

ANDERSON ALMEIDA CASTILHO

**EFEITO DE DOIS SISTEMAS DE SOLDAGEM NA
ALTERAÇÃO DIMENSIONAL NAS LIGAS DE COBALTO-
CROMO VERIFICADO POR MEIO DE ANÁLISE POR
EXTENSOMETRIA LINEAR ELÉTRICA E RESISTÊNCIA À
FLEXÃO**



Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

ANDERSON ALMEIDA CASTILHO

**EFEITO DE DOIS SISTEMAS DE SOLDAGEM NA
ALTERAÇÃO DIMENSIONAL NAS LIGAS DE COBALTO-
CROMO VERIFICADO POR MEIO DE ANÁLISE POR
EXTENSOMETRIA LINEAR ELÉTRICA E RESISTÊNCIA À
FLEXÃO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi

São José dos Campos

2009

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

C278e Castilho, Anderson Almeida.

Efeito de dois sistemas de soldagem na alteração dimensional nas ligas de cobalto-cromo verificado por meio de análise por extensometria linear elétrica e resistência à flexão / Anderson Almeida Castilho. — São José dos Campos : [s.n.]; 2009
108.f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2009.

Orientador: Prof. Dr Fernando Eidi Takahashi

1.Soldagem. 2. Extensometria. 3. Resistência à flexão I. Takahashi, Fernando Eidi II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título

tD3

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 2 de Dezembro de 2009.

Assinatura :

E-mail: andercast@yahoo.com.br

Banca Examinadora

Professor Assistente Dr. Fernando Eidi Takahashi (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Adj. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Dr. Alfredo Mikail Melo Mesquita

Faculdade de Odontologia de São Paulo
Universidade Paulista - UNIP

São José dos Campos, 13 de Julho de 2009

DEDICATÓRIA

*A **Deus**, pelo presente da vida, sua presença e sua imensa bondade iluminando meus passos, durante toda esta trajetória, guiando-me pelos caminhos da fé.*

*Aos meus pais, **Juarez Castilho e Maria Fátima de Almeida Castilho**, pela dedicação de suas vidas à minha formação, tanto pessoal quanto profissional, que nunca mediram esforços sempre me apoiando e me incentivando a prosseguir, dedico este trabalho, com minha admiração, eterna gratidão e imenso amor.*

*Ao meu irmão, **Alexandre Affonso Castilho**, pela amizade no mais sentido verdadeiro da palavra, conselhos, paciência e momentos inesquecíveis que estão guardados com muito carinho na minha memória. por sempre me apoiar e incentivar nos meus estudos, ainda servindo como exemplo de perseverança.*

*À minha irmã, **Vivian Almeida Castilho**, por sempre me apoiar e incentivar nos meus estudos, ainda servindo como exemplo de perseverança.*

*Aos meus tios, **Silvio Cesar de Almeida Affonso e Vera Lúcia Ribeiro**, pelo apoio, carinho e admiração. Por confiarem no meu potencial como ser humano e como profissional.*

MINHA ETERNA GRATIDÃO...

Ao meu pai **Juarez Castilho**, pelo exemplo de profissional, de pai. Um ser humano extraordinário. A minha SUPER mãe, **Maria Fátima de Almeida Castilho**, por todo o esforço, dedicação, amor e compreensão. Preocupada com nosso bem-estar, abdicou de muitas coisas para permitir meu crescimento pessoal e profissional. Obrigado eternamente por serem meus pais e por sempre me ampararem como filho. Amo vocês do fundo da minha estrutura interna.

Aos meus irmãos **Alexandre Affonso Castilho e Vivian Almeida Castilho** pela paciência, incentivo, apoio e momentos especiais que ficarão eternamente em minha mente.

Ao meu orientador Prof. Assistente Dr. **Fernando Eidi Takahashi**, pelas orientações e atenção dispensadas durante o curso. Tido como profissional exemplar, ser humano, chefe de família e pessoa de grande caráter. Considero um exemplo para todos.

Ao Prof. Titular Dr. **Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade, exemplo de profissional, extremamente preocupado com o aprimoramento do ensino de pós-graduação nesta instituição. Pela dedicação à pesquisa e apoio no transcorrer do curso.

Ao meu amigo Prof. **Ivan Balducci**, pelos conselhos, carinho e atenção. Sempre disposto a ajudar. Responsável pela parte estatística desta pesquisa.

À minha grande amiga **Silvia Masae de Araújo Michida** , pelo companheirismo, amizade e incentivo. Um exemplo de determinação e garra. Considerado uma irmã de estrutura interna, de coração. Exemplo máximo de caráter, envergadura moral, além de extrema capacidade profissional, intelectual e inteligência emocional. Pessoa de preço inestimável pra mim. Pessoa que sempre surpreende à todos pelo grande ser humano que sempre foi. Vive e respira Odontologia. Sem dúvida, um dos seres humanos mais completos que conheci em toda minha vida! Responsável em grande parte pelo meu amadurecimento como ser humano. Minha ETERNA AMIGA E IRMÃ!!!.

Aos meus grandes amigos **Alberto Noriyuki Kojima** , **Geraldo Henrique Leão Lombardo** , **Alfredo Mikail de Melo Mesquita**, **Rodrigo Othávio de Assunção e Souza**, **Vanessa Cauhana Vásquez**, **Renzo Cauhana Vásquez** pelo companheirismo, palavras de apoio e bons momentos partilhados durante o curso e fora dele.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu diretor, Prof. Adjunto **José Roberto Rodrigues**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof. Adjunto **Clóvis Pagani**, pela oportunidade concedida.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, sob chefia do Prof. Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Parcial Fixa, Professor Assistente **Fernando Eidi Takahashi** e da Disciplina de Materiais Dentários e Prótese Total, Professor Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**, pelos ensinamentos transmitidos, convívio e amizade.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pelos ensinamentos transmitidos.

À Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação, **Silvana Alvarez**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e dedicação.

Aos meus amigos **Sheila Pestana Passos, Lucas Zogheib, Eurípedes Kaizo Ariki, Mariana Cavalheiro Gonçalves** pela boa convivência e prestabilidade no decorrer do curso.

A **todos os colegas de Pós-Graduação**, pelos momentos de descontração que passamos juntos e pelo constante apoio e incentivo.

Às secretárias da seção de pós-graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

À secretária **Suzana Cristina de Oliveira**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção e palavras de apoio.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela ajuda na execução de todas as tarefas.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

“Ao estudo da sabedoria jamais haveis de pôr termo; não acabe ele antes de acabada a vossa vida. Em três coisas cumpre ao homem pensar e exercitar-se enquanto viva: em saber bem, em bem falar e em bem obrar. Desterra dos teus estudos a arrogância; não fiques presumido pelo que sabes, porque tudo quando sabe o mais sábio homem do mundo nada é em comparação com o muito que lhe falta saber. Mui escasso é, e muito obscuro e incerto, tudo quanto os homens alcançam nesta vida; e os nossos entendimentos, detidos e presos neste cárcere do corpo, estão oprimidos por grandíssima escuridão, trevas e ignorância, e o corte ou fio do engenho é tão cego que não pode cortar, nem passar-lhe de raspão sequer, coisa alguma. Afora isto, a arrogância faz com que não possas tirar proveito do estudo; creio que terá havido muitos que não chegaram a sábios e que poderiam tê-lo sido se não dessem a entender que já o eram. Deveis guardar-vos, também, de porfias, de competências, de menosprezar ou amesquinhar o que os outros sabem ou não sabem, de desejar vanglórias. Para isto, principalmente, servem os estudos: para nos ensinarem a fugir de tais vícios e de outros semelhantes.

Juan Luis Vives "

SUMÁRIO

RESUMO	13
LISTA DE FIGURAS	15
LISTA DE TABELAS E QUADROS	19
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	20
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes	26
2.2 Extensometria em Implantodontia	32
2.3 Considerações sobre as Ligas Co-Cr	36
2.4 Considerações sobre o espaçamento da segmentação das infra- estruturas	37
2.5 Considerações sobre resistência de união das juntas soldadas ...	38
2.6 Juntas soldadas à Laser e Arco-Plasma	39
2.7 Resistência de união de juntas soldadas	46
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MATERIAIS E MÉTODOS	49
4.1 Confecção do modelo mestre	49
4.2 Confecção das amostras(Cp)	55
4.2.1 Obtenção do padrão de fundição	55
4.2.2 Inclusão das amostras	62
4.2.3 Fundição das amostras	62
4.2.4 Uso de retificadores	64
4.2.5 Soldagem das amostras	64
4.2.6 Extensometria: coleta dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$)	68
4.2.7 Ensaio mecânico de resistência à flexão	71
5 RESULTADOS	73

5.1 Análise de microdeformação	73
5.2 Análise de resistência à flexão	77
6 DISCUSSÃO	79
7 CONCLUSÃO	93
8 REFERÊNCIAS	94
APÊNDICE	103
ABSTRACT	107

Castilho AA. Efeito de dois sistemas de soldagem na alteração dimensional nas ligas de cobalto-cromo verificado por meio de análise por extensometria linear elétrica e resistência à flexão [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho; 2009.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar a alteração dimensional provocada pelos procedimentos de soldagem nas infra-estruturas de próteses fixas impanto-suportadas por meio de análise de extensometria linear elétrica assim como se determinar a resistência flexão de dois tipos de juntas soldadas (Arco-Plasma e Laser) em liga Odontológica Co-Cr. Para tanto, estruturas metálicas foram fundidas pelo método de indução para pilares tipo micro-unit. Para esse estudo, foram investigados três grupos: Grupo controle (G I: fundição em Monobloco, n=10), Grupo Arco-Plasma (G II: fundição segmentada e soldagem da estrutura em Arco-Plasma, n=10) e Grupo Laser (G III: fundição segmentada e soldagem da estrutura em LASER, n=10) as quais após assentamento em modelo de análise extensométrica, foram coletadas três leituras de microdeformação ($\mu\epsilon$) para cada amostra. Os grupos, após ensaio de extensometria linear elétrica, foram submetidos ao teste de resistência à flexão (MPa) em máquina de ensaios universal (EMIC, 0,5 mm/min, 500Kg). As médias \pm DP dos valores de microdeformação observados para as condições foram para o grupo Monobloco: 461,9 $\mu\epsilon$; para o grupo Arco-Plasma: 637,0 $\mu\epsilon$ e para o grupo Laser : 526,8 $\mu\epsilon$. Os resultados obtidos após o teste de resistência à flexão foram: para o grupo Monobloco: 1857,2MPa; para o grupo Arco-Plasma: 1820MPa e para o grupo Laser : 1068Mpa.

Uma comparação em análise extensométrica entre os três grupos, quanto à distribuição dos valores de alteração dimensional, foi efetuada por meio do teste de Kruskal-Wallis. Verificou-se que a distribuição dos valores de alteração dimensional não difere Estatisticamente (estatística kw = 1,77; gl = 2; $p = 0,414 > 0,05$). Uma comparação entre os três grupos, quanto à distribuição dos valores de resistência à flexão, foi efetuada por meio do teste de Kruskal-Wallis. Verificou-se que a distribuição dos valores de resistência à flexão difere Estatisticamente (estatística kw = 12,844; gl = 2; $p = 0,0016 < 0,05$). Por meio do teste de comparação múltipla de Dunn (5%) verificou-se que os grupos Monobloco e Arco-Plasma não diferem entre si e, ainda, que ambos diferem do grupo Laser.

Palavras-Chave: Soldagem. Extensometria. Resistência à flexão.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Representação gráfica da matriz metálica desmontada	50
Figura 2 -	Representação gráfica da matriz metálica montada	50
Figura 3 -	Bloco de poliuretano finalizado (vista frontal)	51
Figura 4 -	Matriz metálica montada com dispositivo de indexação da cirurgia	52
Figura 5 -	Jogo de anilhas intercambiáveis para a execução da cirurgia simulada	52
Figura 6 -	Matriz metálica montada com dispositivo de indexação da cirurgia	53
Figura 7 -	Matriz metálica montada com dispositivo de indexação da cirurgia	53
Figura 8 -	Chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil)	54
Figura 9 -	Modelo experimental com as conexões protéticas tipo micro-unit já instaladas	54
Figura 10 -	Estrutura bipartida metálica criada para permitir o	

	enceramento padronizado das barras que compuseram os grupos estudados diretamente sobre o modelo mestre (parte A e parte B separadas)	56
Figura 11 -	Estrutura bipartida metálica criada para permitir o enceramento padronizado das barras que compuseram os grupos estudados diretamente sobre o modelo mestre (parte A e parte B unidas)	56
Figura 12 -	Estrutura bipartida metálica posicionada sobre a matriz metálica. Observa-se a distância de 30mm de centro a centro	57
Figura 13 -	Cilindros calcináveis posicionados e aparafusados sobre os pilares protéticos e estrutura bipartida já posicionada.	58
Figura 14 -	Amostra encerada no interior da estrutura bipartida. Nota-se a captura dos dois cilindros calcináveis (amostra do G I)	59
Figura 15 -	Vista frontal de amostra encerada em Monobloco do Grupo I	60
Figura 16 -	Vista frontal de amostra encerada de forma segmentada para os Grupos II e III	60
Figura 17 -	Equipamento utilizado para fundição: a) máquina de fundição (Rematitan® Autocast); b) vista interna da máquina de fundição	63

Figura 18 -	Fundições removidas do revestimento	64
Figura 19 -	Aparelho utilizado para soldagem à Laser (vista frontal)	66
Figura 20 -	Aparelho para soldagem a Arco-Plasma (vista frontal)	66
Figura 21 -	Amostras já finalizadas para a realização do ensaio de extensometria	67
Figura 22 -	Desenho esquemático do posicionamento dos sensores no modelo mestre. Presença da abertura inferior no bloco de poliuretano que permitiu acesso à soldagem na superfície inferior das amostras conectadas aos pilares protéticos	69
Figura 23 -	Sistema de condicionamento e conversão do sinal	70
Figura 24 -	Vista superior de um extensômetro elétrico	70
Figura 25 -	Dispositivo de ensaio do teste de resistência à flexão de quatro pontos	72
Figura 26 -	Procedimento sem soldagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge) (Grupo Monobloco)	74
Figura 27 -	Procedimento sem soldagem. Gráfico de colunas	

	(média±desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge) (Grupo Arco-Plasma)	75
Figura 28 -	Procedimento sem soldagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge) (Grupo Laser)	75
Figura 29 -	Gráfico de colunas (média±desvio-padrão) para os valores de alteração dimensional em medidas de microdeformação (μ) obtidos por grupo	76
Figura 30 -	Gráfico de dispersão (<i>dotplot</i>) dos valores de valores de alteração dimensional, ao redor do valor médio, em medidas de microdeformação (μ) obtidos por grupo.	76
Figura 31 -	Gráfico de colunas (média±desvio padrão) e respectivo gráfico de caixa (<i>box-plot</i>) dos valores de resistência à flexão, segundo o grupo	78

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Quadro 1 -	Organograma de análise das amostras as quais serão submetidas aos experimentos.....	67
Tabela 1 -	Estatística descritiva dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada terminal por grupo (St: Strain gauge).....	74
Tabela 2 -	Estatística descritiva dos valores médios de alteração dimensional em medidas de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos por grupo.....	76
Tabela 3-	Estatística descritiva dos dados de resistência à flexão segundo o grupo.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-Pd = Prata-Paládio

Bar = unidade de pressão

°C = graus Celsius

Co-Cr = Cobalto-Cromo

Cr = Cromo

CS = cordão de solda

C. V.(%) =coeficiente de variação

DP = desvio padrão

EDM = usinagem por descarga elétrica

GPa = Giga Pascal

Gr = grupo

Hz = Hertz

IE = infra-estrutura

J = Joule

Kg = quilograma

$\text{KJ/cm}^2 = 10^5$ joules por centímetro quadrado

Max = Máximo

MB = metal-base

MEV = microscopia eletrônica de varredura

min = minuto

Min =mínimo

Mo = microscopia óptica

mm^2 = milímetro quadrado

mm = milímetro

MPa = Mega Pascal

ms = milisegundos

Ncm = Newton centímetro

Nd:YAG = Laser de estado sólido de Neodímio: Itrio, Alumínio e Garnet

Ni-Cr = Níquel-Cromo

PPF = prótese parcial fixa

rpm = rotação por minuto

s = segundo, unidade de medida de tempo

SAG = resistência à deformação sob altas temperaturas

St = Strain gauge

Ti-cp = Titânio comercialmente puro

TIG = Tungsten inert gas

Ti6Al4V= Titânio, Alumínio, Vanádio

V = Volts

X = vezes

% = unidade de porcentagem

μm = micrometro

$\mu\epsilon$ = unidade de microdeformação

W = tungstênio

ZAC = zona afetada pelo calor

Ω =Ohms

1 INTRODUÇÃO

O assentamento passivo é reconhecido como meta inatingível (Jemt, 1994; Sahin; Cehreli, 2001). O material e as técnicas usadas na confecção de estruturas protéticas apesar da avançada tecnologia, são dimensionalmente imprecisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento. Paralelo a isso, além dos procedimentos laboratoriais, os procedimentos clínicos necessários à confecção da prótese tendem a aumentar esse desajuste marginal. Assim, alterações dimensionais das estruturas metálicas provavelmente jamais serão evitadas (Goll, 1991; Gulbransen, 1994; Hurson, 1995). Considera-se ainda, que a ausência de passividade nas estruturas implanto-suportadas ocasiona uma excessiva e constante deformação ao redor do tecido ósseo peri-implantar e o seu efeito na manutenção da osseointegração ainda não está completamente esclarecido (Millington; Leung, 1995).

