

ELZA MARIA VALADARES DA COSTA

AVALIAÇÃO DA DISTORÇÃO LINEAR EM ESTRUTURAS METÁLICAS DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTES: fundidas em peça única e em segmentos soldados a laser e através da soldagem convencional (brasagem)



Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa.

Orientador: Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser

São José dos Campos

2001

LD3
C823a
L1457

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A. B.; SILVA, E. A. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2000. 81p.

COSTA, E.M.V. Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre implantes : fundidas em uma peça e em segmentos, soldados a laser e através da soldagem convencional (brasagem). 2001. 81f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

DEDICATÓRIA

À minha querida mãe, **Edelvira**, pelo incentivo e amor com os quais sempre pude contar.

Ao meu pai, **Nelson**, pela conduta correta e íntegra de agir que tem servido de exemplo para minha vida.

Às minhas irmãs **Helena e Aparecida**, amigas dedicadas, sempre dispostas apoiar as minhas iniciativas.

À minha querida sobrinha e afilhada, **Marcella** pelo carinho que me dedica e pela ajuda na digitação deste trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, por sua dedicação, amizade e orientação preciosa, sempre esclarecedora, lógica, sem a qual não seria possível a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Bottino, por sua amizade e confiança em mim depositada.

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho” pela oportunidade.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp pela utilização da infra-estrutura.

Ao Laboratório de Prótese Luis Kian pela sua valiosa contribuição nos trabalhos de fundição e brasagem.

A Faculdade de Odontologia Metodista (UMESP) por possibilitar o curso de mestrado.

Ao Prof. Antônio Alves Garcia (diretor da faculdade de ciências biológicas e da saúde da UMEP), pelo apoio e incentivo.

Ao Prof. Frederico Garavati, da disciplina de prótese parcial fixa da UMEP, pela compreensão nos momentos em que me fiz ausente.

À colega e amiga Ângela Guidini Lopes pela sua disponibilidade em me substituir nas atividades didáticas, em prejuízo de sua agenda.

Ao Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo pela contribuição no trabalho com solda a laser – Processo Fapesp n.º 99/10345-6.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretti** pela colaboração no tratamento estatístico dos resultados obtidos neste trabalho.

A **Conexão Sistema de Prótese LTDA** pela rapidez com que nos enviou os componentes necessários a pesquisa.

A **Prof.^a Dr.^a Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, pelo uso do microscópio mensurador – Processo Fapesp n.º 98 /01705-6.

A **Degussa Hüls**, pelo excelente atendimento e facilidades na compra da liga e solda necessárias ao trabalho.

Aos meus colegas do Mestrado, **Denise, Eduardo, Vicente**, pelos momentos de convívio, experiências e aprendizado.

A todos meus amigos do curso de pós-graduação, especialmente **Eduardo Miyashita, Valéria e Karina** pela amizade demonstrada em tantos momentos que precisei.

Ao amigo e futuro colega **Roberto Mandara** por sua colaboração na confecção do protótipo de aço da mandíbula.

Às secretárias do departamento de materiais Odontológicos e Prótese, **Suzana e Eliane**, pela amizade acolhedora.

Às secretárias do curso de Pós-graduação, **Herena, Rose e Cidinha** pela dedicação, educação e carinho com que executam as suas tarefas.

A **Capes**, pelo apoio ao curso de Pós-graduação e pelo auxílio a mim concedido.

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

Aos docentes do Curso de mestrado, pelos ensinamentos transmitidos, sem os quais não alcançaria meu objetivo.

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

"It is equally important to recognize the need for a stable third dentition and to support creative, ambitious efforts in prosthetic dentistry".

P. – I. Brånemark

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
RESUMO.....	10
1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO.....	33
4 MATERIAL E MÉTODO.....	34
4.1 Confeção do protótipo.....	34
4.2 Fundição das estruturas.....	39
4.3 Soldagem convencional.....	42
4.4 Soldagem a laser.....	44
4.5 Análise do assentamento passivo.....	49
4.6 Forma de análise estatística.....	51
5 RESULTADO.....	52
6 DISCUSSÃO.....	56
7 CONCLUSÃO.....	64
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
ANEXOS.....	71
ABSTRACT.....	80

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Esquema do protótipo.....	34
FIGURA 2 - Protótipo e réplicas – vista oclusal.....	36
FIGURA 3 - Protótipo e réplicas A,B,C,D e E.....	36
FIGURA 4 - Estrutura padrão encerada.....	37
FIGURA 5 - Estrutura encerada e molde.....	38
FIGURA 6 - Corpo-de-prova unido ao anel.....	39
FIGURA 7 - Inclusão.....	40
FIGURA 8 - Corpo-de-prova fundido (monobloco)....	42
FIGURA 9 - Espaço entre os segmentos (laser).....	44
FIGURA 10 - Máquina de soldagem a laser.....	44
FIGURA 11 - União dos segmentos com resina.....	45
FIGURA 12 - Confeção modelos de transferência....	46
FIGURA 13 - Modelo de transferência.....	46
FIGURA 14 - Painel – máquina de soldagem.....	47
FIGURA 15 - Grupo controle.....	48
FIGURA 16 - Microscópio de medição digital.....	49
FIGURA 17 - Visão ampliada – eixo x e y.....	50
FIGURA 18 – Gráfico das médias de técnicas.....	53
FIGURA 19 - Gráfico das médias de técnicas (eixo x e y).....	55

COSTA, E.M.V. Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: fundidas em peça única e em segmentos, soldados a laser e através da soldagem convencional (brasagem). 2001. 81f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

Próteses sobre implantes osseointegrados requerem critério de fabricação preciso devido a ausência de tecidos periodontais que compensam erros menores de relacionamento. Para tanto, em um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, foram fixados cinco análogos de pilares de implante, paralelos entre si, com distância de 10mm medidos de centro a centro. Sobre estes foram parafusados novos cilindros de ouro, com torque de 10N/cm. Então foram executadas 15 sobre-estruturas metálicas que foram divididas: GC – Adaptação passiva dos cilindros de ouro; GM – monobloco GB – segmentos soldados por brasagem e, GL – segmentos soldados a laser. Observou-se as estruturas parafusadas com parafusos sempre novos sob microscópio de mensuração. A medição foi realizada na vestibular e lingual da interface cilindro/análogo e dados anotados em tabela apropriada. Para o eixo y, a técnica de soldagem a laser (Média=12,41 e Dp=11,12) produziu menos distorção significativamente do que a técnica de brasagem (Média=23,06 e Dp=13,31) seguida pela técnica de monobloco (Média=39,83 e Dp.=21,88) $p=0.05$. Para o eixo x, somente o grupo Monobloco apresentou diferença significativa para as demais técnicas (Média= 45,66 e Dp=21,56).

PALAVRAS CHAVES: Prótese sobre implantes endosseos; prótese parcial fixa; solda brasagem; soldagem a laser.

1 INTRODUÇÃO

As próteses suportadas por implantes osseointegrados assumiram um papel importante na reposição de dentes perdidos. Um trabalho de Adell et al¹ (1981) reforça esta afirmação, uma vez que reporta índices de sucesso de 91% para implantes mandibulares e de 81% para os maxilares, num período de observação de mais de 15 anos.

As próteses sobre os implantes osseointegrados requerem um critério de fabricação ainda mais preciso do que as dos dentes naturais devido à ausência dos tecidos periodontais que compensam os erros menores de relacionamento, segundo Brunski & Skalak⁴(1993). Estes autores observaram que os dentes e os implantes podem se deslocar em diferentes direções: intrusiva, extrusiva, lateral, mesio-distal ou combinações destas e quando uma força é aplicada a um dente, o deslocamento deste pode ser lento e gradual, a este fenômeno dá-se o nome de "engatinhar". Com implantes, o engatinhar não ocorre a não ser que haja tecido fibroso ao seu redor, neste caso não temos osseointegração. Os implantes osseointegrados apresentam uma maior rigidez do que os dentes naturais. Portanto o sucesso clínico dos implantes após a instalação da prótese, segundo Adell et al¹ (1981), Skalak³⁰(1983) e Rangert et al²³ (1989) é previsível desde que haja um processo metódico e impecável, com assentamento passivo de uma estrutura metálica fortemente conectada aos pilares dos implantes.

Sjögren et al.²⁹ (1988) observa que a estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes, na maioria das vezes é confeccionada em liga de ouro tipo III ou de prata-paládio, e que a

estrutura ideal deve ter as seguintes características: a) resistente à corrosão, precisão e rigidez; b) capacidade para suportar cargas; c) assentamento passivo aos pilares dos implantes.

Os autores Adell et al.¹(1981), Skalak³⁰(1983), Brunski & Skalak⁴(1993), Jemt & Lie¹⁵(1995) e Romero et al.²⁵ (2000) associaram os problemas causados pelo assentamento deficiente das estruturas suportadas por implantes, a problemas mecânicos tais como: perda ou afrouxamento dos parafusos, fraturas das estruturas protéticas e dos componentes dos implantes, e também por falências de implantes, causadas pela perda óssea excessiva.

Lavelle¹⁹(1993) acredita que as perdas ósseas marginais podem ser explicadas pelo fato de que o ligamento periodontal nos dentes naturais faz com que os estresses sejam transferidos de maneira uniforme ao osso alveolar, já nos implantes osseointegrados observamos altas concentrações de cargas em áreas cervicais. Desta forma a resposta óssea de reabsorção é mais rápida nos implantes.

Skalak³⁰(1983) sugere em seus estudos biomecânicos que a conexão firme de uma prótese fixa aos implantes osseointegrados resultam em uma estrutura unificada, na qual a prótese fixa, os implantes e o osso atuam com uma unidade. Tal união deve reduzir os estresses máximos aplicados em ambos: porção superior do implante tanto quanto no osso. Esta estrutura única pode também sofrer momentos de flexão causados pelas cargas axiais e horizontais.

Deve ser enfatizado que qualquer mau alinhamento da prótese fixa em relação aos implantes resultará em estresses internos na prótese fixa, nos implantes e no osso. Tais estresses podem não ser detectados pela inspeção visual, mas podem reduzir substancialmente o limiar dos fatores que causam falências ou falhas sem contribuição de forças externas como a oclusão.

Com relação à oclusão, Rubenstein²⁶ (1995) alerta para o fato que haverá um agravamento das falências dos componentes dos implantes e da interface de osseointegração, no caso de um relacionamento forçado entre a prótese e seus componentes, quando essa for submetida a ciclos de cargas oclusais repetitivos funcionais e parafuncionais.

Jemt¹⁵ (1995) reforça, que na execução das próteses suportadas por implantes, a obtenção de sobre-estruturas fundidas, que sejam passivas principalmente quando conectadas a múltiplos implantes, é de fundamental importância. Se o espaço entre a estrutura fundida e as uniões, for excessivo, então o efeito sobre a interface biológica torna-se importante. A dificuldade em se obter a adaptação de peças protéticas fundidas em uma peça única (monobloco), principalmente quando extensas, parece ser responsável pela grande maioria dos insucessos.

Portanto, os fatores que podem influenciar diretamente a precisão do assentamento da restauração protética, estão na técnica de construção de sua estrutura metálica. Temos duas possibilidades técnicas neste caso, fundição em monobloco como já citado anteriormente ou fundição em vários segmentos e posterior soldagem. Segundo Chai & Chou⁷(1998), a técnica de soldagem apresenta a vantagem de trabalhar com segmentos da prótese, o que permite, além de melhor adaptação, uma distribuição uniforme de forças, minimizando traumas aos pilares sejam dentes naturais ou implantes. A união de tais estruturas sobre implantes, requer um alto grau de precisão garantindo à junção parafusada o máximo de exatidão, alertam, ainda, Brunski & Skalak⁴ (1993). Para Hussani & Wong¹⁴ (1997), a consequência da falta de uma boa adaptação é a micro movimentação dos componentes protéticos podendo gerar o rompimento da interface cimento-implante, ou nas próteses parafusadas, a perda dos parafusos.

Waskewickz et al.³⁶ (1994) através de uma análise fotoelástica da distribuição de forças transmitidas pelas próteses fixa aos implantes, observaram que estruturas com adaptação não passiva geram maior concentração de estresses ao redor dos implantes. O corte das estruturas, em segmentos e soldagem dos mesmos permitem a obtenção de uma relação passiva, sem que forças adversas sejam transmitidas aos implantes.

Nicholls²¹ (1980) definiu a distorção como um movimento relativo a um ponto único, ou a um grupo de pontos a partir de alguma posição de referência originalmente especificada de tal forma que a deformação permanente seja aparente.

Em contra partida, Carr et al.⁶ (1996) definiram uma prótese com adaptação passiva quando puder ser parafusada sem que tensões sejam geradas.

Para Riedy et al.²⁴ (1997) uma forma de minimizar as distorções de fundição e obter adaptação satisfatória entre a prótese e os implantes, é confecção de estruturas segmentadas, indexadas e soldadas.

Segundo Vieira³⁴ (1967), a soldagem pode ser definida como o processo pelo qual, duas peças metálicas podem ser unidas intimamente, colocando-as, em geral, em contato e aquecendo-as nessa região de contato, a temperaturas determinadas. A união pode ser obtida à custa dos próprios metais ou de um metal intermediário fundido denominado solda. Brasagem é uma técnica de soldagem, que emprega soldas fortes compostas de ligas de alta fusão como a prata, o cobre, o níquel, ou ouro. Além da distorção, pode-se ter outros problemas, quando se utiliza a técnica de brasagem tais como: fratura da união soldada, porosidades, descoloração e alteração das margens dos retentores.

