solda em uso normal, por um período de 6 a 20 meses, cujo resultado foi o sucesso dos trabalhos. Os autores concluem sobre a resistência ser semelhante ao material de base e ressaltam sobre o menor tempo necessário à soldagem LASER que no método convencional (alguns minutos contra 2,5 horas, respectivamente).

Preston e Reisbick, já em 1975, colocavam que a fusão a LASER de ligas não preciosas é superior à realizada do modo convencional, podendo resultar em uma resistência à tensão próxima daquela do metal base. Enquanto que, para ligas nobres, o modo convencional parece ser igual ou superior ao LASER.

Segundo Sjogren et al. (1988), em estudo que avaliou a resistência à tração de barras em Ti cp graus 1 e 2 (com diâmetros de 2 e 5 mm) soldadas a LASER, com diferentes parâmetros, comparando-as com o material íntegro e com barras em liga de ouro tipo 3 soldadas pelo método convencional (maçarico),

dependendo dos parâmetros LASER empregados, pôde-se obter valores, para as propriedades mecânicas estudadas, mais favoráveis que os obtidos para as barras em ouro soldadas por brasagem a maçarico.

Roggensack et al. (1993), avaliando as técnicas de soldagem a LASER e plasma em Ti cp grau 2 , através de ensaio de fadiga, dureza e da análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV), concluíram que a resistência do material soldado era cerca de 40% inferior ao material íntegro para ambos os processos, que a soldagem LASER tem a vantagem de apresentar menor ZAC (fato que está associado à menor distorção) e que a solda, na secção transversal, foi incompleta (profundidade atingida de 0,7 mm).

Em Yamagishi et al. (1993), foi comparada a efetividade de soldagens a LASER em titânio, em atmosfera de argônio ou de ar, através de MEV, ensaio de resistência à flexão e de dureza Vickers. Ficaram evidentes os melhores resultados para as soldas realizadas em atmosfera de argônio e com as maiores potências, nesse caso se aproximando em resistência do material de base. Houve aumento de dureza em todas as soldas e proporcionalmente ao aumento na potência. Os autores atentam para o fato de que o futuro da soldagem LASER em Ti e outros metais utilizados em odontologia dependerá da aquisição de maiores conhecimentos sobre os corretos parâmetros de irradiação para soldagem em cada tipo de metal.

Berg et al. (1995), em trabalho que avaliou as propriedades mecânicas, através de teste de tração, do titânio fundido e pré-fabricado soldados a LASER e também comparado a liga de ouro tipo IV, ressaltaram a questão de que a presença de porosidades na solda é fator importante na sua resistência e não encontraram diferença significativa, em termos de resistência, entre o Ti fundido e o pré-fabricado, soldados a LASER, e o ouro soldado por brasagem.

Chai e Chu, em 1998, realizaram estudo com o objetivo de obter parâmetros ótimos para soldagem LASER em Ti cp grau 1 fundido usado em restaurações dentais. Foram empregados diferentes parâmetros de tempo e voltagem, pois nos equipamentos para soldagem LASER disponíveis para laboratórios de prótese, a voltagem controla a energia (e está diretamente relacionada à profundidade de soldagem) e a duração do pulso está relacionada ao diâmetro da poça de fusão. As soldagens se iniciaram com 4 pontos diametralmente opostos, no intuito de compensar a concentração de stress

durante o processo. Foi utilizada sobreposição de 60 a 70% dos pontos. Após soldagem, as juntas que exibiram brilho prateado na superfície foram aprovadas e os corpos de prova submetidos a teste de tração. Os grupos submetidos a altas voltagens apresentaram áreas menos frágeis que o grupo de menor voltagem. As juntas soldadas a LASER obtiveram propriedades mecânicas superiores em comparação com o metal íntegro, para parâmetros ótimos de soldagem para Ti cp grau 1, ou seja, se as condições de soldagem LASER forem adequadas, as barras de Ti fundido soldadas não serão mais frágeis ou perderão sua elasticidade.

Em estudo longitudinal de cinco anos, realizado por Ortop et al. (1999), que avaliou estruturas protéticas em Ti soldadas a LASER e suportadas por implantes em mandíbula edêntula, comparadas com estruturas protéticas fundidas em liga áurica, concluiu-se que as primeiras apresentaram resultados satisfatórios. Os autores destacam que a performance do grupo teste melhorou após os clínicos terem adquirido mais experiência com a técnica.

Também em estudo longitudinal de cinco anos, Jemt et al. (2002) avaliaram, clínica e radiograficamente, próteses fixas em titânio, implanto-suportadas na maxila edêntula, soldadas a LASER e comparadas com estruturas convencionais em liga áurica. Os autores concluíram que as próteses em Ti soldadas a LASER apresentaram performance clínica similar às estruturas convencionais.

Liu et al. (2002) submeteram corpos de prova em Ti cp grau 2, após jateamento com óxido de alumínio de 50 μm e limpeza em ultrassom com acetona por 5 min, a soldagem LASER e teste de tração. Na determinação de parâmetros, os autores observaram que, para uma tensão constante, a maior profundidade ocorreu com duração de pulso entre 4 e 10 ms (com tendência a maior profundidade em torno de 7 ms) e diâmetro do feixe na região de foco de 0,4 a 0,8 mm. Com a duração do pulso constante, a maior profundidade ocorreu com o aumento da tensão e diâmetro do feixe na região de foco entre 0,4 e 1,0 mm. Concluiu-se que, sob condições apropriadas, a resistência da junta é similar ao material de base.

A qualidade dos resultados obtidos com a técnica de soldagem a LASER varia na dependência de parâmetros físicos (como energia, duração de pulso, taxa de repetição, diâmetro do feixe) e humanos (habilidade técnica do

operador, visão e conhecimento técnico sobre o equipamento) empregados, além da já salientada questão proporção soldada *versus* não soldada da secção transversal da peça, ou, em outras palavras, profundidade de penetração da solda. Os fatores que conhecidamente influenciam na profundidade de penetração, inerentes ao material são: absorção e reflectividade, do LASER utilizado no metal em questão, e condutividade térmica. Um parâmetro, relativo ao equipamento LASER, que pode ter influência negativa na reprodutibilidade dos procedimentos de soldagem é a variação na distribuição de energia no feixe LASER (modo transversal). Quando a energia é suficiente para a soldagem completa, a ruptura é controlada apenas pelas propriedades da zona de soldagem (BERTRAND et al., 2004).

De acordo com Baba e Watanabe (2005), em estudo que avaliou a profundidade de penetração da solda a LASER em Ti cp, Ti6Al4V, Ti6Al7Nb, cobalto-cromo e ouro tipo IV, com a aplicação de vários parâmetros, variando voltagem (160 a 340 V) e diâmetro do feixe na região de foco (0,4 a 1,6 mm) e mantendo o tempo fixo em 10 ms, concluiu-se que, para diâmetros do feixe na região de foco inferiores a 1,2 mm, há aumento significativo na profundidade de penetração para o Ti e suas ligas com o aumento da voltagem, o aumento da penetração com a diminuição do diâmetro do feixe se explica pelo aumento da densidade de energia, o Ti6Al4V requer um pouco mais de energia que o Ti cp, e que energias muito altas podem aumentar o número de porosidades e, conseqüentemente, diminuir a resistência. Energia muito baixa não vai ser suficiente para fundir o metal e, por outro lado, energia alta demais vaporiza o metal. Os autores (p. 64), inclusive, assim se expressam: “selecionar adequadas condições, para a soldagem LASER obter suficiente penetração de acordo com a espessura do metal, é importante quando se solda prótese”.

Em 2006, Watanabe et al. realizaram estudo para avaliar a penetração do LASER de Nd:YAG em Ti cp grau 2 e liga áurica com diferentes preparos de superfície: pintada com marcador preto, jateada com óxido de alumínio de 50 µm e superfície polida como espelho. As superfícies preparadas com marcador preto e as jateadas exibiram, significativamente, maior profundidade de penetração. A penetração em Ti foi superior a em liga áurica, o que se justifica pelas características de cada material (condutividade térmica, reflectividade no comprimento de onda).

Quanto ao processo de soldagem TIG, soldagem a arco elétrico com eletrodo de tungstênio em atmosfera de gás inerte, comparativamente com as vantagens e desvantagens do LASER, pode-se salientar:

- Custo mais acessível de equipamentos encontrados atualmente.
- Produz uma quantidade maior de calor, o que resulta em uma maior ZAC e maior possibilidade de distorções na peça.
- A peça é fixada mecanicamente no momento da soldagem (NTY 60 – Kernit), o que confere maior estabilidade à peça.
- Eletrodo de tungstênio (W) deve ser posicionado verticalmente em relação à área a ser soldada, em função da direção do fluxo de argônio.
- Eletrodo de W deve estar o mais próximo possível da região a ser soldada, mas sem tocá-la, a fim de reduzir a possibilidade de contaminação por tungstênio na região.

Segundo Wang e Welsch (1995), em estudo que comparou soldagens por processos TIG, LASER e infravermelho ao material íntegro, em Ti cp grau 4 e Ti6Al4V, através de testes mecânicos de microdureza Vickers e tração, pode-se concluir que: o Ti6Al4V exibiu maior resistência à tração que o Ti cp (independente do método de união), todas as peças soldadas apresentaram menor resistência à tração que as peças íntegras (em ordem decrescente de resistência: peças íntegras, com soldagem TIG, LASER e infravermelha), houve aumento de microdureza em todas as soldas e que a maior porção, interior da secção transversal, de todas as juntas soldadas a LASER não foi fundida/soldada. Tal estudo ressaltou, sobre a questão, que a baixa resistência à tração das amostras soldadas a LASER se deve, em parte, à soldagem incompleta. Ressalta-se também que a sobreposição de pontos na soldagem LASER é essencial, do contrário, pequenas áreas não soldadas, entre uma área de fusão e outra, podem funcionar como microtrincas num esforço de fadiga.

Em Neo et al. (1996), em trabalho que avaliou juntas de Ti cp grau 2 soldadas a LASER e TIG, antes e após tratamento térmico simulando a queima da porcelana, também se evidenciou maior resistência à tração em juntas soldadas por processo TIG que por LASER, além da profundidade da solda LASER não atingir todo o diâmetro da peça. A soldagem incompleta e a presença de cratera de solda, no LASER, introduzem entalhes nos espécimes que

funcionam como concentradores de stress, resultando em falha. Mesmo assim, de acordo com os achados desse trabalho, a resistência a tensão do Ti soldado é mais alta que a apresentada por soldagens convencionais em ligas nobres, altamente nobres e de metais básicos.

Com base em estudo realizado por Taylor et al. (1998), avaliando a resistência de juntas de Ti6Al4V fundido, com diferentes espaçamentos (0,25, 0,50, 0,75 e 1,0 mm) e mesmo material de adição, soldadas por equipamento TIG e submetidas a teste de tração, não houve diferença significativa entre as configurações.

Wiskott et al. (2001), com uma análise microestrutural, avaliaram peças de Ti cp soldadas por quatro métodos: LASER, TIG, feixe de elétrons e brasagem com infravermelho, submetidas à tração e fadiga. O referido trabalho concluiu que, excetuando-se o LASER, os demais processos geraram significativas ZACs, e, também, que dureza não é um bom indicador de resistência mecânica, pois, apesar de se ter observado maior dureza no grupo TIG, que apresentou a maior resistência a tração, em contrapartida também apresentou a menor resistência a fadiga.

Rocha et al. (2006) avaliaram a resistência à flexão em Ti cp e em ligas de Co-Cr e Ni-Cr, submetidos aos processos de soldagem LASER (sem e com material de adição, fio de Ti cp de 0,4 mm de diâmetro) e TIG, comparando-os com o material íntegro. Para as soldagens LASER, sem adição, os parâmetros utilizados foram 6,58 KJ/cm² e 10 ms, para Ti, e, 7,49 KJ/cm² e 12 ms, para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, já na com adição o parâmetro foi 2,3 KJ/cm² e 8 ms para todos os materiais. Os parâmetros empregados na soldagem TIG foram 10 V, 15-20 A e 12 s. Concluíram que o grupo TIG apresentou a maior resistência e que os grupos LASER foram inferiores aos demais, sendo que o grupo LASER com adição apresentou melhores resultados que o grupo LASER.

Hart e Wilson (2006), em estudo sobre juntas de Ti soldadas em extensões em balanço (*cantilevers*) de próteses implanto-suportadas, utilizando as soldagens TIG e LASER e material de adição (Ti cp grau 2), tendo-as submetido a teste de resistência à flexão e de resistência à fadiga, concluíram que a resistência das juntas em *cantilever* soldadas a LASER foi melhorada com o uso de material de preenchimento. E afirmaram que a soldagem TIG, com

eficiente fluxo de argônio, pode ser usada em situações nas quais uma alta resistência na junta é requerida.

Para uma comparação real da qualidade de soldas em peças, realizadas por processos de soldagem a LASER e TIG, o ideal é que as soldas atingissem toda a espessura do metal para ambos.

A questão que se segue, na comparação da qualidade das soldagens, diz respeito ao tipo de ensaio mecânico empregado nessa avaliação.

Segundo Anusavice et al. (1985) e Chaves et al. (1998), testes de tração são os mais usuais na avaliação da efetividade em soldagens, entretanto esforço de flexão é o principal esforço sofrido por uma prótese odontológica durante seu uso clínico (FIG. 2) e, nesse caso, um ensaio mecânico de resistência à flexão deveria ser a primeira escolha.

Para tanto, um método passível de ser empregado na avaliação da resistência à flexão é o dobramento por apoio em três pontos, com aplicação de carga no ponto central, região da soldagem (FIG. 3).

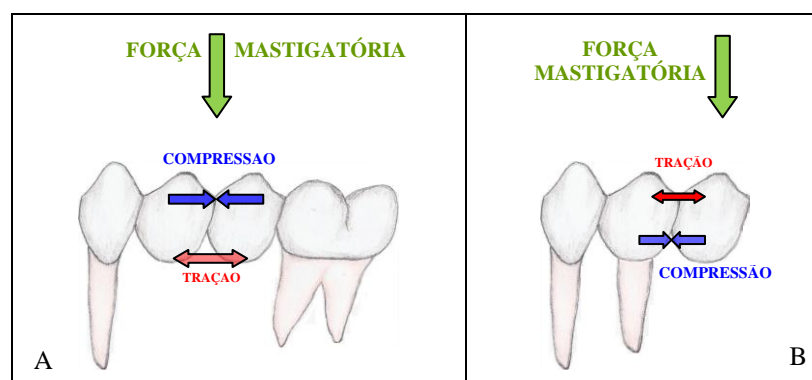


FIGURA 2 – Tensões induzidas numa prótese fixa por esforços de flexão e dobramento, respectivamente. **A**, ponte fixa e **B**, pântico em balanço ou *cantilêver*.

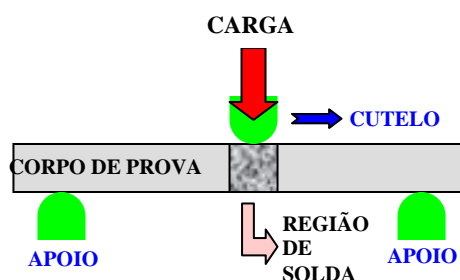


FIGURA 3 – Esquema do teste de resistência à flexão por apoio em três pontos.

Ainda são poucos os trabalhos na literatura empregando ensaio de flexão por apoio em três pontos para avaliações relativas a soldagens em metais e ligas utilizados em odontologia. Apenas um pequeno percentual deles avalia o Ti cp, em relação a soldagens efetuadas, e não há registro de trabalho avaliando Ti6Al4V nesses termos.

Anusavice et al. (1985), em trabalho que avaliou através de teste de flexão por apoio em três pontos a resistência de juntas soldadas a maçarico em ligas a base de Ni-Cr, utilizaram-se de corpos de prova de secção retangular (5 x 5 mm) com 25 mm de comprimento total. O teste foi realizado em máquina universal de ensaios mecânicos, a uma velocidade de 0,25 mm/min, a distância entre os apoios da base foi de 20 mm e o diâmetro dos apoios de 2,8 mm. Foram representadas soldagens com duas condições de espaçamento (0,25 mm e 0,51 mm) comparadas ao material íntegro e com número de amostras por grupo de cinco (n=5). A tensão de flexão foi calculada empregando-se a carga no início da deformação plástica ou no ponto de fratura, a de menor valor. Obtiveram-se tensões de flexão em corpos de prova íntegros variando entre 444 MPa e 1125 MPa, e, soldados a maçarico, variando de 197 MPa a 758 MPa.

Ueno (1993), na sua dissertação de mestrado que avaliou a resistência ao dobramento de juntas a base de Ni-Cr, soldadas por processos TIG e convencional a maçarico, concluiu ser o processo de soldagem TIG superior ao maçarico em termos de resistência ao dobramento. Foram empregados corpos de prova de secção retangular (5 X 5 mm), comprimento total de 30 mm e em número de amostras de dez por grupo (n=10), os cilindros de apoio da base possuíam 6 mm de diâmetro e distavam em 20 mm, e, o ensaio foi executado em máquina universal (dinamômetro Kratos), a uma velocidade de 0,4 mm/min até a ruptura da junta. Foi, então, registrada a carga (em Kgf). Os grupos soldados a maçarico apresentaram maior desvio padrão, ou seja, maior dispersão nos resultados.

Para avaliação de soldagem LASER em Ti cp, Yamagishi et al. (1993), se utilizaram de corpos de prova com as seguintes dimensões: 30 mm de comprimento e 5 X 1 mm de secção transversal. A distância entre os apoios da base para o ensaio de dobramento por apoio em três pontos foi de 20 mm, a velocidade de 0,5 mm/min e o número de amostras por grupo de cinco. Foi relatada resistência ao dobramento de $687,3 \pm 8,8$ MPa.