Além de ser considerada uma das maiores causas de consumo de tempo, a confecção das estruturas metálicas contribui para a ocorrência de procedimentos imprecisos na elaboração do trabalho reabilitador (Gordon; Smith, 1970). Uma das soluções na tentativa de resolver em parte os problemas de adaptação por parte dos profissionais tem sido o uso do artifício da soldagem (Dinato, 1999).

O seccionamento das estruturas metálicas e união com soldagem permitem não só melhor adaptação, mas a obtenção de uma relação mais passiva (Waskewickz et al., 1994) e uma distribuição uniforme de forças, minimizando assim a ocorrência de trauma aos retentores, ou que forças adversas sejam transmitidas aos implantes osseointegráveis (Dinato, 1999).

No entanto, diversos requisitos devem ser observados para a utilização desse artifício a fim de se conduzir ao sucesso mecânico e biológico das restaurações protéticas, evitando-se assim a possível fratura da união das estruturas metálicas soldadas e agressão à região periodontal (Villamil et al., 2002).

Além da obtenção de juntas de melhor qualidade, resistência e durabilidade capazes de proporcionarem uma melhor adaptação das estruturas metálicas fundidas, a resistência à corrosão química intensificada pelo ambiente bucal adverso também é considerada como pré-requisito ao sucesso mecânico e biológico (Villamil et al., 2002). Deve-se salientar ainda, que o procedimento de soldagem se torna ainda mais crítico quando múltiplos pilares compõem as estruturas metálicas do trabalho reabilitador (Goll, 1991).

Na prótese dentária, assim como a fotoelasticidade e a análise com os elementos finitos, a extensometria linear elétrica também tem sido utilizada para analisar problemas relacionados à biomecânica aplicada aos implantes osseointegráveis, com o intuito de se compreender o comportamento das estruturas quando são submetidas às cargas oclusais. Trata-se de uma técnica de mensuração de possíveis deformações existentes nas estruturas, encontrando assim aplicações em pesquisas científicas e tecnológicas (Spiekermann et al., 1995).

A extensometria linear elétrica é um dos poucos métodos de investigação e análise biomecânica que torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferência às estruturas de suporte pela sua possibilidade de utilização em investigações *in vivo* (Heckmann et al., 2004). Pelo fato de permitir a caracterização qualitativa das forças aplicadas, avaliações experimentais são possíveis de serem realizadas permitindo delinear-se as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais (Spiekermann et al., 1995; Clelland et al., 1996).

Trata-se de uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico sob cargas estáticas ou dinâmicas. São utilizadas pequenas resistências elétricas (*strain gauges*), cujos valores são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), que à mínima deformação sofrida alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre (Clelland et al., 1996; Kim et al., 1999). Os extensômetros lineares elétricos são compostos por fios ou lâminas metálicas de cobre-níquel, fixados a uma base isolante e recobertos por um laminado plástico. O alongamento ou a compressão após a aplicação de uma força (tensão) alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados correspondendo a 0,1% da estrutura deformada em seu arranjo

estrutural em questão (Frost, 1994; Wiskott; Belser, 1999). Podem ser colados aos implantes, pilares protéticos e às próteses (Clelland et al., 1996; Vasconcellos et al., 2005).

Grandes investimentos e pesquisas vêm sendo realizados no sentido de tornar as ligas metálicas mais interessantes ao mercado odontológico. No entanto, pouca atenção tem sido dada ao processo de soldagem na confecção das estruturas protéticas. O estudo e o desenvolvimento da obtenção de juntas soldadas em Odontologia vêm se aprimorando com a incorporação de conhecimentos de outras áreas como a mecânica, a engenharia e a metalurgia. Esse intercâmbio tem possibilitado a incorporação de novas técnicas e equipamentos para união de juntas soldadas. Vários estudos têm buscado quantificar as alterações dimensionais causadas pelos procedimentos de soldagem (Wang; Welsch, 1995).

Processos de soldagem em Arco-Plasma (TIG -tungstein inert gas) e Laser têm recebido maior atenção em Odontologia, pois produzem soldas de qualidade superior, além de gerarem menor distorção da estrutura a ser soldada pelo fato de ser gerada uma menor zona afetada pelo calor (ZAC) (Tambasco, 1996).

A soldagem em Arco-Plasma (TIG) é um método que tem se mostrado confiável dentro da literatura para indicações Odontológicas (Wang; Welsch, 1995, Rocha et al., 2006). Essa técnica consiste em um processo que utiliza como fonte térmica um arco elétrico formado entre um eletrodo de tungstênio e a peça a ser soldada, com proteção local de gás inerte, geralmente um fluxo de argônio, para prevenção de oxidação e/ou inclusões (Frentzen; Koort,1990).

A soldagem à LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) utiliza como fonte de calor um feixe de luz monocromático, coerente e direcional de alta energia, capaz de ser focado em áreas muito pequenas, produzindo assim mínima distorção. Esse sistema de soldagem também lança mão da proteção por fluxo de gás inerte, geralmente argônio (Frentzen; Koort,1990).

Ambas as técnicas, com os equipamentos recentemente desenvolvidos, permitem que a soldagem das estruturas seja realizada no

modelo mestre, eliminando-se etapas antes imprescindíveis, como inclusão em revestimento e pré-aquecimento da peça. Evita-se assim, maior demanda de tempo para a realização do procedimento e introduz-se menor número de variáveis importantes que podem interferir na obtenção de uma maior fidedignidade à situação real em boca.

Assim, o objetivo deste estudo foi analisar a alteração dimensional provocada pelos procedimentos de soldagem nas infra-estruturas de próteses fixas impanto-suportadas por meio de análise de extensometria linear elétrica assim como se determinar a resistência à flexão de dois tipos de juntas soldadas (Arco-Plasma e Laser) em liga odontológica Cobalto-Cromo (Co-Cr) para o sistema metalo-cerâmico.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para a melhor compreensão deste capítulo, optou-se por sua divisão em assuntos distintos: precisão de assentamento em próteses sobre implantes, extensometria em implantodontia, considerações sobre as ligas Co-Cr, considerações sobre o espaçamento da segmentação das infra-estruturas, considerações sobre resistência de união das juntas soldadas, juntas soldadas à Laser e Arco-Plasma, resistência de união em juntas soldadas.

2.1 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes

Em um estudo pioneiro de avaliação biomecânica de próteses implanto-suportadas, Skalak relatou que a maneira como o estresse mecânico é transferido dos implantes para o osso circunjacente, é um aspecto crítico que pode afetar a longevidade da osseointegração. É fundamental que estas estruturas não sejam submetidas a forças além de sua capacidade de fadiga em longo prazo. Em situações onde a prótese é suportada por vários implantes, devido à rigidez e distribuição dos componentes envolvidos (implantes, prótese e tecido ósseo), os mesmos representam uma estrutura unificada, capaz de distribuir efetivamente as forças aplicadas. Entretanto, qualquer desajuste na adaptação entre os componentes poderá induzir perigosos estresses estáticos e determinar o fracasso do conjunto reabilitador frente às forças externas (Skalak, 1983).

Goll (1991), procurando soluções clínicas e laboratoriais para melhorar a precisão das próteses implanto-suportadas, dentre as variadas recomendações descritas pelo autor, foram indicados o uso de componentes usinados, pois têm adaptação mais previsível; conferência da precisão do modelo de gesso, empregando para isto um padrão de resina acrílica (*jig*) para

verificação da fidelidade deste modelo em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente, a utilização de componentes novos nas fases laboratoriais, assim como utilização de protetores para os cilindros da estrutura protética durante o acabamento e polimento da peça.

Waskewickz et al.(1994) testaram a passividade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes por meio da análise fotoelástica. Para analisar os padrões de estresses gerados ao redor de implantes em infra-estruturas adaptadas e não adaptadas, foram fotografadas as franjas de tensões geradas quando do aperto dos parafusos de ouro. Foi construído um modelo fotoelástico simulando a curva de uma mandíbula humana, contendo 5 implantes de diâmetro regular (Nobelpharma- 3,75mm X 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. A este conjunto, foram posicionados cilindros de ouro que, após um torque de 10Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatado ausência de contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro, sendo a infra-estrutura sem adaptação passiva analisadas fotoelasticamente pelo aperto dos parafusos com torque de 10Ncm por 3 métodos diferentes. Após um registro inicial, a infra-estrutura foi então seccionada e soldada. O aperto dos parafusos na infra-estrutura sem adaptação passiva mostrou uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes, sendo indiferente nos 3 métodos de aperto testados. Todos os implantes apresentaram a presença de franjas no modelo fotoelástico, porém os implantes mais distais (1 e 5) mostraram uma maior concentração de estresses no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Na infra-estrutura soldada não foi observado presença de estresses. Devido à dificuldade de se avaliar clinicamente a passividade de infra-estruturas metálicas em próteses sobre implantes, os autores sugerem que a peça seja seccionada e soldada para que se possa assegurar um grau aceitável de passividade a estas próteses sobre implantes. Este estudo indicou que nenhum stress foi produzido em volta dos implantes após a peça ter sido seccionada e soldada.

Aparicio (1994), analisou o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão

ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal e exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intra-orais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava abaixo do nível gengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese sobre o implante, que é incapaz de haver adaptação a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade devido à ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

Variados métodos de obtenção e testes de verificação da adaptação de estruturas metálicas de próteses sobre implantes foram preconizados por renomados autores em um Fórum, publicado no ano de 1994.

Binon (1994), relatou que para a obtenção de uma estrutura metálica precisa deve-se utilizar um padrão de resina acrílica (*Jig*) para verificação da fidelidade do modelo mestre em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente, bem como a obtenção de um modelo de referência a partir desse *Jig* de verificação. Foi sugerido o uso de componentes protéticos pré-fabricados e a divisão de estruturas metálicas longas em dois ou três segmentos para que sejam posteriormente soldadas. Desta forma, todas as discrepâncias possíveis em próteses fixas sobre implantes longas, seriam minimizadas.

Jemt (1994), destacou o fato de que nenhuma estrutura metálica irá apresentar um completo assentamento passivo sob a análise microscópica. Portanto, procedimentos clínicos que verificam se a adaptação das estruturas metálicas aos implantes encontra-se aceitável devem ser criteriosamente empregados. Sugeriu a avaliação da alteração dimensional geral da fundição por meio do aperto de um parafuso localizado em um dos extremos da prótese, verificando a adaptação dos demais componentes do lado oposto. Esta técnica é especialmente efetiva em trabalhos extensos, nos quais discrepâncias verticais podem ser observadas. Após este teste inicial, a avaliação continua, apertando-se desta vez um dos parafusos intermediários até

que se perceba a primeira resistência. Nesse momento, observa-se a posição da chave de aperto. No máximo uma torção de 180° deverá ser dada para alcançar um torque de 10 N/cm a 15 N/cm e completar o assentamento do parafuso, o que corresponde a uma desadaptação vertical clinicamente aceitável, e que será totalmente eliminada ao final do aperto do parafuso. Espaços maiores resultarão em uma maior resistência contra o aperto do parafuso, o que indicará uma desadaptação inaceitável. Com o primeiro parafuso deixado em posição, procede-se o aperto dos outros parafusos, alternando-se os lados (direito/esquerdo), seguindo sempre o mesmo protocolo, deixando-se por último os dois parafusos terminais. A resposta do paciente durante a prova da estrutura também deve ser cuidadosamente observada. Uma pequena sensação de pressão, que desaparece após alguns minutos, pode ser aceitável enquanto que um desconforto grande, pode ser indicativo de assentamento inadequado.

Gulbransen (1994), observou as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos para confecção da peça protética, tais como: procedimentos e materiais para impressão e confecção do modelo; técnicas e materiais para enceramento, inclusão e fundição da estrutura metálica; propriedades das ligas, entre outros. Segundo o autor, a cuidadosa avaliação da adaptação de peças protéticas sobre implantes é uma etapa crítica na Implantodontia. Estruturas mal adaptadas estabelecem estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada.

Parel (1994), descreveu uma técnica de análise do assentamento passivo por meio de inspeção visual e avaliação táctil. A inspeção visual é realizada apertando-se o parafuso mais distal e observando-se a formação de fendas entre a estrutura metálica e os demais implantes. Esta técnica é fácil de ser executada no laboratório, e pode ser repetida clinicamente, tornando-se de pouco valor quando temos conexões abaixo do nível gengival. Após esta visualização, parte-se para a avaliação táctil. Todos os parafusos restantes são apertados até se perceber a primeira resistência. Após essa etapa, aplica-se o torque manual final, com força e firmeza. O número de voltas necessárias para o aperto final de todos os parafusos deve ser semelhante, caso contrário, teremos um indicativo de ausência de passividade.

Hurson (1995), observou que a obtenção de adaptação passiva satisfatória depende das diversas etapas clínicas e laboratoriais inerentes ao tratamento protético. Outro importante fator é o grau de adaptação que os componentes protéticos apresentam, ou seja, a precisão da usinagem durante a sua fabricação, que influencia diretamente o assentamento das próteses, devendo apresentar uma excelente adaptação e assim reduzir os riscos de finalizar o tratamento com próteses mal adaptadas. Nas etapas laboratoriais como transferências, fundições, soldagens e aplicação da cerâmica, alterações são identificadas. Também concluiu que as próteses cimentadas, adequadamente adaptadas sobre implantes, permitem um ambiente mais estável e de maior passividade que o obtido com as próteses retidas por parafusos, as quais apresentam características desfavoráveis no momento de aplicar-lhes as cargas.

Jemt e Book (1996), avaliaram clinicamente a perda óssea marginal supostamente provocada pela ausência de adaptação passiva, por meio da técnica fotogramétrica tridimensional para mensuração da desadaptação da prótese, e de radiografias intra-orais para mensuração das perdas ósseas. Os autores não encontraram relação estatisticamente significativa entre a desadaptação protética e a perda óssea marginal, o que indicou uma determinada tolerância biológica às forças estáticas ao osso. Além disso, seus estudos revelaram que a alteração dimensional protética permanece com o passar do tempo, devido à natureza anquilótica da osseointegração e sugeriram que tais desadaptações podem estar associadas a “lesões protéticas”, devido à fadiga do metal, como afrouxamento ou fratura de parafusos.

Jemt (1996), por meio da técnica fotogramétrica tridimensional de avaliação do assentamento protético mediu e comparou a precisão da adaptação de próteses implanto-suportadas sobre os modelos e posicionadas em boca. O estudo revelou que as medidas podem ser significativamente diferentes, dependendo do local onde a avaliação é realizada. A implicação deste estudo é a de que é impossível transferir um assentamento laboratorial para a situação clínica. O autor verificou a necessidade de intensa discussão e investigação, objetivando o esclarecimento das dúvidas em relação ao grau de desadaptação que poderia ser considerado clinicamente aceitável, ou seja, que não causaria problemas clínicos em longo prazo.

Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que freqüentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas, Hussaini e Wong em 1997, descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os pilares protéticos dos implantes, os resultados mostraram para o modelo proposto, desajustes de 20 μm a 36 μm e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μm a 139 μm . Segundo os autores a precisão do modelo de trabalho provê ao clínico a decisão de instruir o laboratório que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente.

O significado de adaptação passiva em próteses sobre implantes foi conceituado por meio de uma revisão de literatura por Sahin e Cehreli em 2001. Os autores concluíram que assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado. Segundo os mesmos, não há consenso, mas sim, várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. À luz do conhecimento atual, apesar de existirem várias teorias que defendam o assentamento passivo como um fator fundamental para a manutenção da osseointegração, e conseqüentemente para o sucesso dos implantes, faltam estudos longitudinais que suportem esta afirmação. Por outro lado, falhas mecânicas no sistema têm sido relacionadas à falta de adaptação das próteses. Portanto, a avaliação clínica da adaptação deve ser realizada para evitar estas falhas. Embora a secção e soldagem da estrutura não resulte em uma peça absolutamente passiva, obtém-se uma redução geral do estresse nos parafusos, diminuindo a sua freqüência de afrouxamento. Os autores ressaltam que todos os procedimentos protéticos influenciam a adaptação final da peça, desde os componentes utilizados, materiais empregados e técnicas escolhidas.

2. 2 Extensometria em Implantodontia

Glantz et al.(1993) empregaram a extensometria para registrar deformações funcionais *in vivo* e *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes osseointegrados. Quatro extensômetros lineares elétricos foram colados em cada conexão protética, e os sinais foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, experimentos *in vivo* foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Esta importante observação está diretamente relacionada à inexistência do ligamento periodontal envolvendo os implantes osseointegrados. Para os autores, a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em Implantodontia.

De acordo com Frost (1994), quando o tecido ósseo é submetido à microdeformações em torno de $2.000\mu\epsilon$, as unidades básicas multicelulares da remodelação óssea podem reparar facilmente os danos ocorridos. Entretanto, com microdeformações iguais ou superiores a $4.000\mu\epsilon$, as avarias não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em danos teciduais irreversíveis. Segundo o autor, o desenho estrutural dos implantes ósseos deveria manter a deformação do tecido de suporte abaixo do limite fisiológico de $4.000\mu\epsilon$. Entretanto, avaliando todos os implantes disponíveis, médicos e odontológicos, o pesquisador concluiu que somente os implantes tipo *Brånemark* obtiveram sucesso neste quesito.

Clelland et al.(1996) compararam as deformações geradas por estruturas metálicas implanto-suportadas retidas por parafusos, fundidas em Monobloco ou separadas para soldagem. Cinco implantes distribuídos em um

modelo fotoelástico simularam a reabilitação de uma mandíbula edêntula. Quatro extensômetros lineares elétricos posicionados neste modelo contribuíram para os registros de deformação. Três estruturas metálicas foram confeccionadas em um modelo de gesso feito a partir da moldagem dos implantes e conexões protéticas do modelo fotoelástico. Três registros de deformação foram realizados com as estruturas posicionadas no modelo mestre com cinco parafusos de ouro aparafusados sob o torque de 10 Ncm. Em seguida as estruturas foram seccionadas e soldadas em duas posições, mesialmente aos implantes terminais. Após a soldagem as estruturas retornaram ao modelo mestre para novas mensurações. Os resultados demonstraram ter ocorrido significativa redução na magnitude de deformação nas estruturas soldadas. Os autores concluíram que a separação e soldagem melhoram a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse transferido ao tecido ósseo perimplantar.

Helldén e Dérand (1998), descreveram e avaliaram com fotoelasticidade e extensometria um método (*CrescoTi*) para a correção da distorção de estruturas metálicas fundidas em titânio. Verificaram que as alterações dimensionais ocorridas durante o processo de fundição determinam a desadaptação protética, gerando estresses na estrutura protética, nas conexões, nos implantes, e no tecido ósseo. Os resultados do experimento demonstraram que o método apresentado determina passividade no assentamento protético similar à encontrada após a separação e subsequente soldagem de estruturas fundidas em ouro. É, portanto, um procedimento eficiente para a correção de desajustes de estruturas protéticas implanto-suportadas fundidas em titânio.

Kim et al. (1999) desenvolveram um estudo para comparar as deformações ocorridas ao redor dos implantes suportando próteses parafusadas e cimentadas submetidas a forças oclusais. Simularam uma situação clínica onde dois implantes suportariam uma prótese fixa com *cantilever* de 8 mm de extensão. Para obtenção de assentamento passivo, as dez estruturas metálicas confeccionadas para esta investigação, cinco cimentadas e cinco parafusadas, foram seccionadas e soldadas. Cargas de 110N foram direcionadas axialmente e na região do *cantilever*. Empregando análise fotoelástica e extensometria, os autores verificaram que as deformações ocorridas ao redor dos implantes, em

função da aplicação das forças, foram semelhantes para as próteses parciais fixas retidas por parafusos e cimentadas definitivamente.

Wiskott e Belser (1999), delimitaram os seguintes grupos, conforme os valores de estimulação, atuando sobre o tecido ósseo, bem como as respostas teciduais a estes valores:

a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à microdeformações abaixo dos $100\mu\epsilon$. A substancial queda de estresses funcionais causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea, comumente identificada durante o fenômeno de reabsorção que ocorre no processo alveolar após a extração de um dente;

b) carga normal: tecido ósseo submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e $2.000\mu\epsilon$. Teoricamente, nesta faixa de deformações, a massa óssea estabiliza-se em função do equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise;

c) sobrecarga suave: as forças geradas determinam deformações na faixa que se estende entre 2.000 e $4.000\mu\epsilon$. Nestes casos, observa-se um desequilíbrio positivo, com maior osteogênese, e conseqüentemente aumento da massa óssea;

d) sobrecarga patológica: quando a estrutura óssea é submetida a forças que promovem deformações acima de $4.000\mu\epsilon$, torna-se incapaz de passar por um processo de adaptação e reparo, e os danos passam a ser irreversíveis;

e) fratura: no tecido ósseo ocorreria com deformações entre 20.000 e $25.000\mu\epsilon$.

De acordo com os autores, para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação tornam-se, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, deformações acima da faixa descrita como de “desuso” são necessárias. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico ($4000\mu\epsilon$) que levaria a danos irreparáveis. Os pesquisadores demonstraram preocupação com superfícies lisas na região cervical de implantes, que não permitiriam adequado acoplamento biomecânico com o

tecido ósseo circunvizinho, determinando substancial queda de estresses funcionais com desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea da crista marginal.

No ano seguinte, Watanabe et al. (2000) investigaram a deformação produzida ao redor de implantes, quando próteses parciais fixas retidas por parafusos, confeccionadas por meio de quatro diferentes métodos, eram instaladas, bem como o estresse gerado quando a seqüência de apertamento dos parafusos era alterada. Foram comparadas estruturas fundidas em Monobloco, estruturas fundidas em Monobloco e em seguida seccionadas e soldadas, estruturas fundidas em segmentos para serem posteriormente soldadas e, finalmente, estruturas confeccionadas pelo método de assentamento passivo descrito pelos autores. Para o registro das deformações, seis extensômetros lineares elétricos foram posicionados na superfície de um bloco de poliuretano, que havia recebido três implantes. Concluíram que, independentemente da estrutura empregada, deformações foram produzidas ao redor dos implantes, quando estas eram parafusadas, e desapareciam quando eram removidas. Os melhores resultados, em relação à microdeformação ao redor dos implantes, foram obtidos pelas estruturas confeccionadas pelo método de assentamento passivo e pelas estruturas fundidas em segmentos, para então serem soldadas. Os piores resultados foram registrados pelas estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e pelas peças fundidas em Monobloco. A seqüência de apertamento dos parafusos determinou diferenças significantes na produção de deformações em todas as estruturas testadas, com exceção das confeccionadas pelo método de assentamento passivo. Para as estruturas fundidas em partes separadas para posterior soldagem, quando o parafuso central foi apertado antes dos parafusos terminais, foi registrada uma marcante redução na deformação perimplantar.

Rubo e Souza (2001) descreveram em um artigo de revisão de literatura, os métodos computacionais disponíveis para análise e solução de problemas complexos encontrados nas reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria. De acordo com os autores, a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais.

Descreveram os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. Concluíram que nenhum dos três métodos apresentados possui total preponderância sobre outro e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

2.3 Considerações sobre as Ligas Co-Cr

O surgimento de ligas predominantemente de metais básicos iniciou-se nos anos 70 em vista do alto valor de mercado do ouro. Por consequência disso, a *American Dental Association* (ADA), em 1972 propôs um programa de aceitação das ligas de metais básicos avaliando todas as ligas para restaurações fundidas em.

Essas ligas contêm por definição menos de 25% de metais nobres em sua composição e atualmente grande partes delas não apresentam metais nobres. Devido a seu baixo custo e excelentes propriedades físicas, assumem papel importante na atualidade, detendo grande parte do mercado mundial (Anusavice, 2005).

As mesmas possuem como características alta dureza, e ductibilidade razoavelmente alta. Seu módulo de elasticidade (rigidez) é maior que as ligas nobres e altamente nobres, permitindo assim fundições mais finas e rígidas. Apresentam boa resistência à deformação (SAG), devido ao seu alto ponto de fusão tornando-as resistentes às deformações durante o processo de sinterização das cerâmicas (Anusavice, 2005).

Devido à ausência de metais nobres em sua composição, a sua resistência à corrosão depende do Cromo (Cr) que forma uma fina camada de óxido de cromo sobre a superfície da liga tornando-a estável quimicamente às

trocas iônicas. Outra desvantagem destas ligas diz respeito a uma maior contração de solidificação (2,3%) comparada às ligas nobres (1,4%). Essa contração pode não só comprometer a adaptação das coroas unitárias aos preparos dentais, como pode comprometer a adaptação das próteses fixas, uma vez que sua contração é volumétrica, portanto quanto maior o volume das próteses, maior será a contração de solidificação e por consequência maior será a desadaptação das peças provocada pela contração das ligas metálicas. Uma proposta para solucionar este problema foi a indicação da soldagem (Dinato, 1999; Anusavice, 2005).

2.4 Considerações sobre o espaçamento da segmentação das infra-estruturas

Schiffleger et al.(1985) compararam próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidas em Monobloco em liga de ouro para metalo-cerâmica. Foi utilizado um molde de alumínio composto por 3 peças que acomodava 5 preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar.

Para cada tipo de prótese, foram feitas 6 fundições, somando um total de 18 fundições. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrometro para o registro das medidas de discrepância vertical marginal. Os autores registraram também as diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores obtiveram as seguintes conclusões:

1) Houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento;

2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesio-gengival do retentor anterior e disto-lingual do retentor posterior;

3) A menor distorção ocorreu nas próteses de 3 elementos e a maior nas próteses de 5 elementos;

4) O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos;

5) O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de 3 elementos;

Castilio (2000) avaliou a adaptação da interface intermediário/componentes protéticos fundidos em Ti cp e Co-Cr em Monobloco e após a realização da soldagem à Laser. Dez corpos de prova foram confeccionados, sendo cinco fundidos em Ti cp e cinco fundidos em liga de Co-Cr. O processo de soldagem à Laser foi realizado num aparelho Dentaurum (DL 2002S). As análises e mensurações foram feitas antes e após a soldagem à Laser com um microscópio mensurador. As peças fundidas em Monobloco apresentaram maior interface que as mesmas após a soldagem à Laser. Com relação aos materiais, o Ti cp apresentou melhores resultados que a liga de Co-Cr.

2.5 Considerações sobre resistência de união das juntas soldadas

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

No que se refere ao ensaio de resistência, a maioria dos estudos relacionados à solda envolvem o uso de ensaios a tração das juntas soldadas. Entretanto, o ensaio de tração é mais utilizado para determinar a efetividade dos procedimentos de soldagem, enquanto que, no caso das próteses fixas, observa-se predominantemente a tendência a flexão ou dobramento das peças. De acordo com Anusavice (2005), as peças protéticas estão sujeitas a três tipos de tensões: tração, compressão e cisalhamento. Entretanto, por toda a extensão suspensa de uma prótese fixa, há

predominância de dois tipos de tensões: compressão localizada na região superior e tração em toda região inferior das estruturas. Desta forma, o ensaio de resistência ao dobramento reproduz as tensões a que normalmente são submetidas as estruturas de próteses parciais fixas.

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

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

2.6 Juntas soldadas à Laser e Arco-Plasma (TIG - Tungstein inert gas)

Hulling e Clark (1977) compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem à LASER, brasagem e fundidas em peça única (Monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem à 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 à Laser e as técnicas de fundição em Monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As medidas foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem à Laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

O processo de soldagem à LASER, aplicado em prótese odontológica, emprega equipamento Laser de Nd:YAG, de 1064 nm de comprimento de onda, com proteção por fluxo de argônio. Segundo Tambasco et

al. (1996), as vantagens e desvantagens da soldagem à Laser podem ser enumeradas da seguinte forma:

a) Vantagens:

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

b) Desvantagens:

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

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

- Custo mais acessível de equipamentos encontrados atualmente.
- Produz uma quantidade maior de calor, o que resulta em uma maior ZAC e maior possibilidade de distorções na peça.
- A peça é fixada mecanicamente no momento da soldagem (NTY 60 – Kernit), o que confere maior estabilidade à peça.

- Eletrodo de tungstênio (W) deve ser posicionado verticalmente em relação à área a ser soldada, em função da direção do fluxo de argônio.

- Eletrodo de W deve estar o mais próximo possível da região a ser soldada, mas sem tocá-la, a fim de reduzir a possibilidade de contaminação por tungstênio na região.

O trabalho de Tambasco et al. (1996), relatou como o Laser era utilizado, seus efeitos sobre a superfície do metal, de que forma o calor era dissipado e reagido com a superfície da liga e a praticidade da soldagem à Laser no laboratório. Foi mostrado passo a passo o processo para a soldagem de uma prótese parcial fixa e um grampo de prótese parcial removível. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem à Laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda. A luz do Laser difere de outras fontes luminosas pela coerência do feixe, podendo assim focalizar um pequeno ponto localizado e não afetando as áreas adjacentes com o calor. Vantagens e desvantagens foram abordadas. Dentre as vantagens os autores citaram:

- a) menor energia liberada reduzindo as distorções;
- b) pode ser realizada sobre o modelo de trabalho;
- c) permite a proximidade com porcelana e resina acrílica;
- d) a resistência da união é idêntica ao metal de origem;
- e) menor tempo é necessário;
- f) maior resistência à corrosão da união soldada.

Dentre as desvantagens os autores citaram:

- a) custo inicial alto;
- b) espaço adicional para o equipamento;
- c) dificuldade inicial para determinar a qualidade da

solda.

Com relação à soldagem em metais como a prata, devido à reflexão, a soldagem ficava impossibilitada. Outros fatores como a sobreposição dos pontos de solda (costura) de forma circular e o método da interposição de uma lâmina de metal também foram abordados. Segundo os autores, o sucesso da soldagem à Laser depende da profundidade de penetração.

Assim, uma penetração insuficiente resultará em uma união fraca. A penetração é controlada alterando-se a voltagem e não a duração do pulso. A penetração da solda também é afetada pelo ângulo em que o Laser atinge a superfície do metal e a presença de fragmentos ou debris deve ser evitada. Concluem que a técnica de soldagem à Laser constitui-se numa alternativa à soldagem convencional, principalmente em áreas que a resina acrílica e porcelana estão intimamente presentes na área a ser soldada.

Riedy et al.(1997) citaram a importância da precisão do assentamento entre o armação protética e implante devido a transferência do stress, biomecânica do sistema de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos hospedeiros na interface biológica. Para tanto avaliaram in vitro a precisão de assentamento de infra-estruturas sobre implantes utilizando a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (Monobloco) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado à Laser (sistema Procera). A videografia à Laser em um programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a média da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíam que as infra-estruturas soldadas à Laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em Monobloco. As armações de titânio soldadas à Laser mostraram menos de 25µm de interface entre as armações e análogos.

