

Marcos Bilharinho de Mendonça

**Estudo comparativo entre duas técnicas de soldagem de barras
pré-fabricadas em Ti (Ti-6Al-4V) com três diferentes configurações**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da faculdade de odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica

Uberlândia - 2013

Marcos Bilharinho de Mendonça

**Estudo comparativo entre duas técnicas de soldagem de barras
pré-fabricadas em Ti (Ti-6Al-4V) com três diferentes configurações**

Orientador: Prof. Dr. Célio de Jesus do Prado

Co-Orientador: Prof. Dr. Paulo César Simamoto-Júnior

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da faculdade de odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Prof. Dr. Célio de Jesus do Prado

Profa. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto

Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

Uberlândia - 2013

COMISSÃO EXAMINADORA

A comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de mestrado do programa de Pós-graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em ____ / ____ / ____ considerou o candidato MARCOS BILHARINHO DE MENDONÇA _____.

Prof. Dr. Célio de Jesus do Prado

Profa. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto

Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

DEDICATÓRIA:

A Deus que guia meus passos e está sempre presente em meu coração, que estende seu poder sobre mim sempre que necessário.

Aos meus pais que se dedicaram sempre e sem medir esforços para proporcionarem a mim todas as oportunidades de crescimento intelectual e humano favorecendo minha inclusão na sociedade trilhando os caminhos da honestidade. Não é possível retribuir tamanho amor e dedicação...

Às minhas filhas Luísa e Paula pelo carinho e respeito, por alegrarem minha vida e por terem assumido que meus momentos ausentes em suas vidas em decorrência desse passo dado tiveram um significado muito especial, e que elas saibam que mais que uma realização pessoal, esse passo foi um exemplo de garra e sacrifício para que elas se orgulhem. Vocês são o fim de tudo na minha vida... Vislumbro as vidas de vocês, vejo os caminhos que deverão trilhar e assim tenho forças para seguir firme em frente!

Aos meus irmãos, Luciana, Berenice, Fernanda, Renata, Patrícia, Gastão e Fausto meu muito obrigado do coração, o apoio de vocês é fundamental em todos os momentos da minha vida, que família adorável e companheira, pessoas de índole irretocável e solícitas ao extremo, contamos uns com os outros sem receios e com muito prazer!

Aos cunhados Edmur e Presotto pelos incontáveis momentos de descontração e informalidade que dão tempero e equilíbrio às durezas da vida e, sobretudo pelas conversas superimportantes e apropriadas nos momentos difíceis. Desnecessário dizer o quanto me sinto bem com vocês e o quanto os admiro!

Às cunhadas Ângela e Maria Lúcia pelo apoio e amizade, o acolhimento emocional promovido por vocês sempre foi muito importante na manutenção de minha caminhada profissional.

Aos amigos que notaram e sentiram minha ausência, se preocuparam com meu bem estar e saúde, que sempre demonstram o carinho e atenção que têm por mim, em especial Douglas, Fernando, Ismael, Marcos Pains e Wesley. Nossa amizade é fonte de energia para minha alma, impossível descrever em palavras a satisfação de tê-los a meu lado!

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, **Prof. Dr. Célio Jesus do Prado** por dispor de seu tempo e de seus conhecimentos para abrilhantar minha formação acadêmica. Minha admiração e eterna gratidão por sua inestimável contribuição.

À **Faculdade de Odontologia** da Universidade Federal de Uberlândia e ao seu **Programa de Pós-Graduação**.

Ao **Prof. Paulo César Simamoto-Júnior** pelo carinho de sua atenção especial nos momentos necessários ao caminhar desse trabalho.

Ao laboratório **ESTES** pelo apoio técnico na confecção das barras e soldas TIG na pessoa do **Prof. Paulo Simamoto**.

Ao laboratório do **Marco Aurélio** pela presteza na soldagem Laser na pessoa do técnico **Thiago** e ao colega **Matheus** pela soldagem TIG do estudo.

Ao **LPM (Laboratório de Projetos Mecânicos)** da FEMEC (Faculdade de Engenharia Mecânica) da Universidade Federal de Uberlândia na pessoa do **Prof. Cleudmar Amaral de Araújo**, meu muito obrigado por toda a ajuda e transmissão de conhecimentos.

Aos meus companheiros de curso, em especial **Douglas e Marcos Pains** pelas viagens, companhia, amizade e troca de informações, à **Marina e à Marcília** que tanto ajudaram e colaboraram no desenvolvimento de meu trabalho, à **Morgana e Juliana** pelas dicas importantes durante a jornada trilhada.

Aos **funcionários da Pós-graduação FOUFU**, pelo auxílio nas questões burocráticas em especial à **Graça** que se desdobra sempre em função de nos proporcionar melhores soluções aos problemas que se apresentam. A caminhada fica mais suave com sua inestimável colaboração!

Aos **professores das disciplinas cursadas**, sem exceções, que se mostraram receptivos e competentes, passaram seus conhecimento com o furor e espírito dos verdadeiros mestres e ajudaram enormemente ao meu crescimento técnico e humano.

A esteticista **Maria Ignêz** pelo carinho nas análises estatísticas.

A todos que de alguma forma contribuíram para realização deste trabalho.

*“Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,
qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim”.*

(Chico Xavier)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	01
LISTA DE TABELAS	03
LISTA DE FIGURAS	04
RESUMO	06
ABSTRACT	07
1. INTRODUÇÃO	08
2. REVISAO DE LITERATURA	14
2. 1. A implantodontia em seu histórico recente	14
2. 2. Cirurgia em dois estágios (carga mediata) versus um estágio (carga imediata)	15
2. 3. A importância do assentamento passivo das barras metálicas	17
2. 4. Técnicas que almejam a obtenção do assentamento passivo	19
3. PROPOSIÇÃO	22
4. MATERIAIS E MÉTODOS	23
4.1. Obtenção do modelo mestre	23
4.2. Confeção das barras pré-fabricadas em Titânio (Ti-6Al-4V).	24
4.3. Confeção do modelo fotoelástico	26
4.4. Obtenção da constante óptica da resina fotoelástica	31
4.5. Metodologia para o estudo com a solda TIG	34
4.5.1. Seccionamento das barras para soldagem TIG	34
4.5.2. Verificação da inexistência de tensões nos fragmentos das barras unidos para confecção dos indexes de soldagem	35
4.5.3. Confeção dos indexes de soldagem	36

4.5.4. Soldagem das barras com a solda TIG	38
4.5.5. Confeção da base de apoio do modelo fotoelástico no polariscópio	38
4.5.6. Tomada das fotografias no polariscópio	40
4.5.6.1. Catalogamento das fotografias	41
4.5.6.2. Número de fotografias para cada barra após a soldagem TIG	42
4.6. Metodologia para o estudo com a solda Laser	43
4.6.1. Seccionamento das barras para soldagem Laser	43
4.6.2. Número de fotografias para cada barra após a soldagem Laser	44
4.6.3. Necessidade de adição de um fio de Ti entre as partes a serem soldadas	45
4.7. Grupos estudados	45
4.8. Coleta de dados	46
4.8.1. Fotografias	46
4.8.2. Análise de ordem de franja nas fotografias	47
4.8.3. Cálculo das tensões cisalhantes	48
4.9. Análise dos dados	48
4.9.1. Comparação entre os tipos de solda	48
4.9.2. Comparação entre os desenhos das barras	49
5. RESULTADOS	50
6. DISCUSSÃO	51
7. CONCLUSÃO	55
REFERÊNCIAS	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM - Computer-aided design / Computer-aided manufacturing

Co-Cr – Liga de cobalto, cromo.

DP - Desvio Padrão

FEMEC - Faculdade de Engenharia Mecânica

G3L – Grupo formado pela barra 3 e solda Laser

G3T – Grupo formado pela barra 3 e solda TIG

G4L – Grupo formado pela barra 4 e solda Laser

G4T – Grupo formado pela barra 4 e solda TIG

G5L – Grupo formado pela barra 5 e solda Laser

G5T – Grupo formado pela barra 5 e solda TIG

h - Espessura do modelo fotoelástico

k - Constante óptica da resina fotoelástica

KPa - Quilo Pascal

Laser - light amplification by stimulated emission of radiation

LPM - Laboratório de Projetos Mecânicos

Mm – micrômetro

mm - milímetro

N – Newtons

Ni-Cr-Ti – Liga de níquel, cromo e titânio.

$p < 0,05$ – Índice de significância para o teste estatístico

Ti – Titânio

Ti-6Al-4V – Liga de titânio, alumínio e vanádio.

TIG – Tungsten inert gas

τ_{\max} - Tensão cisalhante máxima

$\tau_{\max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{K \sigma N}{2h}$ - Fórmula da Lei Óptica das tensões

TPS – plasma spray de titânio

UCLA - University of California, Los Angeles

UFU - Universidade Federal de Uberlândia

N - valor da ordem de franja

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Obtenção dos valores relacionando carga aplicada (P) versus ordem de franja (N).	33
Tabela 2. Valores da tensão cisalhante em KPa (kilo Pascal), obtidas com a solda Laser e com a solda TIG, nas barras 3, 4 e 5 considerando todos os implantes.	56
Tabela 3. Valores da tensão cisalhante em KPa (kilo Pascal) obtidas com os implantes 1 e 5, considerando-se as barras 3, 4 e 5 e as soldas Laser e TIG.	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo mestre	24
Figura 2 – Modelo mestre vista oclusal	24
Figura 3 – Esquema das barras 3, 4 e 5 implantes, e barras prontas	25
Figura 4 – Forma de confecção das barras	25
Figura 5 – Barras 3, 4 e 5 prontas	25
Figura 6 – Distância entre os implantes	26
Figura 7 – Confecção da estrutura para transferência	26
Figura 8 – Confecção do molde para duplicar o modelo mestre em modelo fotoelástico	27
Figura 9 – Remoção do modelo mestre do molde	28
Figura 10 – Instalação dos implantes e Micro-Units no molde	29
Figura 11 – Confecção do modelo fotoelástico	30
Figura 12 – Modelo fotoelástico pronto com acabamentos	31
Figura 13 – Disco para obtenção da constante ótica da resina fotopolimerizável	32
Figura 14 – Disco de obtenção da constante ótica recebendo carga e mostrando franjas.	32
Figura 15 – Gráfica da curva de calibração do disco	33
Figura 16 – Esquema de corte das barras 3, 4 e 5	34
Figura 17 – Disco utilizado para o corte das barras	34
Figura 18 – Barras cortadas e seus fragmentos	35
Figura 19 – Fragmentos sendo instalados no modelo fotoelástico	36
Figura 20 – Fragmentos das barras 3, 4 e 5 fixados - confecção dos indexes de soldagem	37
Figura 21 – Indexes de soldagens prontos e barras prontas para a soldagem	37
Figura 22 – Soldagem das barras com a solda TIG	38
Figura 23 – Confecção da base acrílica do polariscópio	39

Figura 24 – Modelo e barra 4 no polariscópio	40
Figura 25 – Numeração adotada para catalogamento das fotografias	41
Figura 26 – Posições das fotografias tomadas para o estudo	41
Figura 27 – Esquema demonstrando sequência e número de fotografias efetuadas para a soldagem das barras 3, 4 e 5 com a solda TIG	42
Figura 28 - Esquema de corte das barras 3, 4 e 5	43
Figura 29 – Esquema demonstrando sequência e número de fotografias efetuadas para a soldagem das barras 3, 4 e 5 com a solda Laser	44
Figura 30 – Esquema mostrando os grupos formados	45
Figura 31 - Esquema demonstrando sequencia e número de fotografias efetuadas para a soldagem das barras 3, 4 e 5 com as soldas TIG e Laser	46
Figura 32 – Fotografias e distribuição dos pontos para análise das tensões	47
Figura 33 – Escala que relaciona o valor de ordem de franja e a cor do ponto observado	47
Figura 34 – Esquema da 1ª análise efetuada no estudo (comparação entre soldas)	48
Figura 35 - Esquema da 2ª análise efetuada no estudo (comparação entre barras)	49

RESUMO

As barras em trabalhos múltiplos sobre implantes têm sido seccionadas e soldadas para obter-se ajuste passivo. O próprio processo de soldagem, porém, pode levar a desajustes. O objetivo desse estudo foi avaliar as tensões geradas em implantes esplintados por três diferentes desenhos de barras pré-fabricadas em Ti (Ti-6Al-4V) soldadas por duas técnicas de soldagem (Laser e Tungsten Iner Gas (TIG)). Três barras, utilizando 5, 4 e 3 implantes foram soldadas com solda Laser e TIG (tungsten inert gas), formando os grupos (G3L,G3T), (G4L, G4T), (G5L,G5T). As tensões foram mensuradas com análise fotoelástica quantitativa. Resultados. Entre os grupos G5T e G5L houve maiores concentrações de tensão para solda TIG ($p<0.05$), e entre G3T e G3L para solda Laser. Entre os grupos G4T e G4L não houve diferenças significativas ($p>0.05$). A análise estatística utilizou o teste de variância (anova Fisher) indicando o maior valor pela média. Na segunda análise comparou-se os implantes Nº 1 e 5 por serem comuns às três barras. Não houve diferenças significativas na análise do implante nº 1 ($p>0.05$). No implante nº 5 no grupo Laser, G3L foi significativamente diferente com maiores valores que G4L e G5L. No implante nº 5 no grupo TIG, apenas G5T foi significativamente diferente com maiores valores que G4T e G3T. A análise estatística utilizou o teste de variância (anova Fisher) indicando o maior valor pelo teste Tukey. Em conclusão, melhores resultados para TIG nas barras com menos implantes, e Laser nas barras com mais implantes.

ABSTRACT

In the past few years, frameworks for multiple implants have been sectioned and welded for a passive fit. However, the welding process itself may lead to misalignments. The objective of this study was to evaluate the stress generated on splinted implants by three different designs of Ti (Ti-6Al-4V) prefabricated frameworks welded with two different techniques. Three frameworks were welded with Laser or TIG (tungsten inert gas) to implants 3, 4 and 5, forming (G3L, G3T), (G4L, G4T), and (G5L, G5T), groups. Stress was measured by quantitative photoelastic analysis. Results: There was higher concentration of stress with TIG in groups G5T and G5L, and with Laser in groups G3T and G3L ($p < 0.05$). The statistical analysis used the Fisher Anova test. In G4T and G4L groups, no significant difference was observed ($p > 0.05$). On the second analysis, the stress of the implants on each framework was analyzed on implants 1 and 5, since they are present on the three frameworks. No significant differences were observed in the analysis of implant 1 ($p > 0.05$). On implant 5 of the Laser group, G3L was significantly different, with higher values than those of G4L and G5L. On implant 5 of the TIG group, only G5T was significantly different, with higher values than those of G3T and G4T. The statistical analysis used the Fisher Anova test and Tukey-S-B test. Conclusion: results were better for TIG on frameworks with fewer implants, and for Laser on frameworks with more implants.

KeyWords: Implants, Framework, Misfit, Welding, Photoelasticity

1. Introdução

A humanidade vem sofrendo com a perda dental desde seus primórdios, e na história da existência humana depara-se com evidências das tentativas de substituição dental. (PADOVAN et al. 2008)

Bandas e fios de ouro foram utilizados pelos Fenícios após 2500 a.C., os etruscos esculpam dentes em marfim para construção de próteses parciais que eram fixadas aos dentes remanescentes com fios de ouro e bandas que também serviam para posicionar os próprios dentes extraídos. Por volta de 600 d.C., os maias utilizaram implantes constituídos de fragmentos de conchas marinhas instalados em alvéolos de dentes extraídos. (ANUSAVICE, 2005)

Na odontologia contemporânea, vários autores reportam os indivíduos desdentados como sendo verdadeiros “inválidos bucais”, mutilados que tem sua capacidade funcional mastigatória reduzida, sua auto estima diminuída, sua condição social prejudicada, quando comparados aos indivíduos com dentição saudável. (CARLSSON, 1984; PIANCINO et al., 2005)

Na história recente da humanidade, devido ao grande avanço do conhecimento humano na ciência e tecnologia, novas e importantes descobertas tem sido implementadas a todo instante no intuito de sanar os problemas que afligem o indivíduo, e nesse aspecto, a odontologia vem fazendo grandes progressos.

Um marco histórico para a odontologia foi instaurado com as pesquisas de Branemark, quando este encontrou união direta, forte e estável entre o osso e uma câmara de titânio inserida cirurgicamente em tíbia de coelhos, criando-se o termo osseointegração para designar esta união. (BRANEMARK et al, 1987)

Com essa descoberta, Branemark estudou os fenômenos cicatriciais em seus diferentes momentos, no mesmo indivíduo “*in vivo*”, uma vez que estas câmaras

permitiam o acoplamento a microscópios. Ao constatar-se que a remoção das câmaras dispndia grande força para separá-la do osso, vislumbrou-se seu uso como dispositivo de ancoragem óssea direta na terapia ortopédica de reposição protética de membros superiores e inferiores. O uso na substituição dental ainda não havia sido intuído. (BRANEMARK et al., 1987)

Porém, a inteligência humana transportou essa ideia à odontologia mediante a observação das deficiências funcionais e estéticas, bem como as limitações sociais sofridas pelos indivíduos edêntulos portadores de próteses totais removíveis, intuindo-se que poderiam ser minimizadas com a aplicação do conceito de osseointegração. (BRANEMARK et al., 1987).