Chaves et al. (1998), empregando corpos de prova com 20 mm de comprimento total e 3 mm de diâmetro em ligas de paládio e uma liga de ouro-paládio, soldadas por três métodos – maçarico, infravermelho e forno –, em ensaio de flexão por apoio em três pontos executado em máquina universal de ensaios mecânicos a uma velocidade de 0,25 mm/min, com distância entre os apoios da base de 12,5 mm e com número de amostras por grupo de dez (n=10), obtiveram tensões de flexão médias entre 755,48 MPa e 902,4 MPa. A carga utilizada para o cálculo da tensão de flexão correspondeu ao ponto no limite de proporcionalidade (antes do ponto inicial de deformação não linear) ou ao ponto de falha/fratura, o de menor valor, representados em gráfico de carga *versus* movimento do cutelo.

Já em Rocha et al. (2006), foram utilizados corpos de prova cilíndricos com 3 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento confeccionados em Ti cp, Ni-Cr e Co-Cr, com soldagens LASER (com e sem material de preenchimento) e TIG, em número de cinco amostras por grupo, submetidos a teste de resistência à flexão em máquina universal de ensaios mecânicos, a uma velocidade de 0,5 mm/min, com a carga aplicada até a deformação plástica ou fratura (o que ocorresse primeiro). Para o Ti cp se observou resistência à flexão de 1302 ± 27 MPa em corpos de prova íntegros, 1069 ± 187 MPa em soldados a LASER, 1609 ± 90 MPa em soldados a TIG e 1224 ± 27 em soldados a LASER com adição de material. Para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr o resultado foi, respectivamente, 1488 ± 176 MPa e 2654 ± 64 MPa para íntegros, 460 ± 276 MPa e 464 ± 70 MPa para soldagem LASER, 1759 ± 559 MPa e 2665 ± 281 MPa para soldagem TIG, e, 1370 ± 81 MPa e 1492 ± 197 MPa para soldagem LASER com adição de material.

Dessa forma, buscando-se aproximar cada vez mais as situações experimentais das situações reais (*in vivo*) e a melhor performance possível, do ponto de vista técnico, poder-se-á encontrar respostas mais coerentes e contribuir na melhoria da qualidade dos trabalhos de prótese, na odontologia e, conseqüentemente, na qualidade de vida do paciente usuário de prótese.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente trabalho, no intuito de avaliar o desempenho de soldagens realizadas com equipamentos LASER e TIG, comparou peças de Ti6Al4V, soldadas, com o material íntegro, através de ensaio de resistência à flexão, se utilizando de corpos de prova cilíndricos de 2,5 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento. As soldagens foram realizadas considerando-se duas situações: juntas paralelas sem espaçamento e juntas paralelas com espaçamento de 0,6 mm (equivalente à espessura de um disco de corte de carborudum, muito utilizado em odontologia para seccionar peças metálicas) mais adição de material.

4.1 Material para os corpos de prova

O material que se constitui nos corpos de prova é Ti6Al4V ELI (ASTM F136, REALUM – Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas Ltda., TAB. 1) na forma de barras cilíndricas, pré-fabricadas, com 2,5 mm de diâmetro, no intuito de minimizar variáveis relativas ao processo de fundição por cera perdida utilizado em odontologia, que não apresenta boa reprodutibilidade.

TABELA 1 – Composição da liga de Ti6Al4V utilizada

<i>ELEMENTO</i>	<i>N</i>	<i>C</i>	<i>H</i>	<i>Fe</i>	<i>O₂</i>	<i>Al</i>	<i>V</i>	<i>Ti</i>
TEOR (%)	0,007	0,004	0,003	0,150	0,090	6,250	4,220	Bal.

Para material de adição ou preenchimento, foi utilizado fio de Ti cp grau 2 (ASTM F67, REALUM – Indústria e Comércio de Metais Puros e Ligas Ltda., TAB. 2), com 0,4 mm de diâmetro, segundo recomendações em Oda e Okabe (1996) e por ser o material comercialmente empregado nos laboratórios de prótese para tal finalidade.

TABELA 2 – Composição do fio de Ti utilizado para preenchimento

<i>ELEMENTO</i>	<i>N</i>	<i>C</i>	<i>H</i>	<i>Fe</i>	<i>O₂</i>	<i>Ti</i>
TEOR máx. (%)	0,03	0,08	0,015	0,30	0,25	Bal.

A opção pela forma cilíndrica dos corpos de prova se deve ao fato de ser a forma não complexa que mais se aproxima da realidade clínica e a que menor resistência oferece no tipo de ensaio mecânico proposto (SOUZA, 1982).

A escolha do diâmetro de 2,5 mm para os corpos de prova, além de ser uma situação passível de ser encontrada na clínica, se baseou em relatos da literatura sobre equipamentos de soldagem LASER conseguirem uma profundidade máxima de penetração da solda em torno de 1,5 mm em Ti, o que, em tese, permitiria a obtenção de uma soldagem de toda a secção.

4.2 Preparação dos corpos de prova

Foram utilizados 30 corpos de prova: seis para soldagens LASER (**LAS**), seis para TIG (**TIG**), seis para controle sem solda (**CONT**), seis para soldagem LASER com espaço de 0,6 mm mais material de adição (**Lad6**) e seis para soldagem TIG com espaço de 0,6 mm mais material de adição (**Tad6**), todos submetidos a teste de resistência à flexão, num total de cinco grupos, com número de amostras por grupo de seis ($n=6$). O grupo **CONT**, ou grupo controle, oferece valores de referência, pois os corpos de prova estão íntegros (sem solda).

4.2.1 Dispositivo para fixação dos corpos de prova

Foi elaborado um dispositivo metálico para fixação dos corpos de prova, a fim de estabilizar as barras tanto no momento de corte, para redução da formação de rebarbas e cortes em paralelo, quanto na soldagem (FIG. 4).

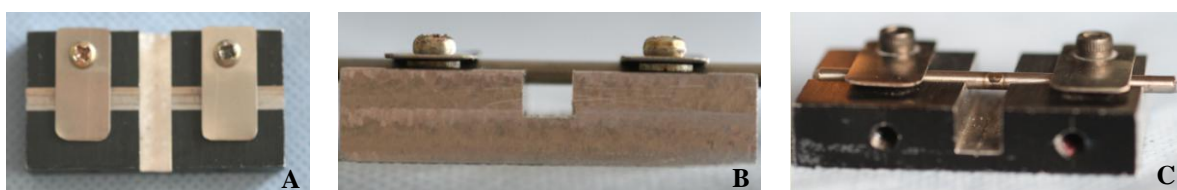


FIGURA 4 – Dispositivo de fixação (**A**, vista superior; **B**, vista frontal e **C**, após redução na lateral).

Um dos lados do dispositivo foi reduzido, de forma a que uma pequena parte de uma das extremidades do corpo de prova permanecesse externa, facilitando o seu girar durante os procedimentos de soldagem (FIG. 4 – C).

4.2.2 Corte dos segmentos

O corte das barras para comporem os corpos de prova, nas dimensões de 50 mm (grupo controle) e 25 mm (segmentos para soldagem), foi realizado por máquina de corte ISOMET 2000 (Boehler, USA), com disco diamantado e sob refrigeração a água, no intuito de minimizar possíveis danos térmicos ao material na região.

4.2.3 Limpeza

A limpeza dos corpos de prova e do material de adição, previamente à soldagem, foi feita através de ultrassom com acetona por cinco minutos (baseado em Liu et al., 2002 e no Metals Handbook) e, após esse procedimento, deixados secar de forma espontânea. Além da limpeza do material da forma descrita, os técnicos que realizaram as soldagens fizeram uso de luvas de látex durante o procedimento, a fim de evitar que o material e região a soldar fossem engordurados.

4.2.4 Padronização do espaçamento

A padronização do espaço para soldagem com material de adição teve o intuito de simular o distanciamento gerado entre as partes de uma peça protética seccionada com disco de corte de carborudum de 0,6 mm de espessura, situação freqüente nos laboratórios de prótese dentária. O espaçamento foi realizado com a interposição de um feixe de tiras de poliéster (de espessura conhecida de 0,05 mm cada) com espessura total de 0,6 mm, os segmentos foram fixados e, o espaçador, retirado.

4.2.5 Esquema dos tipos de junta empregados (FIG. 5)



FIGURA 5 – Tipos de junta empregados.

4.3 Equipamentos utilizados para a realização das soldagens

Para as soldagens LASER foi empregado equipamento LASER de Nd:YAG DW 400 GS (DEKA – El.En, Firenze – Italy). Os parâmetros programáveis, nos equipamentos para soldagem LASER, empregáveis em laboratórios de prótese dentária, de modo geral, são: tensão, duração de pulso e taxa de repetição. No equipamento em questão, além da tensão (200 a 450 V, com intervalos de 10 V), taxa de repetição (pulso único ou de 0,5 a 10 Hz, com intervalos de 0,1 Hz) e duração de pulso (1 a 25 ms), também se pode ajustar o diâmetro do feixe na região de foco (0,25 a 2,5 mm).

Na soldagem TIG, utilizou-se o equipamento NTY 60 (Kernit, Indústria Mecatrônica Ltda., Indaiatuba – Brasil). Esse equipamento pode ser programado em relação a três aspectos: tempo, potência e modo. O tempo vai do número 1 ao 9. A potência do número 1 ao 5. E há a opção por dois modos: “normal” e “pulso”.

4.4 Ensaios para determinação de parâmetros

Para as soldagens com adição de material, os parâmetros utilizados foram escolhidos pelos técnicos que as realizaram, com base na experiência de cada laboratório de prótese e destacando-se o fato de que a grande maioria das solicitações de soldagens em prótese, que neles chegam, requer adição de material. Também vale salientar que muitas vezes são necessárias alterações nos parâmetros durante o procedimento de soldagem por adição, por exemplo, para correção de pequenos defeitos na superfície.

Já para as soldagens de toda a secção na junta justaposta, foram realizados ensaios previamente à escolha do parâmetro ideal, no que se refere à profundidade atingida com a solda e qualidade visual da mesma. Eles procederam, basicamente, da seguinte forma:

1. Foram selecionadas tensões/“potências” usuais e de maiores valores.
2. Corpos de prova soldados foram fraturados e observados a olho nu.
3. Foram selecionados os parâmetros que obtiveram maior profundidade de solda em associação a um aspecto visual prateado dessa solda (cor original, sem amarelar ou azular, o que implicaria em contaminação da liga de Ti por elementos presentes no ar atmosférico/ambiente, formação de óxidos não desejados).

4.4.1 Ensaio para soldagem LASER

Foram realizadas, inicialmente, soldagens com os seguintes parâmetros: 380 V, 390 V, 400 V, 410 V, 420 V e 430 V e tempo fixo em 7 ms (por ter sido um tempo associado à boa penetração em Ti, segundo LIU et al., 2002). Diâmetro do feixe na região de foco fixo em 0,9 mm (valor sempre utilizado pelo técnico que operava o equipamento, com o qual estava habituado) e no modo pulso único, no qual o técnico é o responsável pelo disparo do pulso (pulso a pulso).

Ao fraturarem-se as amostras, verificou-se que o máximo de penetração atingida não ultrapassava os 0,6 mm (FIG. 6 – A), para as maiores tensões, fato não compatível com o esperado do equipamento. A assistência técnica foi solicitada e verificou-se que a lente estava suja, fato devido a respingos de metal, por exemplo, gerados durante procedimento de soldagem (material ejetado) e que absorvem parte da energia emitida antes que ela atinja seu objetivo. Em seguida à adequação do equipamento e após verificar-se que o valor de energia exibido equivalia ao mensurado, na região de foco, por dispositivo $\pm 10\%$ (dado fornecido pela assistência técnica), os procedimentos de soldagem para o ensaio foram refeitos.

Buscou-se uma sobreposição de pontos de 80% (Bertrand et al., 2001), pois resulta em melhores profundidade de solda e cobertura da região, em função da geometria do ponto (gaussiana).

Observou-se, então, que a combinação de parâmetros (ajustáveis no equipamento) que exibiu soldagem completa de toda a secção do corpo de prova, após a fratura para observação, foi: 430 V, 7 ms e diâmetro do feixe na região de foco de 0,9 mm (FIG. 6 – B).

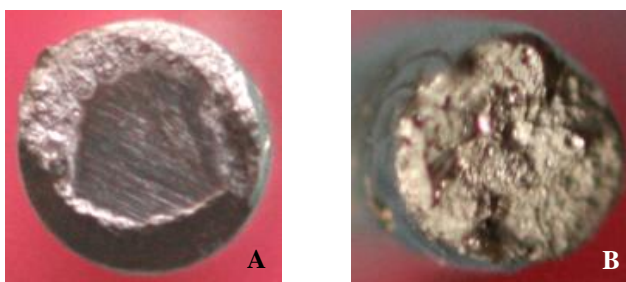


FIGURA 6 – A, Soldagem LASER superficial e **B**, soldagem completa.

4.4.2 Ensaio para soldagem TIG

Primeiramente foram determinados quantos pontos seriam necessários para cobrir toda a circunferência da barra, levando-se em conta que o diâmetro da poça de fusão resultante na TIG (o qual varia em função da potência e tempo empregados) é muito superior ao da LASER, assim como também o calor gerado, não se empregando, portanto, uma sobreposição nos pontos da mesma ordem que na LASER. Dessa forma, estabeleceu-se a utilização de quatro pontos diametralmente opostos.

Começou-se com parâmetros mais baixos de potência e tempo e foi-se aumentando. Soldava-se e fraturava-se a peça em seguida, observando-se a profundidade atingida. Utilizou-se até a potência máxima do equipamento (nº 5). A partir da potência 5 e tempo 2, as soldagens passavam a apresentar alterações significativas na coloração (FIG. 7 – A), o que sugeriu contaminação pelo ar na liga de titânio, ou seja, que a temperatura na região de solda ainda estava muito alta (pelo grande calor gerado) após interrupção automática do fluxo protetor de argônio. Determinou-se, então, o parâmetro a ser empregado: potência 5 e tempo 2, estando-se ciente da não soldagem completa de toda a secção (por volta de 0,6 mm na região de maior penetração, FIG. 7 – B) e com diâmetro da poça de fusão de $\pm 4,4$ mm (o que representou uma sobreposição de cerca de 55%), mas sendo a combinação de parâmetros máxima que conservava a qualidade visual da solda no equipamento.

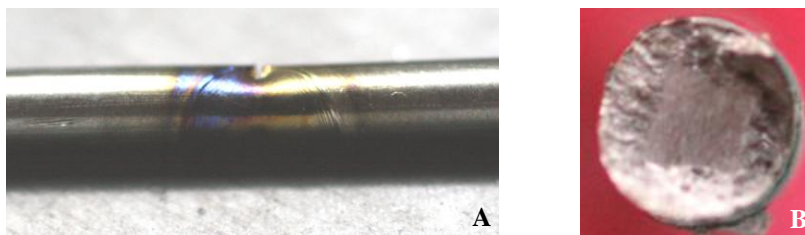


FIGURA 7 – A, Soldagem TIG com alteração de cor e B, profundidade de soldagem no parâmetro adotado.

4.5 Soldagem LASER

Para a soldagem sem espaçamento na junta, inicialmente foram feitos 4 pontos diametralmente opostos para estabilização da peça (IWASAKI et al.,

2004) e foi-se girando a peça manualmente até se obter a soldagem de toda a circunferência. O equipamento ficou programado para ser dado o pulso pela determinação do operador, não houve pré-estabelecimento de taxa de repetição. Foram utilizados, em média (visto que o processo é manual e a sobreposição não fica homogênea), 52 pulsos (o equipamento registra o número de pulsos dados) para a soldagem completa de cada corpo de prova que, com o diâmetro da poça de fusão de $\pm 0,9$ mm, representa uma sobreposição média de 83%.

Os parâmetros programáveis empregados para esse grupo foram: 430 V e 7 ms (conforme determinado em ensaio prévio). O diâmetro do feixe na região de foco foi de 0,9 mm. A energia de pulso média foi de 23 J. Para tanto, a densidade de energia (DE) calculada foi de $3,62 \text{ KJ/cm}^2$.

Foi confeccionada uma base em gesso, sobre a qual o dispositivo metálico de fixação dos corpos de prova se assentava, localizando o corpo de prova de forma fixa na altura do foco do equipamento LASER para o olho do operador, no intuito de minimizar os fatores humanos inerentes ao processo (FIG. 8). Foi empregado fluxo de argônio.

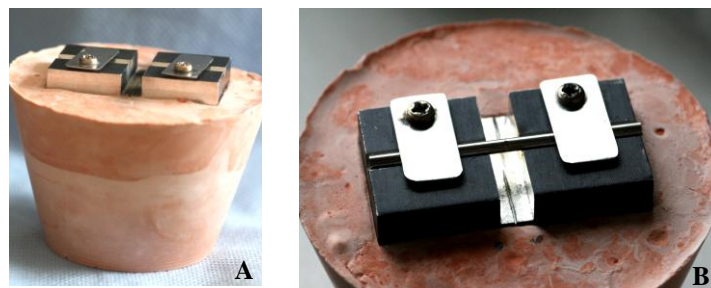


FIGURA 8 – Base para o dispositivo (A, vista frontal e B, vista superior).

Os parâmetros utilizados para o grupo com espaçamento foram 370 V, 7 ms, diâmetro de 0,9 mm, implicando em 14,5 J de energia média e resultando em uma DE de $2,28 \text{ KJ/cm}^2$. Primeiramente, fez-se com que o metal base das margens superiores escoasse para gerar uma união inicial (buscando-se estabelecer conformação semelhante a uma junta em “X” ou em chanfro, FIG. 9), em seguida, preenchendo-se com o material de adição. Com a finalização da soldagem, os corpos de prova que receberam adição de material foram fixados

em torno e lixados e polidos para que voltassem a possuir o diâmetro original. Após tal procedimento, foram observadas algumas reentrâncias/falhas no preenchimento na superfície (FIG. 10).