Segundo Souza et al.³² (2000) a brasagem é o processo de soldagem no qual o metal de adição tem sua temperatura ou

faixa de fusão compreendida entre as temperaturas abaixo do ponto de fusão do metal base e acima de 450^o C. Também para que ação capilar seja eficiente na soldagem, é necessário que o metal de adição (solda) tenha uma boa fluidez e a folga ou espaço na junta seja da ordem de valores compreendidos em torno de 0.025 e 0.25mm.

Em virtude destes problemas, passou-se a pesquisar a utilização da soldagem a laser para a união de próteses odontológicas. Gordon & Denton¹²(1970) publicaram um estudo com soldagem a laser e relatam que o primeiro estudo com esta soldagem data de 1967, sendo que a primeira parte prática foi realizada em dezembro de 1968, sobre uma prótese parcial fixa de quatro elementos.

Segundo Yamagishi et al³⁵(1993), a soldagem através do laser promove uma melhor união, pois é realizada através da fusão do seu próprio metal, sem a utilização de um metal adicional. O autor comenta que o processo de soldagem a laser produz um feixe de luz coerente, monocromático e concentrado de alta energia o qual tem sido empregado em substituição a brasagem nas próteses odontológicas.

O procedimento para confecção das estruturas de próteses suportadas por implantes osseointegrados inclui; moldagens, modelos de gesso, técnicas de fundição e soldagem, por esta razão distorções podem ocorrer. Portanto será mais conveniente a utilização de procedimentos que causem menor distorção possível favorecendo o assentamento passivo de tais estruturas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Steinman³³ (1954) estudou a contração produzida no procedimento de soldagem com ligas a base de ouro. O autor variou as formas das barras cujas medidas foram padronizadas, espessura de 2,0mm, largura de 5,0mm e comprimento de 15mm. Concluiu que quanto menor quantidade de solda utilizada menor distorção ela produz e também quanto mais exato o assentamento das partes a serem unidas menor a distorção.

Fusayama et al.¹⁰ (1964) compararam a fundição em monobloco e fundições de segmentos soldados em relação a uma possível distorção. Utilizaram para isso, uma prótese parcial fixa de quatro elementos sendo dois pânticos e dois pilares, variando a localização e o número dos espaços de soldagem. A fundição em monobloco foi feita pela técnica de expansão térmica aperfeiçoada de Fusayama e as próteses eram executadas sobre um modelo de aço inoxidável. Através dos resultados obtidos concluíram que a técnica de fundição utilizada em monobloco aumentou a distância mesio distal entre os elementos da prótese enquanto as técnicas de soldagem diminuíram esta distância. Argumentam ainda os autores, que a prótese fixa fundida em monobloco torna-se ligeiramente maior no sentido mesio distal devido ao fato de que há uma expansão do modelo de gesso entre os pilares que somada a expansão do revestimento de cristobalita utilizado torna-se levemente maior do que a contração da fundição propriamente dita. Explicam que a brasagem exige uma segunda moldagem com os retentores fundidos em posição, e que isto leva a um provável aumento da distorção.

Vieira³⁴(1967) explica que a solda constitui sempre uma solução de continuidade das estruturas soldadas e que há uma diferença de composição química entre esta e os elementos soldados. Também pode ocorrer oxidação ou absorção de elementos causada pela estrutura metalográfica diversa e pelas possíveis impurezas na união. Este autor acrescenta ainda que durante o resfriamento da peça, tensões são induzidas no ponto de união, do que resultarão distorções. Algumas vezes é preciso fazer uso de tratamentos térmicos posteriores para promover a liberação destas tensões. Um outro aspecto importante é que a heterogeneidade estrutural da região soldada torna a estrutura mais passível de fenômenos de corrosão no meio bucal. A porosidade é também encontrada, na união soldada, devido principalmente à presença de óxidos que enfraquecem a peça, porém o uso de fundentes diminui esta porosidade.

Gordon & Denton¹²(1970) em um estudo inicial sobre a soldagem a laser de próteses odontológicas descrevem aperfeiçoamentos básicos, experiências e vantagens da soldagem a laser para a prótese parcial fixa e para a prótese parcial removível de precisão. O aparelho de laser utilizado para o estudo foi Master Optics 8-869 regulado para raio infravermelho de 1.06µm com uma haste de vidro com Neodímio. Todas as próteses parciais fixas soldadas a laser tiveram sucesso e nenhuma união falhou durante a função normal. Sob o ponto de vista clínico concluíram os autores que pelo fato da soldagem a laser ser feita diretamente sobre o modelo de trabalho produz menos distorção do que a brasagem que necessita de moldagem de transferência para um modelo de soldagem.

Kornefeld¹⁸(1974) afirma que o sucesso da brasagem de vários elementos de uma prótese fixa depende da resistência das uniões soldadas. Além disso, o sucesso biológico depende do

tamanho vertical e a posição correta da solda de forma a não provocar acúmulo de alimento ou deslocamento da papila interdental. O sucesso mecânico e biológico combinado evita a fratura da união, distorção e inflamação gengival. Os requisitos essenciais para a brasagem são: a limpeza das estruturas a serem soldadas, o aquecimento controlado, fluxo apropriado, seleção da solda adequada e espaço para soldagem de 0.01 polegadas (0.275mm).

Hulling & Clark¹³(1977) comparam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem, e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menos distorção do que a brasagem. As medidas foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representam a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a Laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

Craig⁸(1978) observa que no processo de brasagem, a solidificação e a expansão térmica do revestimento, no qual as peças a serem fundidas são incluídas, podem causar distorção no alinhamento das unidades quando os retentores e pânticos estão em contato, o que resulta em uma prótese mal assentada. Recomenda um espaço entre os segmentos a serem unidos de cerca de 0.25mm para prevenir a distorção e produzir uma união com resistência adequada, pois quanto maior a quantidade do metal solda mais frágil esta área.

Também com relação ao espaço para soldagem, Willis & Nicholls³⁸ (1980), uniram quarenta coroas duas a duas com vinte soldas e mediram a precisão das coroas em cada uma variando as distâncias entre as coroas a serem unidas em 0, 0,15mm, 0,30mm e 0,45mm. Determinaram a distorção induzida unicamente pela soldagem e afirmam que o espaço para soldagem não afeta somente a precisão da união soldada mas também a sua resistência. Concluem que a distorção linear, identificada na fase de revestimento, como um aumento do espaço, ocorre devido a expansão de presa deste revestimento; e a distorção identificada na fase de soldagem causa uma diminuição do espaço por causa da contração da solda. Para que haja uma união sólida, os autores indicam um espaço mínimo, sem contato além de uma solda adicional.

Nicholls²¹ (1980) enfatiza os requisitos para se obter uma técnica matematicamente aceitável para medição da distorção em três dimensões. Quanto ao sistema ótico, ele define como vantagem o fato de que nenhuma distorção física ocorre devido à ausência de carga no modelo experimental. O autor aponta como desvantagens, o posicionamento ótico, a luz constante e a fadiga visual. Quanto ao posicionamento ótico, sugere um aumento do sistema para conseguir maior precisão porém as pequenas irregularidades presentes se tornam mais nítidas podendo levar a erros de leitura. A luz de pesquisa deverá estar fixa ao sistema ótico e quanto à fadiga visual, recomenda curtos tempos de observação.

Adell et al.¹ (1981) fizeram uma revisão dos materiais e métodos com relação aos resultados clínicos do uso dos implantes osseointegrados para tratamento dos maxilares desdentados num período de acompanhamento de 15 anos. Observaram que a osseointegração, dos implantes do tipo Brånemark, podia ser alcançada e mantida com a utilização de uma técnica cirúrgica

adequada, um tempo de cicatrização ideal e também uma distribuição apropriada do estresse quando em função, após a instalação das próteses. Encontraram que, durante o período de cicatrização e o primeiro ano de conexão da prótese, o valor médio de perda óssea marginal era de 1,5mm e após este período havia somente uma perda anual de 0,1mm. Definiram a osseointegração como sendo uma conexão firme, íntima e duradoura que pode ser criada entre o implante e osso hospedeiro vital, o qual remodela com as cargas mastigatórias aplicadas através da prótese por ele suportada. Estes autores formularam como objetivo do tratamento protético restaurador um preciso assentamento entre a estrutura de ouro e os pilares (componentes transmucosos). Também analisaram as complicações ocorridas nestes tratamentos reabilitadores com implantes e as causas da perda óssea marginal.

Skalak³⁰ (1983) estudando a biomecânica das próteses osseointegradas, pretendeu analisar a distribuição macroscópica do estresse, e também os mecanismos de transferência de carga aonde a aposição fechada de osso aos implantes de titânio pode ser observada a nível microscópico. Afirmou ser essencial que nem o implante e o osso não recebam estresse além das suas capacidades de fadiga. Observou também a necessidade de se evitar algum movimento relativo entre o implante e o osso, o que poderia causar reabsorção do osso ou perda progressiva do implante. Sendo o titânio mais rígido do que o osso, em uma interface de osso e de titânio se espera que o osso ou a união do osso ao titânio falhe primeiro do que o titânio. Concluiu que qualquer desajuste da prótese, em relação aos implantes, resultará em estresse interno na prótese, nos implantes e no osso e que tal estresse pode não ser detectado pela inspeção visual, mas pode levar a falhas, ainda que sem cargas externas. Enfatizou ainda que uma conexão rígida e precisa das próteses fixas aos implantes é necessária.

Apotheker et al.² (1984), compararam a soldagem convencional de uma liga a base de ouro à soldagem a laser de uma liga não preciosa. Estudaram três grupos: sete estruturas de três unidades que foram soldadas a laser, sete estruturas de três unidades as quais foram unidas com soldagem convencional. Uma estrutura em cada grupo serviu como controle e as seis estruturas restantes foram cortadas em segmentos em posições padronizadas. Destas, três foram soldadas com maçarico a gás (oxigênio) e as outras três estruturas foram soldadas a laser (Nd:YAG). As uniões mais fortes e melhores foram as do grupo soldadas a laser. Todas as próteses do grupo da brasagem apresentaram porosidades e o grupo laser não apresentou este problema.

Próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco em liga de ouro para metalocerâmica foram estudadas por Schiffleger et al.²⁷ (1985). Através de um molde de alumínio, os autores obtiveram cinco dentes preparados para coroa total (canino a segundo molar) em aço puro. Para cada tipo de prótese fixa foram feitas seis fundições totalizando dezoito fundições. Com um microscópio registraram as medidas de discrepância das margens no sentido vertical e também as distâncias dos ângulos axio gengivais entre a matriz e as fundições. Então as fundições foram cortadas, e as medidas foram realizadas antes e após o corte das peças. Os autores chegaram as seguintes conclusões: a) aproximadamente 50% de melhora no assentamento das fundições, após o corte; b) a distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância nas superfícies mesial e gengival do retentor posterior; c) a menor distorção ocorreu nas próteses de três elementos e a maior nas de cinco elementos; d) o diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior do que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; e) o diâmetro mesio-distal das fundições no

ângulo gengivo-axial foi menor do que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de três elementos.

Craig⁹ (1989) enumera as possíveis causas da distorção de estruturas fundidas: a) alteração do padrão de cera; b) expansão de presa e expansão térmica do revestimento; c) efeitos do confinamento no anel; d) contração de fundição da liga; e) distorção pelo estresse durante a remoção dos canais de alimentação. O autor afirma ainda que a contração linear das fundições em liga de ouro é da ordem de 1,25% a 1,7% enquanto que nas ligas básicas esta taxa é de 2,5%.

Rangert et al.²³ (1989) em um estudo sobre as forças e momentos nos implantes Brånemark afirmaram que o assentamento preciso entre a prótese e os pilares, permite que os parafusos de ouro possam estar apertados adequadamente e que isto é parâmetro chave para capacidade alta de resistência à carga, da junção parafusada. Concluíram que, um dos fatores de insucesso refere-se à distribuição da carga mastigatória. Com relação à concentração de tensões, apresentaram a cortical óssea como a área de maior concentração de tensões, porém quando os implantes têm travamento cirúrgico bicortical, os picos de tensões diminuem ao redor do pescoço do implante. Aplicaram neste trabalho, o protocolo protético de reabilitação fixa para pacientes totalmente desdentados, que normalmente, apresenta de cinco a seis implantes na mandíbula, os quais sustentam uma estrutura metálica com pânticos distais suspensos.

Zarb & Schmit⁴⁰ (1990), em um estudo clínico das complicações encontradas em próteses sobre implantes, em um período de quatro a nove anos, em 46 pacientes, encontraram as seguintes falhas: falha na osseointegração em 21 implantes; fratura de 53 parafusos de ouro; fratura de 13 infra-estruturas de paládio-

prata e 12 pacientes com desconforto muscular ou desordem da articulação têmporo- mandibular.

Goli¹¹ (1991), a respeito das etapas para a confecção de estrutura suportada por múltiplos implantes discute e sugere novos procedimentos para a obtenção de um assentamento preciso da estrutura. Recomenda, o autor que: a) se utilize componentes pré-fabricados (torneados) para que haja um íntimo assentamento e contato mais previsível; b) checar o assentamento dos componentes protéticos (cilindros) e peças de transferência nos pilares no primeiro exame após a cirurgia de segundo estágio (abertura); c) proteger os pilares com capas apropriadas; d) conferir o modelo de trabalho através de índice de resina auto polimerizável antes da fundição; e) fundir a estrutura em monobloco se possível e proteger os componentes protéticos de ouro durante o processo de polimento da estrutura.