Dinato et al.(1998) avaliaram a resistência à flexão de ligas odontológicas soldadas por brasagem e à Laser, tendo como grupo controle peças fundidas em Monobloco. A soldagem convencional foi realizada com maçarico a gás e oxigênio utilizando um metal de adição correspondente a cada liga. A soldagem à Laser foi realizada em um aparelho modelo DL 2002-S (Dentaurum-Alemanha), tendo como características um cristal Nd-YAG, uma tensão variável de 220 a 450V e uma duração de impulso do raio Laser regulável de 0,5 a 20 ms. Concluída a confecção dos corpos de prova pelos três diferentes métodos, as amostras foram levadas a uma máquina de ensaios Instron (modelo 4301), para o teste de resistência à flexão de três pontos. Concluíram que a liga de Ni-Cr, apresentou resistência maior do que as ligas nobres, tanto para os grupos soldados à Laser como para os confeccionados

em monobloco, sendo significativamente mais resistentes que os soldados por brasagem.

Em 1998, Nabadalung e Nicholls compararam a resistência de uniões soldadas à Laser e pelo processo de brasagem utilizando o Co-Cr. Vinte e quatro amostras foram preparadas e divididas em três grupos de oito amostras cada uma. Foi utilizado um gesso do tipo III no preparo das amostras para receber a solda. Antes da soldagem à Laser as amostras seccionadas foram jateadas com óxido de alumínio para reduzir a reflexão dos raios. O grupo controle, que não recebeu soldagem apresentou melhor desempenho mecânico, seguido pela soldagem à Laser e soldagem por brasagem. Verificaram porosidades em ambos processos de soldagem.

Dinato et al., (1999) relataram que as próteses implanto-suportadas devem preencher vários requisitos, entre os quais , adaptação passiva sobre os pilares, não induzindo tensões. Várias técnicas têm sido desenvolvidas, entre elas, o método de soldagem à Laser Nd-YAG mostra-se adequado por produzir um feixe de luz concentrado, de alta energia, minimizando distorções e dessa forma, melhorando a adaptação das próteses e ainda dispensando um metal de adição. Nesse estudo foi avaliada a microestrutura de duas ligas metálicas: Titânio comercialmente puro (Ti cp) e prata-paládio (Ag-Pd, Palliag M), utilizadas na confecção de próteses implanto-suportadas, quando submetidas ao processo de soldagem à Laser em atmosfera de argônio, com impulsos de Laser de 270 V e 12 ms para Ti cp e de 310 V e 14 ms para Ag-Pd. Realizaram análises químicas das ligas, observação da microestrutura por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e medidas de dureza Vickers. Em vista dos resultados obtidos, pôde-se concluir que a microestrutura das ligas ensaiadas expôs três regiões distintas: cordão de solda (CS), zona afetada pelo calor (ZAC) e metal-base (MB). O Ti cp apresentou microestrutura granular, sendo que a microestrutura do CS e ZAC indicou estrutura mais refinada e maior dureza. Para a liga Palliag M, detectou-se o aparecimento de uma estrutura dendrítica no CS, sendo sua dureza semelhante à ZAC e menor do que MB.

Em 1999, Wee et al. realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao assentamento de próteses sobre implantes, objetivando um grau ótimo de

passividade final. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos que advogavam estratégias para melhorar este assentamento. De todas as estratégias sugeridas, apenas alguns métodos têm cientificamente provado a melhora deste assentamento passivo. Dentre os procedimentos encontrados na literatura pelos autores para melhorar o assentamento passivo em próteses sobre implantes, configuram a soldagem à Laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM). Segundo os autores, estes são procedimentos promissores.

Múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser aplicado em próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas, pois ainda existe um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes. Segundo os autores caberá ao clínico decidir qual o meio mais recomendado de se obter o melhor assentamento possível desta prótese (Wee et al., 1999).

A adaptação passiva das próteses implanto-suportadas constitui-se num dos pré-requisitos básicos para o sucesso do tratamento reabilitador. Castilio (2000), avaliou a adaptação da interface intermediário/componentes protéticos fundidos em Ti cp e Co-Cr em Monobloco e após a realização da soldagem à Laser. Dez corpos de prova foram confeccionados, sendo cinco fundidos em Ti cp e cinco fundidos em liga de Co-Cr. O processo de soldagem à Laser foi realizado num aparelho Dentaurem (DL 2002S). As análises e mensurações foram feitas antes e após a soldagem à Laser com um microscópio mensurador. As peças fundidas em Monobloco apresentaram maior interface que as mesmas após a soldagem à Laser. Com relação aos materiais, o Ti cp apresentou melhores resultados que a liga de Co-Cr.

Bernardon (2001), avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em Monobloco e submetidas à soldagem à LASER, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - Monobloco e soldado à Laser – os quais foram posteriormente submetidos à eletroerosão. As peças em Monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou

melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas à Laser apresentaram melhor adaptação em relação às em Monobloco, apresentando ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem à Laser com eletroerosão, observou-se uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

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

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

2.7 Resistência de união de juntas soldadas

Rocha et al.(2006) avaliaram a resistência à flexão em Ti cp e em ligas de Co-Cr e Ni-Cr, em número de cinco amostras por grupo, submetidos a teste de resistência à flexão em máquina universal de ensaios mecânicos, a uma velocidade de 0,5 mm/min, com a carga aplicada até a deformação plástica ou fratura (o que ocorresse primeiro), utilizando corpos de prova cilíndricos com 3 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento confeccionados submetidos aos processos de soldagem LASER (sem e com material de adição, fio de Ti cp de 0,4 mm de diâmetro) e TIG, comparando-os com o material íntegro. Para o Ti cp se observou resistência à flexão de 1302 ± 27 MPa em corpos de prova íntegros, 1069 ± 187 MPa em soldados à LASER, 1609 ± 90 MPa em soldados a TIG e 1224 ± 27 em soldados à Laser com adição de material. Para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr o resultado foi, respectivamente, 1488 ± 176 MPa e 2654 ± 64 MPa para íntegros, 460 ± 276 MPa e 464 ± 70 MPa para soldagem LASER, 1759 ± 559 MPa e 2665 ± 281 MPa para soldagem TIG, e, 1370 ± 81 MPa e 1492 ± 197 MPa para soldagem LASER com adição de material. Para as soldagens LASER, sem adição, os parâmetros utilizados foram 6,58 KJ/cm² e 10 ms, para Ti, e, 7,49 KJ/cm² e 12 ms, para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, já na com adição o parâmetro foi 2,3 KJ/cm² e 8 ms para todos os materiais. Os parâmetros empregados na soldagem TIG foram 10 V, 15-20 A e 12 s. Concluíram que o grupo TIG apresentou a maior resistência e que os grupos LASER foram inferiores aos demais, sendo que o grupo LASER com adição apresentou melhores resultados que o grupo LASER.

Hart e Wilson (2006) estudaram a resistência a soldagem em prótese fixa implanto-suportadas com cantilever, confeccionadas com titânio. A solda foi realizada pelos métodos Laser com e sem preenchimento e pelo método TIG. Foram feitos testes de resistência máxima à flexão e fadiga, comparando os métodos e preenchimento. Como resultado os autores observaram que o preenchimento influenciou na resistência da soldagem à Laser. Eles ainda citam que falhas recentes em cantileveres de prótese parcial fixa são esperadas quando esta soldagem for realizada sem a adição de metal. A soldagem com TIG produziu juntas fortes com maior resistência à fadiga.

Como conclusão os autores afirmam que o método de soldagem TIG pode ser usado quando juntas com alta resistência são exigidas.

3 PROPOSIÇÃO

Propõe investigar, por meio da extensometria linear elétrica e análise de resistência à flexão, as seguintes hipóteses:

- a) as técnicas de soldagem em Arco-Plasma e à Laser influenciam na alteração dimensional de infra-estruturas de próteses fixas impanto-suportadas confeccionadas em ligas de Co-Cr;
- b) as técnicas de soldagem em Arco-Plasma e à Laser influenciam nos valores de resistência à flexão.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Confeção do modelo mestre.

Para este estudo foi confeccionado um modelo experimental homogêneo à base de poliuretano (Poliuretano para vazamento F16 AXSON - Saint-Ouen l'Aumône – France) com propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) e linearidade elástica (Wiskott e Belser, 1999; Rubo e Souza, 2001).

Esse bloco tem forma de paralelepípedo, o qual compôs o modelo mestre de análise extensométrica para os grupos I, II e III a serem estudados. Para tanto, uma matriz em aço inoxidável foi desenvolvida e utilizada para confeccionar o bloco de poliuretano. Essa matriz é constituída por cinco partes, uma base maior e quatro chapas menores que foram montadas e encaixadas por meio de parafusos (Figura 1). Ao centro da base maior, foi aparafusado um poste retangular de modo que ao se confeccionar o bloco de poliuretano, pudesse-se criar um orifício central para que posteriormente fosse possível um acesso aos procedimentos de soldagem para os grupos II e III, conforme explicações no item 4.3.3 (Figura 2 e 3).

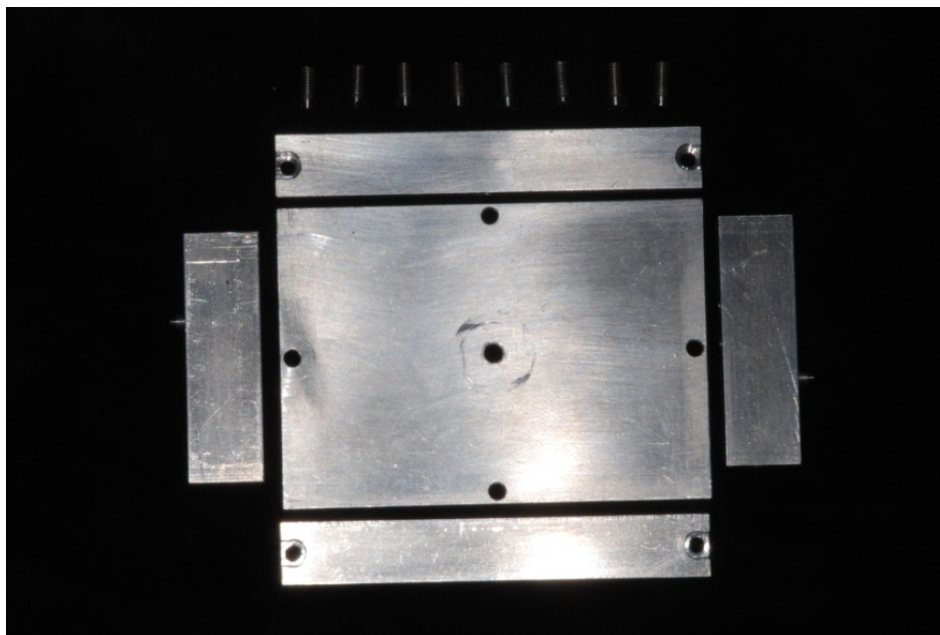


Figura 1 –Matriz metálica desmontada.

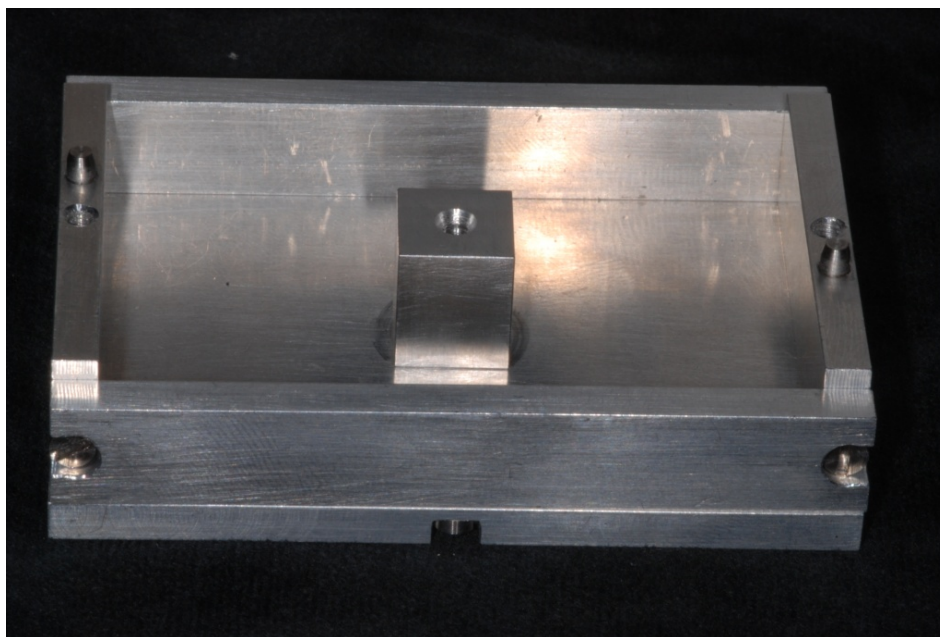


Figura 2 -Matriz metálica montada.

A manipulação do poliuretano foi realizada seguindo-se as recomendações do fabricante (isocianato + polyol) em proporção de 1/1.

Após a polimerização do poliuretano, as superfícies foram trabalhadas com lixas d'água com granulação decrescente (220 a 600), até a

obtenção de uma superfície com o menor número de irregularidades e posteriormente polidas em politriz com branco espanha (Figura 3). As dimensões finais do bloco de poliuretano foi de 60mm de comprimento por 40mm de largura e 10mm de altura, correspondente às dimensões internas da matriz metálica.



Figura 3 -Bloco de poliuretano finalizado.

Nesse bloco foram realizadas duas perfurações iniciais compatíveis com o diâmetro dos implantes (8,5mm de profundidade e distantes 30mm entre si, de centro a centro). Para tanto, foi confeccionado um dispositivo metálico o qual permitiu a indexação do procedimento cirúrgico simulado, possibilitando-se assim, a instalação dos dois implantes ao nível da superfície externa superior do bloco de poliuretano (figura 4)

Esse dispositivo é composto por uma barra mestre, a qual foi fixada por meio de pinos guia e parafusos em suas extremidades às chapas externas, as quais se localizam ao lado esquerdo e direito da matriz metálica. O bloco de poliuretano foi mantido em seu interior, para então serem realizadas as perfurações.

Para a realização da fresagem e posterior instalação de dois implantes de diâmetro regular (4.0mm), anilhas em aço inoxidável (figura 5) foram seqüencialmente instaladas e intercambiadas na estrutura interna da barra até realizar-se a fresagem compatível com o diâmetro final da perfuração

(3.35mm). As mesmas seguiram a seguinte seqüência de perfuração: 2.0, 2.8 e 3.35 de diâmetro, com profundidade de 8.5mm de acordo com as marcações gravadas nas fresas. A seqüência de fresagem foi finalizada com a utilização de um counter-sink 4.0mm.

Para tanto, foi utilizado um motor de implante (modelo Smart-Driller, São Paulo, Brasil) e um contra-ângulo redutor 20:1 (Anthogyr – Sallanches, França).

Instalaram-se assim, dois implantes de forma padronizada, onde os mesmos foram posicionados perpendiculares à superfície do bloco de poliuretano e paralelos entre si.



Figura 4 -Matriz metálica montada com dispositivo de indexação da cirurgia.



Figura 5 -Jogo de anilhas intercambiáveis para a execução da cirurgia simulada.

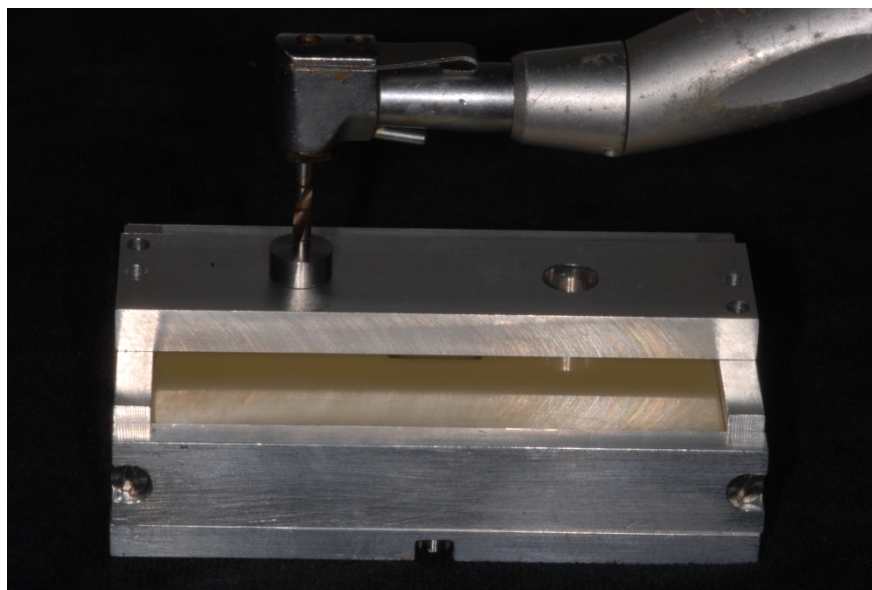


Figura 6 -Matriz metálica montada com dispositivo de indexação da cirurgia.