FIGURA 9 – Esquema representativo de juntas em “X” (A) e em chanfro (B).



FIGURA 10 – Falhas no preenchimento na região de solda LASER.

4.6 Soldagem TIG

Os parâmetros utilizados para o grupo sem espaçamento foram: potência 5 (que emprega uma corrente de 60 A, aproximadamente), tempo 2 (60 ms) e modo “normal”. Os valores correspondentes aos números indicativos de tempo e potência foram fornecidos pelo fabricante. Os segmentos foram posicionados no dispositivo de fixação, com junta justaposta. Foram realizados 4 pontos, diametralmente opostos. O eletrodo permaneceu a uma distância aproximada de 0,5 mm da peça a ser soldada (posicionada sobre a mesa do equipamento) e a 90° da mesma.

Os parâmetros utilizados para o grupo com espaçamento foram: potência 4 (que emprega uma corrente de 48 A, aproximadamente) e tempo 3 (90 ms) no modo normal, para escoamento do metal base (no mesmo intuito de se aproximar da conformação de uma junta em “X” ou em chanfro, objetivada na LASER), e potência 2 (que emprega uma corrente aproximada de 24 A) e tempo 3 no modo pulso, para preenchimento com o material de adição. Com a finalização da soldagem, assim como no LASER, os corpos de prova que receberam adição de material foram fixados em torno e lixados e polidos para que voltassem a

possuir o diâmetro original. Também foram observadas algumas reentrâncias/falhas no preenchimento na superfície após a regularização do diâmetro (FIG. 11).

Foi realizada limpeza no eletrodo a cada duas soldagens, com lixa indicada pelo fabricante, e afiação sempre que necessário. Foi empregado fluxo de argônio.

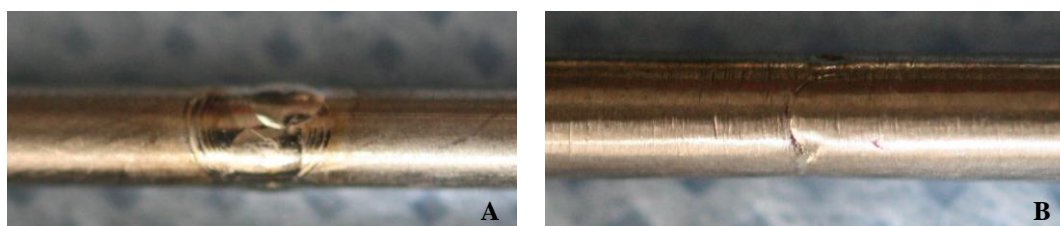


FIGURA 11 – A, região de solda com excesso de material e **B**, visualização das falhas no preenchimento após torneamento.

As soldagens nos equipamentos NTY 60 e DEKA LASER foram realizadas por técnicos experientes. As soldagens TIG na NTY 60 foram realizadas no laboratório de prótese TOLEDO Laboratório Dental (Indaiatuba – SP). As soldagens na DEKA LASER foram realizadas no Laboratório de Prótese Odontológica Vaiazzi (São Paulo – SP).

4.7 Ensaio mecânico

Os corpos de prova foram submetidos a ensaio de flexão por apoio em três pontos, para avaliação da resistência à flexão. Tal ensaio mecânico para material odontológico, sem a observância de uma norma específica, se baseará em Anusavice et al. (1995), Chaves et al. (1998) e na norma MPIF 41.

Foi utilizada uma máquina universal de ensaios Instron (Instron Corp., Canton, Mass.), com velocidade de 0,5 mm/min e dispositivo para ensaio de flexão com cilindros de apoio de 3 mm de diâmetro e distância entre os apoios da base de 1” (25,4 mm) (FIG. 12). A distância entre os apoios da base representa uma situação clinicamente encontrável em termos de prótese odontológica.

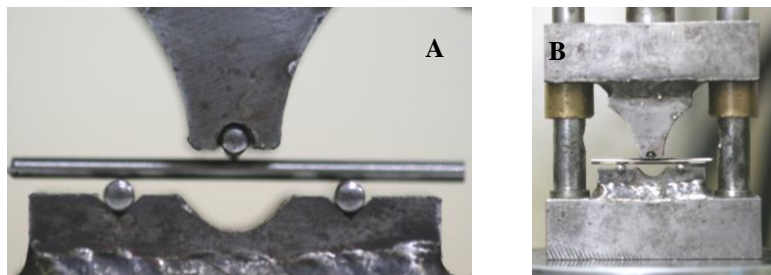


FIGURA 12 (A e B) – Dispositivo para ensaio de flexão por apoio em três pontos.

O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou com a deformação plástica/permanente dentro de um deslocamento máximo do cutelo de 2,3 mm durante o ensaio, por uma limitação do dispositivo para ensaio de flexão empregado, no qual o corpo de prova tocava nas laterais que suportavam os apoios e/ou cutelo para deslocamentos superiores ao estipulado como limite (FIG.13). Foi empregada a fórmula para obtenção da tensão de flexão (em MPa) em corpos de secção circular:

$$TF = \frac{8 \cdot Q \cdot L}{\pi D^3} \quad (1)$$

Onde Q = carga de fratura ou carga no limite elástico (o que ocorrer primeiro, ou seja, o de menor valor) em Newton (N), L= distância entre os apoios da base (em mm) e D = diâmetro da peça (em mm).

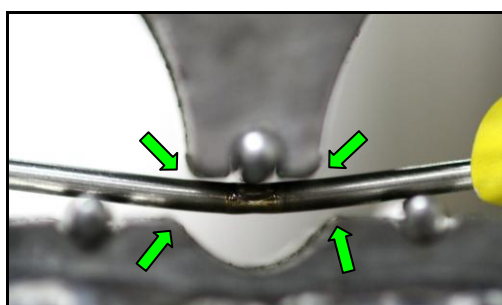


FIGURA 13 – Limitações no deslocamento (setas) no dispositivo para ensaio de flexão empregado.

A carga no limite elástico foi obtida do ponto no qual o gráfico deixa de ter um comportamento linear (região de comportamento elástico, na qual uma vez retirada a carga o corpo volta à posição de origem) e passa a caracterizar a

região de deformação plástica ou permanente (APÊNDICES A, B, C, D e E). A esse mesmo ponto, que fornece no gráfico a carga para o limite elástico, também corresponde um valor de deflexão.

Como as partes, superior e inferior, do dispositivo empregado nesse ensaio de flexão, mantêm contato, foi avaliado o grau de atrito gerado pelo deslocamento entre elas (GRÁF. 1). Este atrito, apesar de não interferir, para efeito comparativo, entre os grupos desse trabalho (pois é comum a todos eles), foi levado em consideração no resultado final. Dessa forma se dispõe de resultados mais fidedignos para uma comparação com outros trabalhos da literatura.

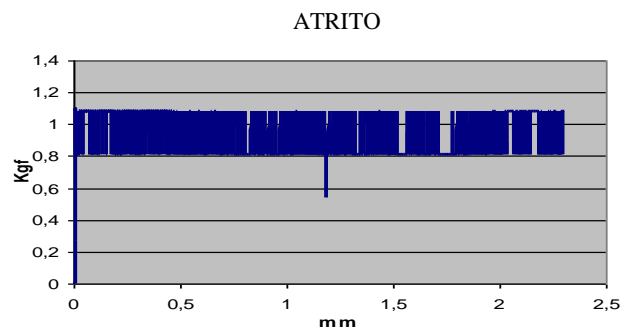


GRÁFICO 1 – Representação do atrito no dispositivo do ensaio de flexão.

A relevância desse trabalho se constitui numa busca pela otimização dos processos que, conseqüentemente, se reverte em um ganho final de confiabilidade para o cirurgião dentista e qualidade para o paciente.

5 RESULTADOS

A partir do ensaio de resistência à flexão por apoio em três pontos obteve-se gráfico de força X deslocamento do “cutelo” para os cinco grupos: controle (sem solda), soldagem LASER, com e sem adição, e soldagem TIG, com e sem adição (GRÁF. 2). Utilizou-se, então, a carga no limite elástico (APÊNDICES A, B, C, D e E) para o cálculo da tensão de flexão através da fórmula (1), cujos resultados grupo a grupo são visualizados nos gráficos 3-a, b, c, d e e, e, os resultados médios, são apresentados na tabela 3, com seus respectivos desvios padrão.

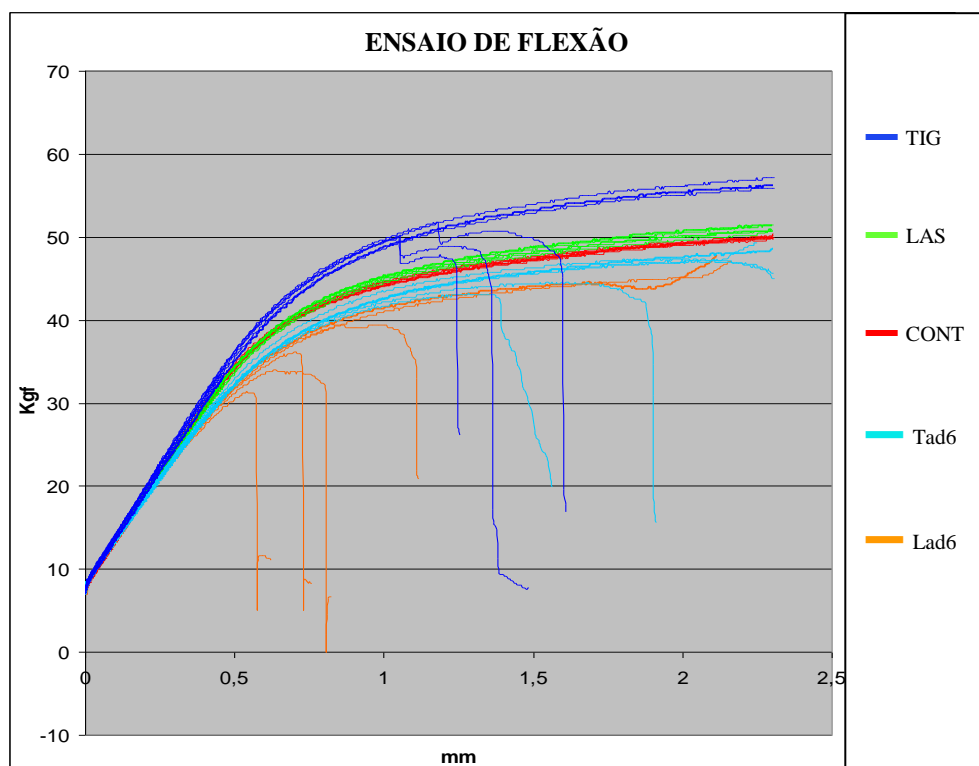


GRÁFICO 2 – Carga (Kgf) X Deslocamento (mm).

De acordo com o gráfico acima, no deslocamento avaliado, os grupos controle e LASER sem espaçamento não apresentaram fratura em nenhum dos

seus integrantes. Nos demais grupos foi observada a ocorrência de fratura em algumas de suas amostras. Os corpos de prova suportaram uma carga entre 7 e 8 Kgf antes de começarem a apresentar deflexão, o que representa uma tensão em torno dos 290 MPa para que o cutelo começasse a se deslocar.

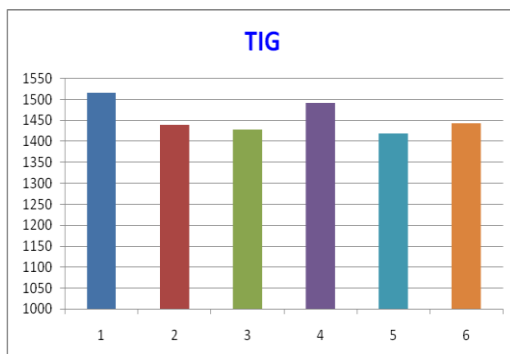


GRÁFICO 3-a – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no grupo TIG.

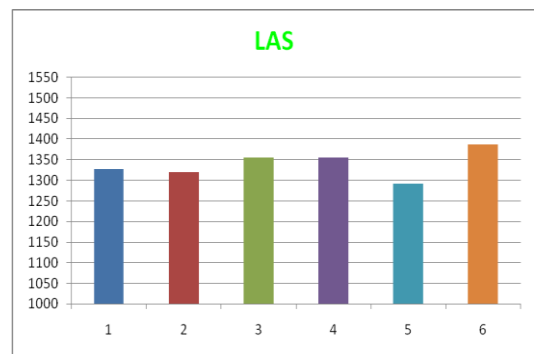


GRÁFICO 3-b – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no grupo LASER.

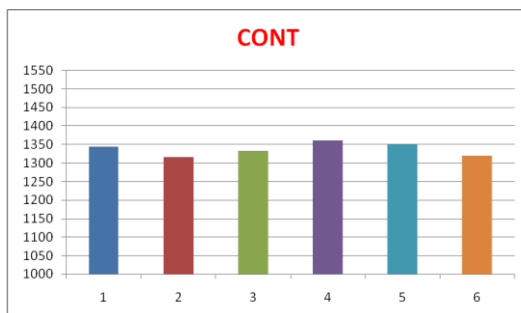


GRÁFICO 3-c – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no grupo controle.

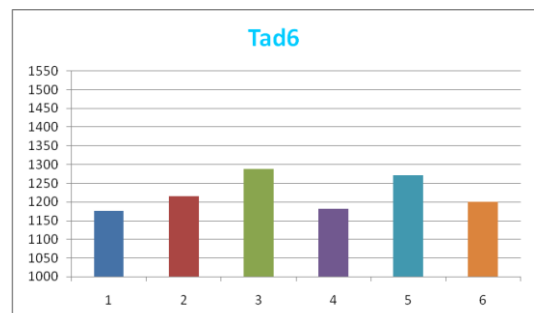


GRÁFICO 3-d – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no grupo TIG com espaçamento.

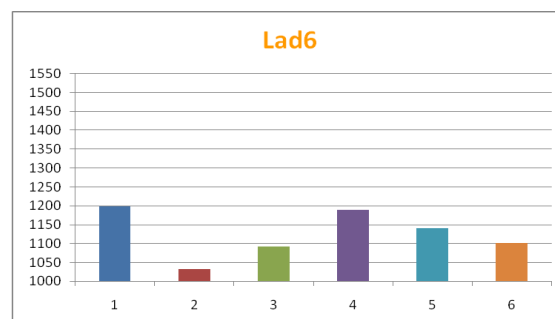


GRÁFICO 3-e – Tensão de flexão (TF), em MPa, por amostra no grupo LASER com espaçamento.

Os corpos de prova do grupo controle apresentaram uma deflexão média de 0,50 mm para a tensão de flexão (limite elástico), enquanto os com soldagem apresentaram: grupo LASER com espaçamento e adição uma deflexão média de 0,43 mm e, sem adição, 0,51 mm e grupo TIG com espaçamento e adição 0,47 mm e, sem adição, 0,53 mm.

TABELA 3 – Estatísticas descritivas (média, desvio-padrão, 1º, 2º e 3º quartis) da tensão de flexão

GRUPOS	TENSÃO DE FLEXÃO			
	Média (desvio-padrão)	1º quartil	2º quartil (mediana)	3º quartil
CONTROLE	1337,52 (17,78)	1319,85	1338,42	1351,53
LASER	1339,42 (33,19)	1319,85	1340,98	1355,44
TIG	1456,16 (38,65)	1427,86	1441,55	1492,02
LASER + esp. 0,6mm + adição	1125,91 (63,16)	1091,74	1121,67	1189,94
TIG + esp. 0,6mm + adição	1221,77 (47,05)	1180,96	1207,75	1271,33

O diagrama de caixa (*boxplot*) abaixo mostra a distribuição empírica do conjunto de dados e se constitui numa ferramenta interessante para visualização das medidas de tendência central e de dispersão. O retângulo central, que contém a tarja preta horizontal (mediana), representa 50% das observações. As linhas verticais que se prolongam, superior e inferiormente, contêm 25% dos dados cada uma.

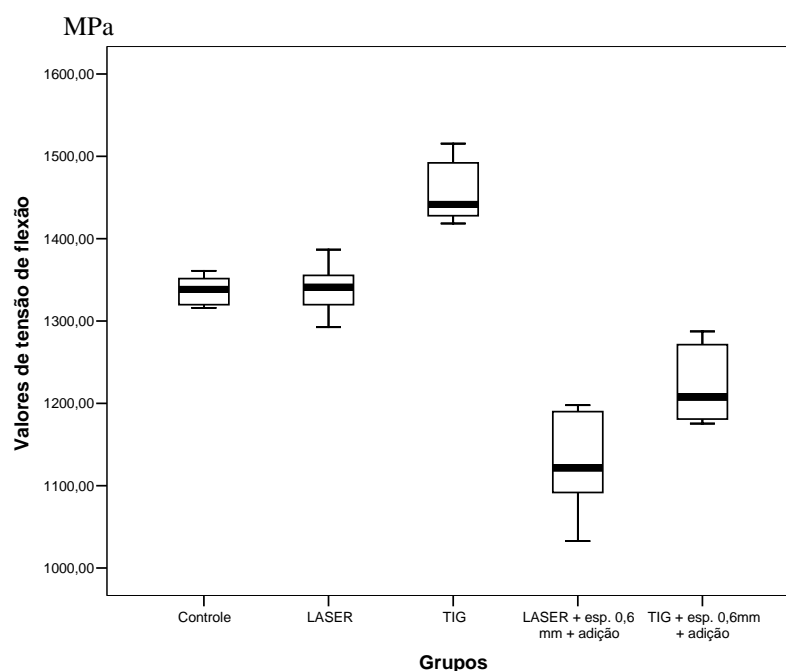


FIGURA 14 – Diagrama de caixa (*boxplot*) da tensão de flexão (MPa) para cada grupo.