Na década de 60, com critério científico apurado, após inúmeros estudos em cães que demonstraram resultados promissores, desenvolveu-se o sistema de implantes Branemark, cuja aplicação fora normatizada sob um rígido protocolo de utilização, almejando a reprodutividade de resultados. Esse protocolo desenvolvido pelo grupo do Prof. Dr. Branemark tinha o intuito de reabilitar pacientes totalmente edentados mandibulares, para proporcionar-lhes conforto e condições funcionais mastigatórias adequadas. (BRANEMARK, 1983)

Na proposta inicial desse grupo, por meio das reabilitações com implantes ósseo-integráveis, considerava-se sua instalação com a realização de dois estágios cirúrgicos, ou seja, em um primeiro momento instalavam-se as fixações (implantes), e após três a seis meses de “osseointegração” efetuava-se a exposição das plataformas protéticas dos implantes para instalação das conexões protéticas e da prótese propriamente dita. (BRANEMARK et al., 1983)

Naquele momento, a instalação prematura das próteses, ou seja, antes do período de osseointegração, era considerada fator de risco à perda dos implantes sendo que esse fato determinou a rigidez desse protocolo. Ponderava-se que a carga prematura sobre os implantes determinaria micromovimentos aos implantes induzindo o organismo a criar um tecido fibroso em torno desses, o que por sua vez impediria sua osseointegração (KAPPUR, 1980; BRANEMARK, 1983)

Outra justificativa para o não carregamento imediato do implante era que o osso necrótico das margens dos leitos preparados não teria condições de dissipar as

cargas oriundas da função mastigatória, e em sendo assim deveria ser primeiramente substituído por osso neoformado (ADEL, 1981; KAPPUR, 1980)

Esse protocolo é considerado um tratamento com alto índice de sucesso, alcançando patamares de 98% para cirurgia e 97% para as próteses instaladas em acompanhamentos longitudinais comprovados por farta documentação científica. (ADEL, 1981; JENT, 1991; JENDRESEN et al., 1995)

Com a evolução das técnicas cirúrgicas e dos implantes no que diz respeito a seu desenho, tratamentos de superfície. calcados em inúmeros estudos realizados na implantodontia, somados aos interesses dos pacientes em obter um tratamento mais célere, menos traumático e desconfortável, novas técnicas foram sendo introduzidas, as quais deixavam em parte o rigor do protocolo inicial instituído por Branemark. (CHIAPASCO et al., 1997; PIATELLI et al., 1997; BRANEMARK et al., 1998)

Pesquisadores chegaram à conclusão que implantes bem instalados no leito ósseo receptor estariam firmemente ancorados ao osso e poderiam suportar as cargas de função mastigatória enquanto o processo de osseointegração estaria ocorrendo. Esse foi o conceito de estabilidade primária na instalação dos implantes que levou à ideia de realização dos trabalhos de instalação dos implantes e da prótese sobre estes em tempo bastante reduzido, cerca de 1 a 7 dias (carga imediata). Não haveria, portanto, a necessidade de espera pela osseointegração que ocorreria com os implantes em função mastigatória, reduzindo o tempo clínico, os custos, o tempo de espera e o desconforto ao paciente. (LEKHOLM e ZARB, 1985)

Assim, a osseointegração ocorreria com os implantes em função, calcados na estabilidade primária e na ferulização desses implantes pelo próprio trabalho protético. (BRUNSKI, 1992; WHORLE, 1998; LEKHOLM; ZARB, 1985; JIMÉNEZ-LÓPEZ 2004; QUILAN et al., 2005)

Entretanto, independente do protocolo seguido, se de carga imediata ou mediata, encontrava-se um problema comum inerente às técnicas de confecção das infraestruturas metálicas dos trabalhos pelos quais os implantes eram ferulizados. Verificou-se que essas barras metálicas possuíam desajustes mínimos oriundos da somatória dos desajustes que ocorrem em todos os procedimentos de sua confecção, tais como, pequenas distorções de moldes e de expansão do gesso dos modelos, contrações

de fundição, usinagem, a extensão e morfologia da estrutura metálica e até mesmo a capacidade técnica de cada profissional. Esses desajustes causavam tensões indesejáveis aos implantes que a suportavam quando o torque em seus parafusos de retenção era realizado. (SARTORI et al., 2004; WANG; WEISCH, 1995; JIMÉNEZ-LÓPEZ, 2000; THOMÉ; MOLINARI; MELO, 2004, GOLL, 1991; KAN et al, 1999; ROMERO et al, 2000; WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999)

Essas tensões indesejáveis foram e são ainda hoje, objeto de estudo em vários trabalhos e tem-se como certo que provocam perda óssea, recessões gengivais, e perda de implantes em certos casos. Extraiu-se dessa problemática outro conceito da implantodontia denominado ajuste passivo da prótese, que tem como fundamento a adaptação da barra sobre os implantes sem causar-lhes tensões, mesmo após o torque em seus parafusos de fixação. Há consenso entre vários autores que a falta de adaptação das próteses sobre os implantes além da falta de ajuste passivo que causa tensões constantes sobre os implantes e sobre o osso suporte, pode trazer algumas consequências indesejáveis como falhas protéticas, acúmulo de bactérias, reações teciduais como mucosites e periimplantites e até perda da osseointegração (JEMT; BOOK, 1996; HELLDÉN; DÉRAND, 1998; TAYLOR et al., 2000; GUICHET; CAPUTO; CHOI et al, 2000; DINATO et al., 2001) Evitar-se-ia com a passividade de assentamento complicações de ordem mecânica e biológica. (ROMERO et al., 2000). Portanto, entre os fatores concorrentes ao sucesso da osseointegração para próteses tipo protocolo pode-se citar a passividade. (CALSON; CARLSSON, 1994).

O ajuste passivo é considerado inatingível por vários autores, sendo impossível diante das técnicas atuais obtê-lo totalmente. Entretanto, esses mesmos autores acreditam existir um limite aceitável de falta de passividade que seria suportado e aceito pelo organismo do paciente. Porém, não há estudos científicos conclusivos que apontem o quanto de desadaptação entre os componentes protéticos (barras) e os implantes pode ser clinicamente aceitável, e que não causariam complicações de ordem biológica e mecânica aos tratamentos (HECKER; ECKERT, 2003; JEMT, 1996; KAN et al., 1999; SAHIN; CEHRELI, 2001; TAYLOR; AGAR, 2002). Com esse norte, busca-se a adaptação passiva ao máximo, porque é considerada um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante e para o sucesso da reabilitação

protética (JEMT; BOOK, 1996; HELLDÉN; DÉRAND, 1998; TAYLOR et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; GOOSSENS; HERBST, 2003).

Nesse sentido, vários autores propuseram técnicas relatadas na literatura com o intuito de se obter o melhor ajuste passivo possível para as próteses tipo protocolo (JEMT; BOOK, 1996; DE BOEVER et al, 2006; BARBI et al, 2012). Essas técnicas visam tornar possível ao clínico a obtenção do melhor ajuste passivo em seus trabalhos. Parel SM, em 1989, lançou uma técnica de fundição modificada para as estruturas de trabalhos sobre implantes; Tan (1993) e Hellden (1998), técnicas de fundição das barras; Jiménez-López (1996) preconizou uma técnica do cilindro cimentado; Rubeling (1999) inseriu a erosão eletrostática; McCartney (1993) e Clelland (1997) estudaram sobre tipos de soldagem; Jemt; Back; Petersson (1999) demonstraram a técnica do desgaste controlado por computador; Schneider et al (2001) utilizou um gabarito de verificação da fundição; Inturregui et al (1993) e Vigolo et al (2003) instituíram o controle das moldagens; Salvatore Longoni (2004); técnica de cimentação e soldagem a laser; Karl et al (2004) com a confecção de barras pré-fabricadas e soldagem de fragmentos.

Levando-se em conta a acessibilidade do clínico aos procedimentos que visam à obtenção de ajuste passivo a seus trabalhos, esse estudo refere-se a duas formas de soldagem em barras pré-fabricadas em titânio, Laser e TIG (tungsten inert gas). Esse procedimento vem sendo demonstrado por vários estudos como capaz de diminuir os desajustes das barras causados pelo modo de sua confecção em todas as fases, e com isso obtendo melhor assentamento passivo do conjunto. (CALESINI et al, 2000; CONTRERAS, 2004; KOKE et al, 2004; SIMAMOTO JÚNIOR et al, 2008; SILVA, 2011).

Entretanto, o próprio processo de soldagem pode levar a desajustes na adaptação das barras na dependência de vários fatores como problemas na transferência, contração de soldagem, habilidade do operador, ou seja, o próprio procedimento utilizado no processo de soldagem pode ser capaz de gerar novos desajustes na dependência do tipo de soldagem executado e, por conseguinte haverá falha na obtenção da passividade almejada causando as tensões indesejadas.

A análise fotoelástica vem sendo utilizada para mensurar tensões por ser de simples aplicação (DALLY e RILEY, 1978). A partir da habilidade de certos materiais transparentes exibirem franjas de cores quando são tensionados chamadas franjas isocromáticas, a fotoelasticidade permite que se analise pela observação direta a distribuição das tensões no interior dos modelos em um polariscópio (CAPUTO; STANDLEE, 1987; GUICHET; CAPUTO; CHOI et al, 2000). A fotoelasticidade possui vantagens como determinar tensões em modelos com formas complicadas como as presentes nas estruturas bucais, observar tensões resultantes de condições complexas de carregamento tais como as forças de mastigação, observação das tensões em todo o modelo o que permite a localização das concentrações de tensão. Vários trabalhos científicos empregaram a técnica de fotoelasticidade com a finalidade de estudar as tensões em variados tipos de corpos (CLELLAND et al, 1993; WASKEWICZ et al, 1994)

Entretanto, os estudos que avaliam as tensões em próteses fixadas sobre implantes utilizando esse método são limitados a um estudo qualitativo sem aplicação de testes estatísticos (MARKARIAN et al, 2007; MILLINGTON e LEUNG, 1995; SADOWSKY E CAPUTO, 2000; ULUDAMAR E LEUNG, 1996; WASKEWICZ et al, 1994). Nesse estudo, considerou-se a espessura média do modelo, aplicou-se a “lei ótica das tensões” e por meio do programa Fringes (LPM/FEMEC/ UFU) pôde-se calcular o valor das tensões cisalhantes nos pontos estudados perfazendo um estudo quantitativo que permite comparações numéricas e análises estatísticas a despeito de vários outros estudos que utilizaram apenas análise qualitativa (BEGG et al, 2009; KIM et al, 2011).

Visando a obtenção de dados que possam nortear o clínico e o técnico em prótese dentária quanto a melhor técnica de soldagem de barras pré-fabricadas em Ti (Ti-6Al-4V) mediante sua configuração, esse estudo se propõe a avaliar e comparar por meio da fotoelasticidade as tensões geradas em torno de implantes ferulizados por barras metálicas em titânio seccionadas e soldadas por Laser e TIG (Tungsten Inert Gas). A hipótese desse trabalho é que haverá diferenças significativas na tensão cisalhante no entorno dos implantes após a soldagem das barras com as técnicas TIG e Laser e que a configuração das barras interfere nas tensões.

2. Revisão de Literatura

2.1 - A implantodontia em seu histórico recente

Per Ingvar Branemark em 1952, pesquisava a circulação sanguínea no processo de cura e regeneração óssea, e para tanto instalou câmaras ópticas de titânio em tíbias de coelhos como dispositivo intra-ósseos que poderiam ser acoplados a um microscópio. Com isso, as observações seriam feitas em seus diferentes momentos, no mesmo indivíduo e *in vivo*. Ao tentar remover as câmaras, percebeu que a peça de titânio estava firmemente aderida e integrada ao osso que havia crescido tão próximo e intimamente ao titânio que efetivamente estava aderido a ele. A esse fenômeno nomeou osseointegração que foi definida inicialmente como se tratando de uma conexão direta, funcional e estrutural entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio que seria capaz de receber carga funcional mastigatória. Para sua obtenção, seria necessária a ausência de incidência de cargas sobre os implantes recém instalados. (BRANEMARK et al, 1969)

Lederman (1979) modificando o protocolo Branemark foi o primeiro a introduzir a carga imediata aos implantes. Em seus estudos de única sessão cirúrgica na qual colocava os implantes em carga imediata foram utilizados implantes com superfície tratada (TPS – plasma spray de titânio), e instalação dos mesmos bi corticalmente. O acompanhamento foi de 81 meses. Em 138 pacientes foram instalados 476 implantes com 91,2% de sucesso. Desses 476 implantes, 42 foram perdidos e desses, 34 perderam-se no transcorrer do primeiro ano.

Adell et al. (1981) em trabalho com período de acompanhamento de 15 anos, (1965 a 1980, instalaram 2.768 implantes em 410 arcos, desses 405 tiveram concluídos o trabalho protético. Do total de 410 arcos, 219 foram mandíbulas e 191 maxilas, em 371 pacientes distintos. Os resultados na maxila num período de acompanhamento de 5 anos, foram de 81% dos implantes instalados permaneceram estáveis e a taxa de sucesso nas próteses foi de 89%. Na mandíbula obtiveram 91% dos implantes com sucesso e nas

próteses 100%, com acompanhamento de 5-9 anos. Concluíram que o sucesso dos implantes osseointegrados estava ligado tanto às técnicas cirúrgicas quanto à qualidade do tratamento protético.

Adell et al, (1981) apresentaram esse trabalho ao mundo científico na Conferência de Harvard em 1981. O método foi considerado excelente em comparação a outros métodos de instalação de implantes dentários. Constituiu-se, então, uma nova era na implantodontia denominada osseointegração. Dessa maneira, a partir desse estudo, estabeleceram um protocolo inicial cirúrgico e protético o qual foi adotado em incontáveis centros de pesquisa.

O grupo do Prof. Dr. Branemark propôs em 1985 um protocolo para a reabilitação de pacientes desdentados totais que possuía duas etapas cirúrgicas, onde na primeira instalavam-se os implantes os quais ficariam esperando pela osseointegração por um período de 3 a 6 meses, período esse em que os implantes deveriam ficar cobertos pela mucosa, a fim de favorecer o fenômeno da osseointegração. A segunda cirurgia seria realizada para que se tivesse acesso à mesa protética dos implantes para possibilitar a confecção das próteses. Estabeleceram o tempo de espera da instalação do implante no osso e a reabertura com colocação dos implantes em função em 3 a 4 meses na mandíbula e de 5 a 6 meses na maxila (ADELL E BRANEMARK et al, 1981)

Babbush; Kent; Misiek (1986) instalaram 514 implantes com superfície em TPS em 129 pacientes dos quais 4 implantes foram instalados na mandíbulas com localização intermentoniana esplintados por uma barra metálica. Foram colocados em função por *overdentures* tipo barra clip 2 ou 3 dias após a instalação dos implantes. Houve no primeiro ano 20 perdas de implantes, porém com acompanhamento de 54 meses houve sucesso em 96%.

2.2 – Cirurgia em dois estágios (carga mediata) versus um estágio (carga imediata)

Tarnow et al. (1997) realizaram estudo no qual foram instalados 107 implantes de comprimento mínimo de 10 mm e carregados imediatamente por próteses fixas provisórias esplintadas, em 10 pacientes totalmente edêntulos sendo 4 maxilas e 6 mandíbulas. Do total, 69 implantes foram carregados imediatamente (um estágio) e 38 implantes ficaram submersos (2 estágios). Dos 69 implantes em carga imediata, dois

fracassaram e 67 osseointegraram com sucesso de 97,1%. Não houve diferença significativa entre o grupo imediato e o mediato e os autores propuseram que a carga imediata deveria ser tentada apenas nos arcos edêntulos e que os trabalhos protéticos deveriam esplintar os implantes.

Chiapasco et al. (1997) publicaram um estudo retrospectivo multicêntrico, no qual foram instalados 904 implantes em mandíbulas edêntulas de 226 pacientes, utilizando-se diversos sistemas de implantes. Em seus cinco anos de acompanhamento, não houve diferença significativa entre os diferentes sistemas de implantes, e o índice de sucesso foi de 96,9% nos de carga imediata. Concluíram que índice de sucesso nos implantes com carga imediata é similar aos de carga mediata.

Wohrle (1998) em suas pesquisas observou que o procedimento de carga imediata logo após a extração dentária teria como vantagem a manutenção do arcabouço dos tecidos moles e duros o que garantiria melhor previsibilidade estética. Essa também seria uma alternativa de reabilitação por implantes, pelo fato de minimizar os problemas funcionais e psicológicos nos pacientes, principalmente pela abolição do uso de próteses provisórias removíveis.

Branemark et al. (1999) realizaram um estudo em 50 pacientes nos quais foram instalados 150 implantes com 5mm de diâmetro (sistema Branemark Novum) e com utilização da carga imediata. Na região inter-mentoniana foram instalados 3 implantes em cada paciente. Com acompanhamento de 6 a 36 meses chegou-se a uma sobrevida de 98%, com perda de apenas 3 implantes.

Misch et al. (1999), pesquisaram sobre a importância do desenho geométrico dos implantes na osseointegração e chegaram à conclusão que os implantes rosqueados apresentavam maior área de superfície e, por conseguinte maior contato entre o osso e o implante, o que promoveria maior estabilidade primária aos implantes que por sua vez diminuiria a micro movimentação dos implantes recém instalados. Haveria, portanto, uma melhora nos fatores fundamentais para a indicação e utilização da carga imediata.

Garber et al, 2001 publicaram trabalho no qual concluíram que o torque final de instalação de implantes que garantiria a estabilidade primária deveria exceder 40 N/cm, e nesses casos estaria indicada instalação da prótese imediata.

Branemark (2001) publicou que se houver osso em qualidade e quantidade adequadas, e se a instalação cirúrgica dos implantes seguir os cuidados básicos adequados bem como a confecção das próteses pode-se obter sucesso similar e equiparável nos trabalhos em fase única ou em técnica convencional (dois tempos cirúrgicos).

2.3 A importância do assentamento passivo das barras metálicas

Goll (1991) descreveu as várias etapas de confecção das estruturas metálicas tais como a técnica de moldagem, copings de transferência, cilindros de ouro, verificação da adaptação da estrutura ainda em resina, procedimentos de fundição e seleção dos metais, e instituiu o passo a passo em cada uma dessas etapas para evitar erros que comprometessem a passividade de assentamento das estruturas.

Tan (1993) reconheceu que seus estudos não permitiam definir qual seria a adaptação adequada para os trabalhos, mas que os métodos clínicos e laboratoriais de determinação da passividade de assentamento poderiam falhar ao determinarem certos tipos de distorções.

Carlson e Carlsson (1994) ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva, que poderia ser parafusada sem causar estresse ou tensão sobre os implantes e todas as estruturas mecânicas pertencentes ao trabalho. Estresse e tensão são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Os autores relatam que devido às características do sistema Branemark, uma desadaptação lateral de 50 Mm não gerava qualquer tensão ao sistema.

Waskewickz et al. (1994) utilizando a análise fotoelástica demonstraram a necessidade de se obter próteses com adaptação passiva. Compararam os padrões de tensões gerados ao redor de implantes ao parafusar nos intermediários uma infraestrutura com adaptação passiva e outra não passiva. A produção de tensões na peça sem adaptação passiva não sofreu qualquer modificação em qualquer sequência de aperto dos parafusos utilizada, e houve maior concentração de estresse nos implantes mais distais dos dois lados. Concluíram que é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

Jemt et al. (1996) definiram adaptação passiva como sendo aquela que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, onde valores inferiores a 100Mm de desadaptação seriam aceitáveis. O problema ocorre mais severamente na junção da infraestrutura metálica com intermediários, devido ao fato da primeira ser usinada e necessitar procedimentos de moldagem, enceramento, fundição, acabamento e polimento no processo de confecção, os quais somam pequenas distorções a cada passo.