Ainda sobre a biomecânica das próteses osseointegradas, Brunski & Skalak⁴(1993) observaram que um planejamento cirúrgico-protético adequado pode prevenir falências dos implantes, dos tecidos biológicos e das próteses. Reforçam o conceito de que os dentes e implantes podem se mover em várias direções: intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destas. Se imprimirmos uma carga lateral de 1N sobre um dente, este pode se deslocar 0.2mm em direção paralela a força aplicada ,e em direção apical, paralelo ao longo eixo do dente, uma força intrusiva de 1N causa um movimento de 0.1mm. Acrescentam ainda que, a maioria dos implantes intraósseos, tem maior resistência ao movimento do que os dentes naturais, o maior valor encontrado foi de 10N para que um implante de alumina se movimentasse 1µm. Entretanto, quando há tecido mole na interface ao redor dos implantes, os valores são similares aqueles dos dentes naturais, mas menores do que aqueles para implantes com interfaces osseointegradas. A

respeito da falta de assentamento passivo da sobre estrutura dos implantes, os autores têm uma explicação teórica empregando um diagrama de corpo livre para descrever o fenômeno. Eles simularam um caso com 5 pilares com um deles não adaptado adequadamente (espaço entre cilindro de ouro e a estrutura da prótese). Os autores explicaram que quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local da não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai atuar sobre toda a estrutura, trazendo a viga em direção ao pilar diminuindo assim o espaço, que se for pequeno, é possível que seja fechado totalmente pela deformação da estrutura. Porém se este espaço for grande, este não será fechado e o efeito disso será a aplicação de uma força na estrutura no local da não adaptação e dessa forma, os outros implantes também irão receber mais carga. Diante disso, afirmaram que as estruturas devem ser feitas com precisão para garantir à junção parafusada o máximo de travamento.

Weinberg³⁷ (1993) estudou o mecanismo de distribuição de força na interface implante-osso e a consequência de uma interface com assentamento deficiente. A interface implante/pilar/prótese introduz graus mínimos de flexibilidade como resultado da deformação do parafuso de retenção. O osso cortical e medular tem diferentes elasticidades. Os parafusos de fixação sofrem mais deflexão do que a estrutura protética, sendo a intimidade do assentamento da interface da prótese aos pilares um fator de alteração da distribuição de força. A distribuição de forças para múltiplos implantes não é efetiva, segundo o autor, porque a prótese é rígida e os implantes e osso tem micro-movimentos que não são grandes o suficiente para distribuir força efetivamente para todos os implantes. Entretanto a transmissão de força pode ocorrer pela deformação dos parafusos de retenção por uma possível sobrecarga causada por um assentamento deficiente entre próteses

e pilares. A deformação permitida pelo parafuso de ouro é de 100µm no sentido vertical

Yamagishi et al.³⁵(1993) estudando as propriedades mecânicas das uniões soldadas a laser (Nd-YAG) de titânio, observaram que há relação significativa entre a resistência ao dobramento e a irradiação da atmosfera; a intensidade da irradiação e o tipo de atmosfera combinadas. A soldagem a Laser é mais efetiva quando realizada em uma atmosfera de argônio, embora os resultados sejam bastante diferentes, quando se altera a intensidade do gás protetor.

Carlson & Carlson⁵ (1994), em estudo clínico, relataram que o sucesso, do tratamento com implantes dentais, inclui o bom funcionamento da estrutura protética. As complicações encontradas foram defeitos estéticos, implantes não osseointegrados, perda dos parafusos dos pilares e/ou perda dos parafusos de ouro. A frequência e o tipo de complicação foram observados em próteses com estruturas de ouro e com estruturas de titânio.

Com relação à ocorrência da perda de parafusos de retenção de ouro e parafusos de fixação em próteses totais fixas osseointegradas, Kallus & Bessing¹⁷(1994) estudaram a relação de tais perdas com parâmetros clínicos tais como precisão da estrutura, operador e diagnóstico clínico e radiográfico do estado do implante após cinco anos em função. A perda dos parafusos de ouro foi relacionada ao assentamento deficiente das estruturas, fato de certa forma considerado também dependente do operador. Os autores recomendaram um novo aperto dos parafusos após cinco anos.

Waskewicz et al.³⁶ (1994) realizaram uma análise fotoelástica para a avaliação dos padrões de estresse gerados ao redor de implantes com assentamento passivo e não passivo. Instalaram cinco implantes Brånemark em um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana. As estruturas foram analisadas

por fotografia através das zonas de estresse que eram geradas quando a estrutura era conectada com parafusos de ouro aos pilares com torque de 10N/cm. O aperto da estrutura não passiva mostrou estresse significativo ao redor dos implantes, as estruturas passivas que tinham sido seccionadas e soldadas não mostraram nenhuma zona de estresse ao redor dos implantes após terem sido parafusadas aos pilares. Os autores acreditam que devido à falta de conhecimento das respostas biológicas na transferência do estresse, a restauração deve ter estrutura mais passiva possível e a técnica indicada para se atingir este objetivo seria a secção, indexação dos segmentos e soldagem. Quanto a seqüência de aperto dos parafusos, neste trabalho utilizaram três métodos: 1) o pilar 1 era apertado, seguido dos pilares 2,3,4 e 5; 2) pilar 5 era apertado, seguido pelo 4,3,2 e 1; 3) pilar 3 era apertado, seguido pelos pilares 2,4,1 e 5. Cada seqüência foi fotografada com filme colorido, e a distribuição do padrão de estresse resultante da aplicação da força foi observada e registrada. Os três métodos de aperto das estruturas aos pilares foram repetidos cinco vezes e fotografados. Após uma avaliação inicial, os registros foram feitos, a estrutura não passiva foi seccionada entre cada pilar para a soldagem. Esta estrutura assim obtida foi parafusada sobre o modelo fotoelástico nas mesmas seqüências acima descritas e avaliada quanto às áreas de estresse. A seqüência de aperto da estrutura aos pilares foi insignificante, uma vez que a distribuição de estresse foi idêntica para os três métodos diferentes de seqüência de aperto dos parafusos de ouro.

Jemt & Lie¹⁵ (1995) fizeram uma análise da precisão de assentamento das estruturas de ouro através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, sobre os modelos de trabalho. Os autores pretenderam medir o assentamento, das próteses fixas totais, aos modelos de trabalho antes da inserção, para tentar identificar a precisão das estruturas em um procedimento padrão

para implantes. Os autores mediram as distorções de 16 próteses implanto-suportadas. Todas as próteses foram fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. Estas próteses foram consideradas clinicamente aceitáveis em termos de adaptação quando parafusadas com máximo de meia volta, sabendo-se que um espaço de 150µm pode ser fechado considerando a distância entre as roscas dos parafusos de ouro que é cerca de 300µm. Observaram distorções dos cilindros, principalmente no plano horizontal (eixos x e y) e a média de distorção 3-D (tridimensional) foi de 42µm (desvio padrão de 15) e 74µm (desvio padrão de 38) para a maxila e mandíbula respectivamente. A distorção angular média 3-D (tridimensional) foi 51µm (desvio padrão de 35) na mandíbula e 70µm na maxila. Detectaram uma correlação significativa entre a distorção 3D (tridimensional) do ponto central referência com a curvatura do arco do implante, indicando mais deslocamento quanto mais curvo fosse o arco dos implantes. Com relação aos componentes protéticos utilizados, os autores comentam que na combinação de implantes paralelos e pilares *standart*, um certo desajuste pode possivelmente ser aceito dentro da tolerância dos componentes pré-fabricados (tomeados) sem criar estresse durante a conexão das estruturas mas em casos similares, quando utilizamos o sistema de pilares cônicos temos mais distorção horizontal, estresse e problemas com o assentamento. Os autores consideram que o impacto biomecânico do assentamento da estrutura aos implantes osseointegrados é crítico uma vez que o nível de assentamento clínico considerado aceitável é desconhecido. Acreditam que nos casos de rotina clínica, a distorção da prótese em relação ao modelo de trabalho é geralmente menor do que 150µm.

Binon et al.³ (1996) estudaram aspectos internos, de conexão entre os componentes de implantes, no que diz respeito ao

desenho, engenharia e avaliação do sistema. Para isto, utilizaram o MEV (microscópio eletrônico de varredura). Os autores concluíram que a interface pilar/cilindro é forte e capaz de resistir a perda dos parafusos.

Neste mesmo ano, Carr et al.⁶ propuseram medir a resposta óssea ao redor de implantes instalados na mandíbula de macacos, que suportavam próteses com dois níveis de assentamento e livres de carga oclusal. Próteses que exibiam uma distorção linear de 38µm pertenciam ao grupo com assentamento e 345µm ao grupo com assentamento deficiente. Os resultados falharam ao obter uma resposta diferente entre os dois níveis de assentamento da prótese talvez limitados por somente uma amostra. Clinicamente o nível de assentamento talvez possa alterar a interface osseointegrada. Os autores sugerem que pesquisas posteriores sobre falhas devido a conexões não passivas sob condições de cargas mastigatórias dinâmicas ajudariam a esclarecer o significado clínico de passividade.

Em 1996, Jemt et al.¹⁶, fizeram um estudo comparativo entre quatro métodos usados para obter o desajuste entre os pilares de implante ou réplicas e a estrutura metálica, a saber: medição de Mylab (Nobelpharma – Suécia), sistema da universidade de Washington, sistema de medição fotogramétrico e sistema da universidade de Michigan. O método de medição Mylab usa uma máquina de medição coordenada (CMM-Alemanha) conectada a um computador com programa apropriado para cálculos teóricos. O sistema de Washington utiliza uma máquina com três dispositivos perpendiculares entre si posicionados em x, y e z e o CMM (máquina de medição coordenada) que é controlado por um programa (*Avail*) compatível com microcomputador modelo 386 e este permite transformações geométricas, manejo de dados, armazenagem e cálculos de deslocamento de translação e rotação

baseados na localização de um ponto central para as réplicas dos pilares. A medição fotogramétrica é utilizada para medidas tridimensionais de precisão de assentamento entre pilares, réplicas de pilares e os componentes protéticos da estrutura e usa fotografias sobre postas as quais são medidas sobre uma plataforma analítica sob visão estereoscópica que faz relevos à imagem plana. O último método Michigan usa uma videografia laser que combina os dados coletados com um digitador laser a um computador gráfico com mostrador visual e numérico. Observaram desajustes tridimensionais dentro de uma faixa de variação de 40 μm a 80 μm em todos os métodos tendo como referência sempre um ponto centróide. Segundo os autores todos os quatro métodos estudados são apropriados para detectar um mau assentamento que deve ser um fator de importância relevante para as complicações clínicas.

Wiskott et al.³⁹ (1997) avaliaram a resistência a tração e a fadiga através da análise fractográfica (micrografia da superfície fraturada) de amostras em liga de ouro-paládio, submetidas a soldagem a laser e outros métodos de soldagem. Segundo estes autores, as implicações clínicas estão relacionadas com a resistência a fadiga, devido à natureza cíclica das tensões aplicadas à estrutura protética em função. As amostras soldadas a laser apresentaram resistência a tensão máxima de 633Mpa, resultados melhores aos dos outros métodos de soldagem analisados. A resistência à fadiga foi de apenas 174Mpa, valor mais baixo do que as amostras dos outros grupos. A análise fractográfica (MEV – microscópio eletrônico de varredura) mostrou defeitos internos nos corpos soldados a laser.

Shillingburg et al.²⁸(1998) definiram a soldagem com a união dos componentes de metal através de um metal de

preenchimento, ou solda, fundida a cada uma das partes a serem unidas. Resumidamente, se o metal de preenchimento tiver uma temperatura de fusão superior a 450^o (840^o F), o processo deve ser chamado brasagem ou solda forte. O autor descreveu como requisitos da solda odontológica a resistência à corrosão, fusão mais baixa que a liga, ausência de formação de sulcos, ser forte, ter escoamento e cor semelhante à liga dos componentes a serem soldados. Acredita que é possível se obter uma prótese parcial fixa que se encaixe perfeitamente numa fundição de peça única, porém à medida que aumenta o comprimento de uma prótese parcial fixa, também aumentam a sua imprecisão e a distorção de modo tridimensional. As próteses parciais fixas de quatro ou cinco elementos, unidas pela soldagem, possuem margens mais precisas do que as confeccionadas por fundições em monobloco, portanto qualquer prótese fixa com mais de três unidades, deve ser fundida em duas peças e soldada. Para uma maior exatidão da fundição, um espaço de 0.15mm de largura e espessura média de 0.20mm para a solda é recomendado.

Örtop et al.²²(1999), relataram o desempenho clínico de cinco anos de próteses implanto-suportadas soldadas à laser. Os autores compararam os resultados deste estudo, com estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. 155 pacientes receberam estruturas em titânio soldadas a laser e o grupo controle consistiu de 53 pacientes com estruturas em liga de ouro. Dados clínicos e radiográficos foram colhidos durante o estudo. Segundo os autores, os resultados mostraram uma taxa de sucesso para ambos os grupos, com 95,9% e 99,7% para as próteses com infra-estruturas em titânio e implantes. A taxa de sucesso para próteses fundidas pela técnica convencional foi de 100%. As complicações mais comuns para o grupo controle foram fratura dos dentes ou da resina, inflamação gengival e fratura da estrutura metálica (10%). Os

autores concluíram que as estruturas de titânio soldadas a laser também constituem uma alternativa aceitável para fundições convencionais para casos desdentados.