Pode-se observar no diagrama de caixa (FIG. 14) que o grupo controle, o mais homogêneo de todos os grupos, e o grupo LASER (sem espaçamento) foram bastante semelhantes, apresentando o mesmo 1º quartil e tendo medianas e 3º quartis aproximadamente iguais. O grupo TIG, sem espaçamento, apresentou medidas de tensão de flexão acima de todos os outros, em todos os corpos de prova, exibindo a melhor resistência à flexão, mesmo não estando com sua secção transversal completamente soldada. O grupo LASER com adição de material, que se mostrou como o mais heterogêneo, apresentou os menores valores de tensão de flexão, não havendo, contudo, diferença relevante entre este e o grupo TIG com adição de material (seu 3º quartil foi um pouco superior ao 1º quartil do grupo TIG com adição de material).

O teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis foi aplicado para verificar se houve diferença entre os valores de tensão de flexão obtidos para os cinco grupos: o grupo controle (sem soldagem, íntegro) e os grupos com distintas configurações de soldagem. Fixou-se o nível de significância em 5% ($\alpha = 0,05$).

De acordo com teste de Kruskal-Wallis, houve diferença entre grupos quanto às medidas de tensão de flexão ($p < 0,0000$, ou seja, bem inferior a 0,05).

Visando identificar os grupos que apresentaram diferenças entre si, utilizou-se o procedimento não-paramétrico de Holms. De acordo com este procedimento, somente o par de grupos controle e laser e o par de grupos laser com adição e TIG com adição não diferiram. Todos os outros pares de grupos apresentaram diferença ($p < 0,05$).

Toda a análise estatística foi realizada no *software* R 2.0.1.

6 DISCUSSÃO

É difícil estabelecer parâmetros comparativos objetivos entre os trabalhos que empregaram este tipo de ensaio mecânico, não só por não haver relato de trabalho avaliando essa liga nesses termos, mas também por haver variações entre a distância dos apoios da base, na forma da secção transversal dos corpos de prova, dimensões dos corpos de prova, parâmetros aplicados e faltarem informações a respeito de como os ensaios foram realizados e de como os resultados foram obtidos em parte deles.

Um aspecto importante a ser abordado, com relação ao ensaio mecânico realizado nesse trabalho, diz respeito ao dispositivo empregado na realização da flexão por apoio em três pontos. O ideal é que as partes superior (na qual se situa o cutelo) e inferior (onde estão os apoios da base) não mantivessem contato durante o deslocamento do cutelo, a fim de evitar a interferência do atrito entre as partes durante o ensaio, por esse motivo o atrito foi avaliado inicialmente e subtraído do resultado. Outra questão que está relacionada ao *design* do dispositivo, é o fato de não permitir deslocamentos superiores a 2,3 mm do cutelo sem o risco da interferência das laterais que suportam os cilindros, o que, para os corpos de prova empregados, não trouxe nenhum comprometimento no objetivo do ensaio, pois a região de interesse no gráfico deslocamento do cutelo *versus* carga (limite elástico/início da deformação plástica) se situava bem antes desse limite, mas um número maior de informações poderia ter sido extraído desse ensaio com um maior deslocamento.

O presente trabalho, em Ti6Al4V, obteve valores médios de tensão de flexão acima da média de valores apresentados pela literatura para as soldagens convencionais, o que expressa ser a liga de Ti6Al4V, íntegra ou submetida aos processos de soldagem citados, muito interessante do ponto de vista de resistência à flexão, para aplicação em prótese odontológica.

O método de soldagem TIG também se mostrou superior para o Ti6Al4V, nesses mesmos termos, em relação ao LASER, e mesmo se apresentou superior ao material de base (íntegro), apesar de não ter sido soldada toda a

secção (em torno de 0,6 mm de profundidade na região de maior penetração) para as juntas sem espaçamento, o que sugere que se deva buscar explicação na sua microestrutura e, de posse de tais dados, serem tecidas maiores considerações.

As fraturas ocorridas em 50% das amostras do grupo TIG sem espaçamento, no deslocamento do ensaio, podem ter sido favorecidas pela geometria da secção transversal pós soldagem (FIG. 15 – A). Além de apresentar regiões com diferentes profundidades de solda (solda incompleta da secção), esse grupo apresentou a região central sem solda de contornos quadrangulares, ou seja, com vértices que podem funcionar como concentradores de tensão e iniciadores de fratura, especialmente lembrando-se que a região superior, submetida à carga na flexão, sofre compressão e, a inferior, tração, e, que a preocupação no posicionamento dos corpos de prova durante o ensaio mecânico residiu unicamente em centralizar o cutelo com a região de solda, podendo a geometria interna se posicionar de várias formas (FIG. 15 – B e C) e, conseqüentemente, implicar em diferentes comportamentos em termos de resistência durante o ensaio.

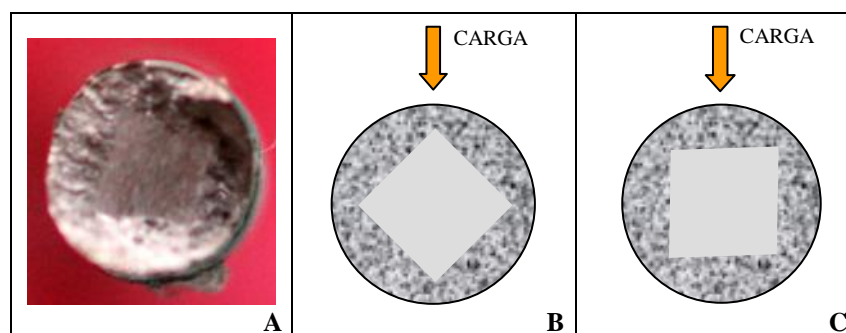


FIGURA 15 – Geometria da secção transversal na região de solda TIG sem espaçamento (A, foto, B e C, esquema ilustrativo de possíveis posições durante ensaio).

A não soldagem completa de toda a secção para o grupo TIG sem espaçamento remete a outra questão de ordem técnica: a possibilidade de aumento da duração (ou diferentes direcionamentos) do fluxo de argônio no equipamento NTY 60, para maior proteção nas soldagens em titânio e ligas de Ti e melhor aproveitamento de suas potencialidades.

Um recurso que poderia ser empregado, nos equipamentos de soldagem TIG disponíveis para laboratório de prótese odontológica, é a utilização de uma segunda saída de gás inerte, que pudesse se localizar em região oposta à saída principal (região do bocal cerâmico, onde também está o eletrodo de tungstênio), ou o mais próximo disso, visto que a região oposta, com freqüência, apresentava alteração de cor com o procedimento de soldagem em parâmetros mais altos que o empregado nesse estudo. Tal recurso beneficiaria, principalmente, as soldagens de Ti e suas ligas, pelas características já descritas dos mesmos.

Compactuando com alguns trabalhos da literatura e contradizendo outros, o método de soldagem a LASER é efetivo, e, quando realizado dentro das condições e parâmetros adequados, apresenta resistência mecânica semelhante ao material de base íntegro (além da similaridade no comportamento, foram os dois únicos grupos a não apresentarem fratura durante o ensaio). A realização de tal procedimento da forma correta está estritamente relacionada a fatores técnicos e humanos. Os fatores técnicos são representados por condições adequadas do equipamento LASER e material a ser soldado, e, os fatores humanos englobam: destreza manual do operador, boa visão, conhecimento sobre o equipamento (suas potencialidades, limitações, saber perceber possíveis problemas que possa apresentar e saber adequar parâmetros) e conhecimento sobre o material de trabalho (metais, ligas, fios).

A soldagem LASER é um processo sensível e, como tal, requer maiores conhecimentos e atenção. Um rigoroso controle de qualidade/assistência aos equipamentos para soldagem LASER em laboratórios de prótese dentária é essencial, assim como a formação técnica do operador.

Com relação aos equipamentos de soldagem LASER comercializados para laboratórios de prótese dental, seriam mais “didáticos” se os parâmetros ajustáveis se apresentassem na forma de energia, duração de pulso e taxa de repetição, e, o diâmetro do feixe na região de foco, fosse sempre conhecido (ajustável ou não). Dessa forma se permitiria trabalhar conhecendo a densidade de energia (energia por área), uma grandeza que expressa com maior propriedade o que está sendo entregue a cada pulso.

Com relação à adição de material, tanto no grupo LASER quanto no grupo TIG, resultou em decréscimo significativo na resistência, e numa

variabilidade/dispersão grande nos resultados, questões que podem tanto estar relacionadas a fatores humanos inerentes ao processo, quanto a aspectos de ordem técnica, a saber:

- tipo de material de preenchimento, pois o Ti cp grau 2 tem resistência mecânica menor que a da liga de Ti6Al4V (McCRACKEN, 1999);
- dimensão do espaçamento empregado (0,6 mm, relativamente grande), requerendo uma maior quantidade de material de preenchimento, ao mesmo tempo em que dá maior margem a falhas nesse preenchimento;
- entalhes exibidos na superfície, após redução e polimento para o diâmetro original da região, podem ter funcionado como regiões concentradoras de tensões, favorecendo fraturas.

Tais questões podem ser melhor elucidadas por análises de fratura e da microestrutura das soldas.

São pouco mais de três décadas de história da soldagem LASER em odontologia e, por volta de dez anos, de soldagem LASER em odontologia no Brasil. Há muitos caminhos a serem percorridos nessa interação entre áreas como a física, a engenharia e a odontologia, e muito trabalho a ser realizado no intuito de tornar a aplicação desses processos mais científica e menos empírica.

7 CONCLUSÕES

Dentro das condições de realização desse experimento, foi possível concluir que:

1. As soldagens TIG, sem espaçamento, apresentaram as maiores tensões de flexão, ou seja, melhor resistência à flexão; mesmo não apresentando sua secção completamente soldada.
2. As soldagens LASER, sem espaçamento, apresentaram comportamento semelhante ao material de base, íntegro.
3. As soldagens com material de adição, TIG e LASER, apresentaram resistência à flexão inferior aos demais grupos e uma maior variabilidade nos resultados.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

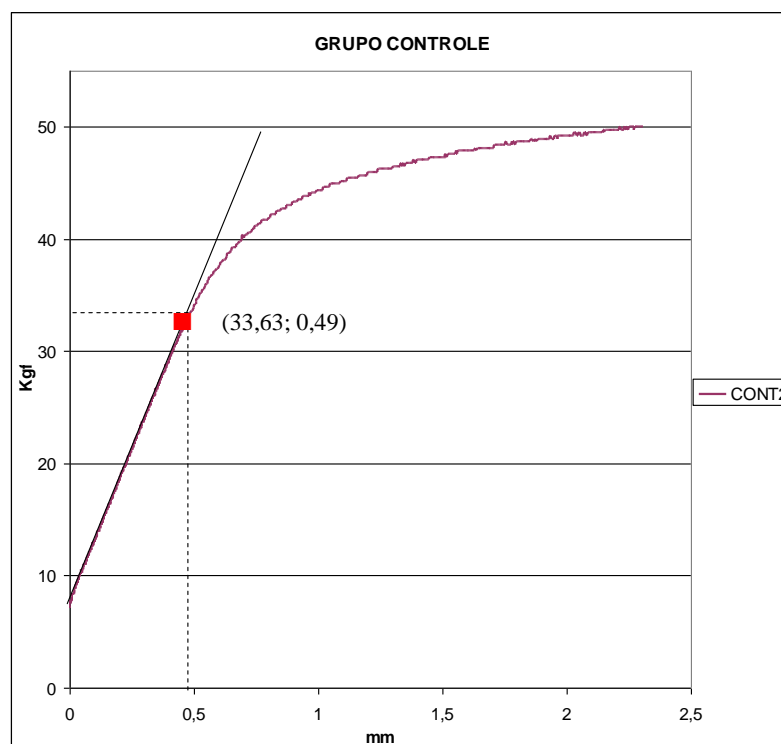
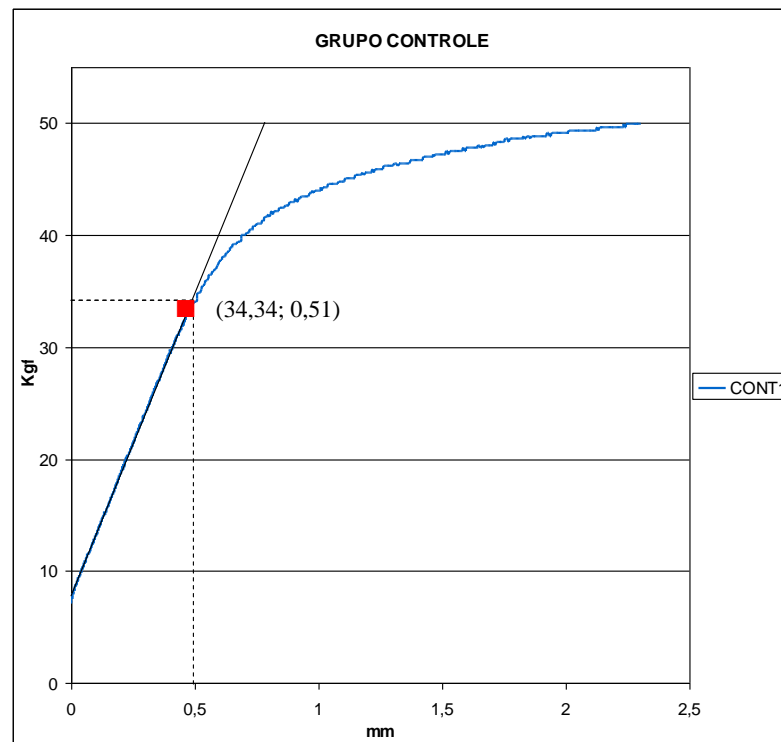
Ainda há muita pesquisa a ser feita em torno de aspectos relacionados a materiais e processos de soldagem na odontologia.

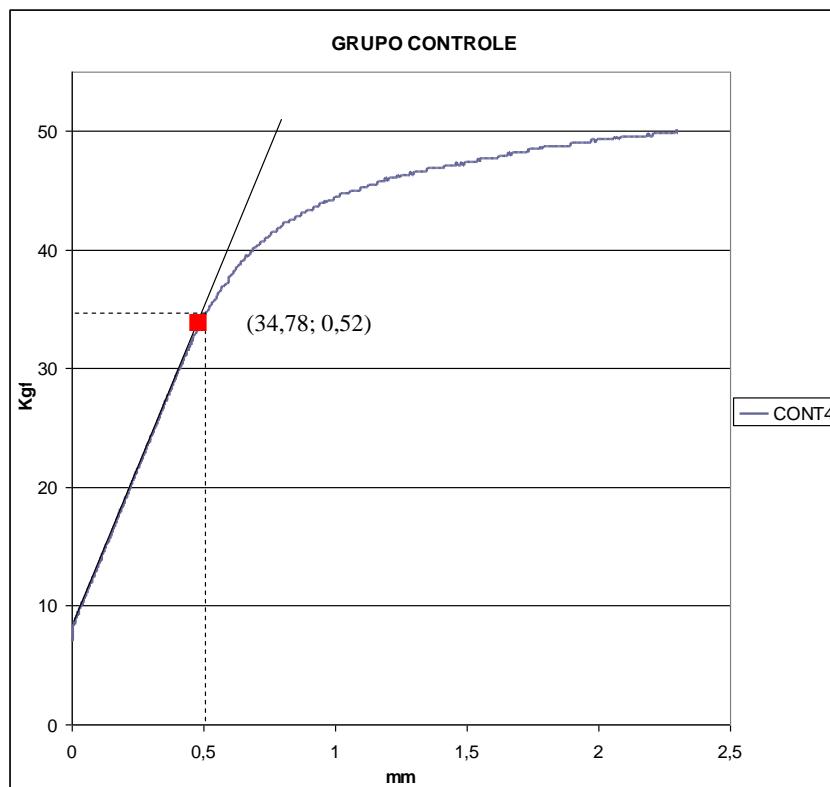
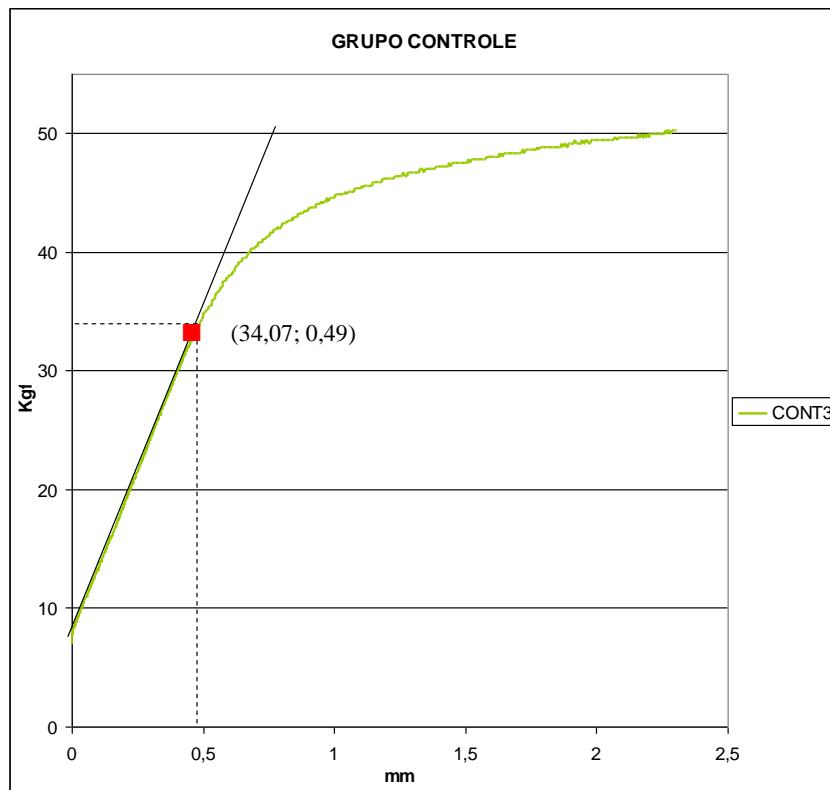
Diante de questões abordadas no presente estudo, há a necessidade de análises das microestruturas resultantes desses processos, para que se possa ter uma maior compreensão sobre seu comportamento mecânico.