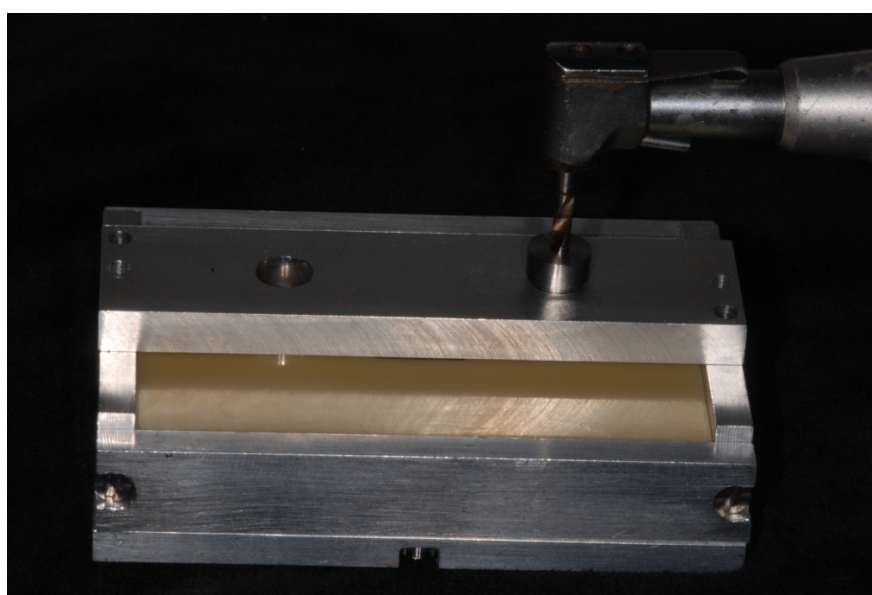


Figura 7 -Matriz metálica montada com dispositivo para indexação da cirurgia.

Nesse estudo, foram instalados dois implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo com medidas de 3,75mm de diâmetro por 8,5mm de comprimento (Master Screw – 517710 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

Duas conexões protéticas tipo Micro-Unit (132021 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com 1mm de altura de cinta foram instaladas aos implantes conforme recomendação do fabricante (torque de 20Ncm - Chave catraca com referenciador de Torque 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) (figura 8 e 9).



Figura 8 -Chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil).

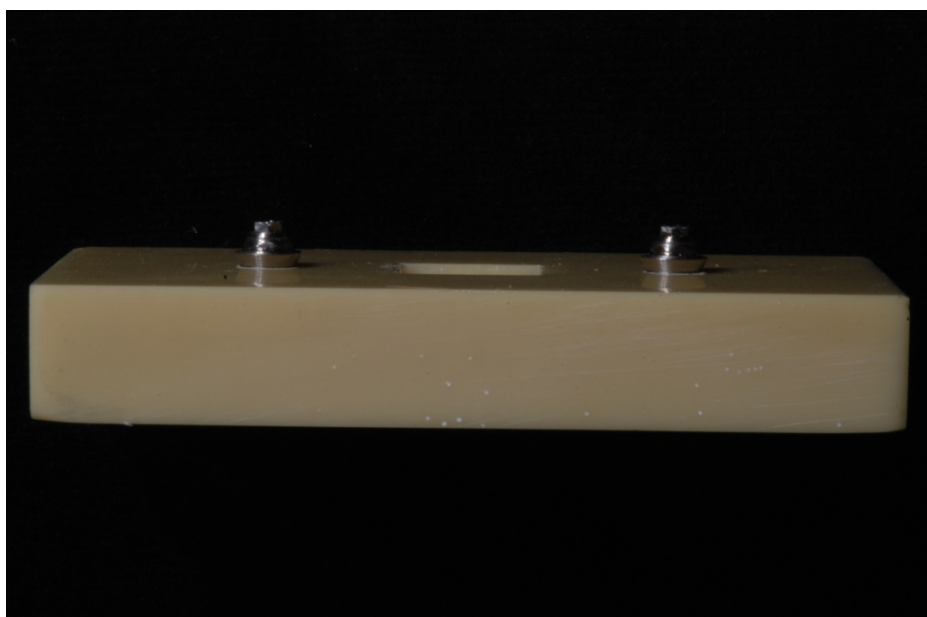


Figura 9 -Modelo experimental com as conexões protéticas tipo micro-unit já instaladas.

4.2 Confeção das amostras (Cp).

Para a confecção dos corpos de prova, foi criada uma estrutura metálica bipartida, a qual permitiu o enceramento padronizado das amostras que compuseram os grupos estudados. Tal procedimento foi realizado diretamente sobre o modelo mestre.

Essa estrutura foi fixada em suas extremidades às chapas externas localizadas do lado esquerdo e direito da matriz metálica por meio de parafusos (figura 12).

4.2.1 Obtenção do padrão de fundição

A obtenção dos padrões de fundição de ambos os grupos, foi padronizado por meio do uso de uma estrutura bipartida em alumínio (parte A + parte B) desenvolvido para esse fim (figura 10 e 11).

Essa estrutura bipartida é composta por duas barras retangulares, a qual depois de unida por dois parafusos trespassantes é fixada por meio de pinos guia e parafusos em suas extremidades às chapas externas localizadas ao lado esquerdo e direito da matriz metálica.

Na estrutura interna da estrutura bipartida, foram feitos dois orifícios, distantes 30mm de centro a centro e um entalhe com dimensões de 3mm de altura por 4mm de altura para que fosse possível capturar os 2 cilindros calcináveis que compõe cada amostra durante o enceramento das mesmas (figura 13).

Para o enceramento, foi utilizada uma resina acrílica ativada quimicamente G.C. Pattern Resin-G.C. Dental Industrial - Tóquio, Japão (figura 14).

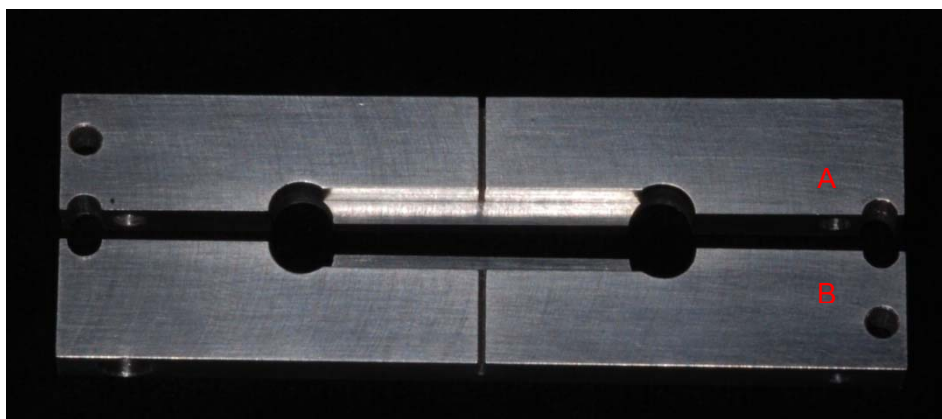


Figura 10 -Estrutura bipartida metálica criada para permitir o enceramento padronizado das barras que compuseram os grupos estudados diretamente sobre o modelo mestre (parte A e parte B separadas).

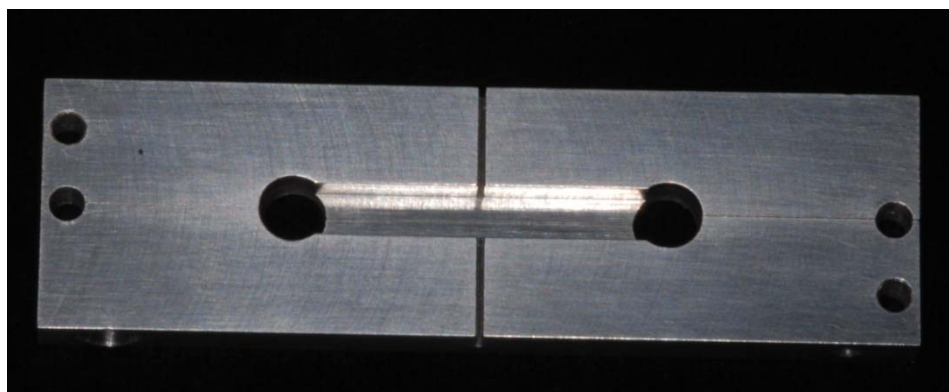


Figura 11 -Estrutura bipartida metálica criada para permitir o enceramento padronizado das barras que compuseram os grupos estudados diretamente sobre o modelo mestre (parte A e parte B unidas).

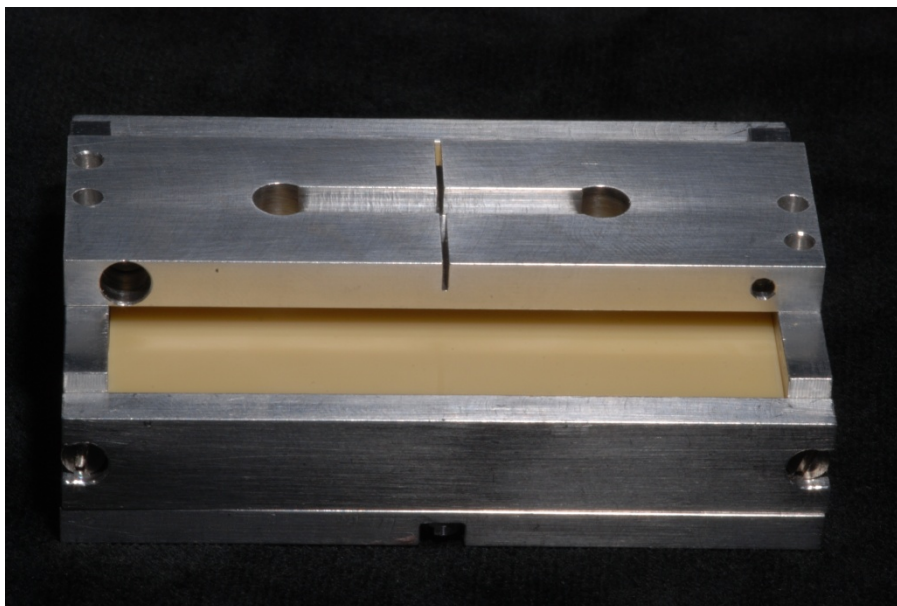


Figura 12 -Estrutura bipartida metálica posicionada sobre a matriz metálica. Observa-se a distância de 30mm de centro a centro.

Para o início da obtenção do padrão de fundição de cada amostra, 2 cilindros calcináveis (144001 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados e aparafusados com parafusos de encaixe hexagonal (119024 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), auxiliados por uma chave hexagonal média de 1,17mm (60200 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). O torque dos parafusos (10Ncm) foi aferido por meio da chave catraca com referenciador de Torque (400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) (Figura 8).

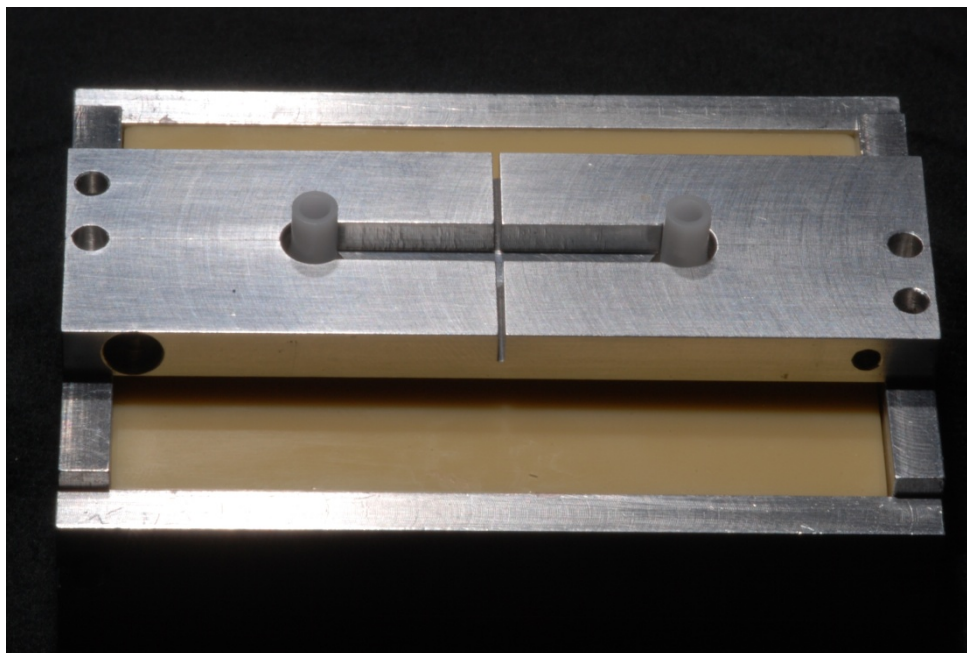


Figura 13 -Cilindros calcináveis posicionados e aparafusados sobre os pilares protéticos e estrutura bipartida já posicionada.

Por meio de um pincel marca Tigre, chato (Ref.141-20), ambas as partes foram isoladas com isolante para resina acrílica Cel-Lac (SSWhite – Rio de Janeiro, Brasil), e após 3 minutos, utilizando um pincel de pêlo de Marta da marca Hot Spot (Ref. 72001) a parte interna da estrutura bipartida foi preenchida com resina acrílica, em pequenos incrementos molhando o pincel no monômero em seguida no polímero sempre iniciando o preenchimento pelas paredes laterais com a finalidade de diminuir o efeito de contração de polimerização, deixando um excesso de resina a ser acabado e polido.

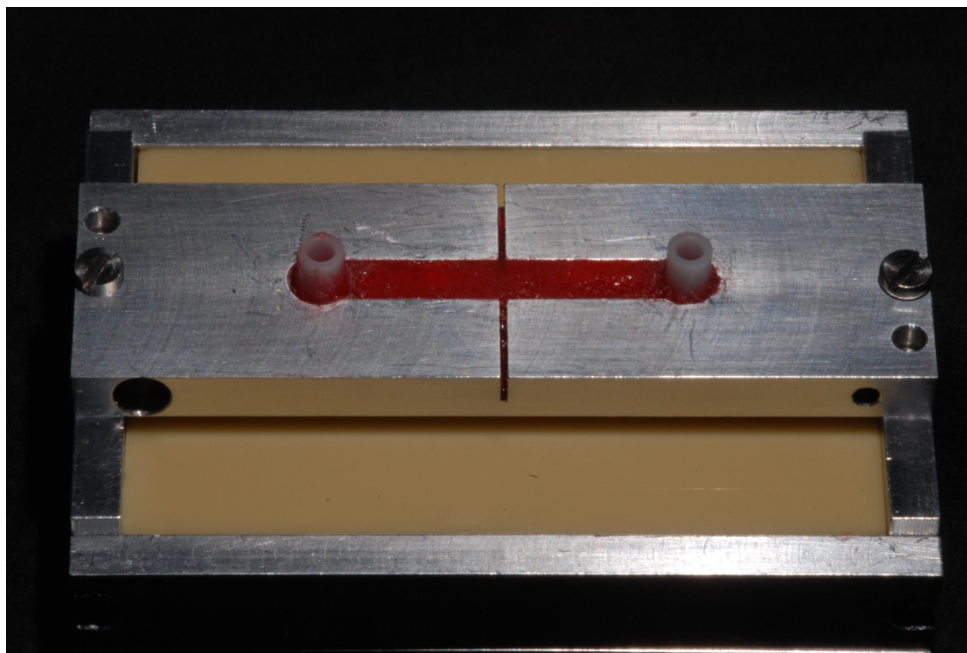


Figura 14 -Amostra encerada no interior da estrutura bipartida. Nota-se a captura dos dois cilindros calcináveis (amostra do G I).