Romero et al. (2000) em estudo comparativo entre três técnicas de correção da desadaptação das barras em trabalhos sobre implantes, enalteceu a importância de se obter o assentamento passivo nos trabalhos múltiplos suportados por implantes e conectados por barras frisando que em trabalhos de assentamento não passivo poderia haver perda óssea, fraturas dos intermediários e perda de travamento nos parafusos de fixação das barras.

Sahin e Çehreli (2001) afirmaram que os procedimentos clínicos e laboratoriais empregados na confecção das barras são ainda inadequados à obtenção do ajuste passivo das barras aos implantes. Entretanto, embora não haja consenso entre os autores, existem inúmeras sugestões sobre um possível desajuste “aceitável” que tornaria viável a utilização dos trabalhos sobre implantes.

Taylor e Agar (2002) concluíram que não existe ajuste perfeito e assim passivo, portanto, deve-se aceitar um nível de desajuste o qual não afete a saúde da interface osso/implante, e que embora os profissionais se esforcem para evita-los, não há padrões para sua mensuração nem para sua identificação clínica.

Torres et al. (2007) compararam o titânio comercialmente puro e ligas metálicas alternativas na confecção de barras em monobloco. Houve diferenças significativas entre os grupos de titânio comercialmente puro e as ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, entretanto, concluiu-se que a confecção de barras em monobloco, independentemente do material utilizado não é capaz de produzir barras com aceitáveis níveis de desadaptação, tanto vertical quanto horizontal.

De Aguiar Júnior et al. (2009) estudaram um método de corte diagonal e soldagem a laser das barras metálicas para próteses implanto suportadas e concluíram que havia significativa diminuição das desadaptações e consequente aumento da

passividade nas barras seccionadas e soldadas quando comparadas às barras em monobloco.

Barbosa et al. (2010) em estudo sobre desadaptação vertical de barras fundidas em peça única com três diferentes materiais concluíram que todas as infra estruturas confeccionadas em monobloco apresentavam ajuste passivo inadequado, sendo que o pior resultado foi obtido pela liga de Co-Cr em relação às ligas de Ti comercialmente puro e Ni-Cr-Ti.

Abduo et al. (2011) em uma revisão sistemática sobre barras parafusadas confeccionadas por diferentes métodos concluíram que as barras fundidas um corpo único não apresentavam passividade adequada se não sofressem algum tipo de refinamento por outros métodos, Erosão eletrostática, barras soldadas a cilindros pré-fabricados e CAD/CAM tem potencial para alcançar um assentamento passivo aceitável, sendo que o último (CAD/CAM) é o mais consistente e menos susceptível a erros.

2.4 Técnicas para obtenção do assentamento passivo

Parel (1989) preconizou uma técnica onde a barra tinha sua anatomia modificada, associando a isso uma técnica de soldagem e a captura de cilindros com resina autopolimerizável no intuito de obter ajuste passivo em estruturas sobre implantes.

Jemt et al. (1995) concluíram em seus estudos que a presença de desajustes em algumas situações poderá forçar o clínico aos procedimentos de corte da infra-estrutura e soldagem.

Jiménez-Lopez (1995), apresentou uma técnica denominada cilindro cimentado na qual fundia-se uma barra em corpo único que seria posteriormente cimentada por meio de agentes resinosos a cilindros de ouro instalados em seus respectivos intermediários na cavidade bucal do paciente, com o objetivo de obter um assentamento passivo absoluto. Como vantagens cita a facilidade e rapidez da técnica, ausência de bimetalismo, ajuste perfeito e possibilidade de reposição de cilindros no caso de perda. Como desvantagens, salienta a porosidade na união cilindro-intermediário e,

possibilidade de soltura dos cilindros. Ressaltou também a necessidade de estudos científicos de longa duração para melhor avaliação dos resultados.

Clelland e Van Putten (1997) compararam a adaptação de barras confeccionadas por fundição convencional com as cimentadas por resina e concluíram que a cimentação intra oral das barras pode diminuir o desajuste e assim acarretar menores tensões ao osso adjacente aos implantes suportes.

Koke et al. (2004) em estudo sobre como a diferença entre dois tipos de ligas e o método de fabricação poderiam afetar a adaptação marginal de próteses parciais, concluíram que bons níveis de ajuste podem ser obtidos por meio de fundição da barra em segmentos, combinada com a técnica por soldagem a laser.

Simamoto Júnior et al. (2005) em estudo sobre o grau de desajuste entre pilar UCLA e implantes em próteses fixas de três elementos antes e depois da utilização de retificadores de cilindros fundíveis, observaram que apenas 64% dos valores de desajustes estavam em uma faixa de 0 a 10 *Mm* antes do uso dos retificadores, e após o uso dos retificadores houve melhora significativa com diminuição dos desajustes.

Simamoto-Júnior et al. (2008) utilizaram a construção de barras pré-fabricadas em Ti e Ti-6Al-4V com o uso de diferentes técnicas de soldagem que é atualmente objeto de vários estudos por ser célere e mais acessível, popularizando o tratamento e diminuindo os incômodos dos tratamentos aos pacientes, bem como efetivando barras com boa adaptação e ajuste passivo.

Prasad e Monaco. (2009) relataram um caso de reparo por meio de soldagem a laser da barra em um trabalho sobre implantes. A solda a laser é previsível e precisa para garantir a perfeita adaptação das barras. A energia do laser resulta em produção de calor bastante localizada o que reduz a expansão térmica do conjunto.

Cariello et al. (2010) estudaram por meio da fotoelasticidade a passividade de barras soldadas a laser, antes e após sofrerem erosão eletrostática. Concluíram que as barras com soldagem a laser e erosão eletrostática obtiveram significante melhora em sua adaptação e consequentemente na passividade de assentamento.

Barbi at al. (2012) publicou trabalho onde comparou três técnicas de soldagem, por brasamento, solda laser e solda TIG em barras confeccionadas com liga de Co-Cr.

Apesar de os resultados terem sido melhores para os conjuntos soldados com solda TIG, chegou à conclusão que ainda não há meios de se conseguir total passividade de assentamento nos trabalhos unidos por barras.

3. PROPOSIÇÃO

Esse estudo teve como objetivo avaliar e comparar, por meio de ensaio de fotoelasticidade, as tensões geradas em torno de implantes unidos por barras metálicas pré-fabricadas em titânio com três desenhos diferentes, as quais foram seccionadas e soldadas pelas soldas Laser e Tungsten Inert Gas (TIG).

4. MATERIAIS E MÉTODO

Este trabalho, com metodologia experimental e laboratorial, tem como objetivo avaliar e comparar a distribuição de tensões, por meio da técnica de fotoelasticidade, ao redor de três, quatro e cinco implantes dentários unidos por estruturas metálicas feitas em titânio e soldadas em suas secções interimplantares por dois diferentes tipos de soldas (Laser e TIG).

A obtenção do modelo fotoelástico e das fotografias do presente estudo realizadas no polariscópio, bem como a análise dos resultados utilizando-se o programa Fringes, foram realizadas no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC-UFU).

4.1. Obtenção do modelo mestre.

Após aperfeiçoamento de forma de um modelo anatômico de estudo (Columbia Dentoform corp., Nova York - NY, EUA) que facilitasse a leitura das franjas em seu interior, fez um molde do mesmo, e em seu interior verteu-se resina acrílica transparente autopolimerizável (Jet Clássico). Após a cura de resina foi obtido o modelo mestre (Fig.1 A, B) que fora perfurado em torno mecânico com broca de aço IRWIN HSS de diâmetro 9/64 em cinco posições pré-determinadas nas quais foram instalados 5 implantes (3.75mm x 13mm (528713, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR)) (Fig.1 C) com seus respectivos Micro-Units retos e com cinta de 3 mm (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) cônicos (Fig1 D), paralelamente entre si (figura1 E), acompanhando a curvatura desse modelo mandibular (Fig.1 F), na porção intermediária da espessura do modelo (Fig.1 C) e distantes 12 mm de centro a centro (Fig. 2).

4.2. Confeção das barras pré-fabricadas em Titânio (Ti-6Al-4V).

Foram confeccionadas três barras (Fig. 3), uma utilizando os dois pilares distais e o intermediário (três Implantes), outra utilizando os dois pilares distais e os dois mais próximos aos distais excluindo-se o intermediário (quatro Implantes), e a terceira utilizando os cinco pilares (cinco Implantes).

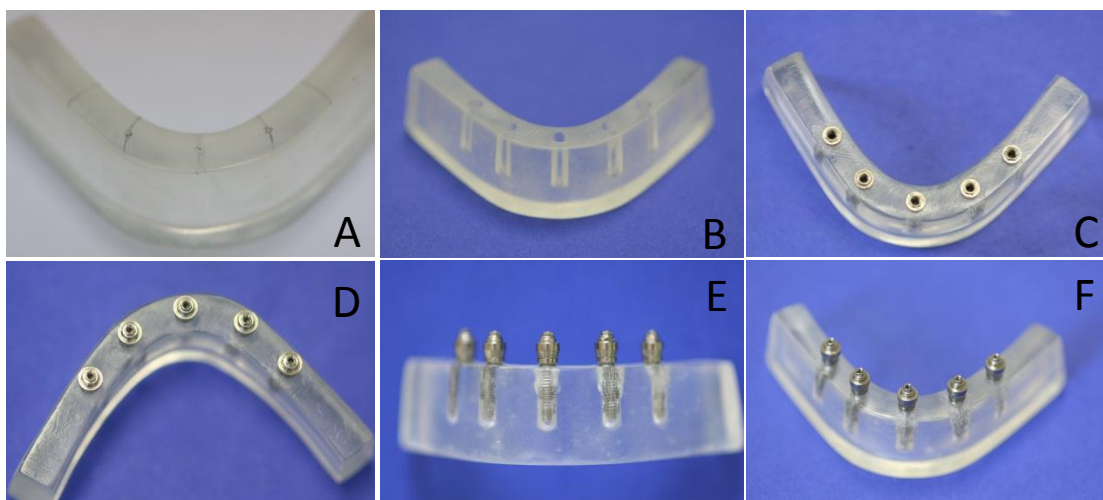


Figura 1. A - modelo em resina acrílica com marcações para perfurações; B – modelo com as perfurações prontas; C – modelo com os implantes instalados; D – vista posterior do modelo com Micro-Units instalados; E – Vista anterior do modelo com Micro-Units instalados; F – Vista anterossuperior do modelo com Micro-Units instalados.



Figura 2. Modelo mestre em resina acrílica com os implantes instalados e seus respectivos Micro-Units instalados com distância de 12 mm (centro a centro)

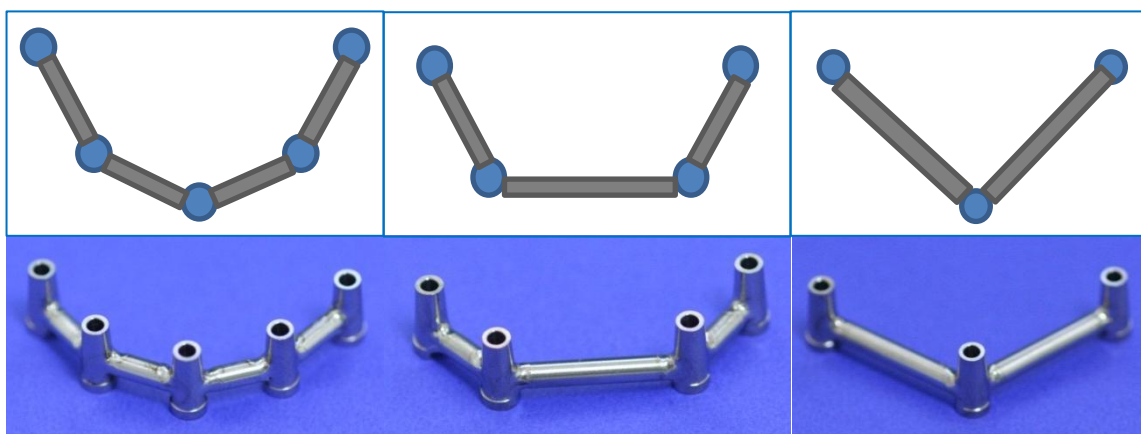


Figura 3. Parte superior – esquemas da montagem das barras com 5, 4 e 3 implantes respectivamente. Parte inferior – barras prontas com 5, 4 e 3 implantes

Foram utilizados 12 Copings Micro-Units (Conexão Sistemas de Prótese Ltda) em titânio, interligados por barras cilíndricas também de titânio (400304, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), com 3 mm de diâmetro (Fig. 4) as quais foram minuciosamente cortadas com o uso de disco de carborundum e adaptadas a esses Micro-Units e foram soldadas pela solda “Tungsten Inert Gas”, (TIG), (Micromelt, EDG equipamentos, São Carlos - SP, BR) para a confecção das três estruturas de teste (Fig.5)



Figura 4. Copings Micro-Units instalados no modelo mestre e barras de titânio adaptadas a estes Copings prontas para serem soldadas por solda TIG e consequente obtenção das barras para os trabalhos.



Figura 5. Estruturas após soldagem com TIG

Com o espaçamento de 12 mm de centro a centro de cada implante, as menores barras presentes entre os implantes tinham 8,25mm de comprimento, uma vez que a presença das coifas de titânio sobre os Micro Units diminuía 3,75 mm do espaço total de 12 mm, e espessura de 3 mm, permitindo assim o corte de cada um desses segmentos em dois pontos para posterior soldagem (Fig. 6)

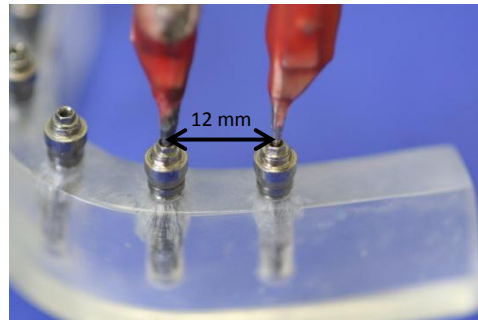


Figura 6. Compasso calibrado e fixado em 12 mm mostrando o distanciamento correto existente entre os centros de cada implante

4.3. *Confeção do modelo fotoelástico.*

Após a confecção do modelo os transferentes quadrados (094000, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram montados nos Micro-Units, e estruturas de aço (brocas carbide) e resina acrílica autopolimerizável Duralay (Duralay, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) foram utilizadas para promover esplintagem (Fig. 7).

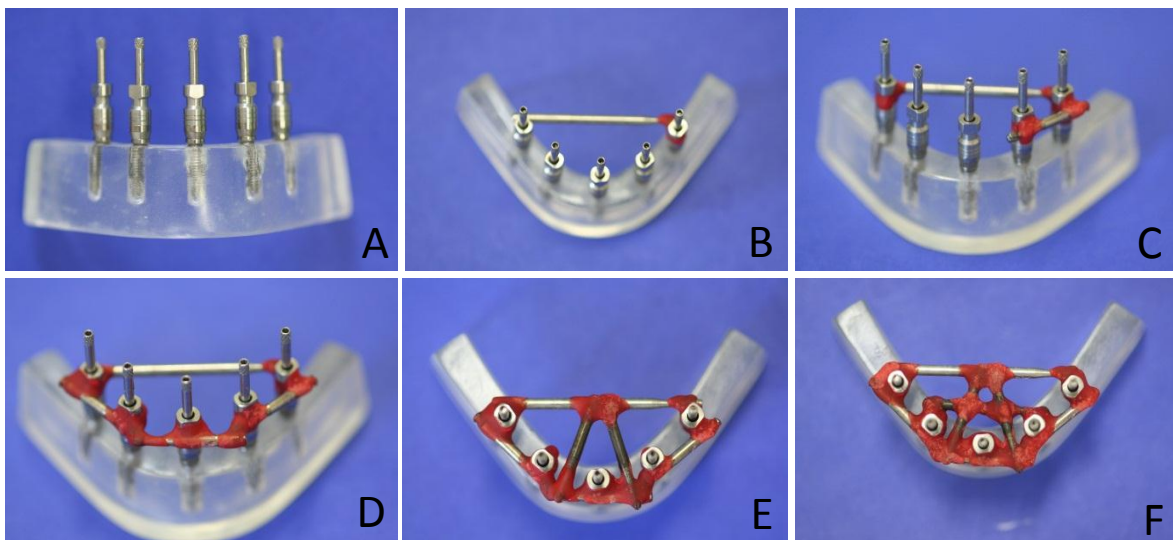


Figura 7. A – Transferentes para mini pilares instalados com os parafusos de fixação;
B – ferulização do conjunto com brocas de aço resina acrílica Duralay

Com esse conjunto montado e com a utilização de uma caixa de policarbonato de medidas 90 mm x 78 mm x 45 mm (Fig. 8 A e B), instalou-se nessa caixa em sua porção inferior uma barra de cera utilidade 60 mm x 40 mm x 05 mm (Cera utilidade - Wilson, Polidental Ltda., Cotia - SP, BR) (Fig. 8 C), fixando-a por meio de espátula aquecida, onde posteriormente os parafusos dos transferentes foram imersos (Fig.8 D) e deram sustentação ao conjunto até que fosse vertida a borracha de silicone (borracha silicone ASB-10 azul (Polipox Indústrias e Comércio Ltda., São Paulo – SP, BR)) (Fig.8 F). Desse modo, após a polimerização da borracha de silicone obteve-se uma muralha de silicone que serviria posteriormente para confecção do modelo fotoelástico (Fig.8 I).