Souza et al.³¹ (2000) investigaram a microestrutura e a dureza da liga de NiCr utilizada em próteses odontológicas soldadas com brasagem e a laser. Verificaram que na brasagem o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas diferentes, e na soldagem a laser identificaram três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O metal base da liga NiCr e a região da solda por brasagem apresentaram uma morfologia grosseira com a presença de precipitados e porosidades e na soldagem a laser uma estrutura refinada. Estas microestruturas foram condizentes com a energia utilizada de soldagem fornecida em cada processo. O resultado dos ensaios de tração da solda a laser foi superior ao obtido para brasagem. Para ambos os processos de soldagem a dureza no cordão de solda foi maior do que o metal base, na soldagem a laser a dureza na ZAC foi menor do que no metal com uma extensão menor do que 1,0mm devido à pequena energia transferida ao metal base. O emprego da soldagem a laser em peças protéticas de pequenas espessuras não deve causar distorção significativa, sendo promissor a sua substituição da brasagem nesta aplicação.

Souza et al.³² (2000) em um novo estudo sobre soldagem na odontologia, investigaram as uniões soldadas empregando brasagem e laser em uma outra liga odontológica de Au-Pd (ouro-paládio) utilizada na confecção de próteses. A soldagem a laser foi realizada na máquina de soldagem Dentaaurum DL 20002S que utiliza um cristal Nd:YAG ("Neodímio e Ytrium Aluminium Garnet") como fonte de laser e uma tensão de 310V durante 10ms. Foram estudados os efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza da liga, além de suas vantagens e

desvantagens. Verificaram que na brasagem, o metal-base e o cordão de solda apresentaram microestruturas diferentes, e que na soldagem a laser foram identificadas três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Devido ao feixe da solda a laser transferir uma menor energia ao metal-base, este minimizou o tamanho da ZAC – em consequência, não deve ser causa de distorção significativa nas peças protéticas, sendo para estes autores um processo adequado para a substituição da brasagem neste tipo de aplicação.

Romero et al.²⁵ (2000) propuseram avaliar três técnicas para a correção da não passividade entre uma estrutura fundida e suas interfaces com dois pilares de implantes. Os autores fabricaram trinta barras em monobloco no mesmo metal dos pilares dos implantes (titânio). As medidas de desajuste foram inicialmente feitas no eixo y no implante esquerdo com somente o pilar esquerdo parafusado (15cm/N) através de um microscópio de mensuração (M2001ARS). As médias foram calculadas para as faces mesial, distal e lingual de cada corpos-de-prova. O grupo 1 foi formado por dez corpos-de-prova cortados e corrigidos pela fundição da mesma liga, o grupo 2 foi composto por dez corpos-de-prova cortados, unidos e corrigidos por soldagem e no grupo 3, os corpos-de-prova foram submetidos a dois ciclos de descarga elétrica em uma máquina apropriada (MedArc M-2 EDM). Os resultados encontrados foram 15µm para grupo 1, 72µm para o grupo 2 e 7,5µm para o 3. Houve uma diferença significativa ($p < 0,05$) em espaços médios entre os grupos 1 e 2 tanto quanto entre os grupos 2 e 3, porém não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o grupo corrigido pela descarga elétrica resultou no menor espaço (7,5µm), dentro do critério de passividade por eles, aqui considerado que foi de 10µm.

3 PROPOSIÇÃO

Devido à importância, dada pela literatura à precisão de assentamento da estrutura metálica fundida sobre implantes múltiplos, propomos avaliar a distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre implantes osseointegrados: fundidas em peça única e em segmentos soldados a laser e através da soldagem convencional (brasagem).

X145X



4 MATERIAL E MÉTODO

Foi construído um protótipo em forma de arco mandibular desdentado, de rebordo plano com angulação de $112,5^{\circ}$ e raio de 22,50mm. De acordo com Brunski & Skalak ⁴ (1993), esta configuração representa a distância média entre os foramentos mentais na mandíbula humana (Figura 1).

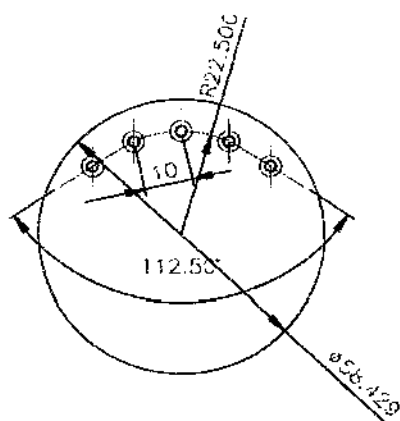


FIGURA 1 – Esquema demonstrativo do protótipo.

4.1 Confeção do protótipo

Um bloco de aço inoxidável refratário ASTM 310 (aço fortemente ligado ao cromo) de excelente estabilidade dimensional, foi torneado em torno CNC ("computer numeric control, marca index, modelo GU800", Alemanha), de modo a formar um arco de 58,429mm de diâmetro e corda de 30mm.

Na peça obtida foram feitos cinco furos paralelos entre si, precisos, coordenados de diâmetro 3,5mm, na disposição preconizada pelo protocolo de Brånemark (Adell et al.¹, 1981)

simetricamente distribuídos a partir da linha mediana do arco de $112,5^{\circ}$. Tais furos foram obtidos com auxílio de um centro de usinagem (Wanderer CNC, modelo D10, Alemanha) da seguinte forma:

- a) com uma broca de aço rápida de secção 3,0mm foram feitos furos de acordo com as coordenadas ditadas pelo raio de 22,5mm;
- b) o aumento do diâmetro dos furos de 3,0mm para 3,5mm foi feito com um alargador de secção de 3,5mm para metais duros (Carbite);
- c) para assegurar o travamento horizontal das réplicas dos pilares dos implantes que seriam instaladas nos furos, foram feitas perfurações no sentido transversal destes furos com usinagem de roscas (4,0mm x 1,0mm) para a colocação de parafusos horizontais;
- d) corte das roscas transversais no diâmetro de 4,0mm e 1,0mm de passo;
- e) fresa dos chanfros posteriores do protótipo com função apenas estética;
- f) controle dimensional dos furos através dos padrões, passa e não passa, sendo a tolerância não passa igual a 3,5mm de secção $+0,02$ e $-0,0$ e a tolerância passa igual a 3,5mm de secção $=0$ e $-0,02$;
- g) remoção de rebarbas e acabamento geral da peça.

Cinco réplicas de pilares para implantes (A, B, C, D e E) com diâmetro de 4,0mm, STDCB 175-0, lote 108966 (Nobel Biocare do Brasil Ltda) foram instaladas nestes furos por fricção e para assegurar a imobilidade destas réplicas, parafusos transversais foram usados. A medida entre estas réplicas é de 10mm de centro a centro, portanto de 6,0mm de borda a borda, ficando 4,0mm em

altura da réplica exposta, acima do rebordo do protótipo de aço para facilitar as observações de adaptação das peças a serem instaladas nestas réplicas (Figura 2 e 3).

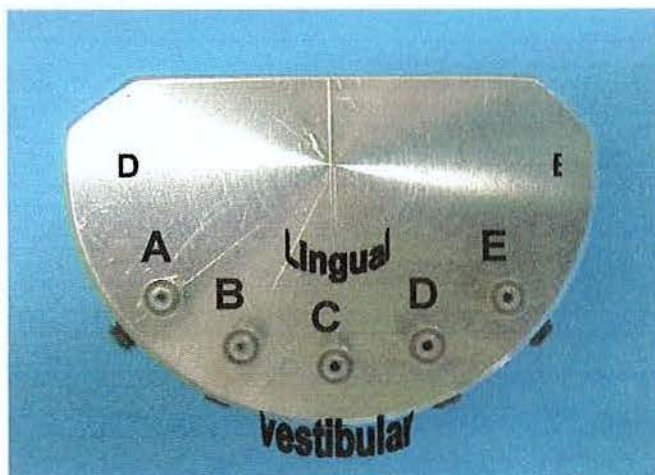


FIGURA 2 – Protótipo e réplicas – vista oclusal.

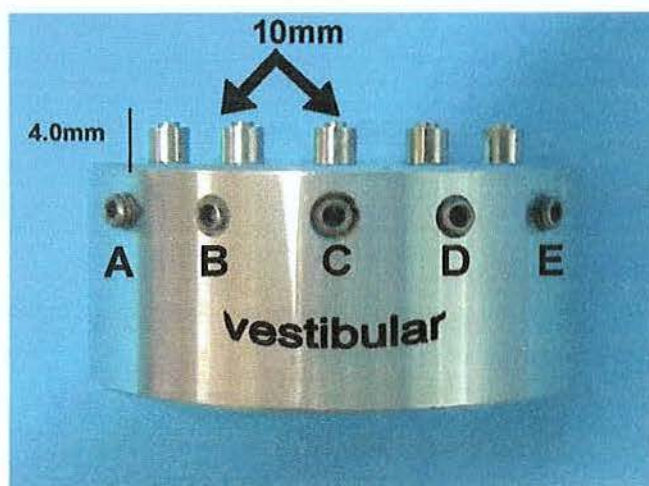


FIGURA 3 – Protótipo e réplicas A,B,C,D,E – vista vestibular.

4.1.1 Fabricação das estruturas padrão de cera (corpos-de-prova)

Cinco cilindros de ouro torneados ("coping abutment Std" 12CNB- código 011094-5 - Conexão Ltda, Brasil) com altura de 4.0mm e diâmetro de 4.0mm foram conectados às réplicas dos

pilares do protótipo da mandíbula. Goll¹¹ (1991) recomenda a utilização destes componentes protéticos (cilindro de ouro) pré-fabricados para assegurar um maior contato entre a réplica do pilar e o cilindro. Todos os cilindros de ouro foram parafusados às réplicas com parafusos, ("MASTER-screw" 109CNB- código 011092-0 – Conexão Ltda, Brasil, de cabeça hexagonal com torque de 10N/cm e chave de torque – Conexão Ltda, Brasil).

Um bastão cilíndrico de cera ("Slaycris", EUA), de secção transversal de 3.0mm, foi unido aos cilindros de ouro pela aplicação de uma camada de cera, sendo que os dois terminais direito e esquerdo, também receberam um bastão de cera na distal com 3,0mm de comprimento linear (extremo livre).

No enceramento da estrutura padrão foi deixado 1.0mm da superfície de união cilindro e réplica exposta, preservando assim esta área para observação posterior da adaptação e também se evitou que a cera ultrapassasse o limite oclusal do cilindro de ouro para que não houvesse necessidade de acabamento da estrutura depois de fundida (Figura 4).



FIGURA 4 – Estrutura padrão encerada.

Um molde de poli-vinil-siloxano (Elite Double – super soft – alta resistência – Zhermack, Itália) foi obtido a partir da estrutura padrão em cera. Este molde foi instalado no protótipo juntamente

com os cilindros de ouro parafusados com torque de 10N/cm e então, preenchido com cera e bastão e com cera liquefeita (Slaycris, EUA) para complementação. E após o seu resfriamento, foi retirado o conjunto, constituído do molde do material duplicador e da estrutura em cera com os cilindros de ouro desparafusados das réplicas. Então a estrutura encerada foi separada do molde (Figura 5).

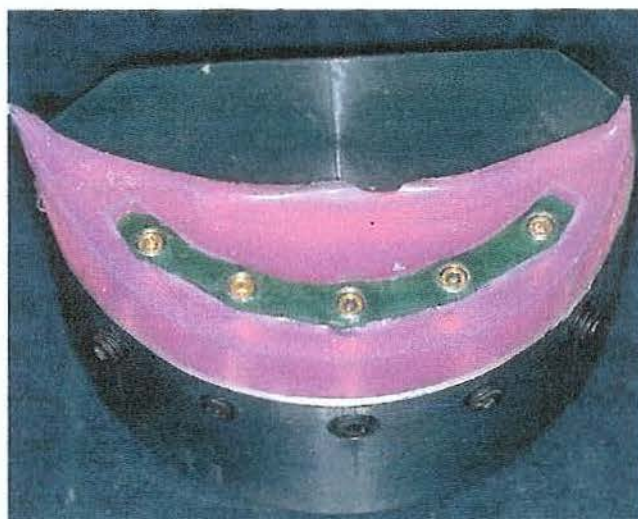


FIGURA 5 – Molde da estrutura encerada.

O mesmo procedimento, acima descrito, foi repetido até obtermos quinze estruturas em cera, idênticas. Estas estruturas foram divididas em três grupos: GM (monobloco), GB (brasagem) e GL (laser), com cinco estruturas cada um, excetuando o grupo GC (controle) composto por cinco conjuntos (I,II,III,IV e V), com cinco cilindros cada, totalizando 25 cilindros de ouro parafusados sobre as réplicas com torque de 10N/cm sem as estruturas ou seja individuais.

O grupo GM foi constituído pelas estruturas fundidas em monobloco.

No grupo GB as estruturas foram fundidas em cinco segmentos cada uma e soldadas por brasagem e no grupo GL as estruturas também foram fundidas em cinco segmentos cada uma, e soldados a laser.

No grupo GB, as estruturas de cera foram cortadas em cinco segmentos com lâmina de acetato (espessura de $25\mu\text{m}$). No grupo GL, as estruturas foram cortadas com uma lâmina de barbear de aço inoxidável (Gillette do Brasil Ltda) com espessura de $0,01\text{mm}$ ($10\mu\text{m}$) tanto no grupo GB quanto no grupo GL, com a estrutura em cera separada do protótipo (para que evitássemos o aumento da espessura dos espaços obtidos) os cortes foram feitos simétricos, com cada segmento contendo um cilindro de ouro no centro.