Após a polimerização inicial, aguardou-se o tempo de 17 minutos, (ocorrência de 80% da reação de polimerização da resina acrílica, segundo Mojon et al., (1990) para cada amostra encerada. Após esse intervalo de tempo, o conjunto foi removido da matriz metálica (figura 15).

Para a remoção das amostras do interior da estrutura bipartida, os parafusos de retenção dos cilindros calcináveis foram removidos, assim como a estrutura bipartida foi desparafusada e removida da matriz metálica. Em seguida a parte A e B foram desparafusadas e separadas para a liberação das amostras.

Para as amostras do grupo I, o enceramento foi realizado em forma de Monobloco (figura 15). Já as amostras pertencentes aos grupos II e III, um espaçador de 0,25mm foi previamente interposto ao centro do entalhe da estrutura bipartida, a fim de que cada amostra encerada fosse confeccionada em dois segmentos (figura 16).

Após a remoção da estrutura bipartida, todas as amostras foram mensuradas em suas dimensões finais a fim de que se as mesmas não atingissem o padrão proposto (3mm por 4mm), fossem descartadas.

Para as amostras pertencentes aos grupos II e III, as mensurações foram feitas na área de secção retangular de cada segmento pertencente a cada amostra. As mensurações foram realizadas com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão).

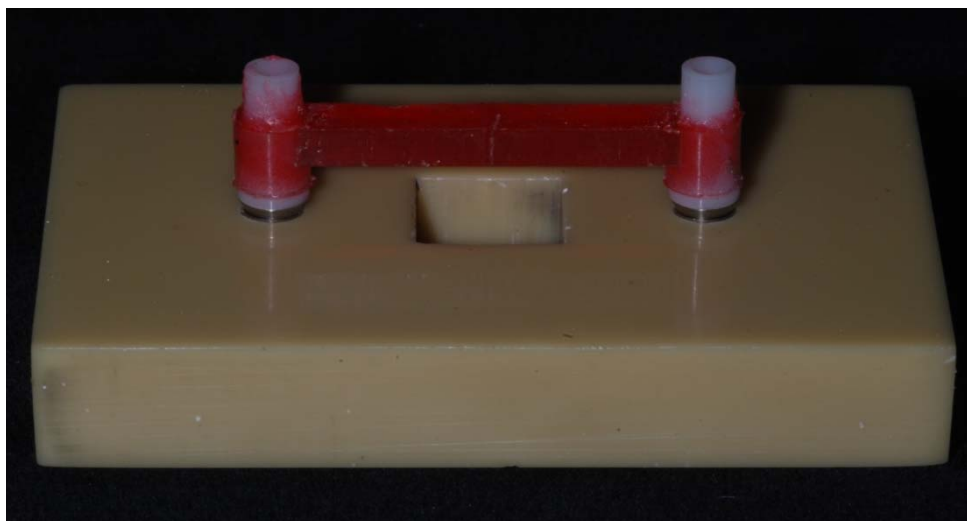


Figura 15 -Vista frontal de amostra encerada em Monoblocodo Grupo I.

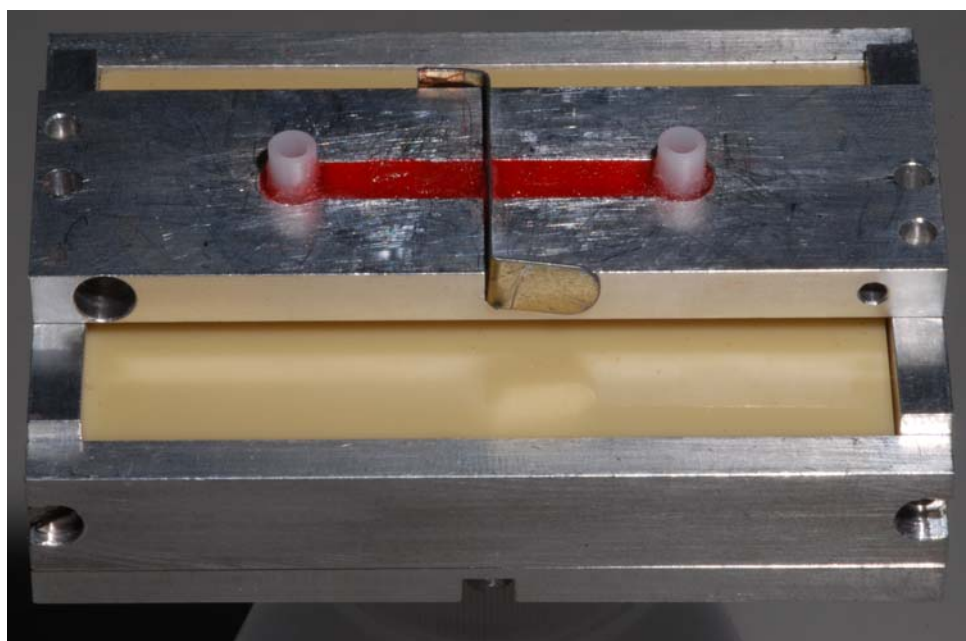


Figura 16 -Vista frontal de amostra encerada de forma segmentada para os Grupos II e III.

Realizou-se o acabamento das amostras, com remoção dos excessos por meio de broca de tungstênio. Em seguida, as mesmas foram polidas em politriz com lixas de granulação decrescente de 400 e 600. Novamente, as amostras foram submetidas à mensuração para que fossem verificadas suas dimensões finais.

Para melhor entendimento, segue-se abaixo o delineamento experimental das amostras para cada grupo:

Amostras grupo I: Para as amostras do Grupo I, 10 férulas (barras) idênticas em altura e largura foram enceradas em Monobloco de forma padronizada. A fundição das amostras foi realizada em liga Cobalto-Cromo (Starloy C Degudent GbmH - Hanau-Wolfgang, Alemanha)

Amostras grupo II: Para as amostras do Grupo II, 10 férulas (barras) idênticas em altura e largura foram enceradas de forma segmentada com o auxílio de um espaçador de 0,25mm interposto ao centro entre os dois segmentos de cada amostra. Posteriormente foram fundidas em liga de Cobalto-Cromo (Starloy C Degudent GbmH - Hanau-Wolfgang, Alemanha). Para a finalização de cada amostra, as partes homólogas segmentadas de cada barra fundida, foram unidas por meio de solda em Arco-Plasma.

Amostras grupo III: Para as amostras do Grupo III, 10 férulas (barras) idênticas em altura e largura foram enceradas de forma segmentada com o auxílio de um espaçador de 0,25mm interposto entre os dois segmentos de cada amostra. Posteriormente foram fundidas em liga de Cobalto-Cromo (Starloy C Degudent GbmH - Hanau-Wolfgang, Alemanha).

Para a finalização de cada amostra, as partes homólogas segmentadas de cada barra fundida, foram unidas por meio de solda à Laser.

4.2.2 Inclusão das amostras

Cada amostra foi unida aos canais de alimentação e fixada em uma base formadora de cadinho (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil). Foi aplicado agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa – São Paulo, Brasil), seguido da adaptação de um anel de silicone (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil) à base formadora de cadinho, para verter o revestimento (Remanium Star /revestimento - Dentaurum, Germany e Bellavest SH – Bego – Bremen, Alemanha), conforme recomendações do fabricante. O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo (EasyMix - Bego - Bremen, Alemanha) e vazado sob intensa vibração em torno das amostras.

4.2.3 Fundição das amostras

Ao completar 30 minutos da espatulação do revestimento, os cilindros foram removidos da base e anel de silicone, e levados ao forno de pré-aquecimento. A partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional: aumento de 5°C/min até atingir a temperatura de 250°C, que foi mantida por 30 minutos; em seguida aumento de 7°C/min, até atingir a temperatura de 850°C, que foi mantida por 60 minutos. A fundição foi realizada em máquina de fusão por indução em alta frequência (Rematitan® Autocast, Dentaurum-Alemanha) equipada com arco voltaico em atmosfera de gás argônio. O

processamento é totalmente automático, respeitando-se as recomendações do fabricante (figura17).

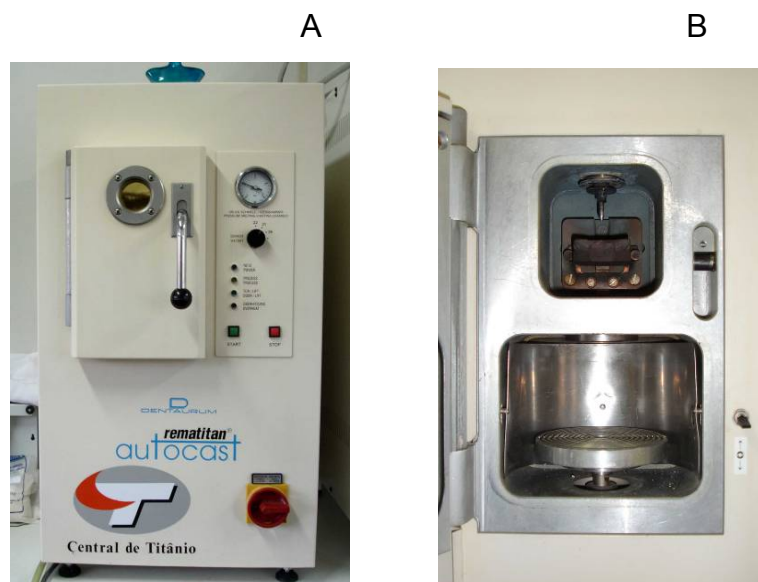


Figura 17 -Equipamento utilizado para fundição: a) máquina de fundição (Rematitan® Autocast); b) vista interna da máquina de fundição.

Após o resfriamento em temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento de maneira usual, com o emprego de jatos de óxido de alumínio de 50 μ m, com pressão de 75 PSI (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), com exceção das faces críticas. Foram separados dos condutos de alimentação (*sprues*) com disco de carborundum e submetidos a jato de areia e em seguida sofreram acabamento com o propósito de refinamento de suas formas, para que todos as amostras tivessem as dimensões finais. Durante este processo, análogos de Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface cilindro/conexão. Para se finalizar o processo de limpeza, as estruturas foram submergidas em unidade ultra-sônica (Vita Sonic II - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), com álcool isopropílico por 10 minutos. As estruturas foram assentadas no modelo mestre, onde foi realizado o

controle de qualidade da adaptação marginal dos cilindros, empregando-se o microscópio óptico com 230X de magnificação (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation – Irvine, USA).

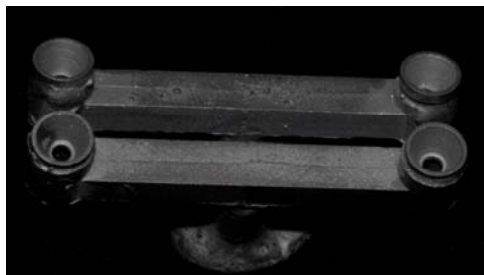


Figura 18 –Fundições removidas do revestimento.

4.2.4 Uso dos retificadores

Foi utilizado retificador para pilares tipo micro-unit até a obtenção da regularização das superfícies dos mesmos

4.2.5 Soldagem das amostras

Dois tipos de soldagem foram analisados nesta investigação: soldagem Laser e soldagem Arco-Plasma para o tipo de liga analisada.

a) **Soldagem à Arco-Plasma:** Para este procedimento, cada amostra do grupo II já fundida, foi posicionada e aparafusada com seus dois segmentos ao modelo mestre, sob torque de 10 Ncm por meio de Chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil), fixando-as no modelo mestre. O processo de soldagem foi iniciado na parte superior da barra, seguido da região inferior, a qual possui acesso livre para o procedimento de soldagem pelo orifício de forma quadrangular na estrutura interna do bloco experimental. Logo em seguida foi realizada a soldagem pela região lateral esquerda e posteriormente a região lateral direita.

As recomendações do fabricante para esse procedimento foram seguidas: cobertura de gás protetor (argônio), válvula de gás mantida a cerca de 5mm do segmento a ser soldado e o disparo elétrico perpendicular às superfícies a serem soldadas. A soldagem foi realizada alternando-se os locais de aplicação, inicialmente nas superfícies superior e inferior. Logo em seguida, na porção vestibular e lingual, mantendo-se o mesmo número de pontos de soldagem em todas as faces, bem como a mesma energia para todas as estruturas. A descarga elétrica empregada produz uma forte concentração de calor na zona a ser soldada, realizando assim, a fusão local do metal (NTY 60-Kernit Ind. Mecatrônica Ltda- Indaiatuba, SP), (figura20);

b) **Soldagem à Laser** : Para este procedimento, cada amostra do grupo III já fundida, foi posicionada e aparafusada com seus dois segmentos ao modelo mestre, sob torque de 10 Ncm por meio de Chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil), fixando-as no modelo mestre.

As recomendações do fabricante para esse procedimento foram seguidas: cobertura de gás protetor (argônio), válvula de gás mantida a cerca de 5mm do segmento a ser soldado e o raio Laser com inclinação de 15°. A soldagem foi realizada alternando-se os locais de aplicação, inicialmente nas superfícies superior e inferior a qual possui acesso livre para o procedimento de soldagem pelo orifício de forma quadrangular na estrutura interna do bloco experimental. Logo em seguida, na porção vestibular e lingual, mantendo-se o mesmo número de pontos de soldagem em todas as faces, bem como a mesma energia para todas as estruturas. O Laser que foi empregado produz uma forte concentração de calor na zona a ser soldada, realizando assim, a fusão local do metal. A tensão da máquina regula a energia e é diretamente proporcional à penetração de soldagem. Já a duração do impulso regula o diâmetro do ponto de soldagem. Quanto maior esta duração, maior o diâmetro do ponto de soldagem. Para a liga utilizada, a soldagem das amostras foi realizada com corrente de 150 Amperes, frequência de 05Hz e a duração de impulso foi de 5.0ms com spot de 0.5mm.(EV. LASER 900, Bergamo, Itália), (figura 19). Após a realização da soldagem das amostras por junção, finalizaram-se as mesmas com soldagem de sutura. Os valores

padronizados para soldagem foram determinados em função da condutibilidade térmica, reflexibilidade e dos intervalos de fusão característicos da liga.






Figura 19 -Aparelho utilizado para soldagem à Laser (vista frontal).



Figura 20 -Aparelho para soldagem a Arco-Plasma (vista frontal).

Podemos ver na tabela1, o organograma de análise das amostras (N=30), (quadro 1).

Quadro 1 -Organograma de análise das amostras

Modelo Mestre	Obtenção do padrão de fundição dos Grupos I, II e III		
Grupo I (Monobloco) 	Fundição em Monobloco	Soldagem inexistente	Leituras de microdeformação e coleta de dados no modelo Mestre
Grupo II (Arco-Plasma) 	Fundição segmentada para posterior soldagem	Soldagem a Arco-Plasma	Leituras de microdeformação e coleta de dados no modelo Mestre
Grupo III (Laser) 	Fundição segmentada para posterior soldagem	Soldagem à Laser	Leituras de microdeformação e coleta de dados no modelo Mestre

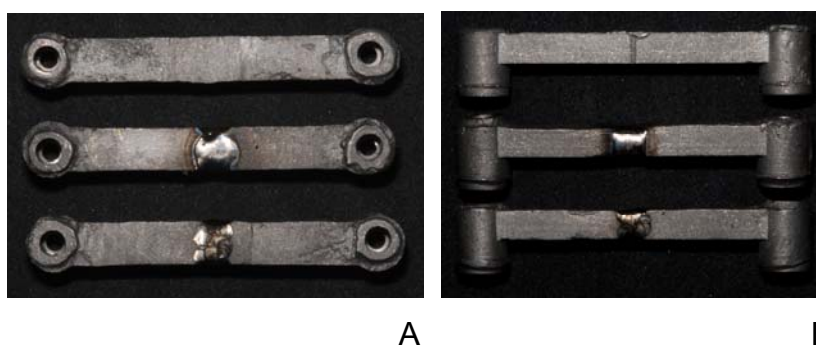


Figura 21 -Amostras já finalizadas para a realização do ensaio de extensometria: a) vista superior; b)vista lateral.