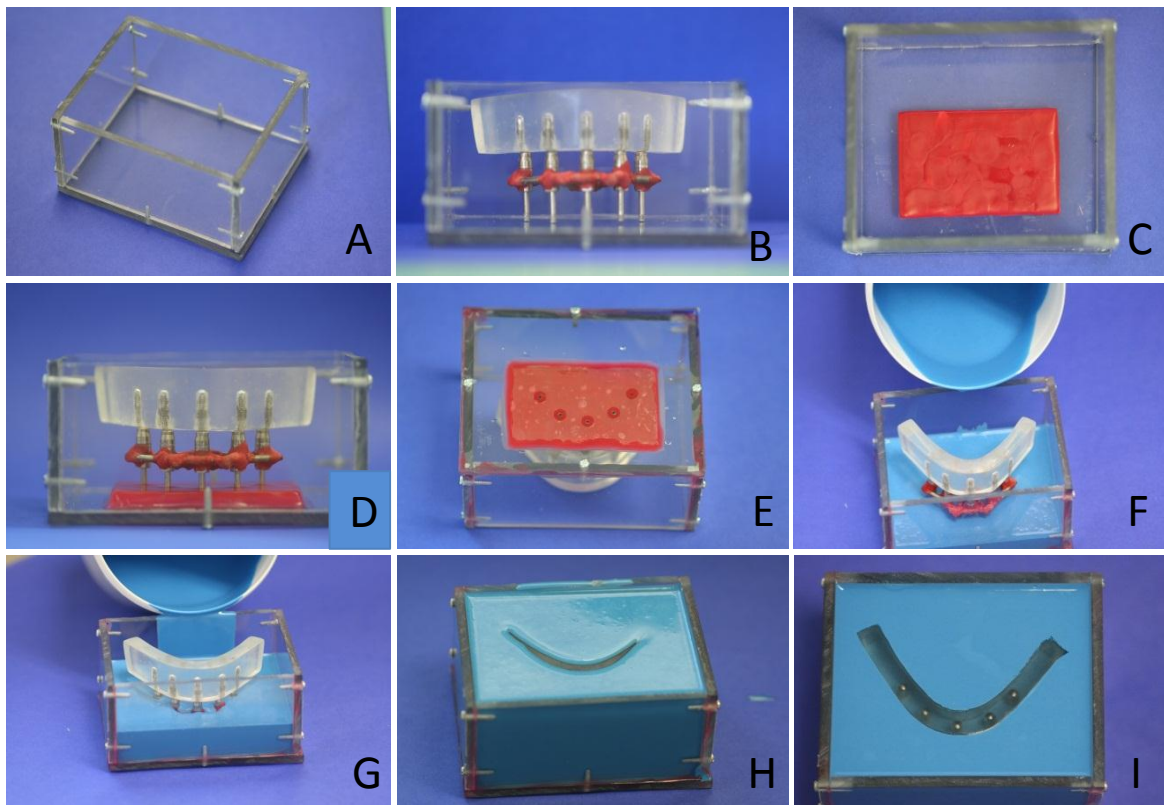


Figura 8. A – Caixa de policarbonato; B – modelo com transferentes e estrutura de ferulização posicionada na caixa de policarbonato para verificação das medidas; C – placa de cera utilidade fixada na base da caixa; D – modelo e transferentes fixados na cera utilidade; E – vista inferior da cera utilidade para visualização das cabeças dos parafusos dos transferentes; F, G e H – borracha de silicone sendo vertida na caixa; I – molde de silicone após polimerização.

Após a polimerização do silicone, desmontou-se a caixa de acrílico, removeu-se os parafusos (Fig.9 A, B, C e D) de retenção da barra e, então retirou-se o modelo mestre com muito cuidado, obtendo com esse procedimento o espaço a ser preenchido pela resina fotoelástica (Fig. 9 E e F).

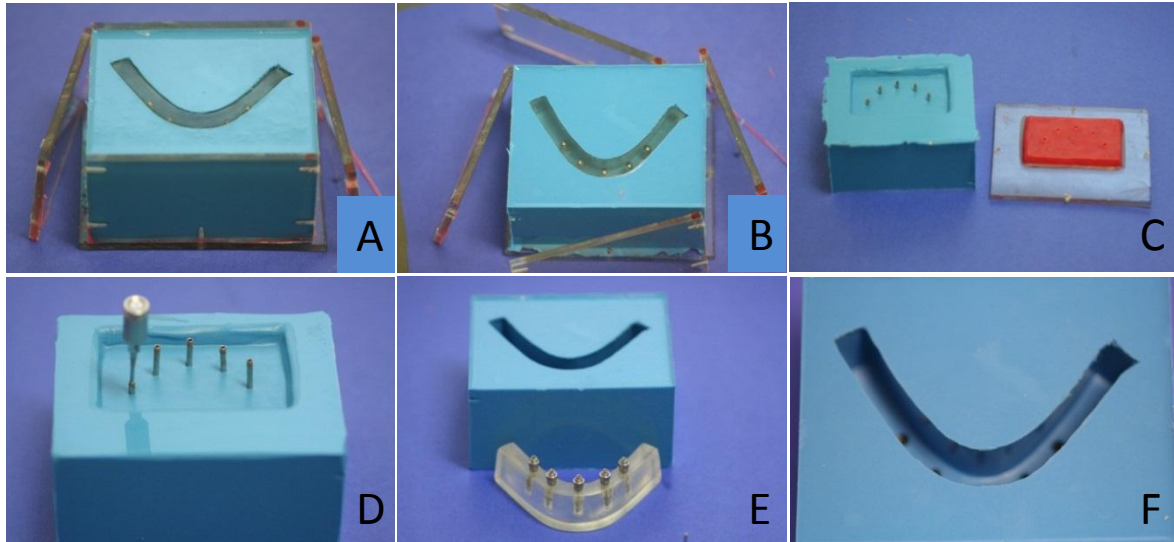


Figura 9. A e B – desmontagem da caixa; C – remoção da tampa inferior e visualização dos parafusos dos transferentes; D – Remoção dos parafusos dos transferentes; E – remoção do modelo mestre do interior do molde de silicone; F – molde de silicone

Na sequência, instalavam-se no molde de silicone que continha os transferentes para Micro-Units (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), os implantes e os respectivos Micro-Units (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) pré-instalados com o torque de 20N (figura 10 B e C) com o auxílio de um torquímetro mecânico (SIN – Sistema de Implantes Nacional, São Paulo - Brasil; código TMEC). Todos os procedimentos de torque foram efetuados utilizando-se um alicate 121(Igo Inox) que segurava a base dos implantes para que esses não girassem, no qual foram coladas duas tiras de borracha de câmara de ar automotiva que tinham como finalidade evitar que o aço do alicate pudesse estragar as roscas dos implantes no momento do torque (Fig.10 A e B). O torque de 10N recomendado pelo fabricante foi aplicado aos 5 conjuntos implantes e Micro-Units por meio do parafuso dos transferentes (Fig.10 D, E e F).

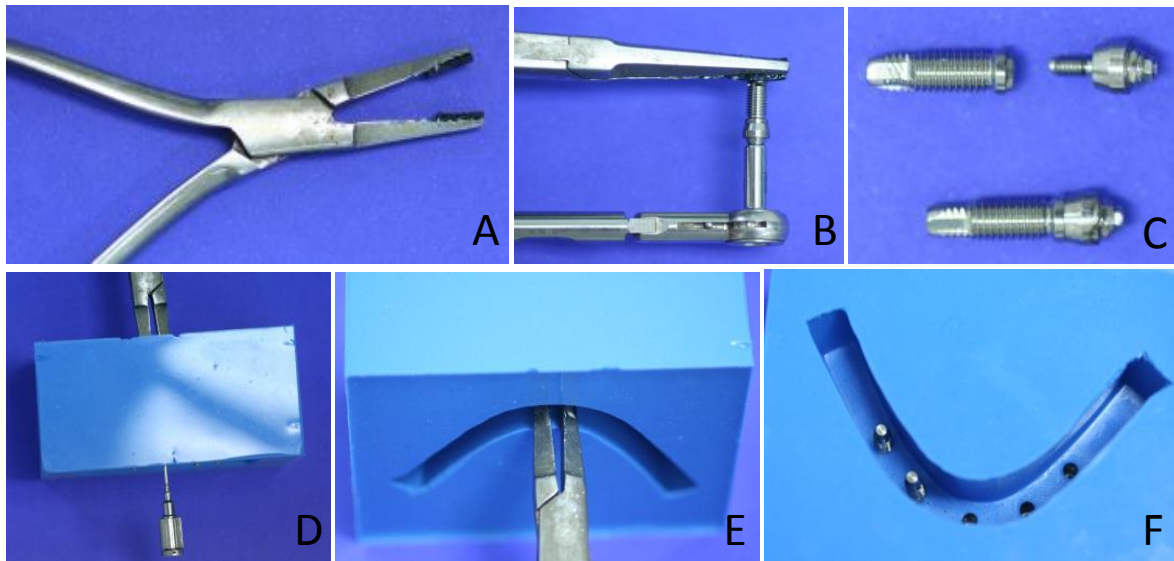


Figura 10. A – Alicate 121 com borracha instalada; B – Torque de 20 N entre implante e Micro-Unit; C – Aspecto anterior ao torque e com o torque no conjunto implante e Micro-Unit; D Instalação do conjunto implante Micro-Unit na muralha de silicone; E – Alicate 121 segurando o conjunto; F – Dois dos cinco conjuntos implante Micro-Unit instalados na muralha de silicone.

Com esse dispositivo montado, ou seja, a barra de transferência com os cinco transferentes quadrados (094000, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) imersa no gabarito de silicone, os cinco implantes e Micro-Units eram instalados nas bases dos transferentes quadrados (Fig.11 A e B), onde posteriormente vertia-se a resina fotoelástica (sistema bicomponente, a base de resina epóxi (Resina CMR-201, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) e endurecedor (Endurecedor CME-252, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR)) dentro do molde, cuidadosamente, evitando a formação de bolhas, até que se chegasse ao topo da mesma. Levava-se em seguida o conjunto a uma panela de pressão com pressão positiva de 40 libras por polegada quadrada para sua cura (Fig.11 C e D). Como recomendado pelo fabricante da resina fotoelástica, o conjunto foi removido da panela após 24 horas (Fig.11 E).

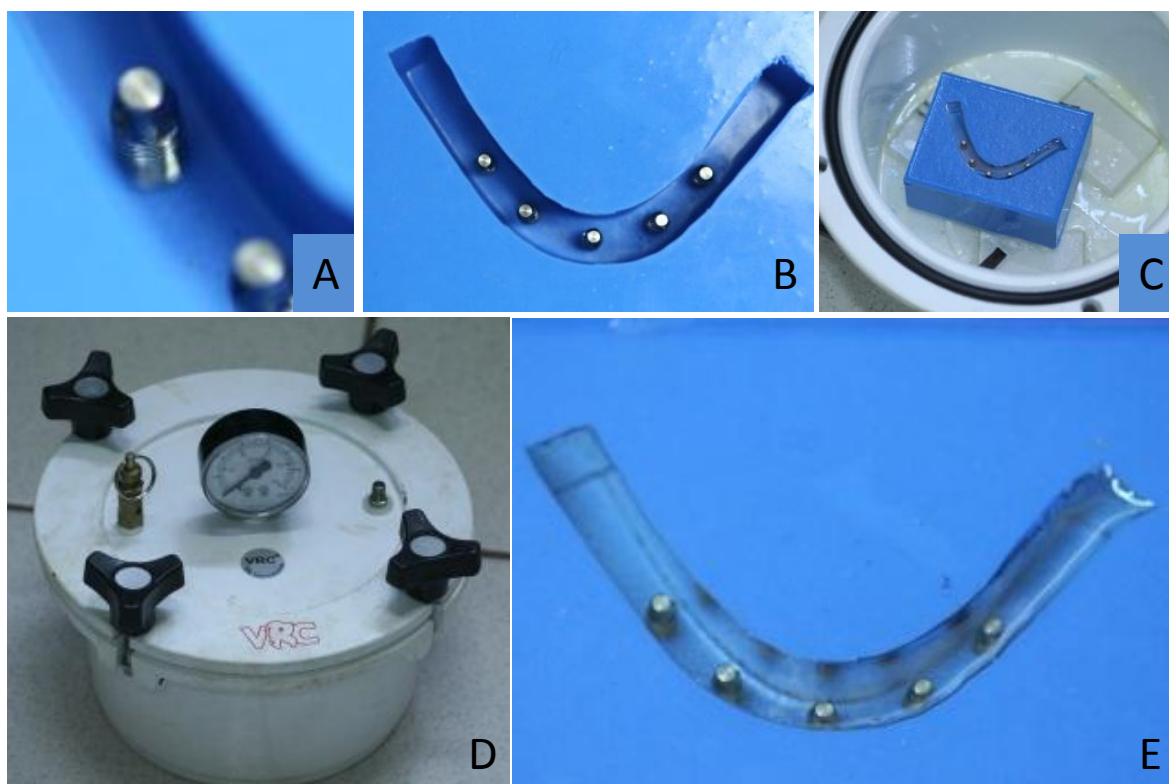


Figura 11. A – Conjunto implante Micro-Unit instalado no molde de silicone; B – Os cinco conjuntos instalados no molde; C – Molde vazado com resina fotoelástica na panela de pressão (40 libras/pol2); D – Panela com pressão a 0 libras/pol2 pronta para ser aberta; E – Modelo fotoelástico pronto para ser removido do molde

Esse procedimento visava a obtenção de um modelo fotoelástico livre de tensões uma vez que a resina fora vertida sobre o conjunto barra, Micro-Units e implantes já montados e sob o torque recomendado em seus parafusos aplicado previamente à inclusão na resina fotoelástica.

Após a cura da resina fotoelástica, os parafusos de retenção da barra eram removidos, e então, removia-se o modelo fotoelástico com os cinco implantes e minipilares devidamente posicionados no modelo mestre (Fig.12). Esse modelo fotoelástico passou por acabamento com lixas d'água (226U-3M, Sumaré - SP, BR) de números 120, 150, 220, 320, 400, 600 nessa sequência para remover todas as imperfeições de bolhas e porosidades de suas superfícies vestibular e lingual. Posteriormente, no momento das tomadas das fotografias no polariscópio, era aspergido óleo de máquina (Singer, Singer do Brasil Ind. Com. Ltda, Juazeiro do Norte – CE, BR) para facilitar a análise das franjas em seu interior. Com esses procedimentos, há a diminuição da refração e da reflexão da luz polarizada emitida pelo polariscópio e

também melhora a visualização da tensão no interior do modelo fotoelástico (White et al., 1994).

Esse mesmo modelo fotoelástico foi utilizado em todas as análises de todas as soldas e todas as barras.

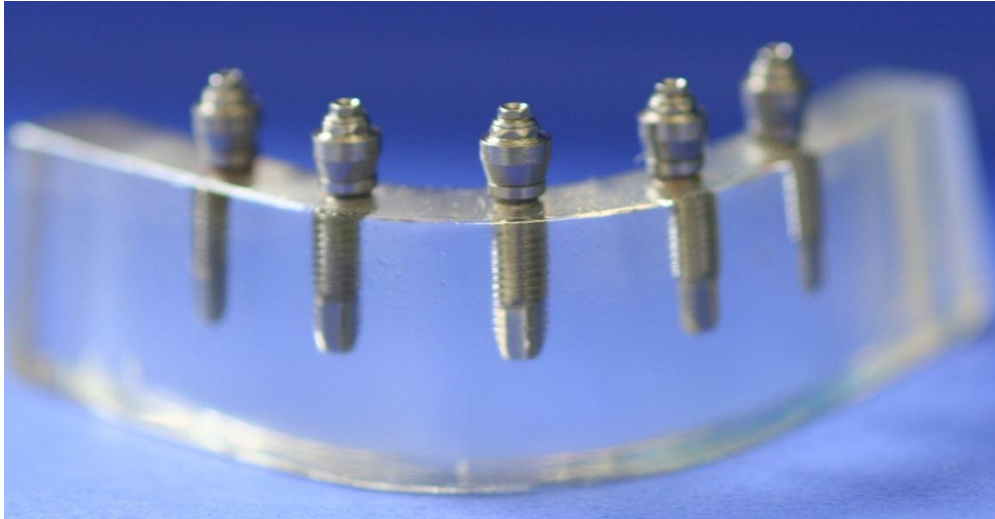


Figura 12. Modelo fotoelástico.

4.4. Obtenção da constante óptica da resina fotoelástica usada para confeccionar o modelo fotoelástico.

A constante óptica da resina fotoelástica (k) é necessária, bem como o valor das franjas (N) e a espessura do modelo (h) (Dally e Rilely (2005)) para que se obtenha os valores de tensão cisalhante máxima (τ_{\max}) mediante a Lei Óptica das tensões que é descrita pela fórmula:

$$\tau_{\max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{K \sigma N}{2h}$$

Com o propósito de se conhecer a constante óptica da resina fotoelástica utilizada nesse estudo, fez-se um processo de calibração em um disco (Fig. 13) (40,1 mm de diâmetro e 9,9 mm de espessura) confeccionado pela mesma resina utilizada no

fabrico do modelo fotoelástico por meio de aplicação de tensões conhecidas e variáveis. O disco montado no polariscópio e submetido a cargas verticais e as respectivas ordens de franjas foram catalogadas (tabela 1) para efetuar regressão determinando a constante óptica (Fig. 14).

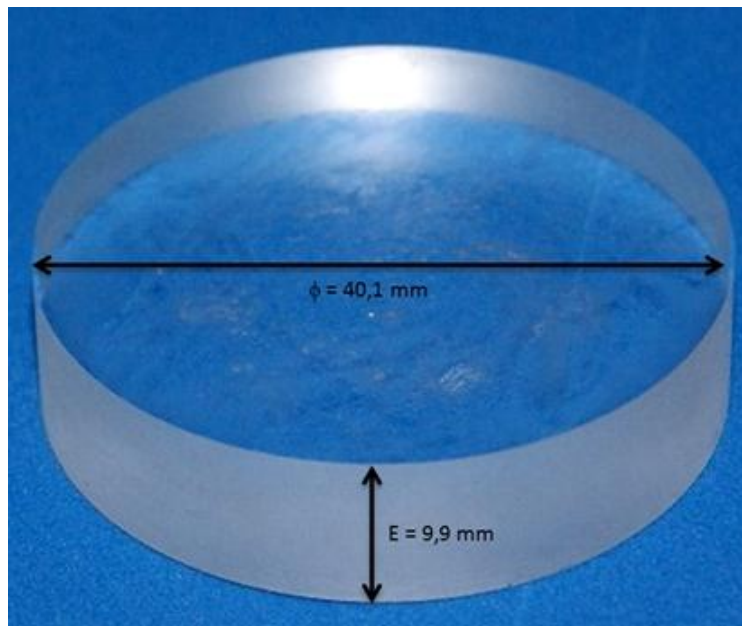


Figura 13. Forma e dimensões do disco para obtenção da constante óptica.