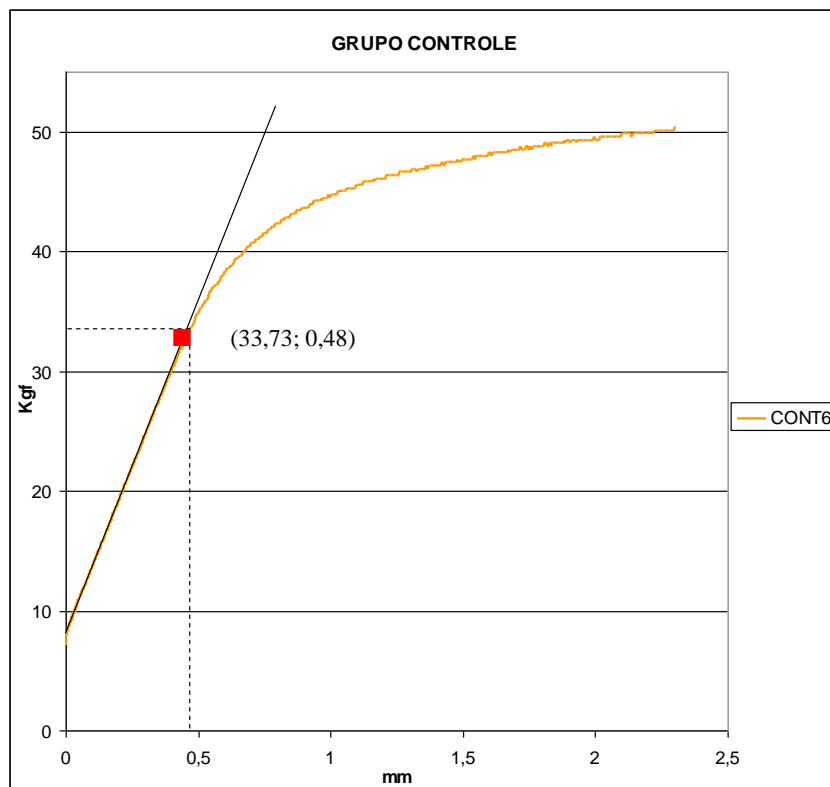
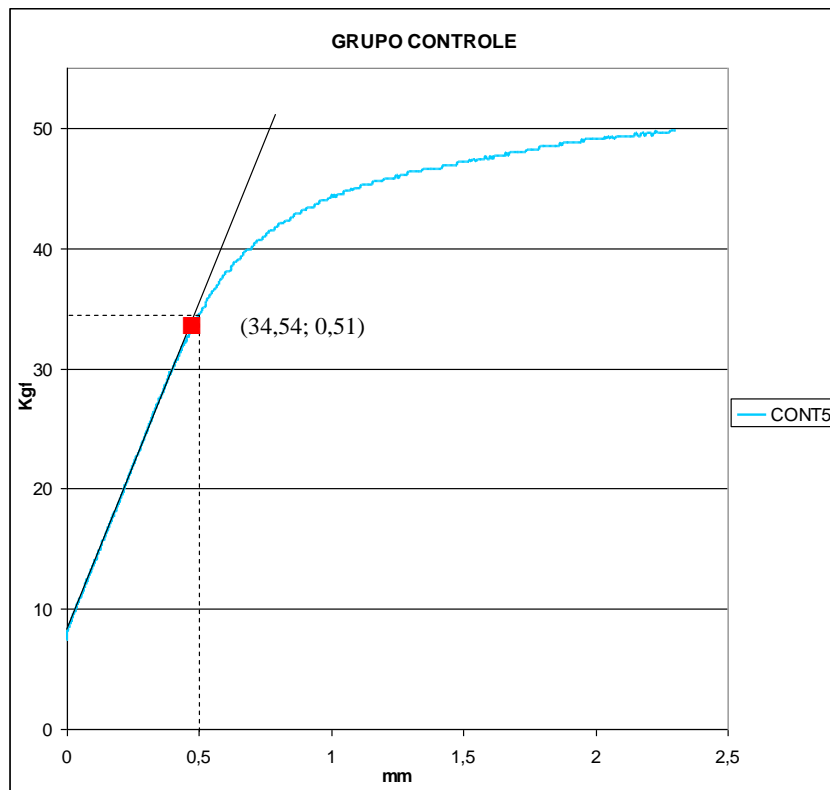
Imprescindíveis também são estudos avaliando o grau de distorção nas peças submetidas a tais procedimentos de soldagem (fato de extrema relevância em prótese dentária) e, principalmente, avaliando o comportamento das soldas em relação à fadiga sob esforços de flexão, simulando o efeito mastigatório continuado e intermitente. Os dados resultantes complementarizam e, conjuntamente com os dados aqui obtidos, comporiam uma visão mais ampla sobre o comportamento de soldagens LASER e TIG.

9 APÊNDICES

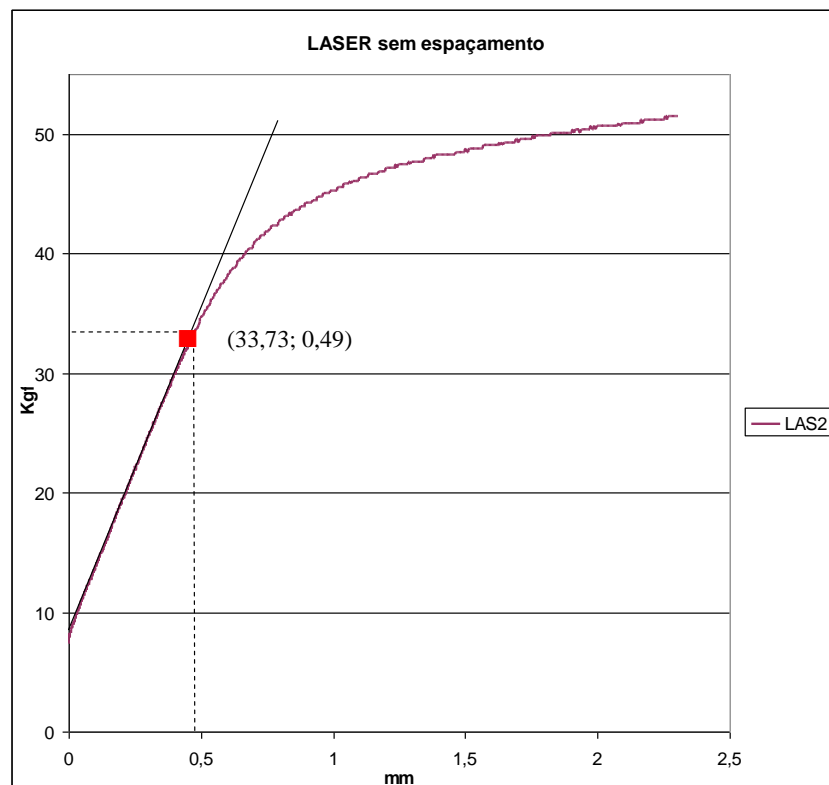
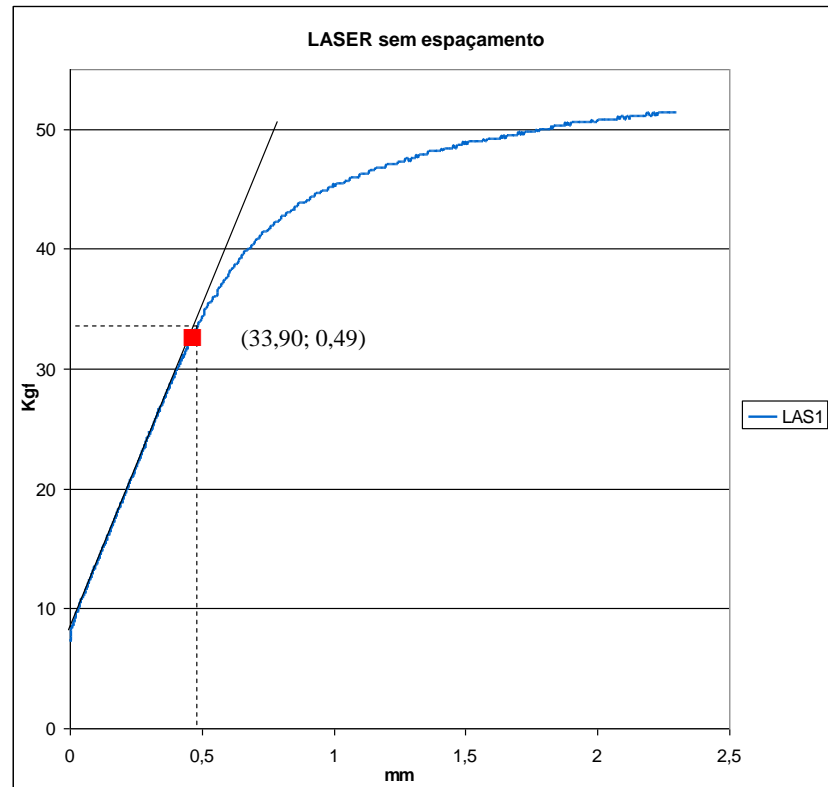
9.1 APÊNDICE A – Gráficos do grupo controle

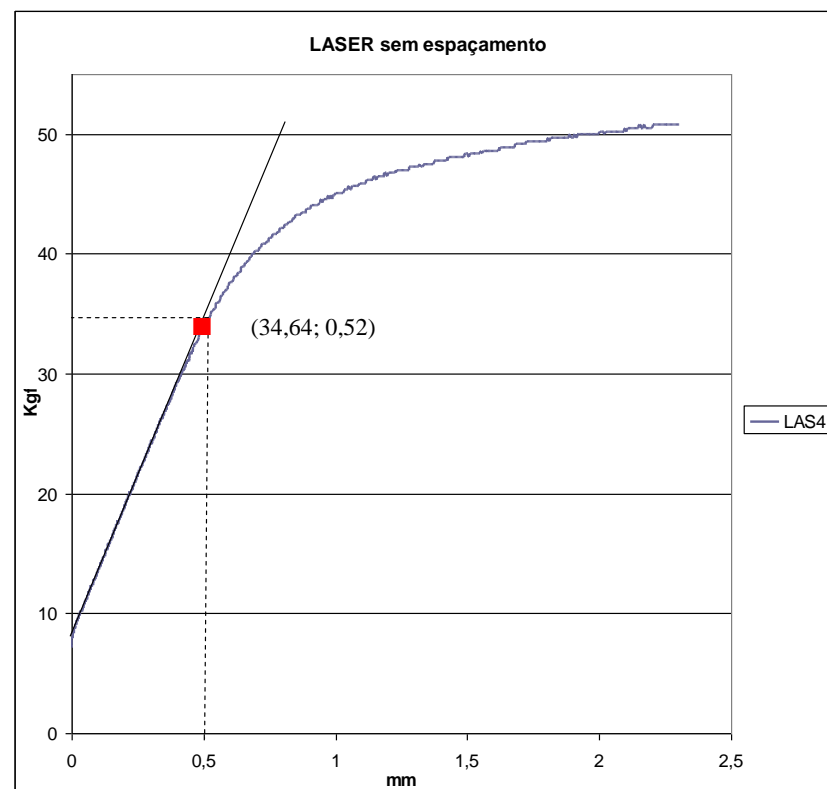
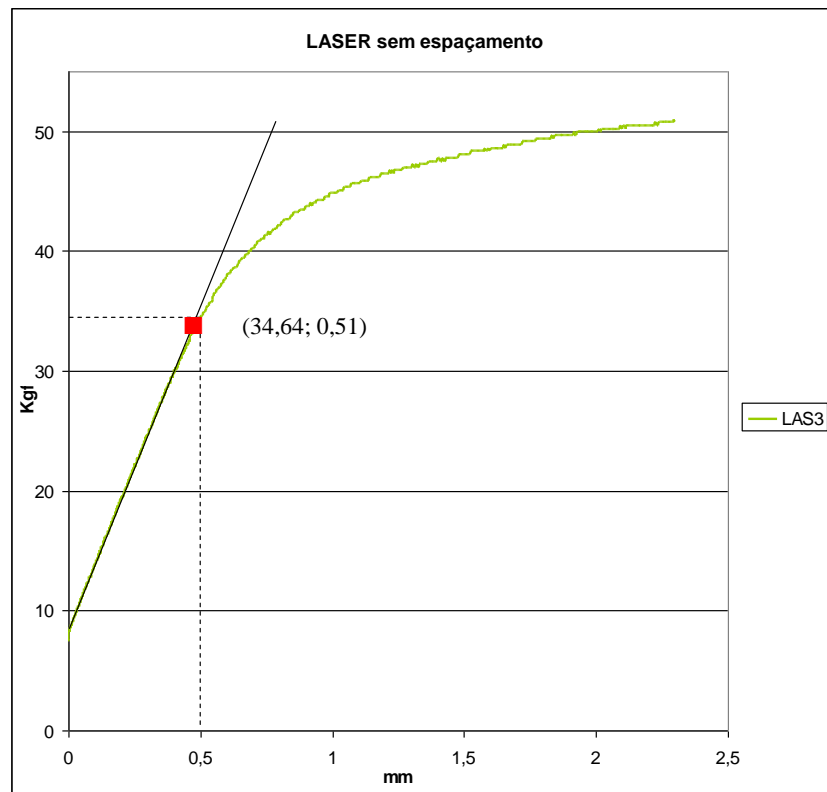


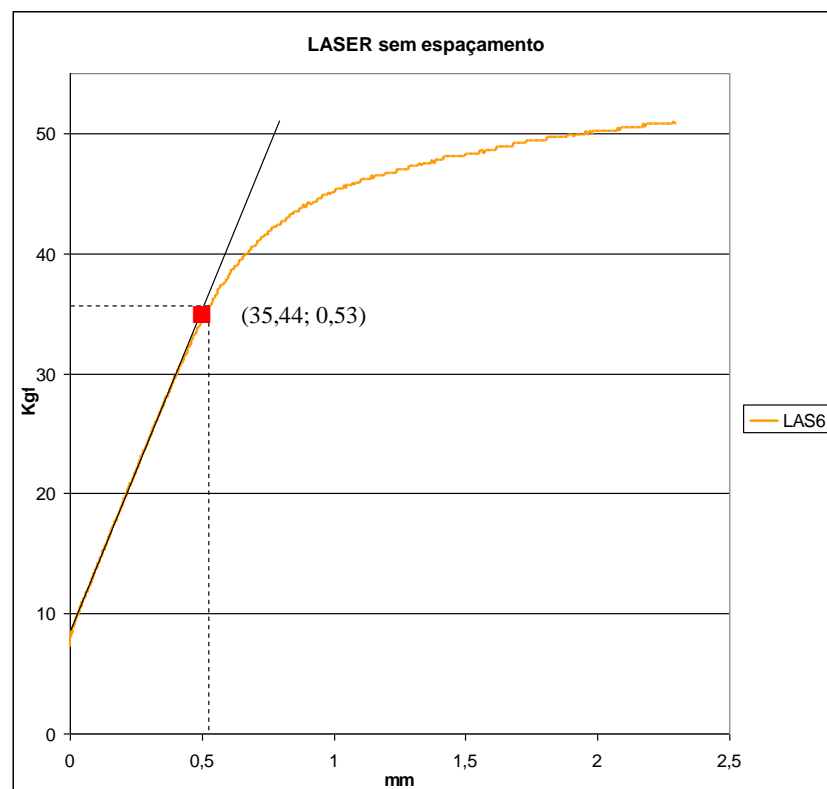
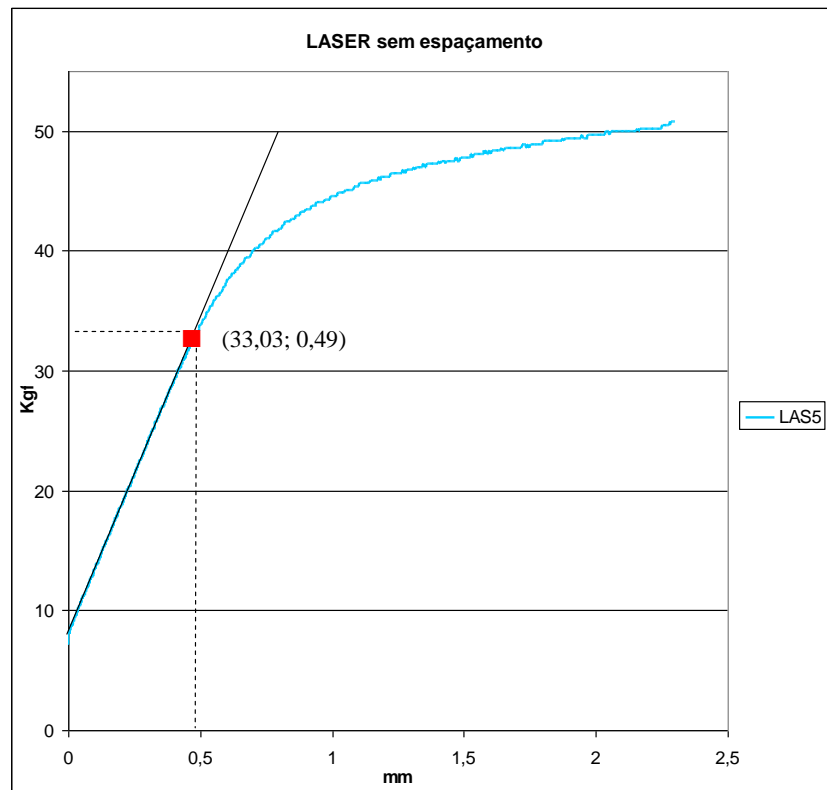