4.2.6 Extensometria: coleta dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$).

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros elétricos ou *strain gauges*. São pequenas resistências elétricas que, coladas à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. Com equipamento adequado, as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em micro-deformação, permitindo registros exatos deste fenômeno.

Após os procedimentos de Obtenção do padrão de fundição (grupos I, II e III) e soldagem das mesmas (grupos II e III), realizados no próprio modelo mestre, utilizou-se o mesmo para a coleta de dados e leituras de microdeformação frente aos grupos estudados

Para tanto, o modelo mestre teve sua superfície limpa cuidadosamente com álcool isopropílico e 4 extensômetros lineares elétricos uniaxiais (PA-06-060CA-120L - Excel Sensores Ltda. – São Paulo, Brasil), numerados de 1 a 4 da esquerda para a direita, foram posicionados tangenciando os pilares protéticos. Para a colagem dos mesmos, foi usada uma quantidade reduzida de adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) que permaneceu sob pequena pressão durante três minutos (Figura 22).

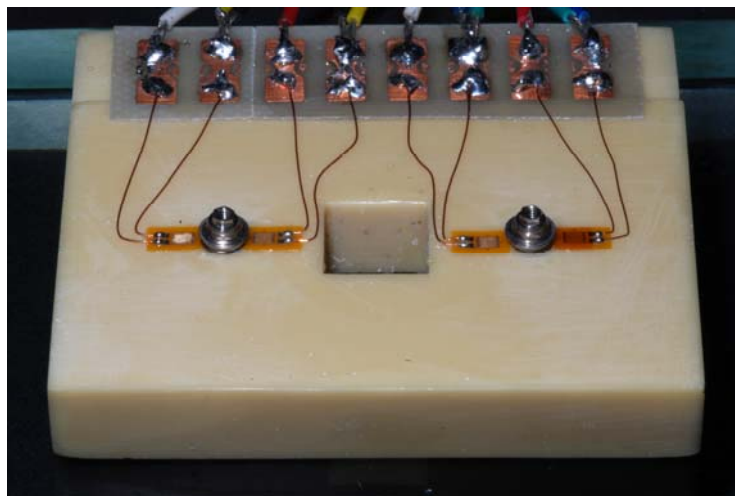


Figura 22 -Desenho esquemático do posicionamento dos sensores no modelo mestre. Presença da abertura inferior no bloco de poliuretano que permitiu acesso à soldagem a superfície inferior das amostras conectadas aos pilares protéticos.

Os extensômetros foram conectados por meio de soldas a cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm multicabo, São Paulo, Brasil) a um aparelho modificador dos sinais elétricos. Dados dos quatro sensores foram amplificados e transferidos empregando-se um amplificador de sinais (ADS 2000IP - Lynxx - São Paulo, Brasil) para então serem registrados e posteriormente analisados por um software especial (AqDados e AqAnalysis - Lynxx - São Paulo, Brasil). A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em micro-deformação ($\mu\epsilon$), que equivale à mudança em comprimento do extensômetro dividido por seu comprimento original (1,52mm) e multiplicada por 10^{-6} . O aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 000\mu\epsilon$ de deformação, sem o apertamento dos parafusos nas amostras para análise de cada leitura.

Cada extensômetro correspondeu a um canal do aparelho, na seguinte ordem:

- a) Canal 1 (C_1) – distal da fixação A;
- b) Canal 2 (C_2) – mesial da fixação A;
- c) Canal 3 (C_3) – mesial da fixação B;
- d) Canal 4 (C_4) – distal da fixação B;

A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). Sendo que antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado.

Cada extensômetro formou uma ligação denominada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω , caracterizando um circuito elétrico específico para analisar as mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Estas variações ocorrem em escala milinésima (μv) e, para serem adequadamente registradas, são amplificadas pelo aparelho modificador que além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado, realiza a conversão de sinal analógico para digital.



Figura 23 -Sistema de condicionamento e conversão do sinal.



Figura 24 -Vista superior de um extensômetro elétrico.

Para as medidas de microdeformação, as estruturas metálicas (amostras) foram individualmente posicionadas sobre as conexões protéticas dos implantes no bloco experimental (modelo mestre), e os parafusos de encaixe hexagonal (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram inicialmente aparafusados com chave manual (060300 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) até a primeira resistência ocorrer. A partir deste

ponto, o aperto foi concluído utilizando-se uma chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil) com torque de 10Ncm. Foi respeitada a seqüência de aperto de parafusos na seguinte ordem das fixações: A e B. Durante a análise extensométrica, nas amostras onde foi constatada a presença de báscula ou interfaces ao exame clínico, sem os parafusos apertados ou com um único parafuso apertado, foram descartadas.

Previamente à execução do ensaio, o aparelho foi iniciado 1 hora antes da coleta de dados, tomando-se o cuidado de se manter em temperatura ambiente estável de 17°C, respeitando-se as recomendações do fabricante. Três mensurações de microdeformação foram feitas para cada amostra (grupos I, II e III). A microdeformação produzida em cada extensômetro foi medida e registrada assim que os dois parafusos de retenção foram apertados. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística descritiva e análise de Kruskal-Wallis e quando detectada diferença estatística, os valores foram submetidos ao teste de comparação múltipla de Dunn.

4.2.7 Ensaio mecânico de resistência à flexão

Após o ensaio em extensometria linear elétrica, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência à flexão.

A análise de resistência à flexão (resistência transversa ou tensão de ruptura) é uma medida coletiva de todos os tipos de tensões agindo simultaneamente sobre um corpo (Anusavice, 2005).

Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios universal EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais – PR, Brasil). Para tanto, foi utilizada uma carga normal aplicada em dois pontos equidistantes ao seu centro, com as suas extremidades apoiadas em dois cilindros separados por uma distância de 20mm, de modo que haja a ação e reação da carga em quatro pontos. A reação da carga foi obtida por meio de dois pontos equidistantes à

metade do comprimento das estruturas (os cilindros fundidos foram seccionados por meio de disco de carborundum de 0,5mm). A velocidade de aplicação da carga normal foi de 0,5mm/min, com uma célula de carga de 1000Kg.

As forças necessárias para fraturar as amostras foram registradas e os resultados analisados estatisticamente.

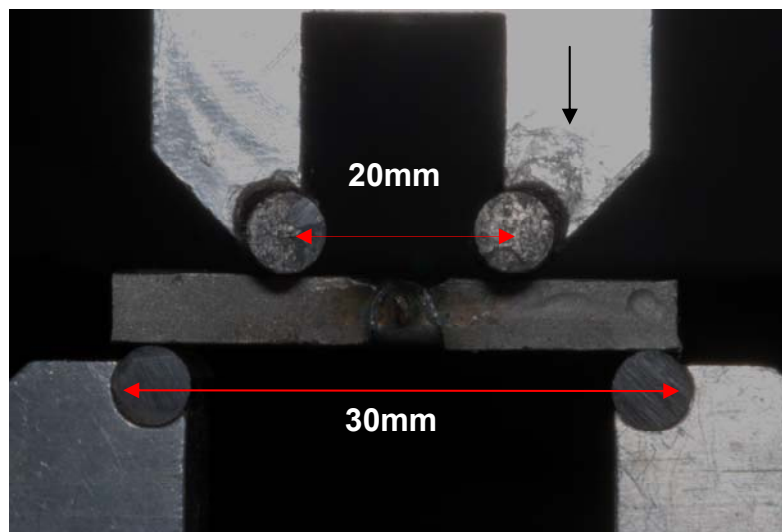


Figura 25 -Dispositivo de ensaio do teste de resistência à flexão de quatro pontos.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos no ensaio de microdeformação e no ensaio de flexão são apresentados nos apêndices: A e B respectivamente.

A análise estatística dos dados obtidos será apresentada, a seguir, em duas etapas. Primeiramente, considera-se a influência dos procedimentos de soldagem sobre a alteração dimensional em estruturas de prótese sobre implantes e conseqüentemente sua adaptação passiva em valores absolutos de microdeformação. Na segunda etapa, considera-se a influência dos procedimentos de soldagem nas propriedades mecânicas da junta soldada em valores de resistência à flexão.

5.1 Análise de microdeformação

Após a realização da etapa laboratorial, os valores obtidos da microdeformação gerada pelas estruturas metálicas do grupo controle (G1) e dos dois grupos experimentais (G2 e G3), registrados pelos quatro extensômetros lineares elétricos (apêndice A) foram submetidos à estatística descritiva cujo resultado é apresentado na forma de tabela (Tabela 2) e gráfico de colunas (Figuras 26,27 e 28).

Tabela 1 - Estatística descritiva dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada terminal por grupo (St: Strain gauge)

Grupos	St	Média	DP	C. V.(%)	Min.	Max.
1: Monobloco	1	342,1	118,6	34,67	186,4	560,3
2: Laser		368,0	457,0	124,41	40,0	1548,0
3: Arco-Plasma		148,1	107,8	72,78	29,6	309,0
1: Monobloco	2	723,6	260,4	35,99	228,5	1115,5
2: Laser		890,0	451,0	50,70	203	1616
3: Arco-Plasma		592,1	235,6	39,78	371,2	1176,4
1: Monobloco	3	571,8	303,7	53,12	49,8	952,3
2: Laser		556,0	622,0	111,87	57	1721
3: Arco-Plasma		1583	1145	72,30	243	3530
1: Monobloco	4	210,3	85,7	40,75	73,7	366,1
2: Laser		293,6	166,3	56,64	89,0	624,3
3: Arco-Plasma		224,5	164,7	73,35	49,6	605,2

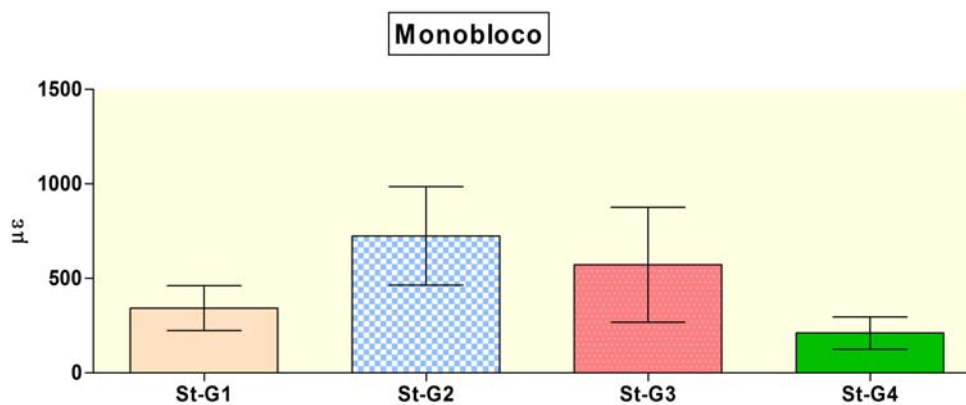


Figura 26 -Procedimento sem soldagem. Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge)

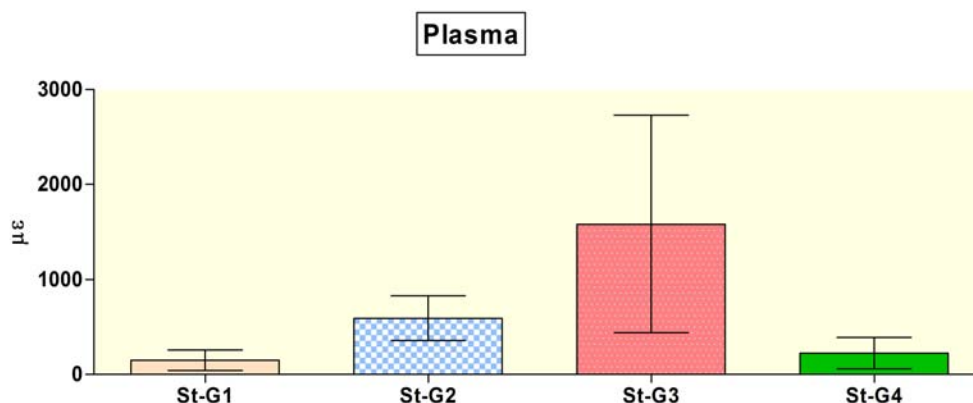


Figura 27 -Procedimento com soldagem Arco-Plasma. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge)

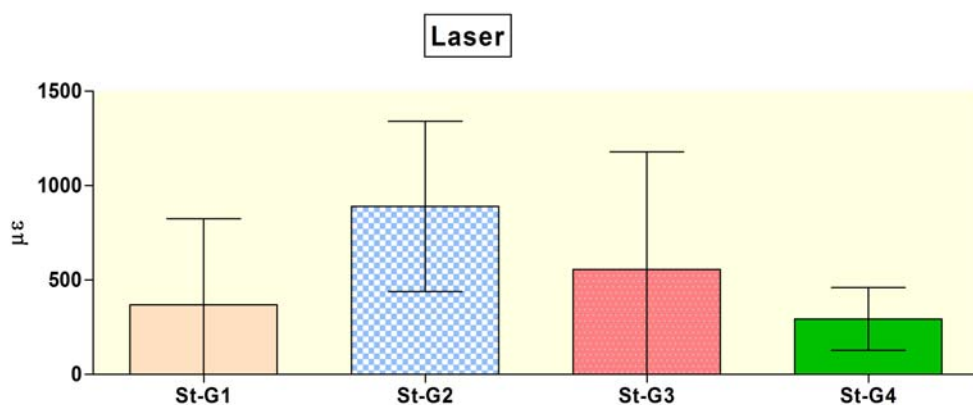


Figura 28 -Procedimento com soldagem Laser . Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores absolutos de microdeformação em cada terminal (St: strain gauge)

Para ser possível avaliar a influência dos procedimentos de soldagem sobre a alteração dimensional em estruturas de prótese sobre implantes e conseqüentemente sua adaptação passiva, a variável em análise considerada foi o valor médio dos valores obtidos nos extensômetros lineares elétricos (*strain-gauges*). E a estatística descritiva desses valores médios de microdeformação obtidos pelos grupos analisados é apresentada na Tabela 3 e respectiva representação gráfica nas Figuras 29 e 30, mostradas a seguir.

Tabela 2 - Estatística descritiva dos valores médios de alteração dimensional em medidas de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos por grupo

Estatística	Monobloco	Laser	Arco-Plasma
N	10	10	10
Média	461,9	526,8	637,0
Dp	105,0	285,0	287,5
cv(%)	22,73	54,10	45,13
Q1(25º percentil)	348,9	265,1	430,9
Mediana	484,9	483,1	636
Q3(75º percentil)	531,9	865,4	826,1
Mínimo	328,3	212,9	205,6
Máximo	652,5	948,9	1132,2

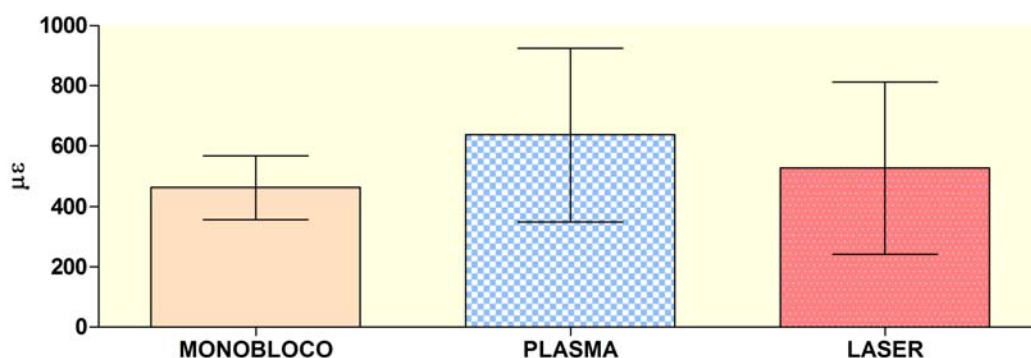


Figura 29 – Gráfico de colunas (média \pm desvio-padrão) para os valores de alteração dimensional em medidas de microdeformação (μ) obtidos por grupo

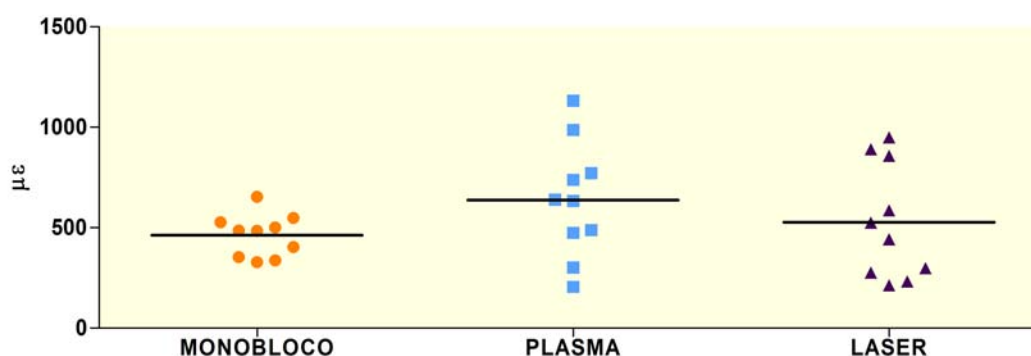


Figura 30 –Gráfico de dispersão (*dotplot*) dos valores de valores de alteração dimensional, ao redor do valor médio, em medidas de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos por grupo

Uma comparação entre os três grupos, quanto à distribuição dos valores de alteração dimensional, foi efetuada por meio do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Verificou-se que a distribuição dos valores de alteração dimensional não difere estatisticamente (estatística kw = 1,77; gl = 2; p = 0,414 > 0,05).