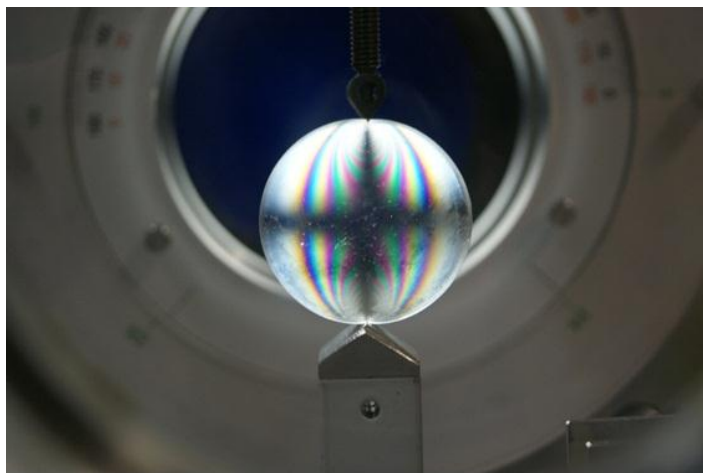


Figura 14. Disco no polariscópio e submetido a carregamento com visualização das franjas isoclínicas.

Tabela 1. Obtenção dos valores relacionando carga aplicada (P) e ordem de franja (N).

P	N
0,98	0,4667
1,67	0,722
2,16	0,90515
3,14	1,2558
3,93	1,56105
4,52	1,79415
5,4	2,1337
5,99	2,3668
6,68	2,6332

Um gráfico foi construído a partir dos resultados fornecidos obtendo-se assim a curva de calibração da qual retirou-se o valor da constante óptica mediante regressão linear (Dally e Riley (2005)) utilizando-se o software Microsoft Excel 2010. (Fig. 15)

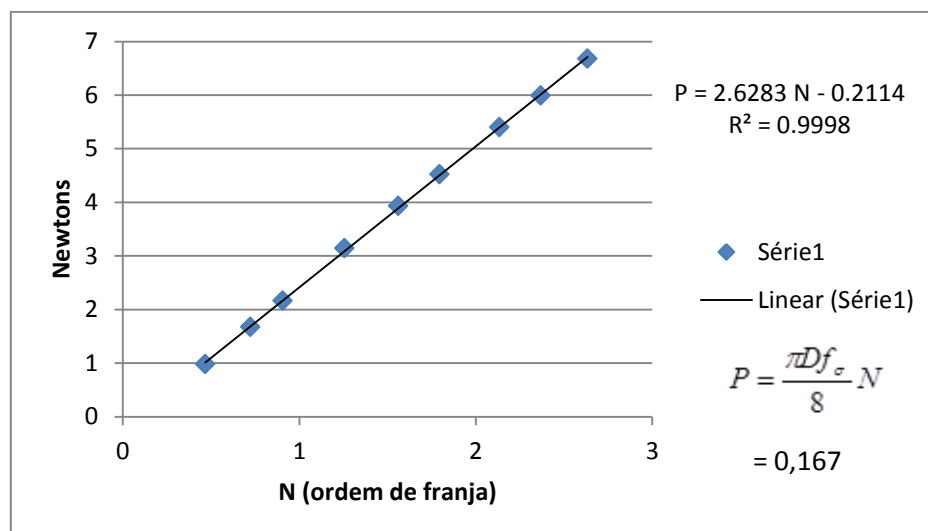


Figura 15. Curva de calibração. Note a relação dos valores de P em função de N.

4.5. Metodologia para o estudo com a solda TIG.

4.5.1. Seccionamento das barras para soldagem TIG.

Para o estudo com a solda Tungsten Inert Gas (TIG) (Micromelt, EDG equipamentos, São Carlos - SP, BR), seguiu-se para o seccionamento das barras com cinco, quatro e três implantes nas posições representadas pelos traços vermelhos na figura 16. Os traços verdes indicam onde foram efetuados posteriormente os seccionamentos das barras para o estudo com a solda Laser (Fig.16).

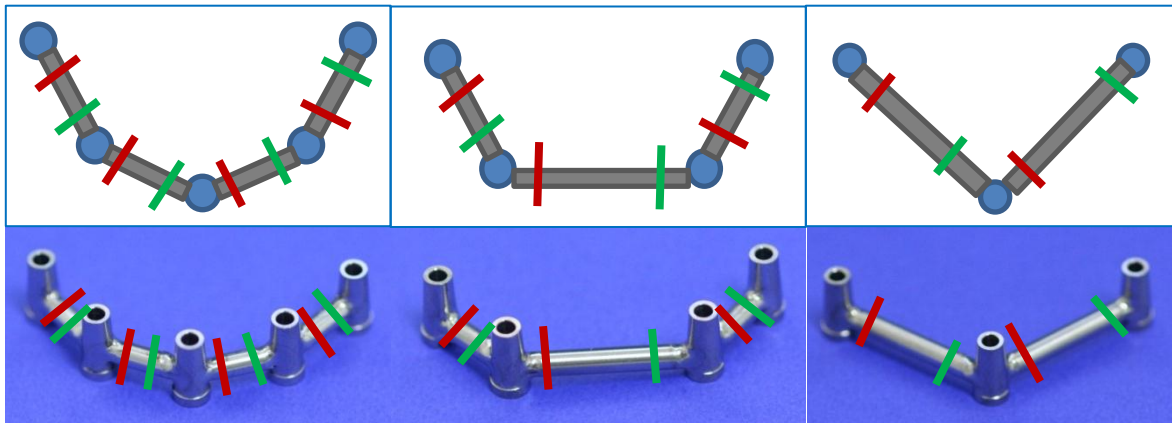


Figura 16. Localização dos seccionamentos para soldagem – esquemas das montagens e barras com 5, 4 e 3 implantes respectivamente; traçados vermelhos seccionamento para a soldagem com solda TIG e traçados verdes seccionamento para soldagem com solda a Laser.

As três barras foram então seccionadas utilizando-se um disco de carborundum com 0,22 mm (Dentorium Separating disks 22.2 mm x 0.22mm, DENTORIUM, New York, N.Y, USA). Os cortes foram realizados obedecendo a perpendicularidade com a secção da barra a ser seccionada (Fig.17).



Figura 17. Disco de carborundum na posição inicial para corte de secção da barra.

Todas as barras, uma a uma, foram seccionadas nos pontos em vermelho da figura 16, Obtinha-se, portanto, cinco partes na barra de cinco implantes, quatro partes na barra de quatro implantes, e três partes na barra com três implantes (Fig. 18).



Figura 18. Cortes realizados nas posições pré-estabelecidas (figura 13 traços em vermelho) para a soldagem com solda TIG.

4.5.2. Verificação da inexistência de tensões nos fragmentos das barras unidos para confecção dos indexes de soldagem.

Depois de seccionadas as barras, os fragmentos de cada uma das três barras sofreram um tratamento de limpeza com água e sabão e escova dental.

Então, os fragmentos de cada barra, eram instalados sobre os respectivos implantes no modelo fotoelástico, posicionados e estabilizados com o uso do alicate 121 (Igo Inox) (Fig.16 C) e fixados pelo torque de 10N recomendado pelo fabricante em seus parafusos de retenção (figura 19 A, B e C)

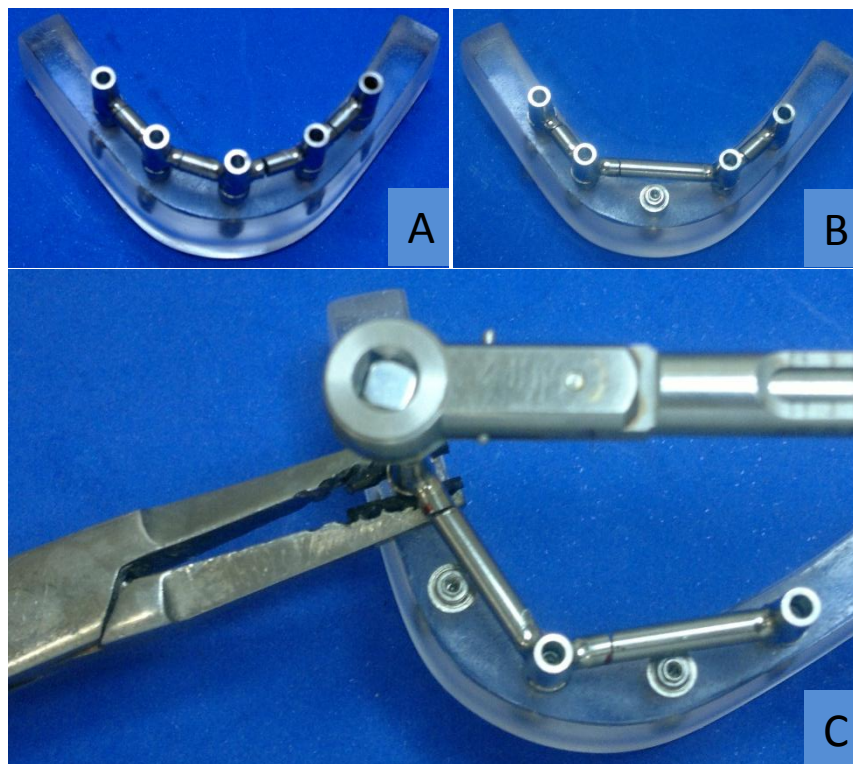


Figura 19. A – Fragmentos da barra com cinco implantes fixados; B - Fragmentos da barra com quatro implantes fixados; C – Fragmentos da barra com três implantes sendo fixados no momento do torque em um de seus parafusos de fixação.

Em seguida, essas partes das barras foram unidas na maneira convencional como na clínica odontológica, ou seja, unindo as partes por meio de resina acrílica Duralay (Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) e uma barra rígida metálica, nesse caso fragmentos de bastões de solda universal para Cobalto-Cromo e Níquel-Cromo (Wilcos do Brasil Ind. Com. LTDA; lote 7605/1) (Fig.20 A, D e G). Após a polimerização da resina Duralay, o conjunto era levado ao polariscópio para averiguar se havia tensões ao redor dos implantes causadas pela contração de polimerização da resina Duralay. Nenhum dos conjuntos apresentou tensões após o procedimento de união.

4.5.3. *Confecção dos indexes de soldagem.*

Após esse procedimento e verificada a ausência de tensões no modelo fotoelástico, removia-se o conjunto do modelo fotoelástico e instalava-se nas barras unidas pela resina Duralay, réplicas dos Micro-Units com o torque recomendado pelo

fabricante de 10 N para a confecção de um index para soldagem (Figura 20 C, F e H), utilizando-se uma muralha em cera e gesso pedra especial tipo IV (Durone, Dentsply)

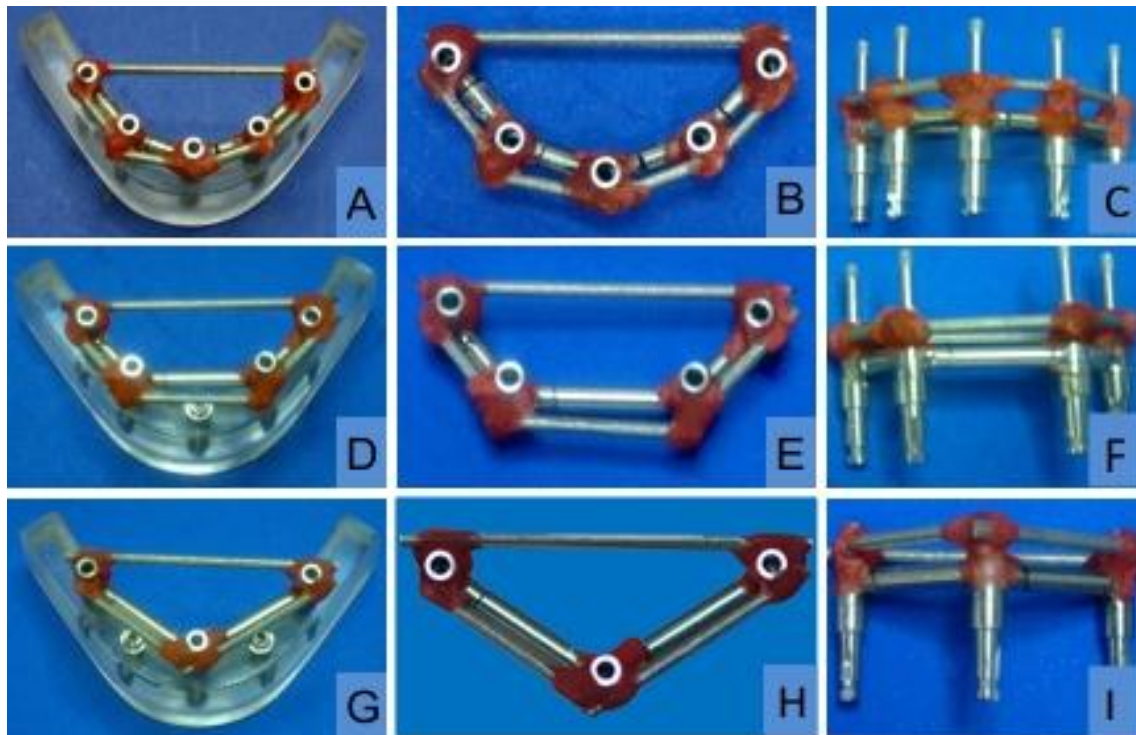


Figura 20. A, D e G – Fragmentos da barra com cinco, quatro e três implantes unidos respectivamente com resina duralay e fragmentos de bastão de solda; B, E - Fragmentos da barra com cinco, quatro e três implantes removidos do modelo fotoelástico; C, F e H – Conjuntos de fragmentos com os análogos de Micro-Units instalados prontos para confeccionar os indexes de soldagem.

Com o index pronto para o uso, removia-se o duralay e as brocas utilizando calor de chama de lamparina de Hanau (Fig.21).

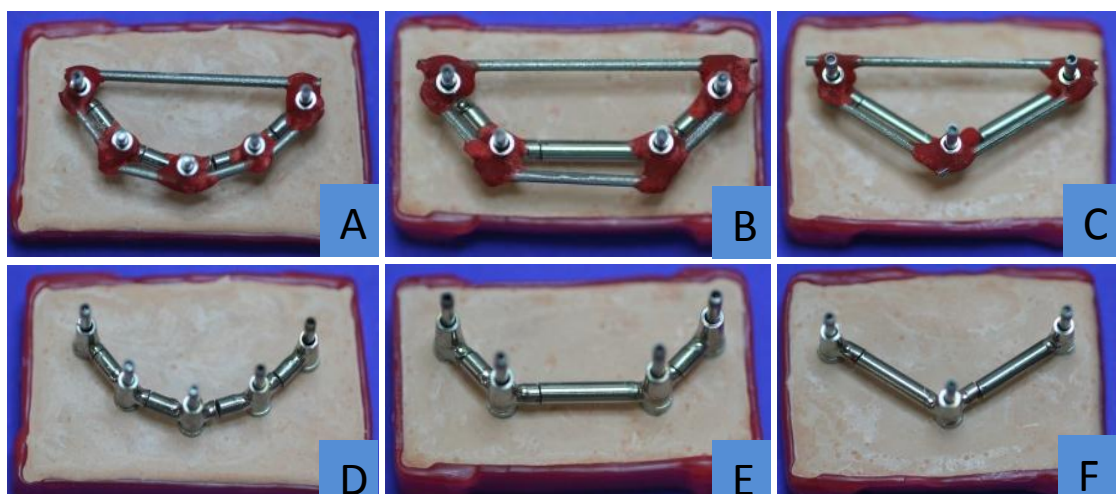


Figura 21. Confeção dos indexes; A, B e C – Indexes com resina duralay e fragmentos de bastão de solda; D, E e F – Indexes após a remoção da resina Duralay e fragmentos de bastão de solda.

4.5.4. Soldagem das barras com a solda TIG

Após esse procedimento efetuou-se a soldagem em todos os pontos seccionados utilizando-se a soldadora TIG (Tungsten Inert Gas, Micromelt, EDG equipamentos, São Carlos - SP, BR) regulada em profundidade três e pulso doze (Fig. 22 A e B). Esse procedimento foi realizado para as três barras utilizando-se o mesmo operador. Seguiu-se a sequencia de soldagem dos pontos seccionados do implante 1 para o implante 5 em todas as barras porque o ponto de secionamento mais próximo a um implante de extremo posterior estava localizado próximo ao implante 1.

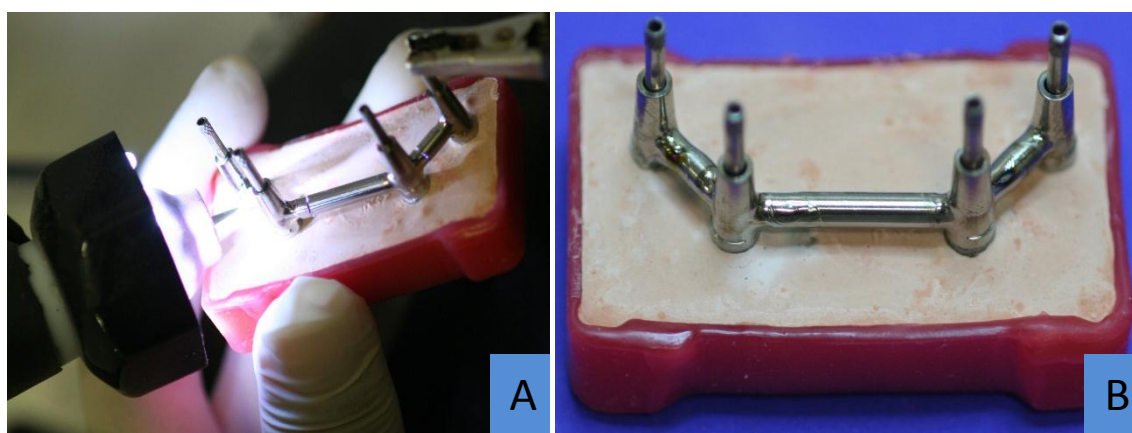


Figura 22. A – Barra com quatro implantes no index recebendo a solda TIG; B – Barra com quatro implantes no index já soldada pela solda TIG.