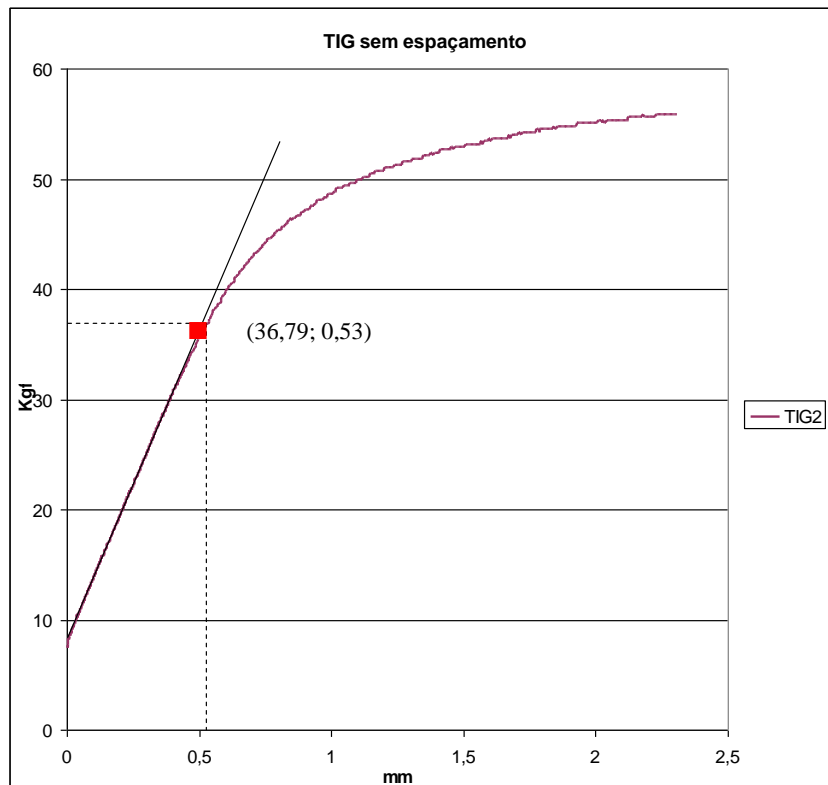
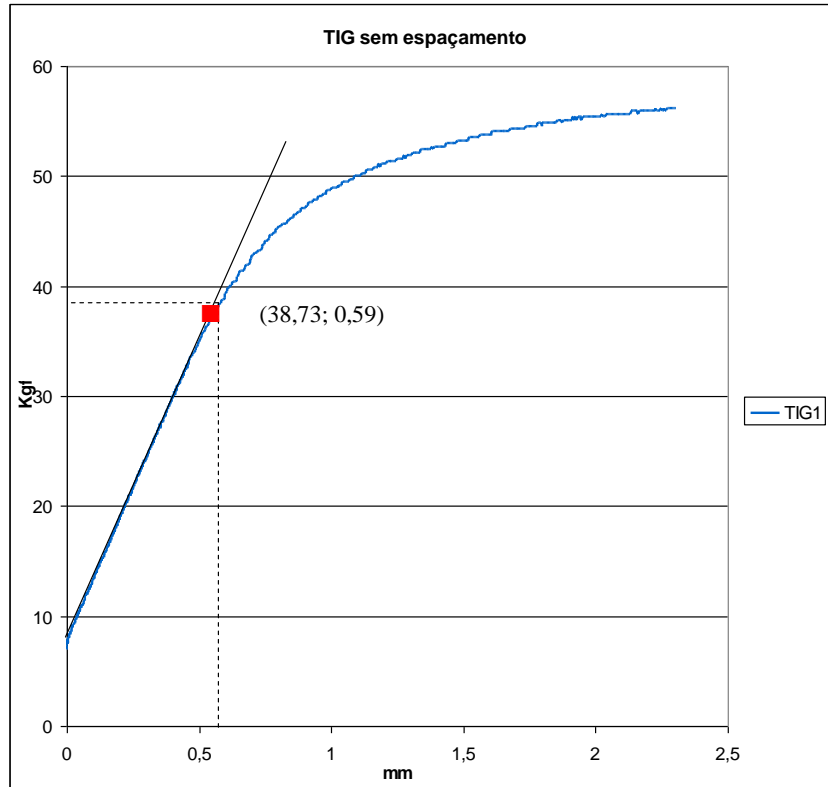
9.2 APÊNDICE B – Gráficos do grupo LASER sem espaçamento

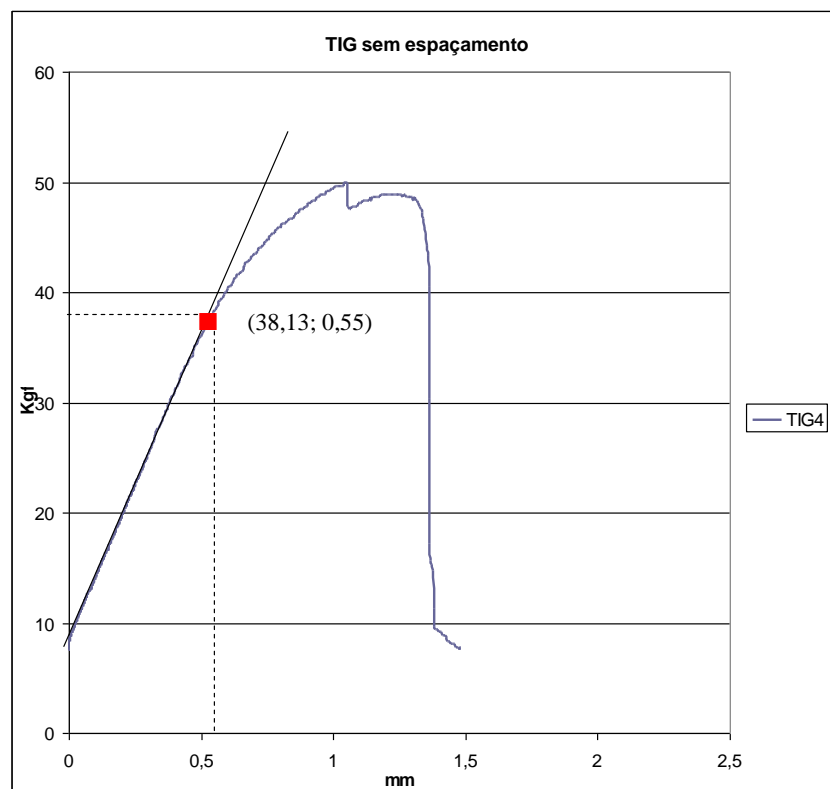
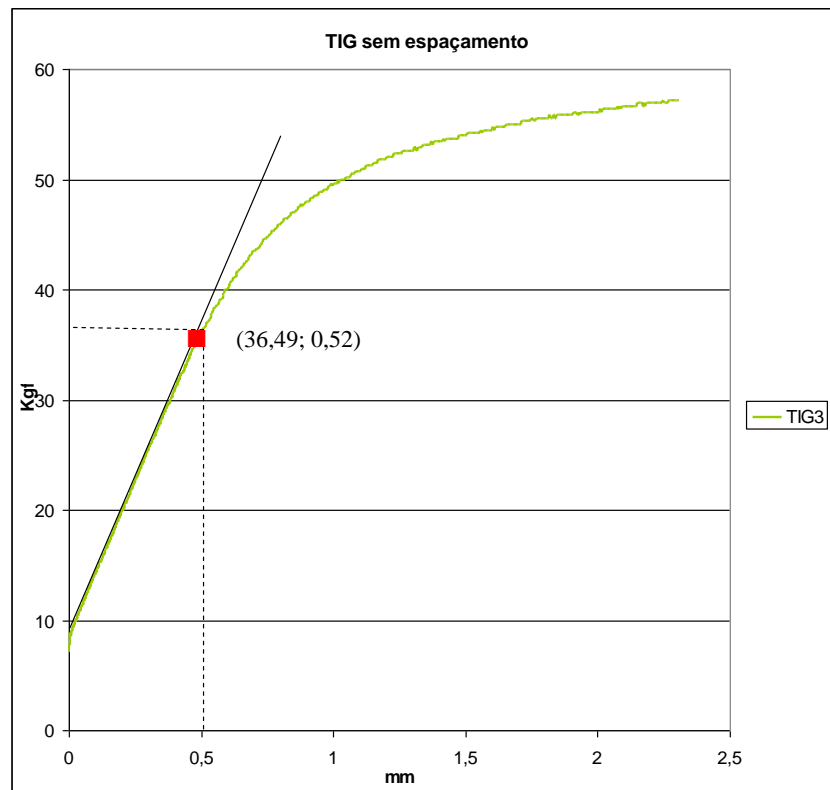


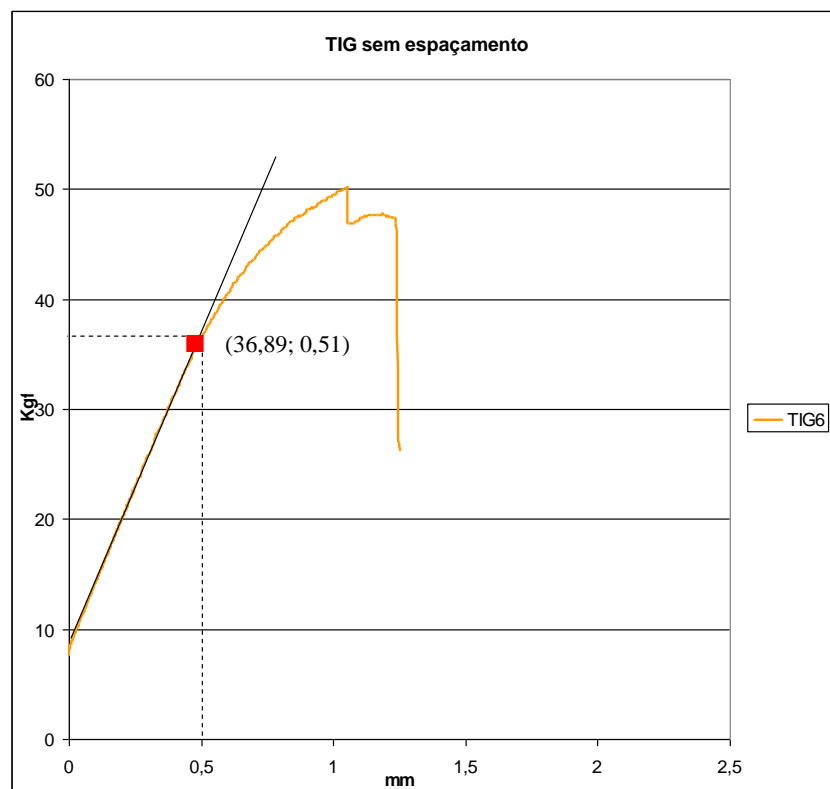
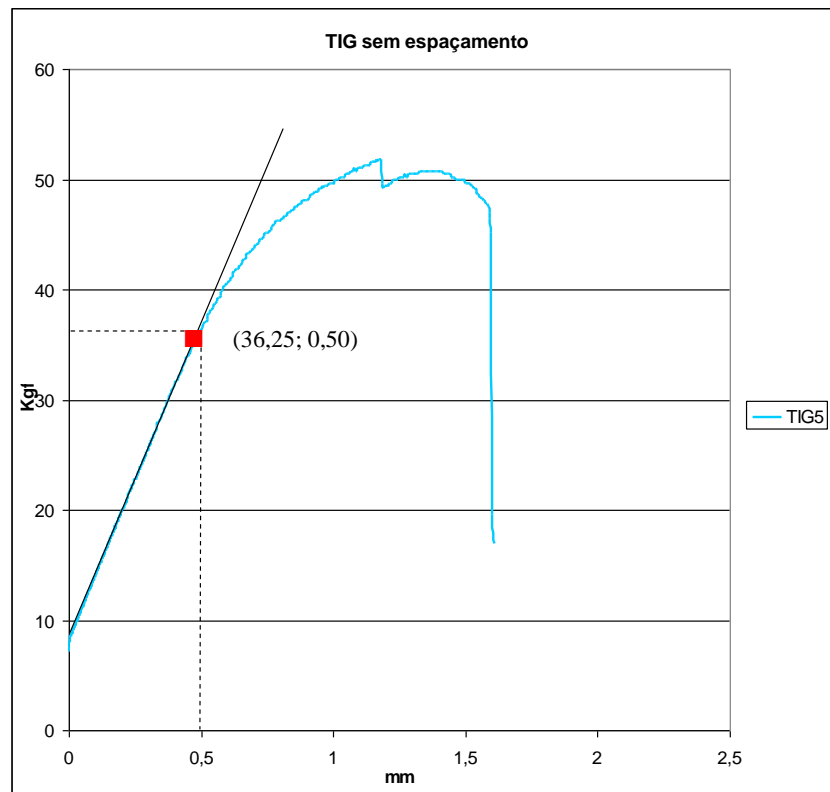




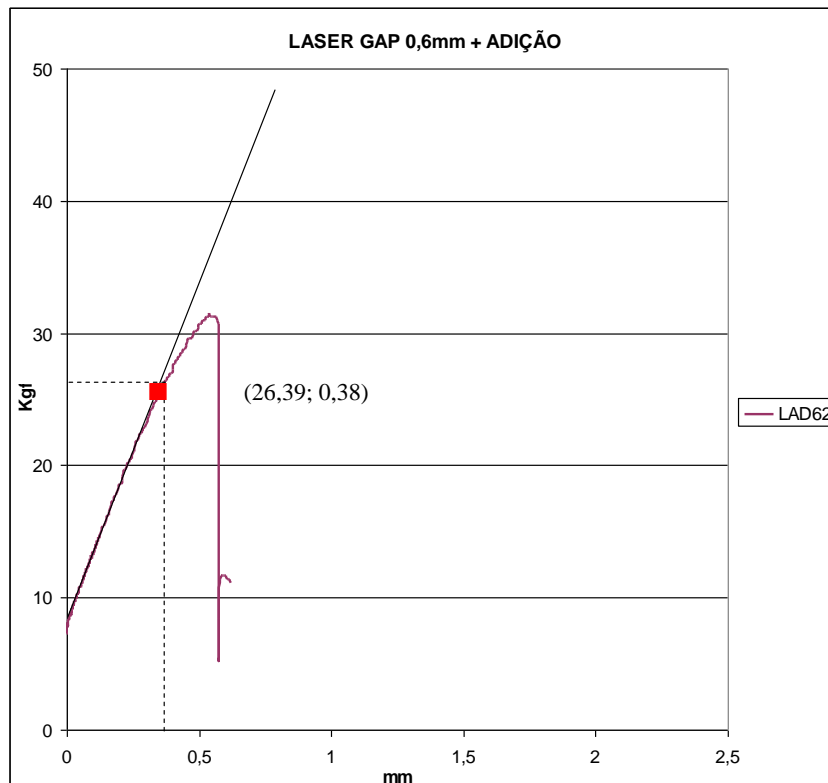
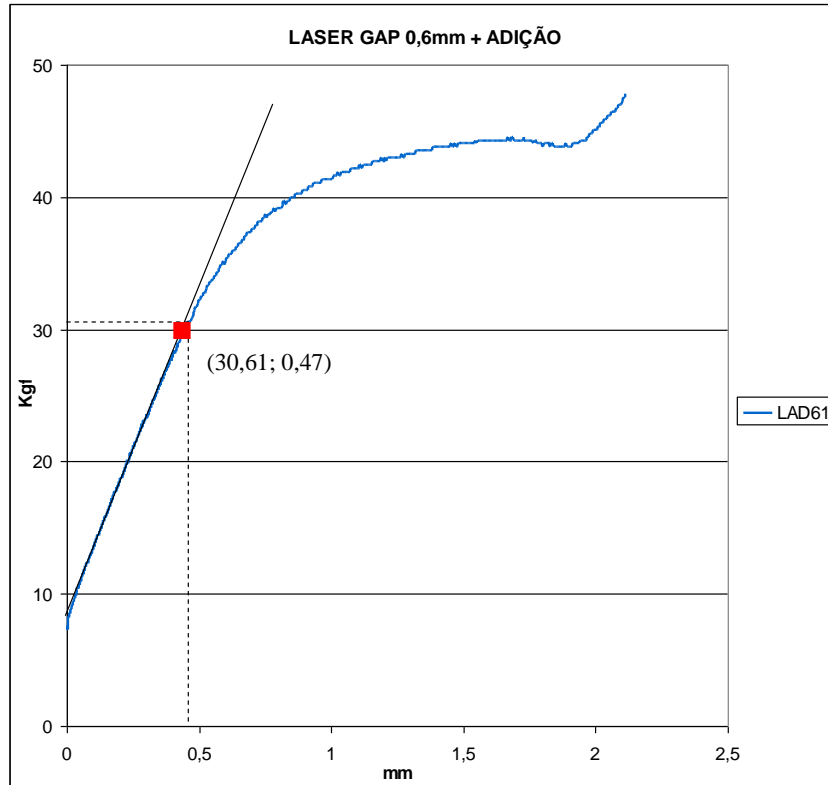
9.3 APÊNDICE C – Gráficos do grupo TIG sem espaçamento