4.2 Fundição das estruturas (corpos-de-prova)

- a) colocação dos canais de alimentação: todas as estruturas em cera foram fixadas aos canais de alimentação e de escape, numa configuração padrão, na região do centro térmico de um anel de silicone número 5 (Figura. 6);



FIGURA 6 – Corpo-de-prova unido ao anel : a) monobloco; b) segmentos.

- b) inclusão: todas as estruturas foram incluídas separadamente, seja nos cinco segmentos ou em

monobloco (sistema de livre expansão) em revestimento de precisão, de alta fusão (Bellavest SH, Bego). Desta forma, cada grupo (GM, GB e GL) foi incluído independente do outro (Figura 7);



FIGURA 7- Inclusão

- c) eliminação da cera: após 30 minutos (presa do revestimento) foi eliminada a cera a 300°C por 50min (forno modelo 1800 – EDG equip. Ltda);
- d) pré-aquecimento: a temperatura de pré-aquecimento foi de 900°C e o tempo de manutenção após atingir a temperatura foi de 60min;
- e) fundição: a liga utilizada foi Stabilor G (Degussa Hüls, Brasil), cujas características estão descritas na tabela 01. A quantidade de liga utilizada foi calculada pelo peso específico. Após atingir a temperatura selecionada ou o

ponto de liquefação da liga (1000°C a 1110°C), continuou-se o aquecimento com a chama de um maçarico (Record nº 01 propano/oxigênio) de 05 a 10 s, e procedeu-se a fundição propriamente dita com centrífuga manual (VH). A liga foi fundida com uso de cadinho fechado nº 02 (Wesgo);

Tabela 1 – Características da liga Stabilor.

Liga	Conteúdo	Fusão	Solda	Peso específico
	58,0% Au			
Stabilor G	05.5% Pt 23,3% Ag	860-940°C	Degulor 2	13,9g/cm ³

- f) decapagem: após a desinclusão das estruturas, estas foram decapadas em ácido sulfúrico (diluído) e depois lavadas sob água corrente;
- g) corte dos canais de alimentação: Após a fundição, as estruturas resfriaram até atingir a temperatura ambiente. Não foi feito qualquer tipo de acabamento; somente o corte dos canais de alimentação com discos de óxido de alumínio de 24mm de diâmetro por 0.6mm de espessura (Figura 8).

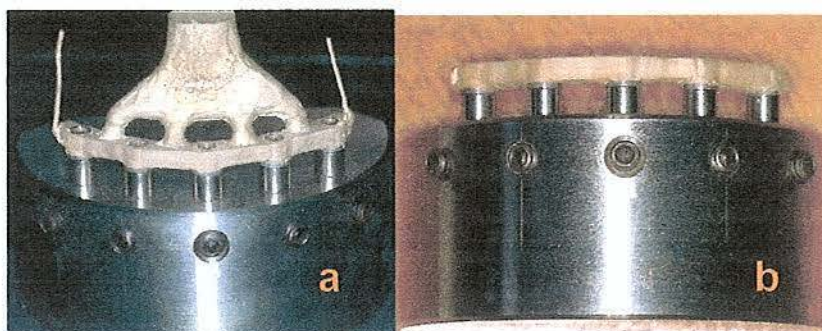


FIGURA 8 – Corpo-de-prova fundido (monobloco): a) antes do corte dos canais de alimentação; b) sem os canais de alimentação.

4.3 Soldagem convencional (brasagem) – Grupo GB

- a) preparo prévio a brasagem : os cinco segmentos de cada estrutura deste grupo, foram polidos com borras abrasivas Komet (código: 9614900220) e limpos com ultrassom (T14, Thornton);
- b) união para a soldagem: observamos o espaço de soldagem de 0,25mm entre os segmentos que seriam soldados, com auxílio de um espaçador confeccionado a partir de uma lâmina de acetato e então os segmentos foram unidos com resina auto polimerizável Duralay Reliance dental M/g, Co. Worth III, EUA sobre o protótipo contendo os análogos após terem sido parafusados com torque de 10N/cm ;
- c) inclusão em revestimento para soldagem (Hi-heat, Polidental): após a polimerização da resina, os corpos-de-prova foram incluídos em revestimento;

- d) eliminação da resina de união: após a cristalização do revestimento, o cilindro foi levado ao forno para a eliminação de resina. A temperatura foi elevada a 400⁰C;
- e) aplicação do fluxo: após a retirar o conjunto do forno, este foi deixado na temperatura ambiente até que o fluxo, para solda de ligas nobres (Degussa S.A) pudesse ser aplicado.
- f) brasagem propriamente dita: utilizou-se um maçarico (Record) de GLP (gás liquefeito de petróleo) e oxigênio com o cone interno de sua chama regulado entre 2,0 e 3,0cm e mantido a uma distância de 15,0 a 20,0cm da estrutura a ser soldada. As partes a serem soldadas foram aquecidas até que apresentassem uma coloração, vermelho brilhante. Neste momento, foi introduzida a solda (Degulor 2; Degussa), de tal forma que tocasse as duas superfícies a serem soldadas ao mesmo tempo;
- g) finalização: a chama foi afastada ligeiramente após a solda ter escoado permitindo a sua solidificação. Terminada a brasagem, a superfície do metal foi jateada com esferas de vidro com 50µm (Dentex) e limpas com ultra-som.

Todos os corpos-de-prova do grupo GB (brasagem), foram soldados em condições idênticas às descritas acima.

4.4 Soldagem a laser –Grupo GL

Neste grupo os segmentos dos cinco corpos-de-prova a serem soldados têm um espaço para solda de 0.01mm (Figura9).



FIGURA 9 – Espaço adequado para soldagem a laser.

A união foi feita no aparelho de soldagem a laser (Dentaurum DI 2002 S/SFS, modelo Desk top, Alemanha) (Figura 10).



FIGURA 10 – Máquina de solda a laser.

Esta máquina utiliza como cristal o Nd:YAG. O protocolo recomendado pelo fabricante foi seguido para soldagem dos segmentos dos cinco corpos-de-prova, na seguinte sequência:

- a) jateamento da zona de soldagem;
- b) os corpos-de-prova foram instalados e parafusados no protótipo com torque de 10N/cm, e a união foi realizada com resina auto polimerizável (Duralay Reliance dental M/g, Co. Worth III, EUA) (Figura 11);



FIGURA 11 – União dos segmentos com resina.

- c) após a polimerização da resina, os corpos-de-prova foram transferidos e conectados a réplicas idênticas do modelo padrão (protótipo) e então confeccionados cinco modelos em gesso tipo IV (Durone – Dentsply, Brasil), um para cada estrutura a ser soldada (Figuras 12 e 13);
- d) foi feita a remoção da resina e observado o espaço observado o espaço de soldagem.



FIGURA 12 - Confeção dos modelos de transferência (laser).

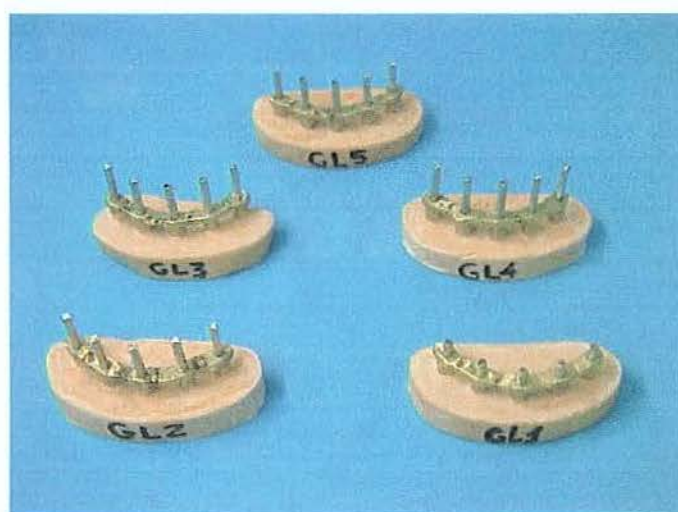


FIGURA 13 – Modelos de transferência (laser).

- e) a união foi feita no aparelho a laser (protocolo recomendado pelo fabricante): com cobertura do gás protetor (argônio), válvula do gás mantida cerca de 5,0 mm do segmento a ser soldado e o raio laser com uma inclinação de 15° ;

- f) iniciou-se a soldagem nos modelos com poucos pontos e alternando os locais de aplicação por vestibular e lingual;
- g) manteve-se o mesmo número de pontos de soldagem, em ambos os lados, bem como a mesma energia para todas as estruturas.

O laser utilizado tem comprimento de onda igual a 1064nm, emite raios infravermelhos e produz na zona a ser soldada, uma concentração forte de calor, realizando, assim a fusão local do metal. A potência de soldagem do aparelho a laser é regulável e determinada por dois parâmetros: tensão e duração do impulso do raio laser. Estes parâmetros foram ajustados conforme a recomendação do fabricante do equipamento de solda a laser. Para a liga utilizada (Stabilor G), a tensão foi de 325V e a duração de impulso de 14ms, a potência foi de 5,20KW e a energia de soldagem foi de $3,71 \times 10^5$ J (Figura 14).

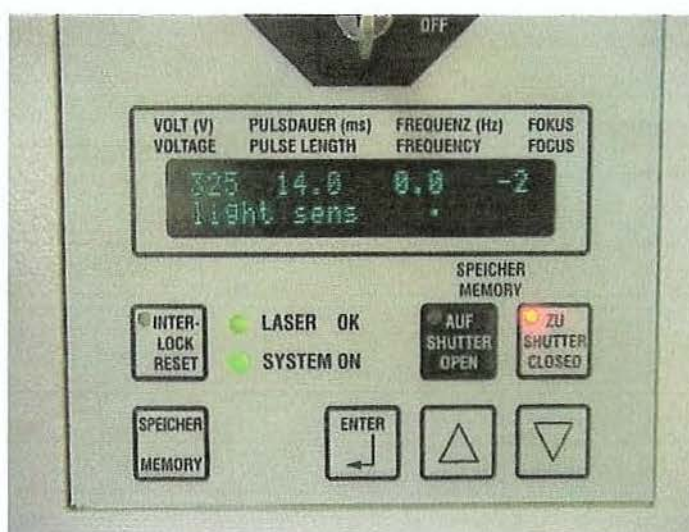


FIGURA 14 – Máquina de soldagem a laser (painel de controle).

A tensão regula a energia de soldagem e quanto maior a tensão, maior a penetração de soldagem e vice-versa. Já a duração do impulso regula o diâmetro do ponto de solda e quanto maior esta tensão, maior o diâmetro do ponto de solda.

A soldagem a laser foi bilateral, utilizou-se uma potência de soldagem que permitiu a penetração de 60% do raio laser da cada lado. Desta forma, foram realizados cerca de 08 pontos de solda por toda a circunferência do segmento a ser soldado, para que cada ponto pudesse ser sobreposto ao outro cerca de três quartos, como indica Lee et al.²⁰, 1997.

Todos os corpos-de-prova ou estruturas do grupo GL (laser) foram soldados dentro dos padrões acima descritos.

Além dos três grupos de corpos-de-prova GM, GB e GL que obtivemos, temos o grupo controle GC que também foi observado (Figura 15).



FIGURA 15– Grupo controle (GC)

4.5 Análise do assentamento passivo

Todos os cilindros dos quatro grupos (GM,GB, GL,e GC), analisados foram conectados ao protótipo com um parafuso de ouro novo para que não houvesse a modificação da pré-carga através do alongamento de suas roscas (Brunski & Skalak⁴ 1993). Estes parafusos foram mantidos em posição na estrutura após a desconexão com certa utilidade no caso de haver a necessidade de uma releitura, usaríamos o mesmo parafuso.

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos (cilindros de ouro) e as réplicas dos pilares, foi utilizado um microscópio de medição (OLYMPUS STM, Japão) com unidade auxiliar de leitura (MMDC 201 para os eixos x e y), precisão de 1,0 μm e aumento de trinta vezes (10x na ocular e 3x na objetiva) (Figura 16).



FIGURA 16 – Microscópio de medição digital.

Estas medidas de assentamento dos cilindros de ouro às réplicas foram tomadas por vestibular e por lingual, à direita e à esquerda de cada cilindro (A,B,C,D e E). Desta forma para cada junção cilindro/réplica foram obtidas 04 medidas, totalizando vinte medidas para cada estrutura, sendo que estas foram repetidas por três vezes e feita a média aritmética entre elas. Todas as medidas foram possíveis de serem anotadas nos eixos x e y (Figura 17). As observações eram interrompidas a cada 45min para descanso visual como recomenda Nicholls²¹ (1980).

Para a tomada de todas as medidas, foi considerada como referência sempre a réplica fixa do protótipo. No eixo x, para o alinhamento, da estrutura cilindro/réplica foi registrado o valor zero na unidade auxiliar de leitura, quando o cilindro estava para a esquerda da borda da réplica, o valor foi negativo e à direita o valor atribuído foi positivo. No eixo y, o valor zero correspondeu ao alinhamento, no plano vertical da borda da réplica e do cilindro de ouro, se o cilindro estava para cima, o valor foi positivo e para baixo negativo.