4.5.5 Confecção da base de apoio do modelo fotoelástico no polariscópio.

Para que as fotografias no polariscópio possuísem um padrão semelhante e favorecessem uma análise mais fidedigna dos resultados, foi construída uma base em resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico Ind. Com, São Paulo, SP, Brasil) onde a base do modelo fotoelástico se encaixava perfeitamente. Esse procedimento favoreceu a tomada das fotografias sempre na mesma posição. (Figura 23)

Uma base de acrílico circular de 10 cm de diâmetro e 3 mm de espessura foi circundada por uma tira de cera 7 (Wilcos) de 8 mm de largura por 1 mm de espessura. O modelo mestre foi instalado em seu interior observando-se um distanciamento uniforme de sua porção vestibular com a cera circundante. Após ter sido isolada com vaselina sólida, a base do modelo mestre foi envolta por cera 7 (Wilcos) fundida em lamparina a álcool até uma altura média de 3 mm. Removido o modelo mestre, fez-se

um molde do conjunto com silicone azul. Após a polimerização do silicone, obteve-se o molde o qual foi preenchido com resina acrílica incolor Jet (Clássico).

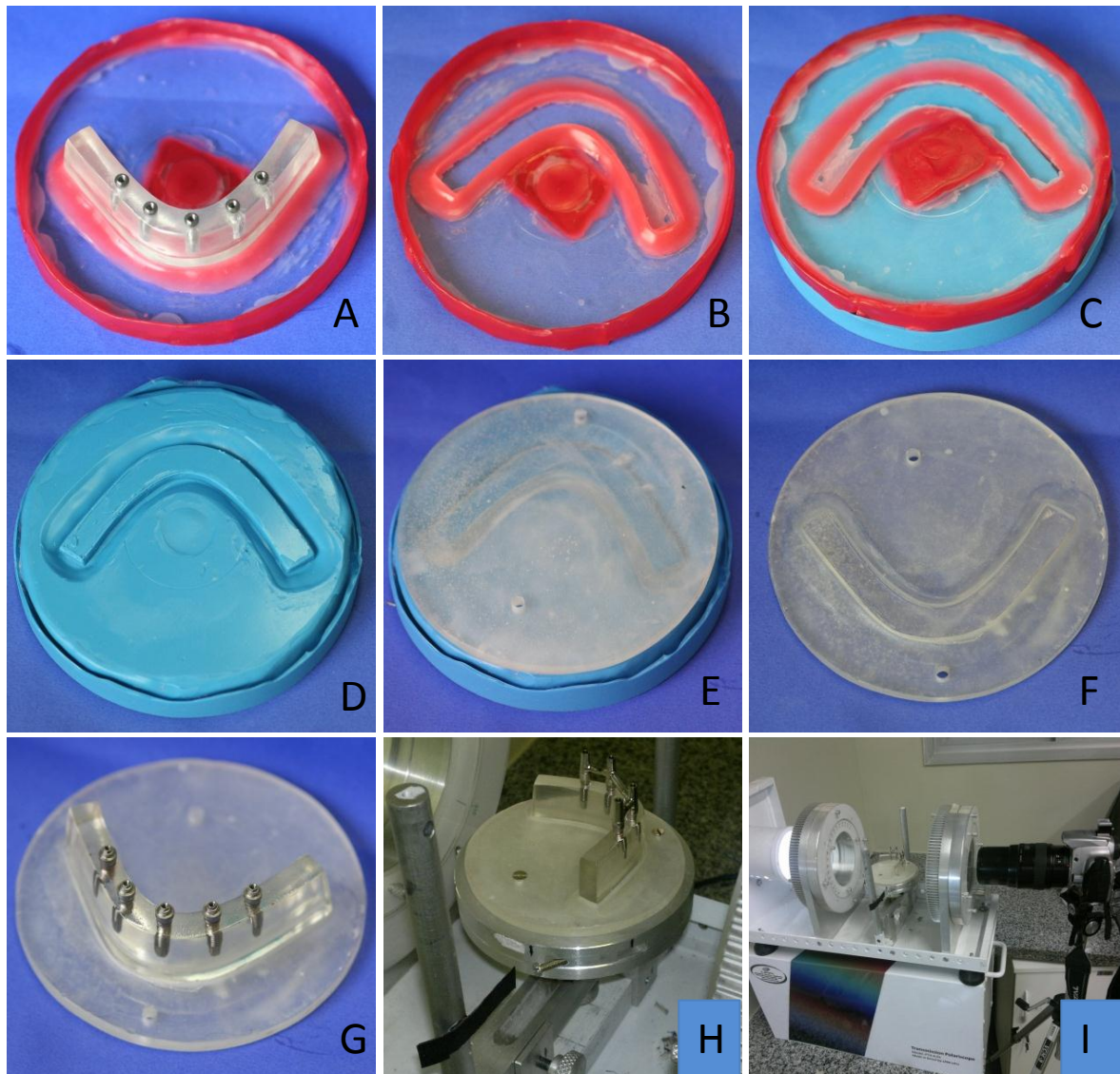


Figura 23. A – Modelo mestre tendo sua base copiada em cera sob uma base de acrílico circular; B – Base de acrílico circular onde será vertido o silicone azul; C – Silicone já com sua presa e base em resina (vista inferior); D – Molde de silicone pronto para receber resina acrílica incolor autopolimerizável; E e F – Resina acrílica já polimerizada e com acabamentos; G – Modelo fotoelástico bem adaptado à base de resina acrílica; H e I – Base de resina acrílica parafusada no polariscópio e modelo em posição para as análises fotográficas.

4.5.6 Tomada das fotografias no polariscópio.

Após a soldagem, as barras foram instaladas no modelo fotoelástico com o torque recomendado pelo fabricante de 10N em seus parafusos de retenção, e a seguir o conjunto foi posicionado no polariscópio (Fig. 24) para tomada das fotografias e visualização das ordens de franja. Cada barra foi removida e reinstalada por 10 vezes no modelo fotoelástico (n=10) recebendo cada vez o torque recomendado pelo fabricante de 10N em seus parafusos de retenção. Esse procedimento foi realizado pelo mesmo operador e com a mesma calibragem do torquímetro. Após cada remoção de cada barra o modelo fotoelástico era examinado no polariscópio para verificar a ausência de tensões residuais.



Figura 24. A – Barra com quatro implantes após soldagem com a solda TIG montada no modelo fotoelástico e instalada no polariscópio para tomada das fotografias.

Obtido o resultado em uma das barras, esta era removida do modelo fotoelástico e montava-se outra da mesma maneira levando-a para análise no polariscópio e fotografando-as até que as três barras fossem analisadas.

4.5.6.1. Catalogamento das fotografias.

Para facilitar a identificação e o catalogamento das imagens, optou-se por numerar os implantes no modelo fotoelástico de 1 a 5, sendo o de N° 1 o mais distal do lado direito e o N° 5 o mais distal do lado esquerdo (Figura 25).

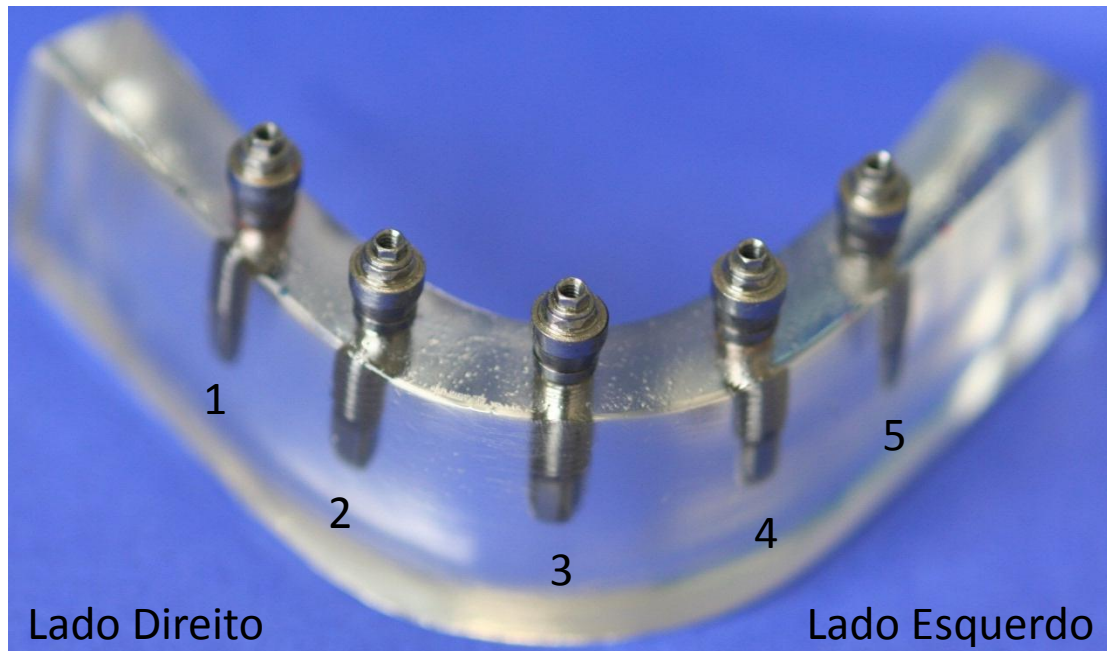


Figura 25. Numeração adotada para identificação dos implantes e suas posições

As fotografias para análise foram realizadas da mesma maneira nas três barras seguindo-se o seguinte critério metodológico. Fotografava-se os implantes 1 e 2, o implante 3, e os implantes 4 e 5 (Fig.26).



Figura 26. Posições das fotografias utilizada em todas as análises de todas as barras em relação à numeração adotada para identificação dos implantes e suas posições

4.5.6.2. Número de fotografias para cada barra após a soldagem TIG.

Para cada barra que fora removida e reinstalada por 10 vezes no modelo fotoelástico as fotografias foram tomadas para posterior análise perfazendo assim, 10 fotografias para cada barra das posições 1 e 2, 10 fotografias da posição 3, e 10 fotografias da posição 4 e 5 (Fig. 27).

Ao final da análise e tomada das fotografias após a soldagem com a solda TIG, haviam 30 fotografias para cada barra para análise, perfazendo desta forma 90 fotografias para o conjunto de solda TIG (Fig. 27).

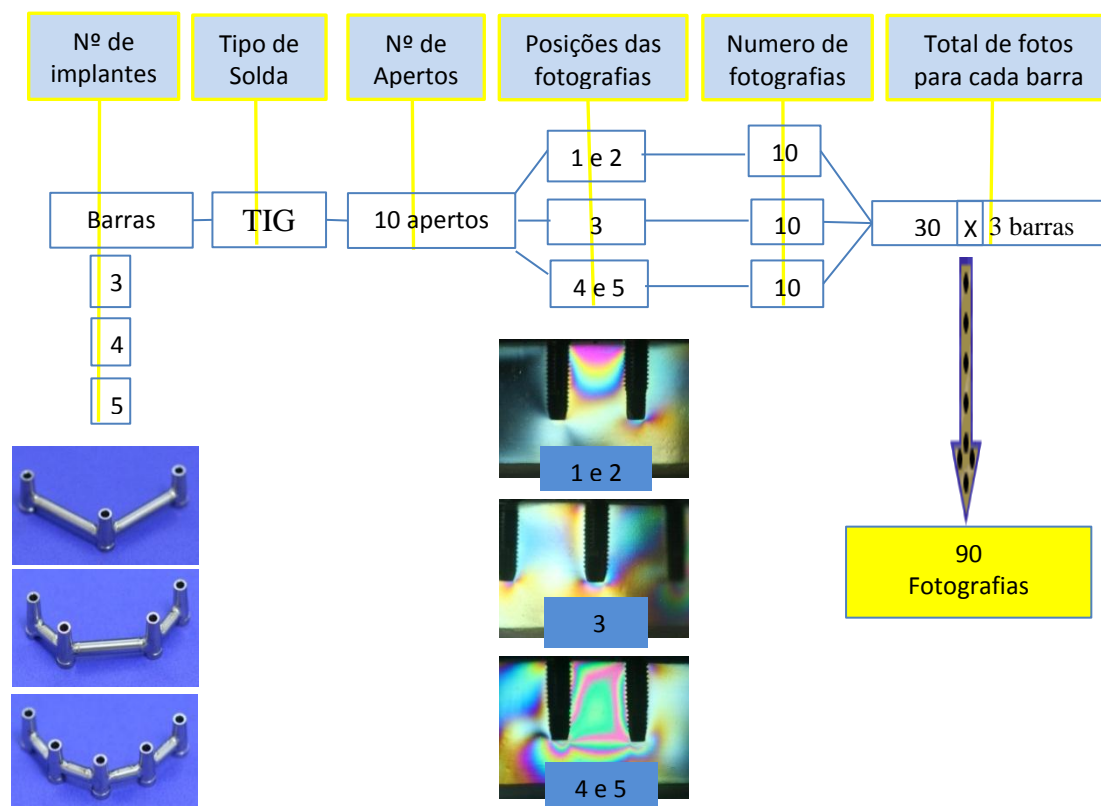


Figura 27. Distribuição das fotografias para análise com a solda TIG.

4.6. Metodologia para o estudo com a solda Laser.

Após a coleta de dados das três barras no polariscópio feita após a soldagem com a solda TIG, essas mesmas barras foram então utilizadas para o estudo com a solda Laser no mesmo modelo fotoelástico.

4.6.1. Seccionamento das barras para soldagem Laser.

Seguiu-se o seccionamento das barras com cinco, quatro e três implantes, nas posições representadas pelos traços verdes na figura 28.

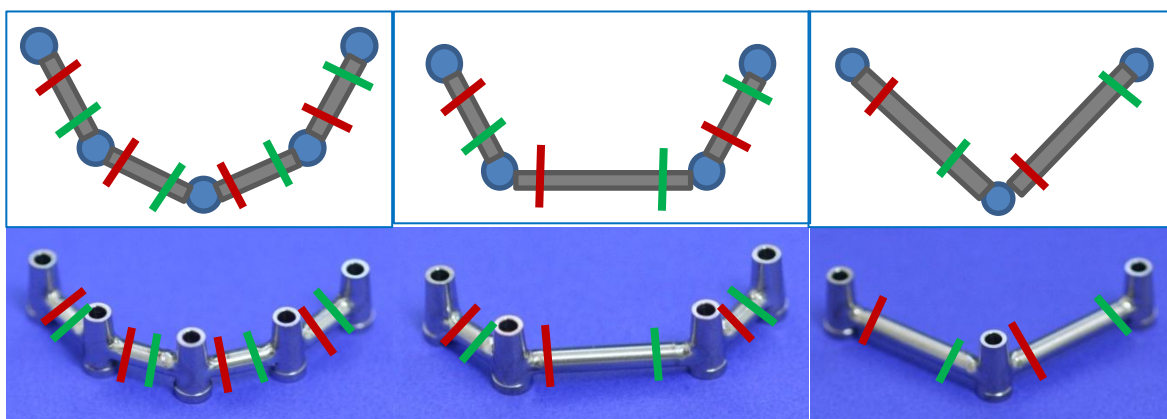


Figura 28. Localização dos seccionamentos para soldagem – esquemas das montagens e barras com 5, 4 e 3 implantes respectivamente; traçados vermelhos seccionamento para a soldagem com solda TIG e traçados verdes seccionamento para soldagem com solda a Laser.

O seccionamento das barras nos pontos verdes propiciou nova passividade de assentamento aos fragmentos de cada barra sobre os Micro-Units do modelo fotoelástico.

A sequencia metodológica utilizada para a soldagem com a solda Laser foi a mesma empregada para a solda TIG, sendo apenas alterados os locais de seccionamento das barras. A sequencia de soldagem dos pontos seccionados foi do implante 5 para o implante 1 em todas as barras porque o ponto de seccionamento mais próximo a um implante de extremo posterior estava localizado próximo ao implante 5.

Os indexes de soldagem que haviam sido feitos para a solda TIG também foram reutilizados, uma vez que após o seccionamento das barras nas posições em verde incutiu aos fragmentos nova passividade de assentamento individual.

4.6.2. Número de fotografias para cada barra após a soldagem Laser.

As fotografias para a soldagem Laser seguiu a mesma metodologia empregada na soldagem TIG. Para cada barra que fora removida e reinstalada por 10 vezes no modelo fotoelástico as fotografias foram tomadas para posterior análise perfazendo assim, 10 fotografias para cada barra das posições 1 e 2, 10 fotografias da posição 3, e 10 fotografias da posição 4 e 5 (Fig. 29).

Ao final da análise e tomada das fotografias após a soldagem com a solda Laser, haviam 30 fotografias para cada barra para análise, perfazendo desta forma 90 fotografias para o conjunto de solda Laser (Fig. 29).

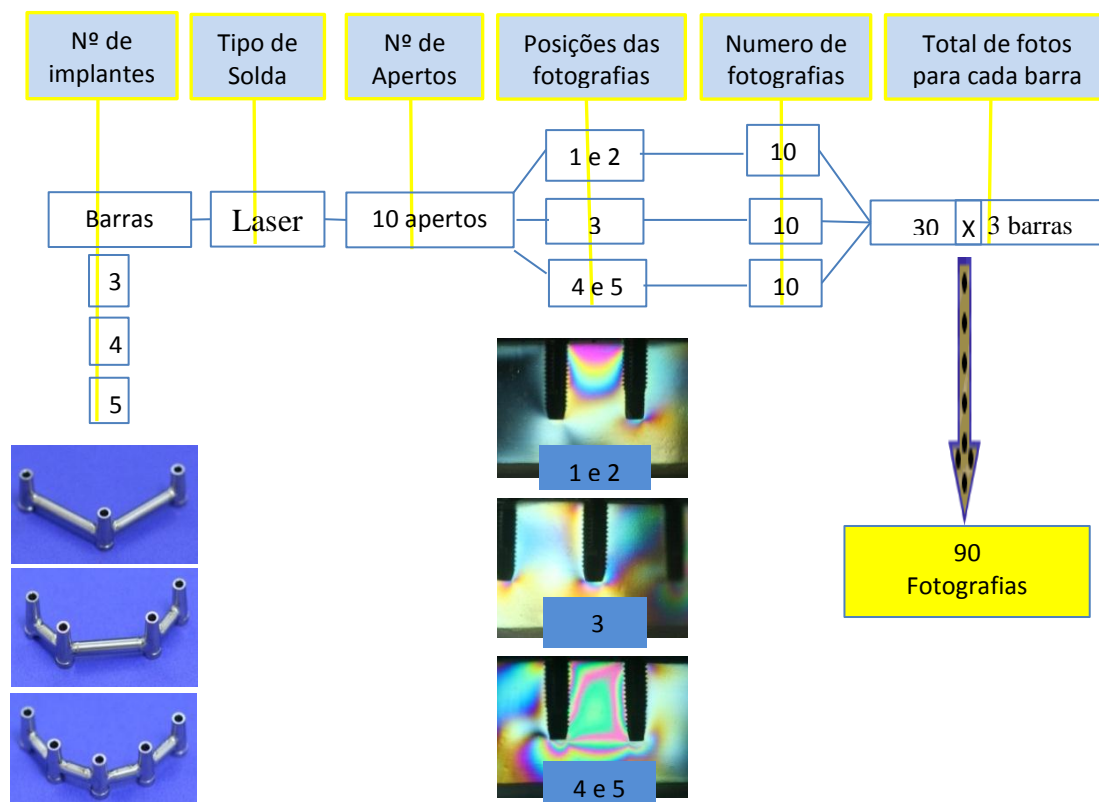


Figura 29. Distribuição das fotografias para análise com a solda Laser.