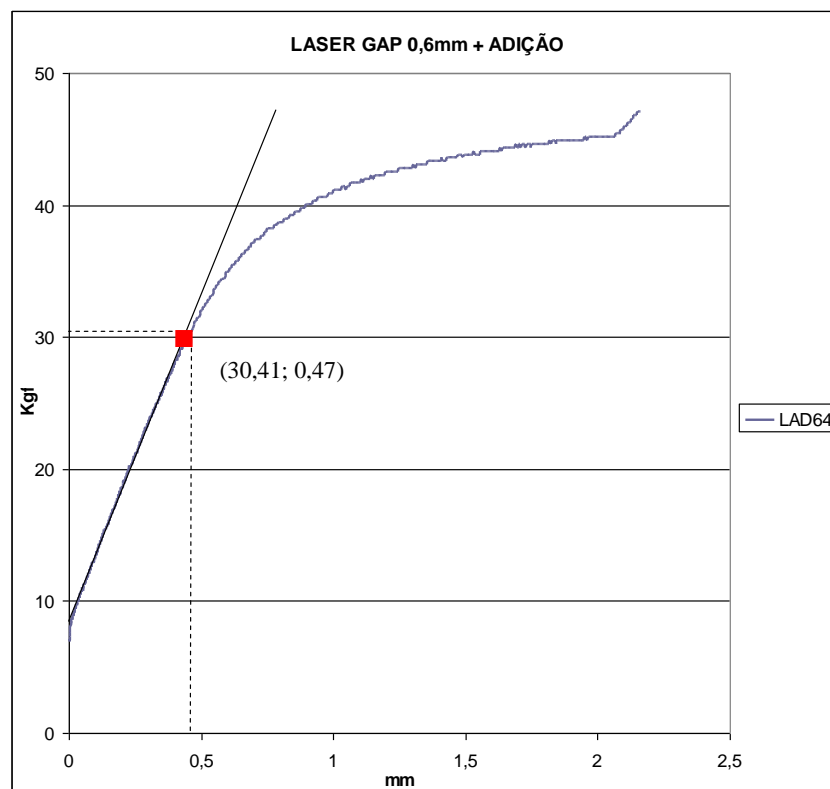
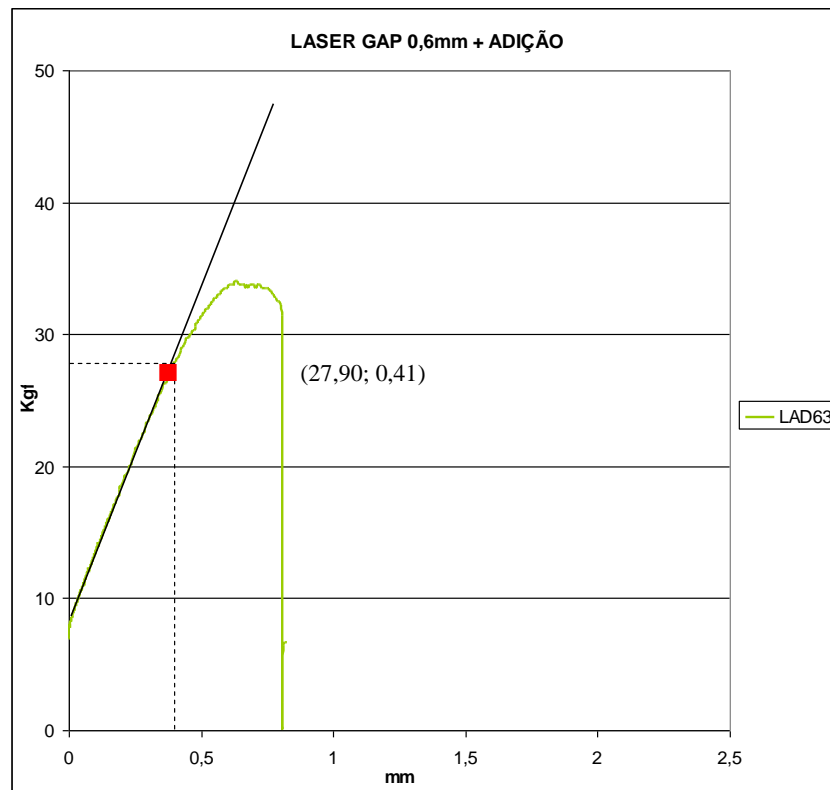


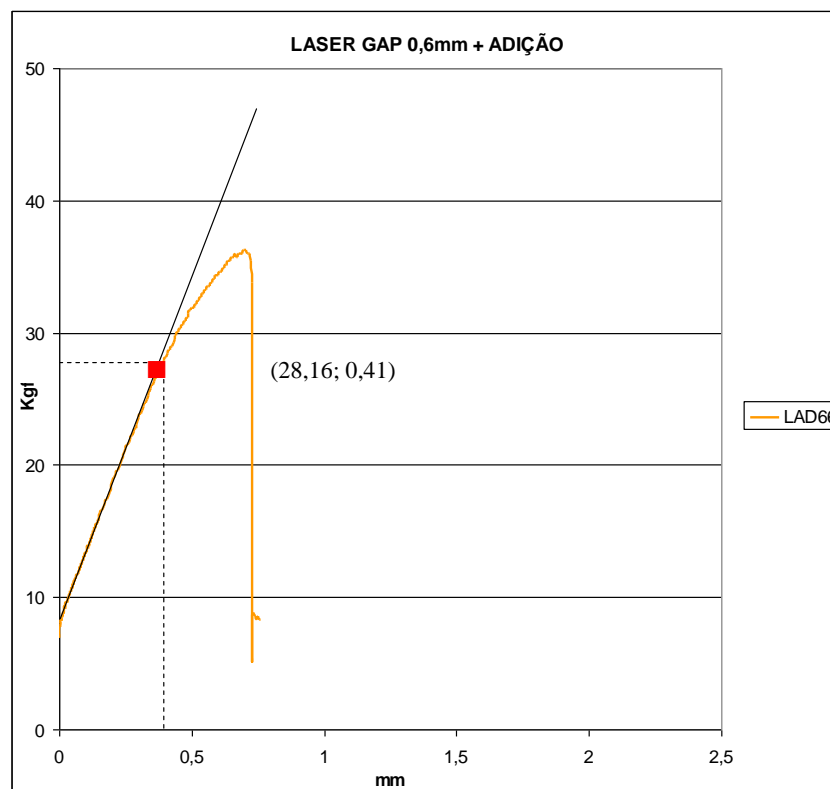
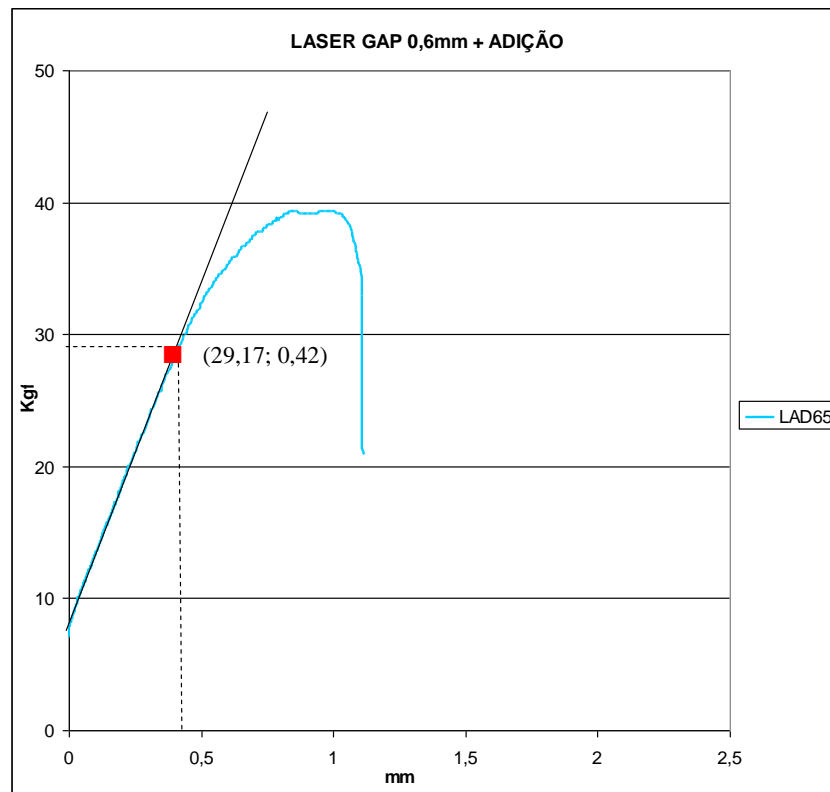




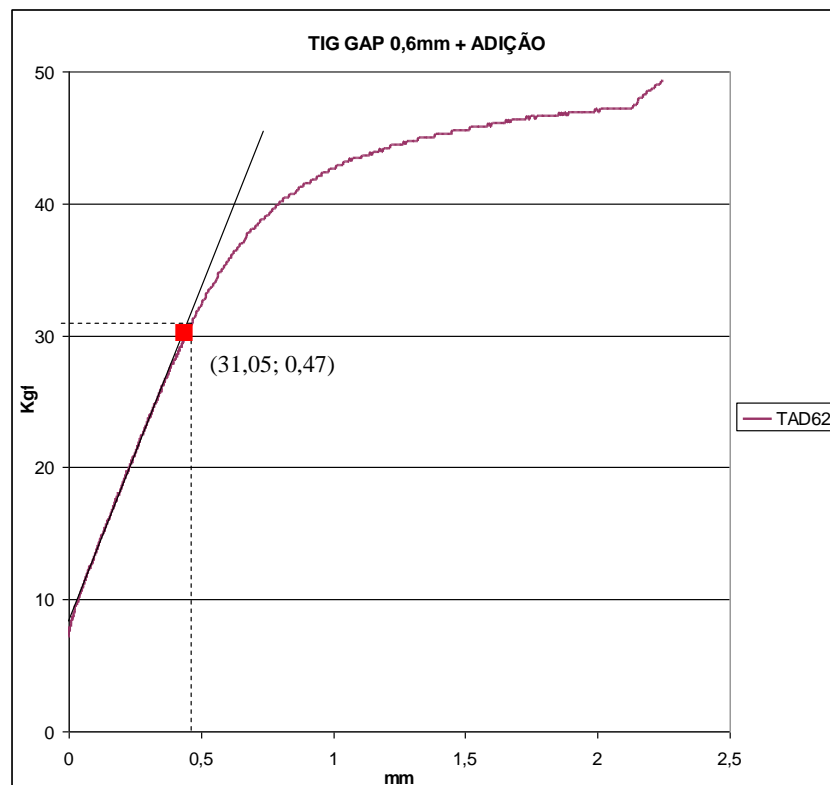
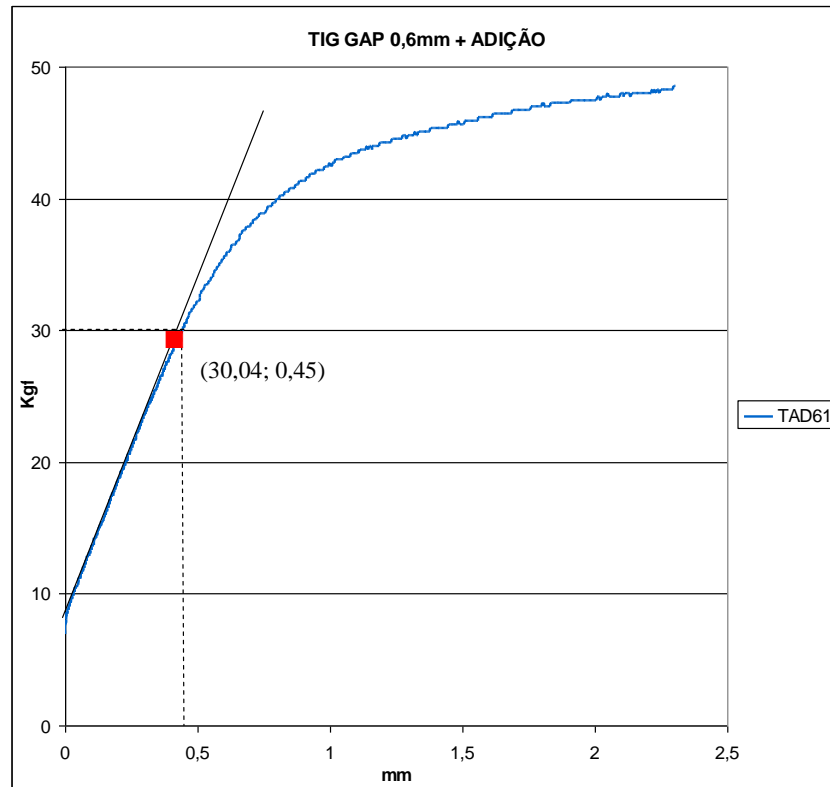
9.4 APÊNDICE D – Gráficos do grupo LASER com adição

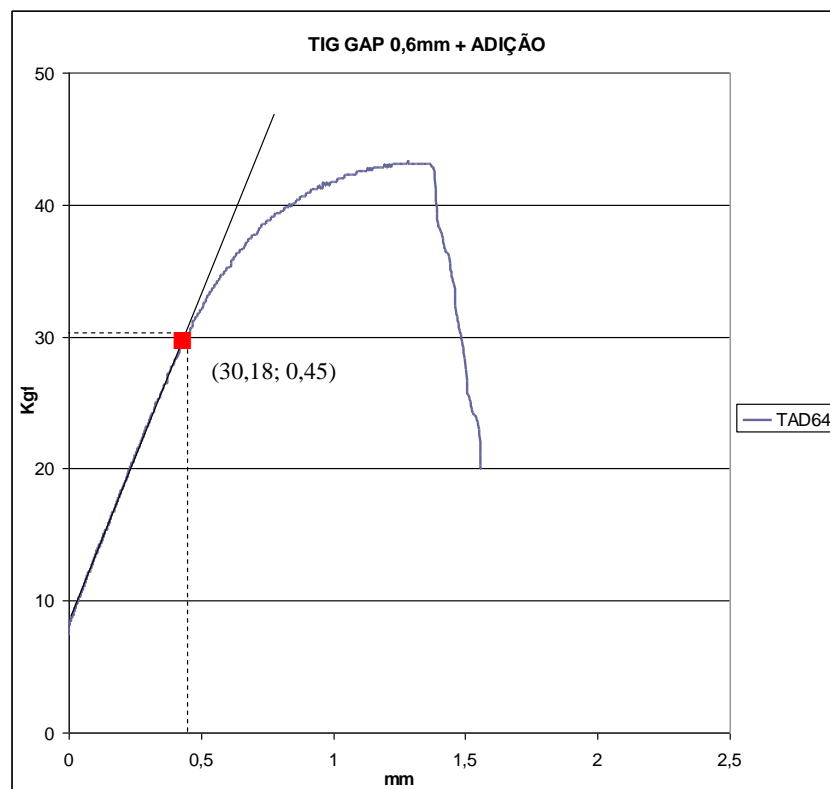
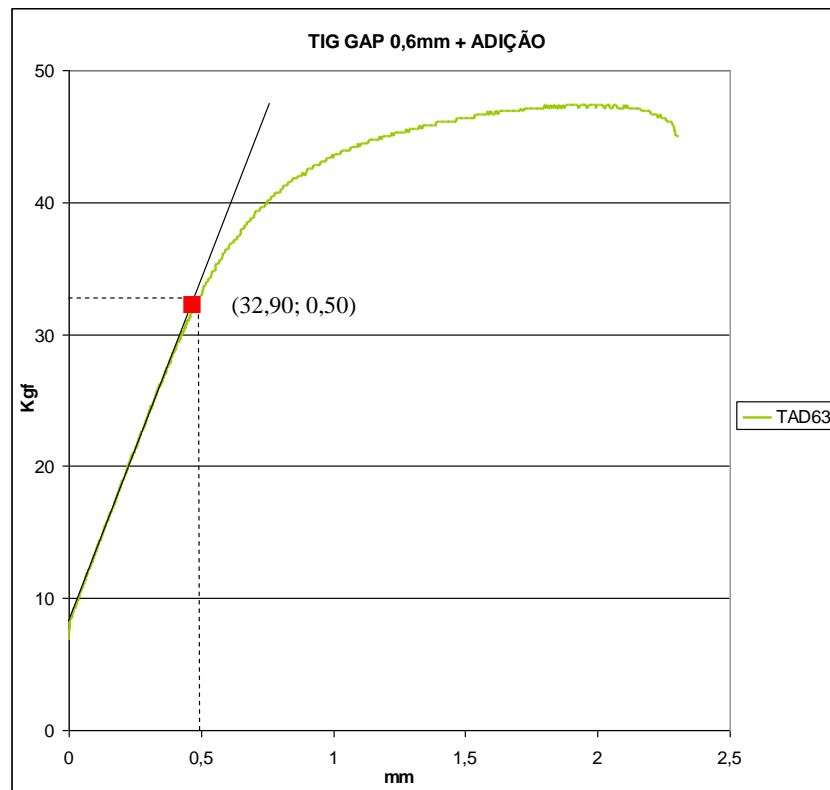