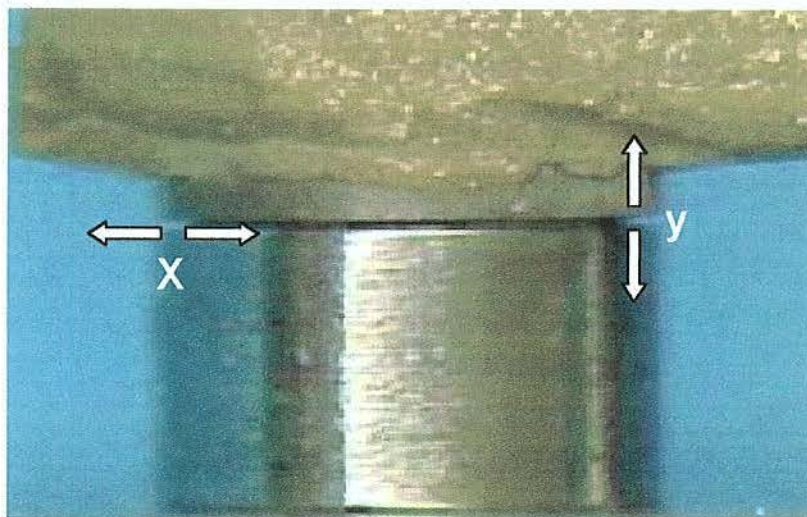


FIGURA 17 - Visão ampliada – relacionamento cilindro/réplica e eixos x/y.

No grupo controle, GC (controle) foi observado o mesmo número de cilindros de ouro presentes nos demais grupos (75), só que, de modo individual, sem sofrer influência pela técnica de confecção das estruturas (monobloco, brasagem e laser). O objetivo deste procedimento foi o de verificar o nível de adaptação dos cilindros de ouro pré-fabricados (torneados) às réplicas, antes de qualquer procedimento laboratorial, para que pudesse ser observada a falta de adaptação dos cilindros pré-fabricados, e a análise ser feita somente da melhor técnica para confeccionar estruturas passivas sobre implantes osseointegrados.

4.6 Forma de análise estatística

Foram feitas três leituras em quatro locais (vestibular direita, vestibular esquerda, lingual direita e lingual esquerda) dos cilindros A,B,C,D e E das estruturas de cada grupo. Para termos uma idéia da distorção em toda a circunferência do cilindro foi feita uma média das quatro medidas e em seguida dos cinco cilindros e das cinco estruturas de cada grupo, nos eixos x e y.

Os dados obtidos a partir das médias aritméticas foram submetidos à análise de variância estatística (ANOVA) com diferenças significativas para o eixo y, para as três variáveis técnicas (GM, monobloco; GB, brasagem e GL, laser) comparativamente ao grupo controle, confirmado pelo teste de Tukey em nível de 5,0% de probabilidade.

5 RESULTADO

A Tabela 2 expressa os valores médios e desvio padrão dos desajustes medidos na junção componente protético/réplica (cilindro de ouro/pilar) dentro das técnicas utilizadas (monobloco, brasagem e laser) e do grupo controle nos eixos x e y.

Tabela 2- Valores médios (μm) e desvio-padrão (dos grupos controle, monobloco, brasagem e soldagem a laser) medidas na junção componente protético/réplica do pilar e também medidas antes da confecção da estrutura (grupo controle).

Técnica	Eixo x		Eixo y	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Controle	22,609	6,772	1,444	3,177
Laser	21,007	13,763	12,413	11,129
Brasagem	30,729	14,220	23,065	13,314
Monbloco	45,664	21,568	39,831	21,887

Após terem sido obtidos os valores médios da junção componente protético/ réplica (cilindro/pilar) dos diferentes grupos, os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de 5% de significância.

O quadro de análise de variância para todos os conjuntos componentes protéticos/réplica (cilindro/pilar), onde foram observados os efeitos das duas causas de variação (técnicas e a interação técnica/eixo) está descrito na Tabela 25(Anexo E).

A tabela 3 apresenta o teste de Tukey para comparação das médias das técnicas utilizadas. São também apresentadas as médias originais e as transformadas (figura18).

Tabela 3 - Médias originais, médias transformadas e Teste de Tukey para comparação das médias de técnica.

Nome	Num. repet.	Médias	Médias 5% originais	
Controle	50	2,634623	6,94123	a
Laser	50	3,686100	13,5873	b
Brasagem	50	4,932901	24,3335	c
Monobloco	50	6,325201	40,0081	d

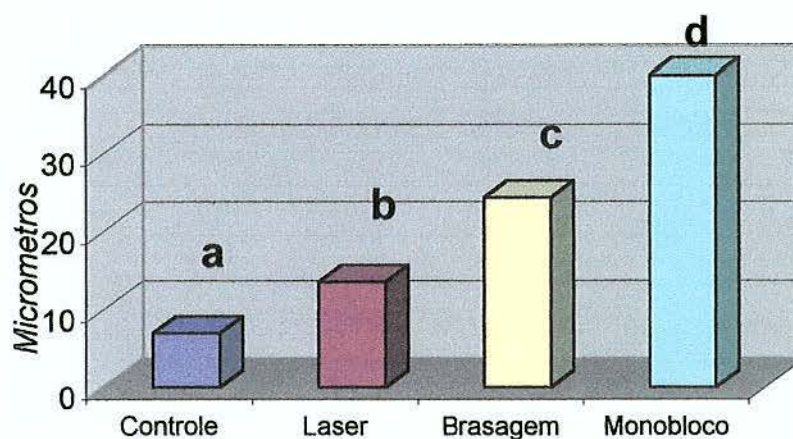


Figura 18 – Ilustração gráfica das médias (µm) de técnicas oriundas do teste de Tukey (5%).

Pela representação gráfica (figura 18), verifica-se que a técnica do laser apresentou resultados melhores, em relação aos grupos brasagem e monobloco.

A Tabela 4 apresenta o teste de Tukey para médias de técnica dentro do fator eixo y.

Tabela 4 – Teste de Tukey para médias de técnica – eixo y

Nome	Num.repet.	Médias	Médias originais	5%
Controle	25	0,563497	0,317528	A
Laser	25	2,995750	8,974517	B
Brasagem	25	4,472646	20,004567	C
Monobloco	25	6,068076	36,821548	D

A Tabela 5 apresenta o teste de Tukey para médias de técnica dentro do fator eixo x.

Tabela 5 - Teste de Tukey para médias de técnica – eixo x.

Nome	Num. repet.	Médias	Médias originais	5%
Controle	25	4,705749	22,144073	a
Laser	25	4,376451	19,153322	a
Brasagem	25	5,393168	29,086265	a
Monobloco	25	6,582325	43,327000	b

Pode-se observar que no eixo y todas as técnicas diferem entre si e em relação ao grupo controle. No eixo x, somente a técnica de monobloco se mostrou estatisticamente diferente (maior desajuste) em relação aos outros três grupos: brasagem, laser e controle, em nível de significância de 5% (Figura 19) .

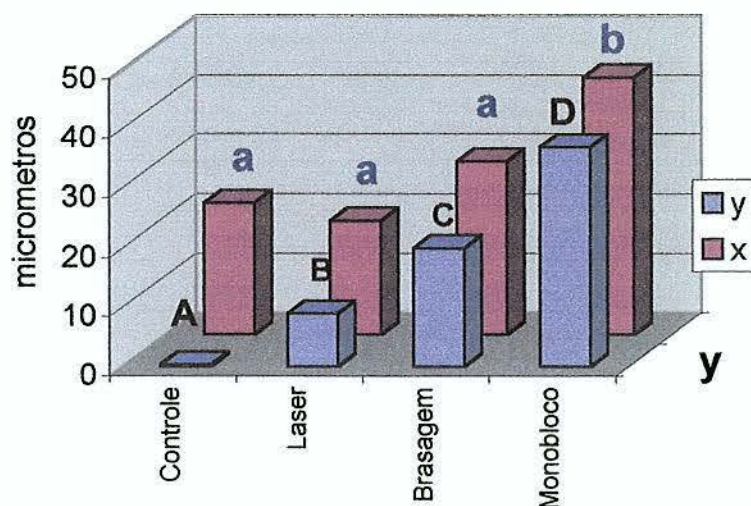


FIGURA 19 – Representação gráfica das médias de desajuste das técnicas e grupo controle, nos eixos x e y.

O grupo controle composto pelos componentes protéticos pré-fabricados parafusados às réplicas dos pilares com torque de 10 N/cm mostrou maior desajuste no eixo x do que no eixo y. Observou-se que a técnica que utiliza a fundição em segmentos e posterior soldagem a laser melhora o ajuste dos componentes pré-fabricados, no eixo x, em relação ao grupo controle.

6 DISCUSSÃO

A importância do assentamento passivo, das estruturas construídas, sobre implantes osseointegrados, tem sido descrita na literatura por vários autores, entre eles; Adell et al.¹ (1981), Skalak³⁰(1983), Rangert et al.²³(1989), Goll¹¹ (1991), Brunski & Skalak⁴(1993), Kallus & Bessing¹⁷(1994), Carlson & Carlson⁵ (1994), Jemt & Lie¹⁵(1995), embora Carr et al.⁶ (1996) não tenham encontrado diferenças na interface osseointegrada em estruturas com dois níveis de assentamento, bom (38µm) e deficiente (345µm). A limitação desta pesquisa é sua reduzida amostra e a ausência de simulação clínica, uma vez que os implantes não receberam cargas oclusais, pois segundo Rubenstein²⁶ (1995),cargas oclusais funcionais e parafuncionais sobre estruturas com assentamento deficiente tendem a agravar a falência dos seus componentes.

Entretanto, Waskewicz et al.³⁶ (1994) por análise fotoelástica compararam estruturas suportadas por cinco implantes com assentamento passivo (cortadas em segmentos e soldadas) e não passivo (fundida em monobloco). Após terem sido apertados os parafusos de retenção da estrutura aos pilares, observaram os padrões de estresses gerados ao redor dos implantes da estrutura com assentamento deficiente que se apresentaram aumentados com relação ao da estrutura passiva que não mostraram margens de estresse, ao redor dos implantes. Quanto à seqüência de aperto dos parafusos da estrutura aos cinco pilares, os autores não observaram diferença significativa na distribuição de estresse nos três métodos utilizados. Em nosso trabalho, apertamos os parafusos dos pilares na seguinte seqüência de cilindros: A, B, C, D e E.

A carga do estresse transferida ao implante inicia-se com a fixação de uma estrutura protética aos pilares e sua força diminui com uma estrutura passiva, sendo impossível prever a resposta biológica de um implante sob estresse constante, então com a adição do estresse desenvolvido com a estrutura em função, é altamente recomendada uma estrutura passiva.

Estudando o mecanismo de transferência de carga para o implante osseointegrado, Skalak³⁰(1983) indicou a necessidade de evitar movimento relativo entre o implante e osso, porque este poderia causar reabsorção óssea ou perda progressiva do implante, sendo o titânio mais rígido do que osso, o que se espera é que o osso ou a união deste ao implante falhe primeiro do que o titânio.

Brunski & Skalak⁴(1993), explicam teoricamente o que ocorre quando não se tem um assentamento passivo em uma prótese suportada por cinco implantes. Quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local de uma não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai trazer a "viga" (estrutura protética) em direção ao pilar, diminuindo assim o espaço que, se for pequeno, é possível que seja totalmente fechado pela deformação da estrutura. Porém, se este espaço for grande, este não será fechado. Por esta razão, neste trabalho realizamos as medidas dos espaços existentes entre estrutura e pilares dos implantes, após o aperto dos parafusos de ouro com o torque recomendado de 10N/cm por estes autores.

Weinberg³⁷ (1993) explica que a interface implante/pilar /prótese introduz graus mínimos de flexibilidade pela deformação do parafuso de retenção de ouro (limite de deformação de 100µm no sentido vertical) e que estes sofrem mais deflexão do que a estrutura protética. Em caso de não passividade, o autor descreve: a) problemas com acúmulo de tecido de granulação entre o implante e pilar, levando à fístula; b) depósito de placa entre os pilares e

próteses. Carlson & Carlson⁵ (1994) acrescenta a estas complicações defeitos estéticos e implantes não osseointegrados.

Ainda com respeito às complicações encontradas na prótese suportada por implantes, relacionadas ao assentamento deficiente, Zarb & Schmit⁴⁰ (1990), Kallus & Bessing¹⁷ (1994), e Carlson & Carlson⁵ (1994) relatam a perda, fratura ou afrouxamento dos parafusos de ouro ou dos pilares como falha mais freqüente. Para Brunski & Skalak⁴ (1993) a biomecânica do parafuso de ouro do sistema Brånemark, é importante para determinar a falha do sistema. Quando o parafuso de ouro é rosqueado dentro do parafuso do pilar com o torque de 10N/cm causa uma força de tração do parafuso do pilar e compressão no cilindro. Estas duas forças são equivalentes e opostas e mantêm a estrutura fechada, esta é a situação desejada para uma estrutura parafusada.

Binon et al.³ (1996) avaliaram o sistema de conexão entre os componentes dos implantes e concluíram que uma interface pilar/cilindro pré-fabricado (torneado) precisa, embora tendo micro-espacos de 10 a 15µm, é capaz de resistir à perda dos parafusos. Também Romero et al.²⁴ (2000) adotam como critério de passividade um espaço de 10µm entre o componente e o pilar.

Goll¹¹ (1991) recomenda a utilização de componentes pré-fabricados (torneados), como os utilizados em nosso trabalho, para melhorar o assentamento passivo quando da confecção de estruturas protéticas para implantes múltiplos.