4.6.3. Adição de um fio de Ti entre as partes a serem soldadas.

Para a soldagem a Laser houve necessidade de colocar-se um incremento de fio de titânio entre as partes dos pontos de soldagem. Esse procedimento foi necessário porque tecnicamente não há como realizar a soldagem a laser se não houver um ponto de contato entre as partes a serem soldadas. A tensão superficial do titânio que é liquefeito no momento da soldagem, tende a arredonda-lo puxando o metal, havendo aumento do espaço existente no ponto de solda. Quando as superfícies a serem soldadas estão em contato, ao liquefazer-se o titânio entra em contato direto com o titânio liquefeito do outro lado do ponto de solda, e há então uma força de coesão nesse metal liquefeito que é maior que a tensão superficial, ocorrendo assim a soldagem dos fragmentos.

4.7 Grupos estudados.

Os grupos estudados por essa metodologia estão descritos estão demonstrados na figura 30

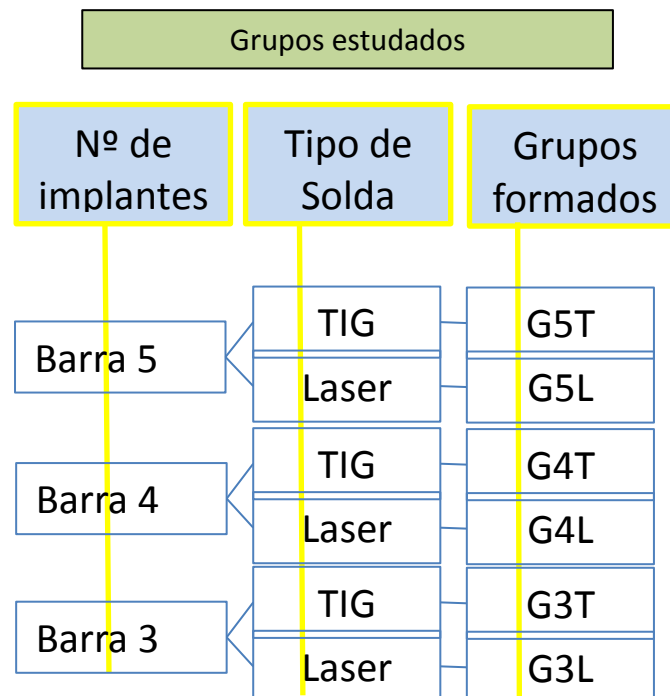


Figura 30. Grupos formados.

4.8. Coleta de dados.

4.8.1. Fotografias

O número de fotografias para análise levando-se em conta as três barras e os dois tipos de solda estudados foi de 180 (Fig. 31).

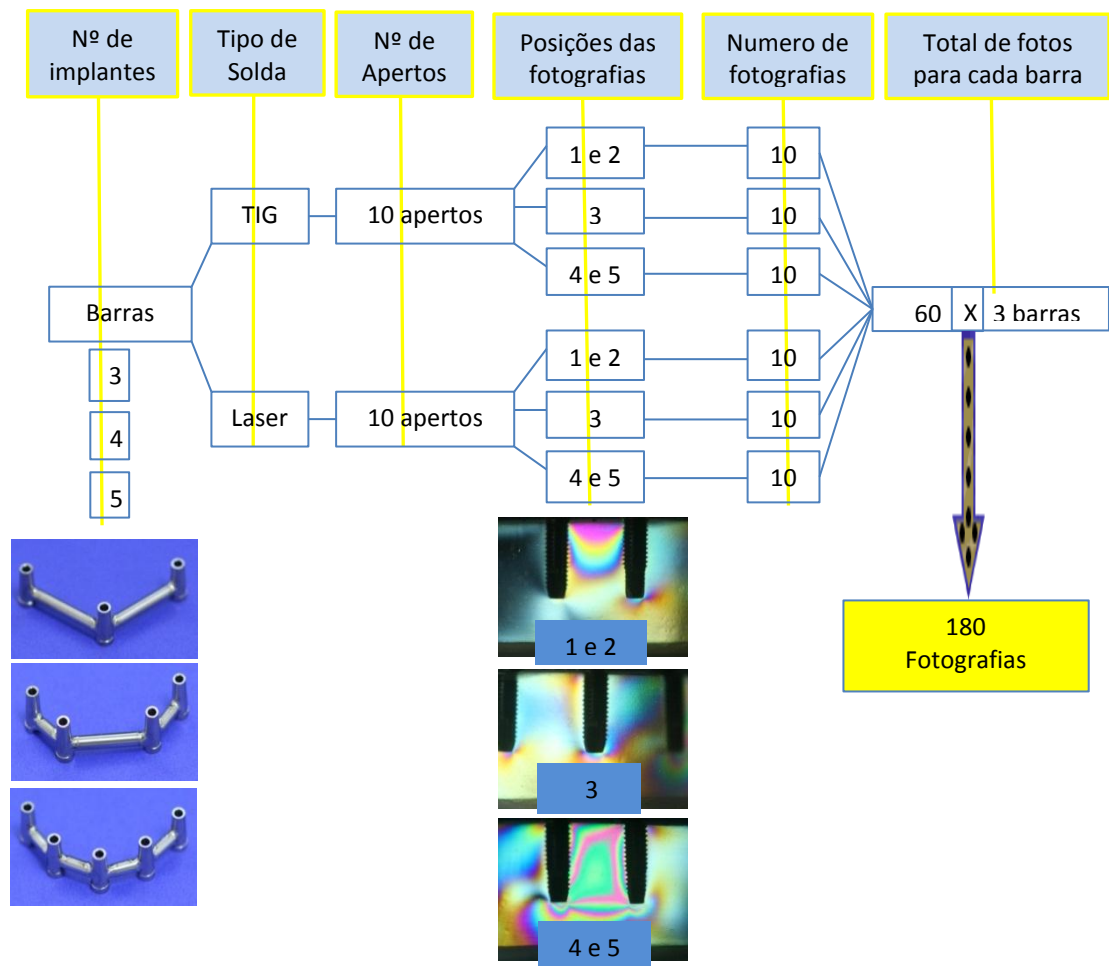


Figura 31. Número total de fotografias para análise da ordem de franja.

4.8.2 Análise de ordem de franja nas fotografias

Para análise da ordem de franja nas fotografias distribuíram-se 27 pontos para as posições fotográficas (1 e 2) e (4 e 5), e 24 pontos para a posição (3). Esquema 32.

As ordens de franja são analisadas por um observador que por meio de comparações com uma escala (Fig. 33) determina o valor de ordem de franja. Por esse aspecto subjetivo e para que se obtivesse uma média de valores mais fidedigna cada fotografia foi analisada três vezes. O valor obtido dessa média de três leituras para cada fotografia foi utilizado nos cálculos de tensão cisalhante.

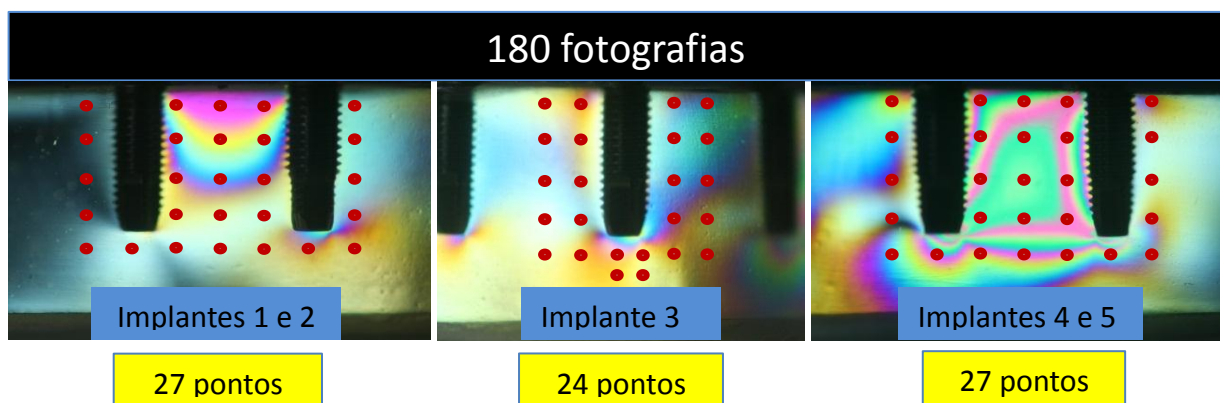


Figura 32. Distribuição dos pontos para análise das ordens de franja

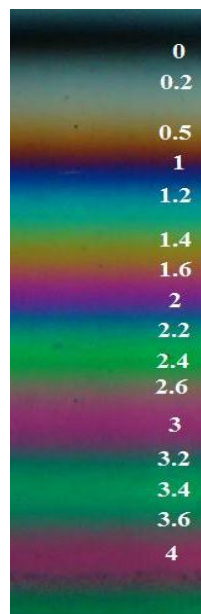


Figura 33. Escala de cor que relaciona o valor de ordem de franja com a cor do ponto observado.

4.8.3 Cálculo das tensões cisalhantes.

Obtidos os valores da constante ótica e espessura do modelo fotoelástico, e dos valores médios de ordem de franja para todos os pontos em todas as fotografias, empregou-se o programa Fringes (LPM/FEMEC/ UFU) que utiliza a equação da Lei Ótica das Tensões para o cálculo das tensões máximas cisalhantes nesses pontos, medidas em KPa (kilo pascal).

4.9. Análises dos dados

4.9.1 Comparação entre os tipos de solda

Para avaliar se o tipo de solda pode interferir nos resultados dos valores de tensão na mesma configuração de barra, utilizou-se todos os 78 pontos de análise comparando os resultados entre as mesmas barras com diferentes tipos de solda. Os grupos formados para essa análise foram G5L x G5T; G4L x G4T; G3L x G3T como mostra a figura 34.

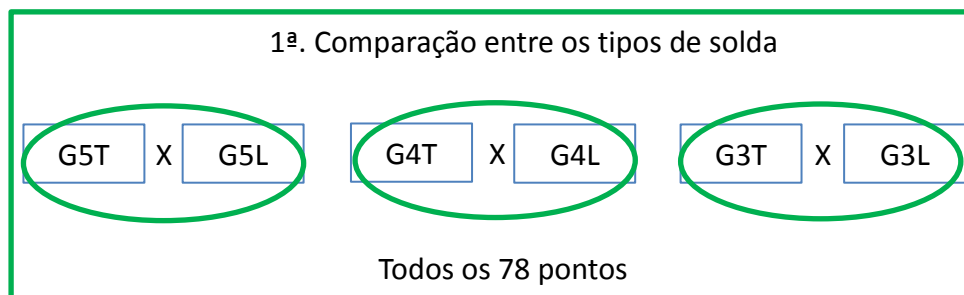


Figura 34. Grupos analisados para verificação da diferença entre os tipos de solda e o mesmo desenho de barra.

A análise estatística utilizada foi o teste de variância (anova Fisher)

4.9.2 Comparação entre os desenhos das barras.

Os implantes 1 e 5 são comuns para as três barras estudadas, e para avaliar a existência ou não de diferença estatisticamente significativa entre os três diferentes desenhos de barras foram comparadas as medidas de tensão cisalhante somente nesses implantes, comparando os resultados do implante 1 para os grupos G5TxG4TxG3T e G5LxG4LxG3L; e comparando os resultados do implante 5 para os grupos G5TxG4TxG3T e G5LxG4LxG3L como demonstrado na figura 35.

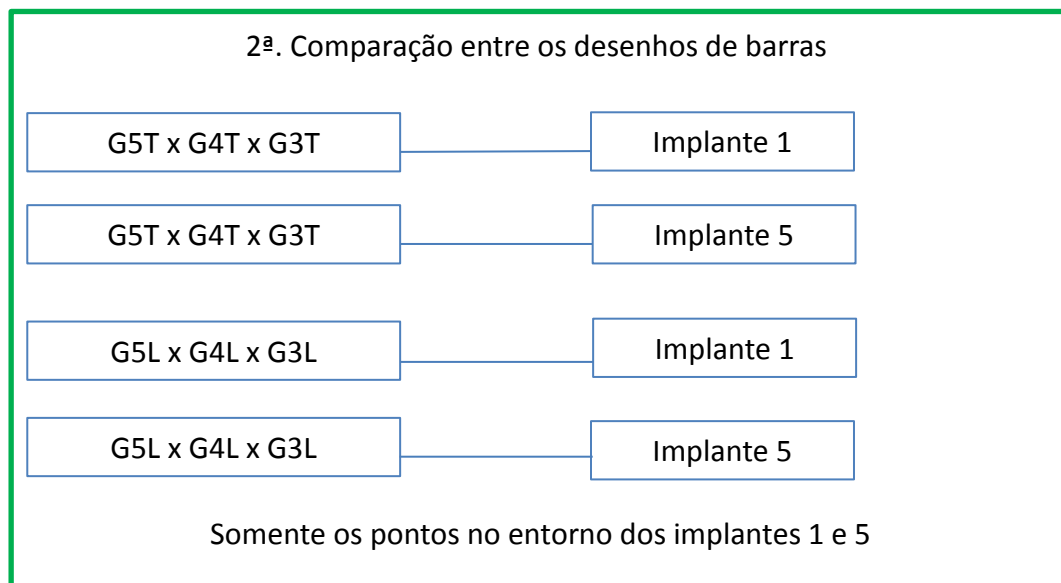


Figura 35. Grupos analisados para verificação da diferença entre os três desenhos de barras com o mesmo tipo de solda.

A análise estatística utilizada foi o teste Tukey

5. RESULTADOS

A média e DP (Desvio Padrão) das medidas de tensão cisalhante obtidas com a solda Laser e com a solda TIG, nas barras 3, 4 e 5 com os valores de F (anova Fisher) e das probabilidades (p) a eles associada estão apresentadas na Tabela 2.

De acordo com os resultados demonstrados na Tabela 2, foi encontrada diferença estatisticamente significativa, entre os valores da barra 3, sendo que os valores mais elevados foram obtidos com a solda Laser ($p<0,05$).

Foi encontrada, também, diferença estatisticamente significativa, entre os valores da barra 5, sendo que os valores mais elevados foram obtidos com a solda TIG ($p<0,05$) (Tabela 2).

De acordo com os resultados demonstrados na Tabela 3, foi encontrada diferença estatisticamente significativa, entre os valores do implante 5 para ambas as soldas. Entretanto, os valores obtidos na barra 3 foram mais elevados com solda Laser enquanto que na barra 5 foram mais elevados com a solda TIG. Não houve diferença estatisticamente significativa nas medidas de tensão cisalhante no implante 1 com ambas as soldas nas 2 barras avaliadas ($p>0,05$).

Na barra 4 não houve diferenças significativas em nenhuma das duas análises como pode ser observado nas tabelas 2 e 3.

6. DISCUSSÃO

As duas hipóteses desse estudo foram aceitas uma vez que houve diferenças significativas nas tensões cisalhantes nas adjacências dos implantes levando-se em conta tanto os tipos de soldagem quanto os desenhos das barras.

Atualmente na implantodontia busca-se tratamentos mais céleres, menos traumáticos e menos dispendiosos, e nesse sentido os tratamentos com carga imediata têm se destacado. Um dos fatores que regem o sucesso desse tratamento é a passividade das barras nos trabalhos múltiplos (WANG; WEISCH, 1995; JIMÉNEZ-LÓPEZ, 2000; ROMERO et al., 2000; SARTORI et al., 2004; THOMÉ; MOLINARI; MELO, 2004; MITHA T et al., 2009; ELIASSON A et al., 2010), e o processo de confecção de barras pela soldagem de seus fragmentos em Ti que é considerado mais biocompatível, resistente e com elevado módulo de elasticidade, e que reduz custos e etapas na construção das barras tornando o tratamento mais célere tem se mostrado como opção interessante para alcançar esse objetivo como certificado por Barbosa et al. (2010) e da Silveira júnior (2012). Porém ainda há necessidade de estudos que concluam quais tipos de soldagem apresentam melhores resultados levando-se em conta o desenho das barras e número de implantes.

Segundo Baba e Watanabe (2005) o processo de soldagem a Laser tem sua eficácia consolidada por vários estudos, porém, o equipamento possui alto custo, e o processo de soldagem TIG que vem sendo introduzido por ser mais acessível e têm demonstrado resultados semelhantes ou até superiores aos da solda Laser de acordo com os estudos de Rocha et al. (2006) e Torres et al. (2011), o que justifica a comparação entre essas duas técnicas de soldagem de estruturas pré-fabricadas em Ti.

Mesmo apresentando limitações, a técnica da fotoelasticidade é um método confiável segundo Clelland et al. (1993) e Fernandes et al. (2003). Relataram correlação entre os resultados obtidos por outros métodos de análise de tensões e os resultados pelo método da fotoelasticidade realizados no mesmo estudo.

Nesse estudo, considerou-se a espessura média do modelo e aplicou-se a “lei ótica das tensões”, desse modo, pôde-se calcular o valor das tensões cisalhantes nos pontos estudados perfazendo um estudo quantitativo que permite comparações numéricas e análises estatísticas a despeito de vários outros estudos que utilizaram apenas análise qualitativa justificada pela variação na espessura do modelo fotoelástico (BEGG et al., 2009; KIM et al., 2011).