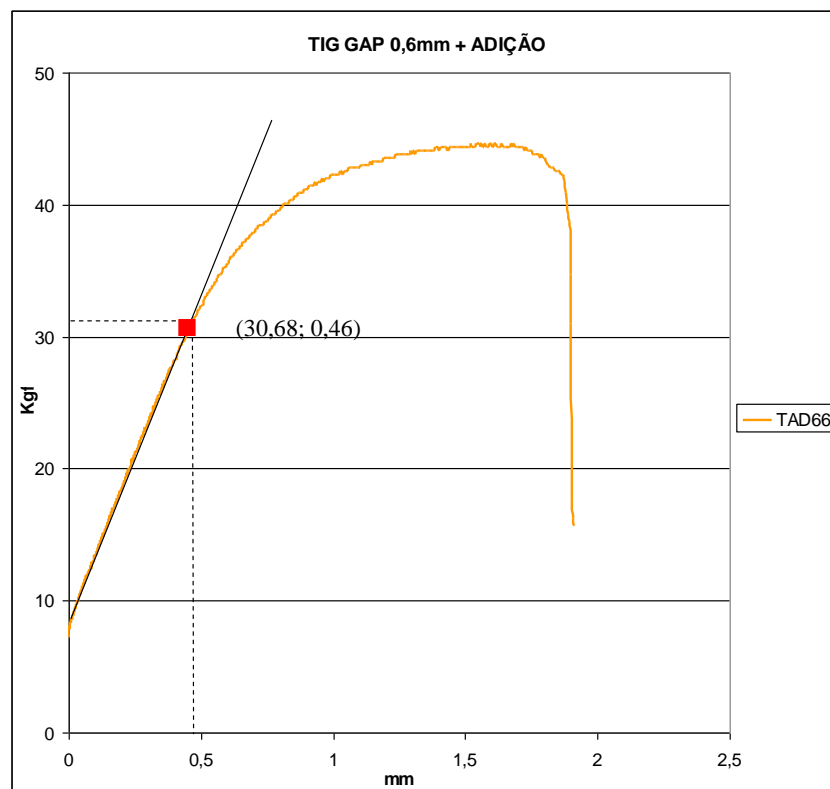
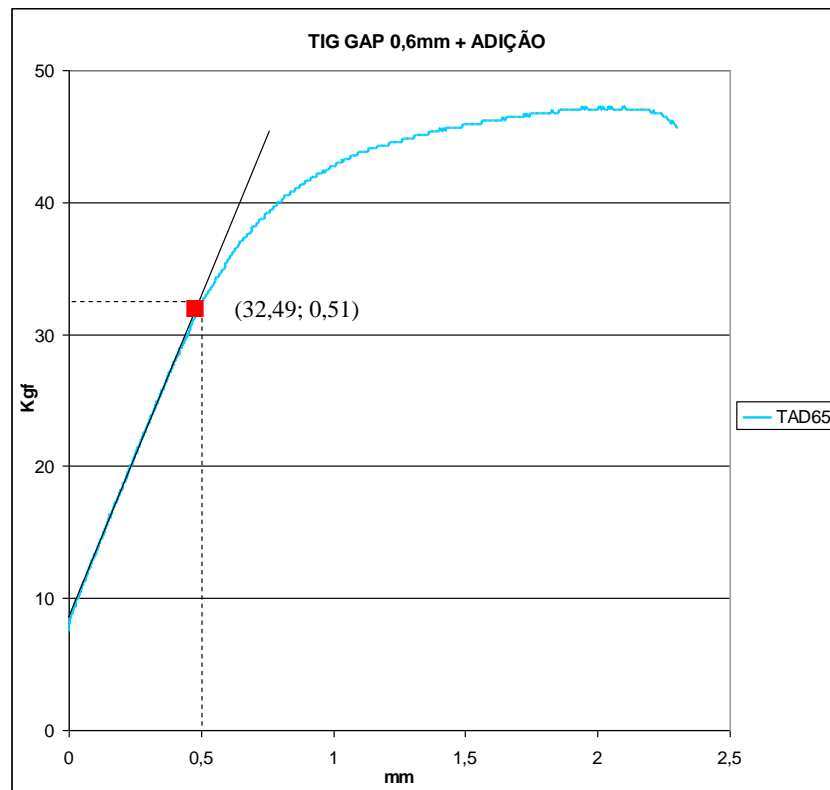




9.5 APÊNDICE E – Gráficos do grupo TIG com adição







REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AL WAZZAN, K. A. & AL-NAZZAWI, A. A. Marginal and Internal Adaptation of Commercially Pure Titanium and Titanium-Aluminium-Vanadium Alloy Cast Restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 8, n. 1, p. 019-026, 2007.
- ANUSAVICE, Kenneth J. *Phillips – Materiais Dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
- ANUSAVICE, K. J.; OKABE, T.; GALLOWAY, S. E.; HOYT, D. J.; MORSE, P. K. Flexure Test Evaluation of Presoldered Base Metal Alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 54, n. 4, p. 507-517, 1985.
- BABA, N.; WATANABE, I. Penetration Depth into Dental Casting Alloys by Nd:YAG Laser. *Journal of Biomedical Materials Research*, part B, v. 72, p.64-68, 2005.
- BERG, E.; WAGNER, W. C.; DAVIK, G.; DOOTZ, E. R. Mechanical Properties of Laser Welded Cast and Wrought Titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 74, n. 3, p. 250-257, 1995.
- BERTRAND, C.; LE PETITCORPS, Y.; ALBINGRE, L.; DUPUIS, V. The Laser Welding Technique Applied to the Non Precious Dental Alloys Procedure and results. *British Dental Journal*, v. 190, n. 5, p. 255-257, 2001.
- BERTRAND, C.; LE PETITCORPS, Y.; ALBINGRE, L.; DUPUIS, V. Optimization of Operator and Physical Parameters for Laser Welding of Dental Materials. *British Dental Journal*, v. 196, n. 7, p. 413-418, 2004.
- BOTEGA, D. M. Resistência a Tração do Titânio Comercialmente Puro soldado a LASER em Diferentes Distâncias e Diâmetros. Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. 2005.
- CHAI, T.; CHOU, C. K. Mechanical Properties of Laser-Welded Cast Titanium Joints under Different Conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n. 4, p. 477-483. 1998.
- CHAVES, M.; VERMILYEA, S. G.; PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W. A. Effects of Three Soldering Techniques on the Strength of High-Palladium Alloy Solder Joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n. 6, p. 677-684. 1998.
- CONTRERAS, E. F. R.; HENRIQUES, G. E. P.; GIOLO, S. R.; NOBILO, M. A. A. Fit of Cast Commercially Pure Titanium and Ti-6Al-4V Alloy Crowns Before and After Marginal Refinement by Electrical Discharge Machining. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 88, n. 5, p. 467-472. 2002.

- FARIA, A. C. L. Estudo da Biocompatibilidade de Ligas Metálicas Odontológicas e do Tipo Obtidos por Fundição. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. 2005.
- GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser Welding of Prostheses – An Initial Report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 24, n. 4, p. 472-476, 1970.
- HART, C. N.; WILSON, P. R. Evaluation of Welded Titanium Joints Used with Cantilevered Implant-Supported Prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 96, n. 1, p. 25-32, 2006.
- IWASAKI, K.; OHKAWA, S.; ROSCA, I. D.; UO, M.; AKASAKA, T.; WATARI, F. Distortion of Laser Welded Titanium Plates. *Dental Materials Journal*, v. 23, n. 4, p. 593-599, 2004.
- JEMT, T.; BERGENDAL, B.; ARVIDSON, K.; BERGENDAL, T.; KARLSSON, U.; LINDEN, B.; RUNDKRANTZ, T.; WENDELHAG, I. Implant-Supported Welded Titanium Frameworks in the Edentulous Maxilla: a 5-Year Prospective Multicenter Study. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 15, n. 6, p. 544-548, 2002.
- LIU, J.; WATANABE, I.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Joint Strength of Laser-Welded Titanium. *Dental Materials*, v. 18, p. 143-148, 2002.
- LOPES, M. A.; ROCHA-SOUZA, L.; SOUZA, P. C. R. D.; BEATRICE, C. R. S.; GUASTALDI, A. C. Estudo de Juntas Soldadas a Laser do Tipo Empregado em Próteses sobre Implantes. *II Conferência Brasileira sobre Temas de Tratamento Térmico*, Atibaia - São Paulo - Brasil, 2004.
- MCCRACKEN, M. Dental Implant Materials: Commercially Pure Titanium and Titanium Alloys. *Journal of Prosthodontics*, v. 8, n. 1, p. 40-43, 1999.
- MUZILLI, C. A. Avaliação da Retenção de Grampos Circunferenciais de Ackers e por Ação de Ponta – Tipo “7” – Fundidos em Três Diferentes Ligas, Fraturados e Soldados a LASER. Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2004.
- NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in Dentistry: Development and Research in the U.S.A. *Dental Materials Journal*, v. 15, n. 2, p. 77-90, 1996.
- NEO, T. K.; CHAI, J.; GILBERT, J. L.; WOZNIAK, W. T.; ENGELMAN, M. J. Mechanical Properties of Titanium Connectors. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 9, n. 4, p. 379-393, 1996.
- ODA, Y.; OKABE, T. Effect of Corrosion on the Strength of Soldered Titanium and Ti-6Al-4V alloy. *Dental Materials*, v. 12, n. 3, p. 167-172, 1996.
- ORTORP, 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. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 12, n. 1, p. 65-72, 1999.

- ÖZEN, J.; URAL, A. U.; DALKIZ, M.; BEYDEMİR, B. Influence of Dental Alloys and All-Ceramic Material on Cell Viability and Interleukin-1 Beta Release in a Three-Dimensional Cell Culture Model. *Turkish Journal of Medical Sciences*, n. 35, p. 203-208, 2005.
- PRESTON, J. D.; REISBICK, M. H. Laser Fusion of Selected Dental Casting Alloys. *Journal of Dental Research*, v. 54, n. 2, p. 232-238, 1975.
- ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L. B.; VILLAVÉRDE, A. B. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys submitted to Nd: YAG Laser or TIG Welding. *Brazilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v. 17, n. 1, p. 20-23, 2006.
- ROGGENSACK, M.; WALTER, M. H.; BÖNING, K. W. Studies on Laser and Plasma Welded Titanium. *Dental Materials*, v. 9, n. 2, p. 104-107, 1993.
- SJÖGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser Welding of Titanium in Dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 46, p. 247-253, 1988.
- SOUZA, S. A. *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos – Fundamentos Teóricos e Práticos*. 5. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1982.
- SOUZA, P. C. R. D. de; DINATO, J. C.; BEATRICE, C. R. S.; GUASTALDI, A. C.; BOTTINO, M. A. Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões Soldadas Empregando Laser e Brasagem. *Revista da APCD*, v. 54, n. 6, p. 470-475, 2000.
- TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti Alloys for Dental Castings. *Dental Materials*, v. 5, n. 1, p. 45-50, 1989.
- TAMBASCO, J.; ANTHONY, T.; SANDVEN, O. Laser Welding in the Dental Laboratory: An Alternative to Soldering. *Journal of Dental Technology*, v. 13, n. 4, p. 23-31, 1996.
- TAYLOR, J. C.; HONDRUM, S. O.; PRASAD, A.; BRODERSEN, C. A. Effects of Joint Configuration for the Arc Welding of Cast Ti-6AL-4V Alloy Rods in Argon. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n. 3, p. 291-297. 1998.
- UENO, A. H. Avaliação da Resistência ao Dobramento de Juntas Soldadas por Dois Métodos: Arco Elétrico em Atmosfera de Argônio e Convencional a Maçarico, em Liga de Metal não Nobre à Base de Ni-Cr. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, 1993.
- VENUGOPALAN, R.; LUCAS, L. C. Evaluation of Restorative and Implant Alloys Galvanically Coupled to Titanium. *Dental Materials*, v. 14, p. 165-172, 1998.
- WAINER, Emílio et cols. *Soldagem: Processos e Metalurgia*. 2. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1992. 5. reimpressão da referida edição, publicada em 2005.
- WANG, R. R.; CHANG, C. T. Thermal Modeling of Laser Welding for Titanium Dental Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n. 3, p. 355-341. 1998.
- WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for Prosthodontic Applications: A Review of the Literature. *Quintessence International*, v. 27, n. 6, p. 401-408, 1996.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining Titanium Materials with Tungsten Inert Gas Welding, Laser Welding and Infrared Brazing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 74, n. 5, p. 521-530. 1995.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of Dental Casting Alloys: a Review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 83, n. 2, p. 223-234. 2000.

WATANABE, I.; BABA, N.; CHANG, J.; CHIU, Y. Nd:YAG Laser Penetration into Cast titanium and Gold Alloy with Different Surface Preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 33, n. 6, p. 443-446, 2006.

WISKOTT, H. W.; DOUMAS, M. T.; SCHERRER, S. S.; SUSZ, C.; BELSER, U. C. Microstructures of Brazings and Welds Using Grade 2 Commercially Pure Titanium. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 14, n. 1, p. 40-47, 2001.

YAMAGISHI, T.; ITO, M.; FUJIMURA, Y. Mechanical Properties of Laser Welds of Titanium in Dentistry by Pulsed Nd:YAG Laser Apparatus. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 70, n. 3, p. 264-273. 1993.

ZAVANELLI, R. A.; HENRIQUES, G. E. P. Um Simples Método para a Inspeção de Porosidades nas Fundições de Titânio. *Revista da ABO Nacional*, v. 9, n. 2, 2001.

BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR

ADA Council on Scientific Affairs. Titanium Applications in Dentistry. *Journal of American Dental Association*, v. 134, p. 347-349, 2003.

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *ASM Handbook*. 9° ed., v. 8 – Mechanical Testing, Metals Park: ASM Internacional, 1985.

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals Handbook*. 9° ed., v. 1, Metals Park, Ohio: American Society for Metals, 1978.

AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals Handbook*. 9° ed., v. 6 – Welding, Brazing and Soldering, Metals Park, Ohio: American Society for Metals, 1978.

BEZERRA, R. M.; SOUZA, P. C. R. D.; RAMIRES, I.; BOTTINO, M. A.; GUASTALDI, A. C. Microestrutura e Resistência à Corrosão do Ti c.p. Soldado a Laser Utilizado em Prótese sobre Implante. *Eclética Química*, v. 24, p. 113-124, 1999.

CLELLAND, N. L.; CARR, A. B.; GILAT, A. Comparison of Strains Transferred to a Bone Simulant between as-Cast and Postsoldered Implant Frameworks for a Five-Implant-Supported Fixed Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*, v. 5, n. 3, p. 193-200, 1996.

DIAS, C. S. L. Tipos de Soldagem Utilizados na Confecção de Próteses Fixas. Monografia de Curso de Especialização em Prótese Dentária, Escola de Aperfeiçoamento Profissional, Associação Brasileira de Odontologia – Seção Bahia, 2002.

FUJIOKA, S.; KAKIMOTO, K.; INOUE, T.; OKAZAKI, J.; KOMASA, Y. Metallurgical Effects on Titanium by Laser Welding on Dental Stone. *Dental Materials Journal*, v. 22, n. 4, p. 581-591, 2003.

HAWBOLT, E. B.; MacENTEE, M. I. Effects of Fatigue on a Soldered Base Metal Alloy. *Journal of Dental Research*, v. 62, n. 12, p. 1226-1228, 1983.

IJIMA, D.; YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; KUROSAKI, N. Wear Properties of Ti and Ti-6Al-7Nb Castings for Dental Prostheses. *Biomaterials*, v. 24, n. 8, p. 1519-1524, 2003.

JEMT, T. Three-Dimensional Distortion of Gold Alloy Castings and Welded Titanium Frameworks. Measurements of the Precision of Fit between Completed Implant Prostheses and the Master Casts in Routine Edentulous Situations. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 22, p. 557-564, 1995.

LEE, W. V.; NICHOLLS, J. I.; BUTSON, T. J.; DALY, C. H. Fatigue Life of a Nd:YAG Laser-Welded Metal Ceramic Alloy. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 10, n. 5, p. 434-439, 1997.

- MAILLET, HENRY et cols. *O Laser*. São Paulo: Manole, 1987.
- MELLO, José Benedicto de; MELLO, Guilherme Paulo S de. *Laser em Odontologia*. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 2001.
- MISERENDINO, L. J.; PICK, R. M. *Lasers in Dentistry*. Singapore: Quintessence, 1995.
- MONDAY, J. J. L.; ASGAR, K. Tensile Strength Comparison of Presoldered and Postsoldered Joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 55, n. 1, p. 23-27, 1986.
- NABADALUNG, D. P.; NICHOLLS, J. I. Laser Welding of a Cobalt-Chromium Removable Partial Denture Alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n. 3, p. 285-290, 1998.
- RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of Implant Frameworks Fabricated by Different Techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 78, n. 6, p. 596-604. 1997.
- ROMERO, G. G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J. M.; CANTERBURY, A. A. Accuracy of Three Corrective Techniques for Implant Bar Fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 84, n. 6, p. 602-607. 2000.
- RUBENSTEIN, J. E. Stereo Laser-Welded Titanium Implant Frameworks: Clinical and Laboratory Procedures with a Summary of 1-Year Clinical Trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 74, n. 3, p. 284-293. 1995.
- SAHIN, S.; CEHRELI, M. The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dentistry*, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.
- SRIMANEEPONG, V.; YONEYAMA, T.; KOBAYASHI, E.; DOI, H.; HANAWA, T. Mechanical Strength and Microstructure of Laser-Welded Ti-6Al-7Nb Alloy Castings. *Dental Materials Journal*, v. 24, n. 4, p. 541-549, 2005.
- STAFFANOU, R. S.; RADKE, R. A.; JENDRESEN, M. D. Strength Properties of Soldered Joints from Various Ceramic-Metal Combinations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 43, n. 1, p. 31-39. 1980.
- TEHINI, G. E.; STEIN, R. S. Comparative Analysis of Two Techniques for Soldered Connectors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 69, n. 1, p. 16-19. 1993.
- WATANABE, I.; TOPHAM, D. S. Laser Welding of Cast Titanium and Dental Alloys Using Argon Shielding. *Journal of Prosthodontics*, v. 15, n. 2, p. 102-107, 2006.
- WEE, A. G.; AQUILINO, S. A.; SCHNEIDER, R. L. Strategies to Achieve Fit in Implant Prosthodontics: a Review of the Literature. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 12, n. 2, p. 167-178, 1999.
- WISKOTT, H. W.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U. C. Fatigue Resistance of Soldered Joints: a Methodological study. *Dental Materials*, v. 10, p. 215-220, 1994.
- ZUPANCIC, R.; LEGAT, A.; FUNDUK, N. Tensile Strength and Corrosion Resistance of Brazed and Laser-Welded Cobalt-Chromium Alloy Joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 96, n. 4, p. 273-282, 2006.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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