As estruturas de próteses fixas são feitas usando moldagens, modelos e técnicas de fundição. Apesar dos esforços para obter precisão, distorções dimensionais podem ocorrer no final do procedimento de fundição da estrutura. Se estas imperfeições não são acentuadas, a estrutura vai se adaptar passivamente, pelo menos a nível visual sobre os pilares. Há técnicas de soldagem para corrigir

discrepâncias, envolvendo fundição em unidades separadas ou cortadas em segmentos e unidas na boca e no modelo de trabalho.

Craig⁹ (1989) afirma que a distorção de estruturas metálicas é originada no padrão de cera, no processo de inclusão pela expansão térmica, de presa e efeitos do confinamento dentro do anel de fundição, na contração de fundição da liga e na distorção pelo estresse causado durante a remoção dos canais de alimentação e acabamento do metal.. O autor informa que a contração linear de liga de ouro varia de 1,25% a 1,7% e nos metais básicos, esta contração é de 2,5%. Em nosso trabalho a estrutura fundida não sofreu qualquer tipo de acabamento e liga utilizada foi uma liga nobre (Stabilor Degussa Hülls).

Com relação a brasagem, Shillingburg et al.²⁸ (1998) descrevem os requisitos da solda odontológica, entre eles, a resistência à corrosão e resistência mecânica. Kornefeld¹⁸ (1974) também afirma que o sucesso mecânico da soldagem depende da obediência aos mesmos requisitos. Para Shillingburg et al.²⁸ (1998) o espaço de soldagem deve ser 0,20mm e para Kornefeld¹⁸ (1974) e Craig⁸ (1978), o espaço deve ser de 0,25mm. Steinmam³³ (1954) e Craig⁸ (1978) observam que quanto menor a quantidade de solda menor a distorção. Willis & Nicholls³⁸ (1980) indicam, para que haja uma união sólida, um espaço mínimo, sem contato, além de uma solda adicional.

O espaço de soldagem utilizado, neste trabalho, para o grupo da brasagem (GB) foi de 0,25mm, correspondente a uma lâmina de acetato.

Schiffleger et al.²⁷ (1985) e Brunski & Skalak⁴ (1993) e Shillingburg et al.²⁸ (1998) concordam que a distorção na prótese fixa aumenta conforme aumentam o número de elementos. E próteses fixas com mais de três elementos são mais precisas quando unidas por soldagem do que fundidas em monobloco o que

vem de encontro aos resultados de nosso trabalho, executado sobre cinco pilares de implantes, onde observamos menor distorção nas estruturas soldadas (brasagem e laser) do que nas fundidas em monobloco.

Hulling & Clark¹³ (1977) encontraram menor distorção nas técnicas de soldagem a laser e monobloco do que na brasagem, porém estes autores trabalharam com apenas três elementos. Fusayama⁹ (1964) encontrou um aumento de distância mesio-distal entre os segmentos na técnica de monobloco e na brasagem obteve uma diminuição desta distância que justificou pela contração da solda

Vieira³⁴ (1967) relata como desvantagens da brasagem: a)oxidação; b)corrosão; c)distorção. Gordon & Delton¹² (1970) argumentam que a solda a laser provoca menor distorção do que a brasagem devido à necessidade do modelo de soldagem

Apotheker et al.² (1984) afirmam que a solda a laser produz uniões mais fortes e melhores do que a brasagem e que esta é responsável por porosidades. Wiskott et al.³⁹ (1997) concluem que a solda a laser apresenta uma resistência à fadiga (633Mpa) superior a outros métodos de soldagem.

Quanto ao desempenho clínico, Örtop et al.²² (1999) creditam sucesso a ambas as técnicas, brasagem de uma liga de ouro e soldagem a laser de titânio, destacando o titânio como alternativa

Jemt & Lee¹⁵(1995) em um estudo de distorção através da técnica fotogramétrica tridimensional, em próteses suportadas por cinco implantes inferiores e confeccionadas em monobloco encontraram maior distorção dos cilindros no plano horizontal. . A média de distorção angular 3D (tridimensional) para os cilindros foi de 51µm (desvio padrão de 35) e a média de distorção do ponto central 3D de 74µm (desvio padrão de 38) para mandíbula. Estes valores foram superiores aos nossos que variaram em média 40µm

(desvio padrão de 21) para o mesmo eixo. O método por nós utilizado foi da observação óptica (microscópio de mensuração digital com precisão de 1,0µm) apenas nos eixos x e eixos y.

Com relação aos métodos de medição da distorção, Nicholls²⁰ (1980) observa que a maioria dos trabalhos de pesquisa tem sido executados, com o sistema óptico que apresenta como desvantagem o cansaço visual. Este autor indica para experimentos com tempos de leitura longos, que o pesquisador evite o erro na observação com curtos tempos de leitura. Esta recomendação foi seguida em nosso trabalho.

Em 1996, Jemt et al.¹⁰, estudaram quatro métodos usados para avaliar o desajuste entre os pilares de implante ou réplicas e a estrutura metálica, observaram desajustes tridimensionais dentro de uma faixa de variação de 40µm a 80µm. Segundo os autores todos os quatro métodos estudados são apropriados para detectar um mau assentamento que deve ser um fator de importante relevância para as complicações clínicas.

Voltando ao trabalho de Jemt & Lee¹⁵(1995), os autores observaram uma correlação significativa entre a curvatura do arco dos implantes e a distorção; quanto maior a curvatura maior a distorção. Em nosso trabalho fixamos a angulação do arco do protótipo mandibular em 112,5°C que é a média de angulação da mandíbula humana entre os forâmens mentais (Brunski & SkalaK⁴ - 1993). Desta forma eliminamos esta variável. Os autores comentaram que quando implantes e pilares (*standart abutments*) paralelos são usados, um certo desajuste poderia ser aceito dentro da tolerância dos componentes protéticos pré-torneados ou pré-fabricados sem a criação de estresse durante a conexão da estrutura. Já os sistemas que utilizam pilares cônicos (*conical abutment*) devem acarretar mais problemas com assentamento e estresse em casos similares, com distorção horizontal. O protótipo,

utilizado em nosso trabalho tem suas réplicas de pilares (*abutment standart*) de implantes paralelas entre si, simulando uma situação ideal. Jemt & Lie¹⁵ (1995) concluíram através deste estudo, que casos clínicos de desdentados totais podem apresentar uma distorção da prótese em relação modelo de trabalho, que geralmente é menor do que 150µm e que este nível de assentamento pode possivelmente ser interpretado como adequado clinicamente se poucas complicações relacionadas ao assentamento deficiente forem observadas..

Romero et al.²⁵ (2000), analisando três métodos (corte e fundição da mesma liga, corte seguido de brasagem e dois ciclos de descarga elétrica) para correção de barras fundidas em monobloco sobre pilares de implantes, utilizaram para comparação um critério de passividade com um desajuste de 10µm. Confeccionaram barras sobre apenas dois pilares de implantes e as medidas de desajuste foram feitas no eixo y (mesial, distal e lingual) no microscópio de mensuração com somente o pilar direito parafusado com torque de 15N/cm. Para o grupo de correção por brasagem, os autores encontraram média de 72µm e em nossa pesquisa encontramos, para o grupo de brasagem, no eixo y, média de 23µm, valor mais baixo talvez porque as nossas medidas foram tomadas também na mesial e a brasagem em nosso caso não foi um procedimento corretivo. No grupo laser, obtivemos como média de distorção, no eixo y 12,413µm, portanto mesmo tendo sido executado sobre 5 implantes, a média também está próxima do padrão de passividade indicado por estes autores (10µm).

Hulling & Clark¹³(1977) ao compararem as três técnicas laser, brasagem e monobloco tiveram como resultado que a soldagem a laser e fundição em monobloco produzem distorção significativamente menor do que a brasagem. Da mesma forma que em nosso experimento, a soldagem a laser foi a que menor distorção

produziu no processo de união. O resultado melhor para o monobloco pode ser justificado pelo fato de que neste trabalho os autores utilizaram uma prótese fixa de apenas três elementos.

Souza et al.³²(2000) concluíram que devido ao feixe da solda a laser transferir uma menor energia ao metal base, este minimiza o tamanho da ZAC (zona afetada pelo calor) e em consequência não deve causar distorção significativa nas peças protéticas. Estes autores concordam que a soldagem a laser é um processo adequado para a substituição da brasagem neste tipo de aplicação.

De acordo com os resultados aqui obtidos e comparados com os de outros trabalhos da literatura, onde as vantagens da soldagem a laser são salientadas, pode-se argumentar a viabilidade da técnica de soldagem a laser em substituição às demais técnicas, principalmente quando se está trabalhando em uma prótese suportada por múltiplos implantes, onde a dificuldade de se obter o assentamento passivo é grande, embora não existam dados que definam o limite aceitável para o assentamento clínico.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos pelas medições dos desajustes na junção componente protético/réplica de pilar das estruturas fundidas em liga a base de ouro sobre componentes pré-fabricados de ouro sobre cinco implantes, obtidas por: laser, brasagem e monobloco.

- a) no eixo x os menores valores de distorção foram obtidos pelo grupo laser, estatisticamente semelhante ao grupo brasagem. O grupo monobloco apresentou os piores resultados, estatisticamente diferentes dos dois grupos estudados;
- b) no eixo y os menores valores de distorção foram obtidos pelo grupo laser, seguido do grupo brasagem, grupo monobloco; todos estatisticamente diferentes entre si;
- c) considerando a interação entre os eixos x e y o grupo laser apresentou os menores valores de distorção, seguido dos grupos brasagem e monobloco; todos estatisticamente diferentes entre si.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ADELL, R. et al. A 15-years study of osseointegration implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v.10,n.6, p.387-416, 1981.
- 2 APOTHEKER, H.; NISHIMURA, I.; SEERATTAN, C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. **Lasers Surg Medicine**, v.4,n.2, p.207-13, 1984.
- 3 BINON, P. P. The spline implant: design, engineering, and evaluation. **Int J Prosthodont**, v.9, n.5, p. 419-33, 1996.
- 4 BRUNSKI, J.B.,SKALAK,R. Biomechanics of osseointegration and dental. In NAERT, I., STEENBERG, D.V., WORTHINGTON, P. **Osseointegration in oral Rehabilitation**. London: Quintessence Publishing Co, 1993, Cap. 7, p.133-56.
- 5 CARLSON, B.; CARLSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegration dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9 ,n.1, p.90-4, 1994.

- Baseado em:
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. **Referências bibliográficas NBR 6023**. Rio de Janeiro, 2000.22p.

- 6 CARR, A. B., GERARD, D. A, LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit implants . **J Prosthet *Dent**, V.76, n. 5,p.500-9, 1996.
- ⑦ CHAI, T., CHOU, C.K. Mechanical properties of laser welded cast titanium joint under different conditions. **J Prosthet Dent**, v. 70, n.4, p.477-83, april, 1998.
- 8 CRAIG, R.G. **Dental materials-a problem oriented approach**. Saint Louis; Mosby, 1978 p.,121-4.
- 9 CRAIG, R.G. **Restorative dental materials**. 8 ed. Saint Louis, Mosby, 1989, p.434-58.
- 10 FUSAYAMA, T. ;WAKUMOTO, S.; HOSODA, H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 14,n.3, p.334-42, Mar./Apr., 1964.
- 11 GOLL, G.E. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: part I – Clinical procedures. **J Prosthet Dent**, v.66, n.3, p. 377-84, 1991.
- 12 GORDON, T.E.; DENTON, L.S. Laser welding of prostheses- an initial report. **J Prosthet Dent**, v. 24, n.4, p.472-76, Oct. 1970.

- 13 HULLING J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion in three-unit fixed prosthesis joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. **J Dent Res**, v.56, n.2, p.128-54, Feb. 1977.
- 14 HUSSAINI, S., WONG, T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. **J Prosthet Dent**, v.78, n.6, p.550-3, Dec. 1997.
- 15 JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant supported prosthesis in the edentulous jaw. **Clin Oral Impl Res**, v.6, n.3, p.172-80, Sept. 1995.
- 16 JEMT, T. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, v.75,n.2, p.314-25, mar. 1996.
- 17 KALLUS, T., BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed Prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.2, p.169-78, 1994.
- 18 KORNEFELD, M. **Mouth rehabilitation : clinical and laboratory procedures**. 2.ed. Saint Louis: Mosby, 1974. p. 546-64.
- 19 LAVELLE, C.L.B. Biomechanical Considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.2, p.179-85, 1993.
- 20 LEE, W.V. et al. Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. **Int J Prosthodont**, v.10, n.5, p.434-9, 1997.

- 21 NICHOLLS, J. I. The measurement of distortion: Concluding remarks. **J Prosthet Dent**, v. 43, n. 2, p.218-23, Feb., 1980.

- 22 ÖRTORP, A.; LINDEN, B; JEMT, T. Clinical experiences with laser-welding titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int J Prosthodont**, v. 12, n. 1, p. 65-72, Jan, 1999.

- 23 RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, *n.3, v.4, p. 241-7, 1989.

- 24 RIEDY, S. J.; LANG, B.R.; LANG, B.E. Fit of implant frameworks fabricates by different techniques. **J Prosthet Dent**, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.

- 25 ROMERO, G.G. Accuracy of three correct techniques for implant bar fabrication. **J Prosthet Dent**, v. 84, n.6, p. 602-607, Dec., 2000.

- 26 RUBENSTEIN, J.E. Stereo laser welded titanium implant framework: clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trial. **J Prosthet Dent**, v. 74, n.3, p. 284-97, 1995.

- 27 SCHIFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J Prosthet. Dent**, v.54, n.6, p.770-6, Dec. 1985.