A despeito de estudos que relacionam a resistência das barras mediante a espessura, forma e orientação do seccionamento das mesmas para posterior soldagem (DE AGUIAR JÚNIOR et al., 2009; NUÑEZ-PANTOJA et al., 2011; TAKAYAMA et al., 2012), esse estudo seguiu a metodologia de corte perpendicular das barras com disco de carborundum de 0,22 mm de espessura para as duas soldas com o propósito de normatizar os cortes e minimizar possíveis interferências nos resultados. A diminuição da resistência das barras pré-fabricadas (MARQUES et al., 2007; NOMOTO et al., 2010; TAKAYAMA et al., 2012) nos pontos de soldagem tanto para solda TIG quanto para solda Laser, não foi considerada problema às análises das tensões nas mesmas barras que haviam sido soldadas pelas duas soldas em estudo. Mesmo com a diminuição da resistência nos pontos soldados, primeiramente com a solda TIG, as barras ainda apresentavam resistência muito superior à necessária para suportar as tensões induzidas pelo torque nos parafusos. Assim como o primeiro seccionamento da barra para a soldagem TIG, o segundo seccionamento levava a novo assentamento passivo dos fragmentos que iriam ser soldados com a solda Laser excluindo-se quaisquer tensões existentes e assim não interferindo nos resultados. Executando o estudo dessa maneira, ou seja, utilizando a mesma barra para o estudo com duas soldas diferentes, evitou-se o uso de duas barras distintas para esse propósito, o que pode afetar as análises pelas diferenças existentes entre essas barras. O acréscimo de barras diferentes para analisar soldas diferentes aumentaria o número de variáveis que poderiam interferir no resultado do estudo.

Também com o intuito de diminuir as variáveis que poderiam interferir negativamente nos resultados, esse estudo foi realizado utilizando-se o mesmo modelo fotoelástico em todas as análises de tensões, as mesmas três barras com sua geometria particular as quais foram soldadas primeiramente com a solda TIG e posteriormente com a solda Laser em regiões simétricas e espelhadas, os mesmos indexes de soldagem,

e a mesma espessura e orientação de corte, a mesma sequência de solda dos fragmentos iniciando sempre pelo local seccionado mais próximo a um dos implantes mais distais, ou seja, na soldagem TIG iniciou-se pelo implante 1 e na soldagem Laser pelo implante 5. Desse modo somente as variáveis desenho das barras, tipo de solda e fator humano poderiam interferir nos resultados.

O desvio padrão relativamente alto para as medidas de tensões cisalhantes pode ser explicado pela não homogeneidade do trabalho humano que causa heterogeneidade dos resultados (BERTRAND et al., 2004). Essa heterogeneidade não deve ser ignorada, mas sim, explicada (COUTINHO et al., 2005). No caso das técnicas de soldagem, a formação e habilidade do técnico pode influenciar nos resultados obtidos. A utilização de uma amostragem maior em futuros estudos pode diminuir a possível interferência desse fator nos resultados.

O material de adição utilizado na soldagem a Laser pode ter influenciado nos resultados, porém, por ter se tratado de fio de Ti (fio de 0,2mm de diâmetro de liga Ti-6Al-4V) com 2mm de comprimento, e portanto, diminuto volume em relação a estrutura da barra, é possível que essa influência não tenha se dado. Porém, há necessidade de se dimensionar o quanto esse fato pode interferir nas análises em estudos mais específicos.

O número de implantes utilizados nas barras e por conseguinte o número de pontos de solda necessários à confecção das barras pode interferir na indicação do tipo de solda a ser utilizado, entretanto, são necessários futuros estudos que analisem outros desenhos de barras, materiais e tipos de soldagem, interferência do material de adição e do fator humano nos resultados, para que se obtenham dados que norteiem a indicação de cada tipo de técnica de soldagem.

O fator humano leva a heterogeneidade e pode interferir nos resultados dos trabalhos soldados. Esse é um fator importante que deve ser levado em consideração em trabalhos futuros. Os resultados não devem ser utilizados inadvertidamente na prática clínica, devem fornecer parâmetros que orientem o treinamento dos técnicos em prótese nas etapas laboratoriais (CAVALCANTE et al, 2010).

Em acordo com Barbi et al. (2012) que comparou três técnicas de soldagem em ligas de Cobalto-Cromo, esse estudo encontrou tensões em todas análises efetuadas indicando que possa ser impossível diante dos dois métodos de soldagem estudados conseguir o ajuste passivo absoluto nas barras pré-fabricadas em Ti.

O número de estudos sobre solda TIG ainda é pequeno, sendo necessários mais estudos para se definir uma metodologia correta para sua utilização na odontologia.

7. CONCLUSÕES

As seguintes conclusões foram alcançadas neste estudo preliminar:

O perfeito ajuste passivo entre as barras feitas em titânio e os implantes não parece ser possível mediante os dois tipos de soldagem estudados, uma vez que em todos os grupos estudados havia tensões cisalhantes.

A solda TIG obteve menores valores de tensão cisalhante na barra 3 com menos pontos de solda.

A solda Laser obteve menores valores de tensão cisalhante na barra 5 com mais pontos de solda.

Na barra 4 não foram encontradas diferenças significativas nos valores de tensão cisalhante em relação aos tipos de soldagem utilizados e nem em relação ao desenho das barras.

1. TABELAS

Tabela 2- Valores médios da tensão cisalhante em KPa (quilo Pascal), obtidas com a solda Laser e com a solda TIG, nas barras 3, 4 e 5 considerando todos os implantes.

	Barra 3						Barra 4						Barra 5					
	Laser			TIG			Laser			TIG			Laser			TIG		
	Implantes			Implantes			Implantes			Implantes			Implantes			Implantes		
	1 e 2	3	4 e 5	1 e 2	3	4 e 5	1 e 2	3	4 e 5	1 e 2	3	4 e 5	1 e 2	3	4 e 5	1 e 2	3	4 e 5
Media ±	3,43	4,86	9,79	5,51	4,53	3,72	4,57	3,98	4,01	5,51	4,25	4,38	4,40	4,27	4,60	6,43	8,56	16,64
DP	1,35	0,77	2,59	1,40	4,08	0,03	0,30	0,15	0,03	1,40	0,65	1,58	0,85	0,83	1,49	2,76	0,06	5,44

Barra 3 – Laser x TIG F =8,752, $p =0,004^*$

Barra 4 – Laser x TIG F = 3,031, $p =0,084$

Barra 5 – Laser x TIG F =53,013, $p =0,000^*$

* Índice de significância – $p < 0,005$

Tabela 3- Valores médios da tensão cisalhante em KPa (quilo Pascal) obtidas com os implantes 1 e 5, considerando-se as barras 3, 4 e 5 e as soldas Laser e TIG.

	Barra 3				Barra 4				Barra 5			
	Laser		TIG		Laser		TIG		Laser		TIG	
	Implantes		Implantes		Implantes		Implantes		Implantes		Implantes	
	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5
Media \pm	2,65	9,90	3,69	3,89	4,59	3,86	3,69	4,26	4,69	3,78	4,62	14,2
DP	0,97	4,42	2,89	0,48	2,49	1,04	2,89	0,83	2,44	1,42	5,61	8,80

Implante 1 – Laser – barras 3 x 4 x 5	F=1,668,	$p= 0,195$
Implante 1 – TIG– barras 3 x 4 x 5	F=0,494,	$p=0,612$
Implante 5 – Laser – barras 3 x 4 x 5	F=45,230,	$p= 0,0001^*$
Implante 5 – TIG – barras 3 x 4 x 5	F=69,547,	$p= 0,0001^*$

* Índice de significância – $p<0,005$

REFERÊNCIAS

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2010;25:506-15.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int Oral Surg**. 1981 Dec;10(6):387-416.
3. Alves, BP. **Analise da adaptação de estruturas de prótese sobre implantes pré-fabricados ou fundidos em titânio, antes e após soldagem a laser**. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.
4. Anusavice KJ; Phillips, **Materiais dentários**. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
5. Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2005;72:64-68.
6. Babbush, C. A., Kent, J. N., Misiek, D. J. Titanium plasma sprayed (TSP) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. **J. Oral Maxillofac Surg**, v.44, p. 247-82, 1986.
7. Barbi FCL et al. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. **The Journal of Prosthetic dentistry**; Dent Mater 2012;28:863-72.
8. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos M da G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. **Braz Dent J**.2010;21(6):515-9.
9. Barbosa GAS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. **Braz Dent J**.2008;19:358-363.
10. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.

11. Bernardes SR, et al. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **The International Journal of Maxillofacial Implants**; 24(5):781-9.Sep-Oct;24(5):781-9,2009.
12. Bertrand, C et al. Optimization of operator and physical parameters for laser welding of fental materials. **British Dental Journal**, v.196, n.7,p.413-418,2004.
13. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**. 1969;3(2):81-100.
14. Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res**. 1999;1(1):2-16.
15. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. **JProsthet Dent**. 1983; 50(3): 399-410.
16. Branemark, P. I.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence Publishing Company**, Chicago, 1987.
17. Brunski, J.B. (1992) Biomechanical factors affecting the bone–dental implant interface. **Clinical Materials** 3: 153–201.
18. Calesini, G. et al. One-piece castings in fixed prosthodontics: a study of marginal adaptation using computerized SEM images. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.13, n.4, p.275-281, July/Dec. 2000.
19. Caputo, AA. Standlee JP: Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago, IL, **Quintessence**, 1987, pp 19-27
20. Cariello, MP et al. Implant-supported titanium framework: photoelastic analysis before and after spark erosion procedure. **Braz. j. oral sci.**, 2010, vol.9, no.1, p.48-53. ISSN 1677-3225.
21. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994;9(1):90-4.
22. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994;9(1):90-4.

23. Cavalcante LAL.; Ferreira VRN.; Neves, FD.; Fernandes Neto, AJ.; Araújo C.A.; Nóbilo AA et al. Análise da resistência à flexão em braços suspensos de protocolos alternativos sobre implantes utilizando diferentes técnicas de soldagem. **Horizonte Científico**. 2010;10(1)
24. Chiapasco, M. et al. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 8, n. 1, p. 48-57, Feb. 1997.
25. Clelland NI, Gilat A, mcglumphy eA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral maxillofac Implants**. 1993; 8(5):541-8.
26. Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1997; 12:793-9.
27. Contreras eFr, Henriques GeP, Giolo Sr, Nóbilo mAA. Fit of cast commercially pure titanium and ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J Prosthet Dent**. 2002; 88(5):467-2.
28. Coutinho E. Revisão sistemática e meta-análise em odontologia. In: Luiz RR, Costa AJL, Nadanovsky P. **Epidemiologia e bioestatística na pesquisa odontológica**. São Paulo:Atheneu; 2005. p. 397-403.
29. Da Silveira-Júnior C D et al. Welding Techniques in Dentistry, Welding Processes,2012; **Radovan Kovacevic** (Ed.), ISBN: 978-953-51-0854-2, InTech, DOI: 10.5772/54256.
30. Dally, JW and Riley, WF. **Experimental stress analysis**. New York, McGrall-Hill, 2ed, 1978.
31. De Aguiar FA, jr et al. Na alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for na implant-supported prosthesis. **J Prosthodont**. 2009 Apr; 18(3): 230-4.
32. De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. **J Oral Rehabil** 2006;33:833–839.
33. Dinato, J.C.; Wulff, L.C.Z.; Bianchini, M.A. **Adaptação passiva: ficção ou realidade?** In: Dinato, J.C.; Polido, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap.15, p.283-313.

34. Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. **Clin Implant Dent Relat Res** 2010;12:81–90.
35. Fernandes CP et al. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dental Mater**, Copenhagen, v. 19, n. 2, p. 106-117, 2003.
36. Garber DA, Salama MA, Salama H. Immediate total tooth replacement. **Compend Contin Educ Dent** 2001;22:210-218.
37. Goossens, I.C., Herbst, D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **Journal of the South African Dental Association** 2003;58, 279–287.
38. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, et al: Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Im-plants** 2000;15:239-24
39. Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent**. 2006 Jul;96(1):25-32.
40. Hecker, D.M., Eckert, S.E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **Journal of Prosthetic Dentistry** 2003;89,346–351.
41. Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998;13:190-6.
42. Inturregui, J.A., Aquilino, S.A., Ryther, J.S. & Lund,P.S. (1993) Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **Journal of Prosthetic Dentistry** 69: 503–509.
43. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in patients. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996;11:620–5.
44. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1991; 6(3):270-6.

45. 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 cast in routine edentulous situations. **J Oral Rehabil** 1995;22:557-64.
46. Jendresen, M. D. et al. Annual review of selected dental literature: report of committee on scientific investigation of American Academy of Restorative Dentistry. **J. Prosthet Dent.**, v. 74, n. 1, p. 60-99, 1995.
47. Jiménez-López V. Reabilitação bucal em prótese sobre implantes. São Paulo: **Quintessence**; 2000.
48. Jiménez-López, Vincente. Carga ou função imediata em implantodontia: Aspectos cirúrgicos, protéticos e de laboratório. São Paulo: **Quintessence**, 2004.
49. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent** 1999;81:7-13.
50. Kapur, KK. Benefit and risk of blade implants: a critique in: Schnitman P, Shulman L, editors. Dental implants: benefit and risk. Bethesda: **Department of health and human service**; 1980. P. 306 – 8. DHHS publication n. 81 – 1531.
51. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004; 19:30-37.
52. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2011 Sep-Oct;26(5):976-84.
53. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral Rehabil** 2004;31:477–482.
54. Lederman PD. Stegprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe plasmabeschichteten Titanschraubimplantaten. **Deutsche Zahnärztliche Zeitung** 1979;34:907-11.
55. Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation in Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds): Tissue Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, IL, **Quintessence**, 1985, pp 199-209
56. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. **Dent Mater**. 2002 Mar;18(2):143-8.

57. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. **Dent Mater**. 2002 Mar;18(2):143-8.
58. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont**. 2007 Mar-Apr;16(2):117-22.
59. Marques, S. C., Rezende, J. G. O. S., Alves, L. A. F., Silva, B. C., Alves, E., Abreu, L. R., et al. (2007). Formation of biofilms by *Staphylococcus aureus* on stainless steel and glass surfaces and its resistance to some selected chemical sanitizers. **Brazilian Journal of Microbiology**, 38, 538–543.
60. Millington, N.D., Leung, T., 1995. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **International Journal of Prosthodontics** 8, 511–516.
61. Misch, C.E.; Qu, Z. & Bidez, M.W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, Vol.57, No.6, (June 1999), pp. 700-706, ISSN 0278-2391
62. Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. **Int J Prosthodont** 2009;22:248-50.
63. Nomoto R, Takayama Y, Tsuchida F, Nakajima H. Non-destructive three-dimensional evaluation of pores at different welded joints and their effects on joints strength. **Dent Mater**. 2010 Dec;26(12):e246-52.
64. Nuñez-Pantoja JM, Takahashi JM, Nóbilo MA, Consani RL, Mesquita MF. Radiographic inspection of porosity in Ti-6Al-4V laser-welded joints. **Braz Oral Res**. 2011 Mar-Apr;25(2):103-8. Epub 2011 Feb 25.
65. Padovan, L.E.M et al. **Carga imediata e implantes osseointegrados**. São Paulo: Santos, 2008.
66. Parel SM. Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1989;4: 33-40.
67. Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, Bracco P. Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern incomplete denture wearers. **J Oral Rehabil**, 2005; 32; 863-870.

68. Piatteli A, Corigliano M, Scarano A. Bone retains to early occlusal loading of two - stage titanium plasma - sprayed implants: a pilot study in monkeys. **Int J Periodont Res Dent**. 1997;68:591-7.
69. Prasad, S., Monaco, E. A., Kim, H., Davis, E. L., Brewer, J. D. Comparison of porcelain surface and flexural strength obtained by microwave and conventional oven glazing. **J Prosthet Dent** 2009, 101 (1), 20-28.
70. Quinlan, P. et al. Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.20, n.3, p.360-370, 2005.
71. Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. **Braz Dent J**. 2006;17(1):20-3.
72. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **JProsthet Dent**. 2000;84(6):602-7.
73. Rubeling G. New techniques in spark erosion: The solution to na accurately fitting screw-retained implant restoration. **Quintessence Int** 1999;30:38-48.
74. Sadowsky, S.J., Caputo, A.A., 2000. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. **Journal of Prosthetic Dentistry** 84, 327–334.
75. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent** 2001;10:85-92.
76. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MG. In vitro comparative analysis of the gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **JProsthet Dent**.2004;92(2):132-8.
77. Schneider A, Kurtzman GM, Silverstein LH. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. **J Dent Technol** 2001;18:23-5.
78. Silva tBP. **Análise da adaptação marginal de próteses fixa implanto suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo** [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade estadual de Campinas, UNICAMP; 2002.

79. Simamoto-Júnior, PC.; Novais, VR.; Nóbilo, MAA.; Barbosa, GAS.; Soares, CJ.; Neves, F.D. Influence of the soldering type in fitting prostheses on implants: a scanning electronic microscopy analysis. **Arquivos em Odontologia**. 2008; 44(1).
80. Takayama et al. Effects of argon gas flow rate on laser-welding. **Dent Mater J**. 2012;31(2):316-26. Epub 2012 Mar 23
81. Tan KB, Rubenstein JE, Nichols JL, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prosthesis. **Int J Prosthodont** 1993;6:346-63.
82. Tarnow, D.P., Emtiaz, S. & Classi, A. (1997) Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants** 12: 319–324.
83. Taylor JC, Hondrum SO, Prasad A, Brodersen CA. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti6Al4V alloy rods in argon. **J Prosthet Dent**. 1998;79:291-297.
84. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosthet Dent** 2002;88:89–95.
85. Thomé G, Molinari ARDM, Melo ACM. Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. **Impl News**. 2004; 1(4):25-33.
86. Torres ÉM et al. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **Journal of Biomechanics**, 2011.v.44. p.1735–1739
87. Torres, E.M., Rodrigues, R.C.S., Mattos, M.G.C., Ribeiro, R.F, 2007. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. **Journal of Dentistry** 35, 800–805.
88. Uludamar, A., Leung, T., 1996. Inaccurate fit of implant superstructures Part II: efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. **International Journal of Prosthodontics** 9, 16–20.
89. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent** 2003;89:186-92.

90. Wang RR, Weisch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding laser and infrared brazing. **J Prosthet Dent.** 1995;89(5):521-30.
91. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Int J Oral maxillofac Implants.** 1994; 9(4):405-11.
92. Watanabe I, Topham DS. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. **J Prosthodont.** 2006 Mar Apr;15(2):102-7.
93. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont.** 1999;12 (2): 167-178.
94. Wöhrle PS. Single-tooth replacement in aesthetic zone with immediate provisionalization:fourteen consecutive case reports. **Pract. Period. Aesthet. Dent.**, v.10, p.1107-1114, 1998.
95. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J Prosthet Dent.** 1993 Sep;70(3):264-73.