- 28 SHILLINBURG, H.T. et al. Conexões rígidas e semi-rígidas. In: **Fundamentos de prótese fixa**, Trad. I.C. Benedetti 3 ed. São Paulo Quintessence, 1988 cap. 27 , p. 417-39.
- 29 SJÖGREN, G et al. Laser welding titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.
- 30 SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated **J Prosthet Dent**, Saint louis, v.49, n.6, p.843-8, 1983.
- 31 SOUZA, P.C.R.D. et al. Brazing and laser weolding of a Ni-Cr alloy. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, v.3, n.2,p.7-16, jul/dez, 2000.
- 32 SOUZA, P.C.R.D. et al. Soldagem na odontologia: Estudo de uniões Soldadas empregando Laser e brasagem. **Rev da Assoc. Paul. Cir, Dent.**, v. 54, n. 6, nov/dez, 2000
- 33 STEINMAN, R. R. Warpage produced by soldering with dental solders and gold alloys. **J Prosthet Dent**, v. 4, n. 3, p. 384-395, May 1954.
- 34 VIEIRA, D. F. **Metais e ligas metálicas** 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1967. p. 43-8.
- 35 YAMAGISHI, T.; MICHIO, I. ; FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:Yag laser apparatus **J Prosthet Dent**, New York, v.70, n.3, p.264-73, 1993

- 36 WASKEWICZ, G. A et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p.405-11, 1994.
- 37 WEINBERG, L. The Biomechanics of Force distribution in implant supporting prostheses. **Int. J Oral Maxillofac Imp**, v.8, n.1, p.19-31, 1993.
- 38 WILLIS, L. M. , NICHOLLS, J. I. Distorsion in dental soldering as affected by gaps distance. **J Prosthet Dent**, v.43, n. 3, p. 272-78, Marc, 1980.
- 39 WISKOTT, H.W.A. et al. Mechanical and elemental characterization of jolder joints and welds using a gold-palladium alloy. **J Prosthet Dent**, v.77, n.6, p. 185-94, June 1997.
- 40 ZARB, G. A. ; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrates dental implants: the Totronto study. Part III: problems and complications encountered. **J Prosthet Dent**, v.64, n.2, p.185-94, Aug. 1990.

Anexo A – Médias das três leituras nos quatro locais de observação dos cilindros (A,B,C,D,e E) dos grupos controle (cinco conjuntos com 5 cilindros individuais).

Tabela 6 – Médias (μm) das três leituras do grupo controle - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (conjunto I)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	10,8	0	0	0	15,5	0	12,6	0	12,6	0
VE	-27	0	-27	0	-25	0	-23	0	-23	0
LD	-10	0	-32	0	-15	0	-25	0	-12	0
LE	34,6	0	14,1	0	14,1	0	25,1	0	18,1	0

Tabela 7 – Médias (μm) das três leituras do grupo controle - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (conjunto II)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	0	0	25,80	7,8	8	0	9,5	0	19	0
VE	-34	16,3	-22,2	0	-25	0	-34	0	-28	0
LD	-32	0	-34,3	0	-28	0	-31	0	-29	0
LE	22	0	25,8	0	9,66	0	16,8	0	20	0

Tabela 8 – Médias (μm) das três leituras do grupo controle - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (conjunto III)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	41	0	19,33	0	19,6	0	20	0	40,3	0
VE	-16	0	-58,8	0	-30	0	-19	0	-20	0
LD	-42	0	-48,3	0	-13	0	-14	0	-45	0
LE	0	0	44,16	0	0	0	18,5	0	0	0

Tabela 9– Médias (μm) das três leituras do grupo controle - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (VE) (conjunto IV)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	0	0	12,84	0	13,5	0	22,6	0	17	0
VE	-29	0	0	0	-20	0	-16	0	-28	0
LD	-15	0	-28,3	0	-22	0	-25	0	-29	0
LE	25,3	0	0	0	15	0	19,6	0	23,8	0

Tabela 10– Médias (μm) das três leituras do grupo controle - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) - (conjunto V)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	14,3	0	26	12,6	49,6	0	11,6	7,6	0	0
VE	-36	17	-46	0	0	37	-32	0,8	-22	0
LD	-42	11,1	-52	0	-62	8,8	-61	10	0	0
LE	0	0	0	0	0	-26	9,5	0	-32	0

Anexo B – Médias das três leituras nos quatro locais de observação dos cilindros (A,B,C,D,e E) dos grupos laser, (cinco estruturas com cinco cilindros).

Tabela 11– Médias (μm) das três leituras do grupo laser - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 1)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	33	0	61	19	28	0	36,5	0	12,8	38
VE	0	73	-40	72	-33	19	-32	-23	-45	0
LD	-62	15,8	-58	31,1	-17	0	-15	8	-6,6	36
LE	11,8	41,6	-28	48,3	32,5	0	22,5	17,3	36	0

Tabela 12– Médias (μm) das três leituras do grupo laser - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 2)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	28	0	34,5	6,1	0	0	23	26,3	0	0
VE	0	24,8	0	0	22,5	0	32,8	26,3	-23	0
LD	-21	0	0	-32	0	0	-14	24,5	0	0
LE	0	20,3	19,1	0	0	0	17,8	0	21,6	0

Tabela 13– Médias (μm) das três leituras do grupo laser - vestibular direita (VD) e esquerda (VE)– lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 3)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	0	20	56,6	0	0	13,6	54,5	0	72,8	0
VE	-39	0	0	17	-13	0	0	0	0	0
LD	0	34,33	-20	0	-23	0	-54	0	-62	0
LE	0	57,5	0	17,3	0	0	0	0	0	15,3

Tabela 14-- Médias (μm) das três leituras do grupo laser - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 4)

Cilín.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	0	0	0	29,8	16	0	0	16,5	20	0
VE	0	15,5	-18	21,3	-17	32,16	-17	21,8	0	33,3
LD	-18	0	-12	41	-24	0	0	19,3	-15	0
LE	0	23,6	13,6	20,6	21,3	34	22,30	18,8	0	19

Tabela 15-- Médias (μm) das três leituras do grupo laser - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 5)

Cilín.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	27,3	0	20,5	0	0	27,6	0	41	0	12,3
VE	0	0	-18	0	-41	0	-51	0	-53	0
LD	-29	0	-29	0	0	18,1	0	48,1	0	20
LE	0	0	29,1	0	48,1	0	62,66	0	50,5	0

AnexoC – Médias das três leituras nos quatro locais de observação dos cilindros (A,B,C,D,e E) dos grupos brasagem, (cinco estruturas com cinco cilindros).

Tabela 16– Médias (μm) das três leituras do grupo brasagem - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 1)

Cilín.	A		B		C		D		E	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	35,5	39,5	26,345	51,3	108	0	-11	35,67	-15	18,6
VE	11	51,67	14,5	50,1	0	46,8	0	29,5	45,5	0
LD	-27	24,8	-35,17	58	-45	33,8	24	26,6	44	34,5
LE	-25	55,1	0	57,6	24,8	25,8	0	10	47,6	0

Tabela 17– Médias (μm) das três leituras do grupo brasagem - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 2)

Cilín.	A		B		C		D		E	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	55	0	34,5	35	84,5	0	38,1	0	54,6	24,1
VE	44,3	62,67	-105	61,1	0	-33	0	0	0	0
LD	-90	0	-55,67	0	-40	0	-30	0	-87	35,5
LE	-53	52,3	31,67	40	36,17	0	32,8	0	0	0

Tabela 18– Médias (μm) das três leituras do grupo brasagem - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 3)

Cilín.	A		B		C		D		E	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	64	0	35,6	0	0	32,17	41	0	17,8	31,6
VE	0	44	0	76,67	-34	0	0	36,1	0	34,5
LD	-76	0	-66	0	-20	42,67	-68	29	-49	39,5
LE	-81	39,5	-29,5	87	-29	0	-30	25,17	-15	0

Tabela 19– Médias (μm) das três leituras do grupo brasagem - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 4)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	65,8	0	60,6	0	65	0	48	30,5	30,8	0
VE	27,3	36,8	0	28,1	0	0	-27,6	0	0	0
LD	-68	0	-89	0	-69	0	-18	18	-33	0
LE	0	24,1	0	39,1	0	16,8	23,1	19,17	0	0

Tabela 20– Médias (μm) das três leituras do grupo brasagem - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita(LD) e esquerda (LE) (estrutura 5)

Cilin.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	39,5	24,6	13,3	31,8	-17	28	44,3	35,1	30,8	0
VE	33,5	28,1	-44	0	7	40,1	0	13	0	0
LD	-39	0	-10	64,1	6,1	41,8	-15	58,6	-44	44,8
LE	0	25,31	0	40,5	-17	39,5	0	0	0	0

Anexo D – Médias das três leituras nos quatro locais de observação dos cilindros (A,B,C,D,e E) dos grupos monobloco, (cinco estruturas)

Tabela 21– Médias (μm) das três leituras do grupo monobloco - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 1)

Cilín.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	-73	49,5	135	31,0	-14	36	33,3	42,5	74	12,1
VE	-92	19,1	-55	27,5	-19	24,8	-50	24,3	-47	44,3
LD	-55	24	-80	45	-34	26	-46	49,6	-100	29,3
LE	93,1	12,3	52,5	17,1	61,3	30,1	46	49,3	25,3	65

Tabela 22– Médias (μm) das três leituras do grupo monobloco - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 2)

Cilín.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	-15	33,3	-17,6	51,66	13,6	21,8	57,5	0	76,6	0
VE	-57	13,3	-72,6	48,16	-45	48,5	-42	0	7,33	12,8
LD	-5,3	54,6	-40,8	18,6	-70	26	-47	0	-67	10,7
LE	57,8	29,5	43	37,31	35,1	0	-15,6	32,8	32	35,3

Tabela 23– Médias (μm) das três leituras do grupo monobloco - vestibular direita (VD) e esquerda (VL) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 3)

Cilín.	A		B		C		D		E	
Eixo	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	2	61,5	24,1	25	84,8	43,1	84,8	43,1	106	56
VE	-43	35,3	34,1	14,6	-17	58,1	11,3	58,1	50,1	92,3
LD	0	46,6	0	47,5	-34	54,3	-77	43,6	-103	37,7
LE	62,5	29,5	44,3	29	24,6	65,3	0	54,3	-44	73

Tabela 24– Médias (μm) das três leituras do grupo monobloco - vestibular direita (VD) e esquerda (LE) – lingual direita (LE) e esquerda (LE) (estrutura 4)

Cilin.	A		B		C		D		E	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	19,3	13,6	22,5	36,1	33,3	0	28,8	37,6	97,6	0
VE	-34	14,8	-52,5	0	-39	0	-22	38,5	17	61,8
LD	-30	0	-25	16,3	-26	19,6	-37	25,3	-85	0
LE	11,6	18,3	25,5	0	0	36,5	17,1	41,0	-24	82,8

Tabela 25– Médias (μm) das três leituras do grupo monobloco - vestibular direita (VD) e esquerda (VE) – lingual direita (LD) e esquerda (LE) (estrutura 5)

Cilin.	A		B		C		D		E	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
VD	-38	97,1	-8,3	96	39,5	116	101	45,8	150	64,1
VE	-92	36,8	-63,3	83,8	-16	49,1	36,1	74,3	100	106
LD	-77	180	-42,6	69	0	49	-74,6	61,8	-105	32,5
LE	-125	63,8	-92	42,5	-27	53,6	0	54,5	51,3	60,7

Anexo E – Análise de Variância

Tabela 26: Análise de variância.

Varição	GL	S.Q.	Q.M.	Valor F
Técnica	3	3808241889	1269413963	57.5604
Eixo	1	1512809444	151.2809444	68.5969
Tec*Eixo	3	100.9240834	33.6413611	15.2544
Resíduo	192	23.4293931	2.2053614	
Total	199	1056.4586098		

Media geral=4,394708

Coeficiente de variação= 33,792%

S.Q.= soma dos quadrados

GL= grau de liberdade

COSTA, E.M.V. Evaluation of distortion of the osseointegration prosthesis constructed with different techniques: monobloc, brazing and laser welding. 2001. 81f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

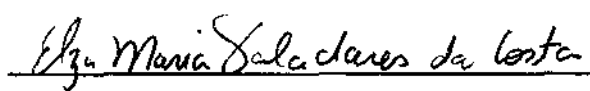
ABSTRACT

Prosthesis above osseointegrated implants requires an accurate criterion of manufacture. So, in an edentulous mandibular arch, constructed with "chromium steel", five analogous were fixed, parallels, with distance of 10 mm measured of center to center. Above these gold cylinders were positioned and screwed with a torque of 10 N/m. In the next follow, fifteen over structures were fabricated and divided in four groups: CG - Passive adaptation of gold cylinders; MG - Monobloc casting; BG - Casting in segments after brazing; LG - Casting in segments after laser welding. The structures were observed with measures microscope and the data noted in specific table. The measures were done in two points (left and right) in the buccal and lingual surfaces of the interface of the cylinder/analogous set in the x and y-axis. The statistics analysis (ANOVA) showed significant statistic differences, on y-axis, among groups: LG group was superior to BG and this was superior to MG group and on x-axis only MG was superior to others groups (when we studied distortion.)

Key-words: Laser welding; implant supported prosthesis; fixed prosthesis, brazing.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho.

São José dos campos, 29 de agosto de 2001.

A handwritten signature in black ink, reading "Elza Maria Valadares da Costa". The signature is written in a cursive style and is underlined.

Elza Maria Valadares da Costa