5,2 Análise de resistência à flexão

Após a realização da etapa laboratorial, os valores obtidos (apêndice C) da resistência à flexão gerada nas estruturas metálicas do grupo controle (G1) e dos dois grupos experimentais (G2 e G3), foram submetidos à estatística descritiva cujo resultado é apresentado, a seguir, na forma de tabela (Tabela 4) e gráfico de colunas e diagrama de caixa (*box-plot*) na Figura 31.

Tabela 3 - Estatística descritiva dos dados de resistência à flexão segundo o grupo

Estatística	Monobloco	Laser	Arco-Plasma
N	7	10	9
Média	1857,2MPa	1068MPa	1820MPa
Dp	155,1	372	498
cv(%)	8,35	34,81	27,34
Q1(25° percentil)	1752,5	829	1408
Mediana	1816,2	1079	1949
Q3(75° percentil)	1906,5	1365	2217
Mínimo	1708,0	346,0	1016,0
Máximo	2179,1	1562,0	2400,0

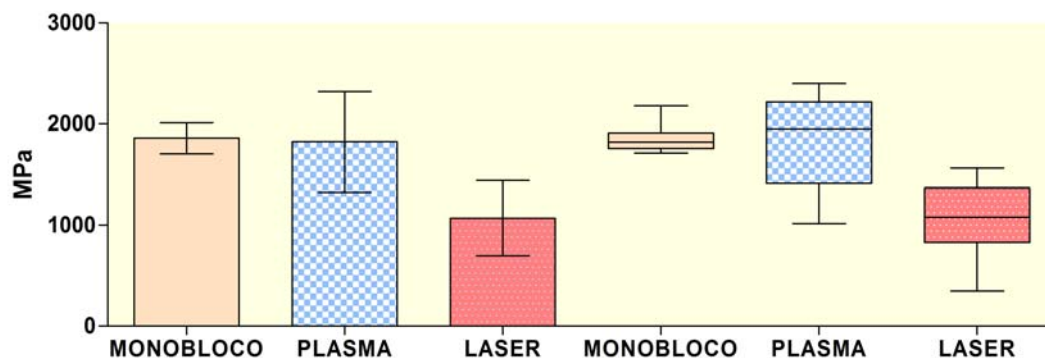


Figura 31 -Gráfico de colunas (média±desvio padrão) e respectivo gráfico de caixa (*box-plot*) dos valores de resistência à flexão, segundo o grupo

Uma comparação entre os três grupos, quanto à distribuição dos valores de resistência à flexão, foi efetuada por meio do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Verificou-se que a distribuição dos valores de resistência à flexão difere estatisticamente (estatística kw = 12,844; gl = 2; p = 0,0016 < 0,05), Por meio do teste de comparação múltipla de Dunn (5%) verificou-se que o grupo Monobloco e Arco-Plasma não diferem entre si e, ainda, que ambos diferem do grupo Laser .

6 DISCUSSÃO

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que também tem aplicação em Odontologia. Esta técnica de análise permite que procedimentos clínicos e laboratoriais possam ser experimentalmente analisados, assim como avaliações de assentamento de próteses fixas implanto-suportadas sejam realizadas (Smedberg et al., 1996).

É um dos poucos métodos de investigação e análise biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (Heckmann et al., 2004). Assim, torna-se possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e sua transferência às estruturas de suporte (Spiekermann et al., 1995; Clelland et al., 1996; Rubo; Souza, 2001).

Outras técnicas também são descritas na literatura como sendo métodos para investigação e análise biomecânica em Implantodontia, como a fotoelasticidade e a análise de elemento finito (Spiekermann et al., 1995; Rubo; Souza, 2001).

Porém, a técnica de análise fotoelástica torna-se difícil pelo fato de haver dificuldades na elaboração de modelos experimentais mais complexos onde busca-se diferenças de densidade na estrutura de ancoragem para se corresponder melhor à realidade (Rubo; Souza, 2001). Já o método dos elementos finitos comumente considera que todos os materiais envolvidos na análise sejam homogêneos e isotrópicos. Fator limitante, por poder influenciar significativamente os resultados, uma vez que o tecido ósseo não é um substrato homogêneo, apresentando propriedades físicas anisotrópicas (Helldén; Déreand, 1998; Rubo; Souza, 2001). Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade (Rubo; Souza, 2001).

Sabe-se que todos os procedimentos protéticos na execução de trabalhos em prótese sobre implantes, influenciam a qualidade de adaptação final da peça. Como consequência disso, as técnicas eleitas para a execução dos trabalhos reabilitadores, materiais empregados e componentes utilizados tornam-se fatores com suas devidas relevâncias (Cehreli et al., 2004).

Alterações dimensionais das estruturas metálicas provavelmente jamais serão evitadas (Goll, 1991; Gulbransen, 1994; Hurson,

1995), assim, a ausência de passividade de assentamento protético induz a forças estáticas no sistema prótese, implante e osso (Skalak, 1983), as quais implicam em deformações no tecido ósseo perimplantar.

Portanto, a divisão de estruturas metálicas para que posteriormente sejam soldadas, com especial atenção dada às estruturas mais extensas, tornou-se artifício preconizado por diversos autores (Goll, 1991; Binon, 1994; Clelland et al., 1996). Usualmente justifica-se esse artifício pelo fato de melhorar a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse transferido ao tecido ósseo perimplantar (Clelland et al., 1996).

Em nossa investigação, optou-se pela confecção de estruturas retidas por parafusos (amostras), por permitir maior controle no assentamento das estruturas, justificando e viabilizando sua empregabilidade na metodologia proposta. Segundo Misch (2000), próteses retidas por parafuso verdadeiramente passivas é quase impossível. No entanto, há a ocorrência de inúmeras variáveis que não se encontram sob o controle do clínico, quando da tentativa de confecção de próteses com tolerância zero ao erro.

Optou-se ainda pelo uso dos cilindros calcináveis na fase de enceramento das estruturas e retificação após o processo de fundição das mesmas, em vista de conclusões obtidas em estudo realizado por Jaime et al., (2007). Nesse estudo foi observada a inexistência de diferenças quanto aos níveis de adaptação com relação aos cilindros usinados. Também foi analisada a consideração de custos, em virtude de se oferecer um maior acesso a população para esse tipo de tratamento. Em contrapartida, Bessing e Bergman (1992), Hussaini e Wong (1997) e Sahin e Cehreli (2001) chamam a atenção para o fato dos componentes calcináveis prejudicarem o assentamento das infra-estruturas em virtude da necessidade de primeiro precisarem ser encerados, incluídos, fundidos, acabados e polidos.

Com o intuito de não somar uma variável ao estudo, por possível implicância nos resultados que poderia se obter nos ensaios de extensometria e resistência à flexão frente a não realização de soldagem autógena, a escolha pelo espaçamento padronizado (0,25mm) para posterior soldagem das amostras nos grupos II e III, seguiu a metodologia empregada por

Anusavice et al. (1985) em um estudo de resistência à flexão. Esse padrão de espaçamento para fundição de estruturas metálicas previamente enceradas e indicadas para soldagem em prótese dentária é procedimento usualmente empregado em laboratórios.

Entretanto, Lee et al. (1997), indica que melhores resultados frente ao ensaio mecânico de fadiga são obtidos para o *gap* de 0,0mm, não havendo diferença estatística para gaps que situam-se entre 0,3mm e 1,0mm. Al

As ligas de metais básicos têm a desvantagem de possuir maior contração de solidificação (2,3%) comparada às ligas nobres (1,4%) e sua possibilidade de comprometer a adaptação das próteses fixas, uma vez que sua contração é volumétrica (Anusavice, 2005).

A escolha pela utilização de liga em Cobalto-Cromo nesse estudo deve-se ao fato de que seu uso tem se tornado mais freqüente em trabalhos de próteses fixas dento-suportadas e implanto-suportadas, justificada pelo quesito biocompatibilidade, uma vez que a mesma apresenta alta resistência à corrosão, assim como apresenta baixo custo (Nishioka, 2006).

Ainda, ligas de metais básicos possuem maior rigidez, melhor resistência ao SAG e seu maior módulo de elasticidade, permite a construção de próteses menos volumosas e com maior distância entre os retentores se comparada às ligas nobres (Baran, 1985). Sua maior rigidez também indica melhoras na transmissão de cargas para os pilares unidos a estruturas que possuam *cantilevers*, como foi demonstrado por Jacques (2000), em um estudo realizado sob análise extensométrica.

Diversos autores reconhecem que inúmeras variáveis tornam-se fatores somatórios para o empobrecimento do assentamento passivo da prótese em Implantodontia (Clelland et al., 1996; Goll, 2001; Nishioka, 2006). Assim, com o intuito de se eliminar diversas variáveis que poderiam afetar os dados obtidos na análise extensométrica como o material de moldagem, técnicas de moldagem, posicionamento do análogo aos transferentes para obtenção do modelo funcional e expansão de presa do gesso, os padrões de fundição foram obtidos diretamente no modelo experimental, assim como o procedimento de soldagem nos grupos II e III,

Além disso, optou-se pela soldagem direta sobre o modelo experimental (analogia ao modelo de trabalho em prótese), para se evitar o procedimento de inclusão das amostras em revestimento, reduzindo-se a probabilidade de falhas inerente a tal conduta, além de obter-se tempo de trabalho reduzido de acordo com estudos de Bertrand et al., (2001). Conduta considerada vantajosa e aplicável na prática clínica, pois as soldagens a Arco-Plasma e Laser incluem-se em tal indicação.

Em contrapartida, Heckman et al., (2004) não encontraram diferença no assentamento entre próteses em Monobloco enceradas sobre o modelo de ensaio de extensometria e próteses confeccionadas com técnicas de transferência e soldagem, independente de serem retidas por cimentação ou por aparafusamento.

Quanto à seleção do formato das amostras, optamos pelo formato retangular (3mm por 4mm) devido à maior proximidade do formato clínico de próteses sobre implantes e a grande facilidade de padronização das amostras em forma geométrica, ainda que a norma ASTM E855 preconize outras dimensões para testes de resistência à flexão. Justificativas pertinentes quanto às dimensões escolhidas nesse estudo validam o ensaio selecionado, uma vez que outros pesquisadores conseguiriam reproduzir os resultados obtidos.

Estudos prévios optaram por formato circular das amostras (Gordon; Smith, 1970; Wang; Welsch 1995; Dinato, 1999), o que não condiz necessariamente com o de desenho de uma prótese sobre implantes, para posterior análise de resistência à flexão. Acreditamos que para a confecção das amostras e um maior controle das dimensões finais seja em casos onde as mesmas apresentem formato geométrico.

A literatura é vasta no que se refere a alguns trabalhos que utilizam osso humano ou bovino como modelo experimental para o posicionamento dos implantes dentais e subseqüentes avaliações (Tashkandi et al., 1996; May et al., 1997; Morton et al., 1998).

Entretanto, o tecido ósseo não é um substrato homogêneo e suas propriedades físicas variam sensivelmente conforme a espécie, idade, sexo, tipo de tecido ósseo, forma e dimensões da amostra tecidual em virtude da característica anisotrópica do tecido ósseo, o que determina diferentes

propriedades mecânicas em diferentes direções na mesma amostra (Hellden; Déreand, 1998; Rubo; Souza, 2001).

Deve-se considerar ainda que estas características comprometam diretamente a reprodutibilidade de pesquisas que empregam substrato ósseo bovino ou humano como modelo experimental. Paralelo a isto, Keaveny et al., (1994) verificaram que estruturas ósseas apresentam comportamento elástico linear somente até serem submetidas a estresses. Mesmo quando relativamente baixas, estas forças determinam alterações permanentes em suas propriedades elásticas, devido a trincas ou fraturas microestruturais.

Estas lesões *in vivo* atuam como estímulos para a remodelação óssea (Wiskott; Belser, 1999). Entretanto, tal característica torna-se indesejável para um modelo *in vitro* no qual se deseja avaliar e comparar microdeformações promovidas por diferentes estruturas em diferentes momentos.

Em função destas observações, optou-se na presente investigação por um modelo artificial homogêneo com propriedades elásticas uniformes (isotrópico), assim como preconizado por Clelland et al. (1996), Helldén; Dérand (1998), Kim et al. (1999), Watanabe et al. (2000) e Heckmann et al. (2004). Foi criado um bloco à base de poliuretano com módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) (Wiskott; Belser, 1999; Rubo; Souza, 2001), visando simular o desempenho do osso humano *in vivo*.

Admite-se que o comportamento do tecido vivo é mais complexo, com magnitudes e padrões de microdeformação diferentes dos encontrados em blocos artificiais. Entretanto, a localização bem como as características gerais de microdeformação não são substancialmente diferentes, Segundo Kim et al. (1999), há a possibilidade de legítimas correlações serem estabelecidas entre os resultados obtidos com modelos artificiais e os encontrados em situações clínicas.

A metodologia empregada para o posicionamento e colagem dos extensômetros lineares elétricos foi a mesma preconizada por Clelland et al., (1996), Tashkandi et al. (1996), Morton et al. (1998), Watanabe et al. (2000), Cehrelli et al. (2004), Heckmann et al. (2004), Karl et al. (2005), Vasconcellos

(2005), Mesquita et al. (2007) e Kojima et al. (2007). Buscou-se obter os registros de microdeformações diretamente no poliuretano, em região adjacente à porção cervical dos implantes, a fim de se evitar possíveis erros durante a leitura e coleta de dados na análise extensométrica. Fato justificável, pois a região ao redor dos implantes é considerada a área de maior distribuição da carga mastigatória.

Aliado a isso, nota-se que a colagem dos extensômetros em região de pilares protéticos como foi preconizado por Glantz et al. (1993), Isa e Hobkirk (1995) e Kim et al. (1999), torna-se crítica em virtude desta região possuir formato circular, assim como o fato de que o grau de deformação sofrida pela região de pilares ser menor, implicando assim, em grandes possibilidades de se mascarar a distribuição de cargas geradas ao substrato de retenção dos implantes como foi observado por Tashkandi et al. (1996), Watanabe et al. (2000); Heckmann et al. (2004); Karl et al. (2005); Mesquita et al. (2007).

Deve-se salientar ainda que para cada amostra, um jogo de parafusos de fixação novo foi utilizado durante a análise extensométrica para os grupos I, II e III, pelo fato de haver uma perda de torque de retenção depois de repetidos procedimentos (Heckmann et al., 2004 e Naconecy et al., 2004), evitando assim que a padronização do torque fosse afetada a medida que o experimento fosse sendo realizado.

Nesse estudo, para as amostras submetidas aos métodos de soldagem à Laser e Arco-Plasma, criou-se um espaçamento padronizado de 0,25mm para que a união acontecesse entre o próprio metal base após os procedimentos de soldagem. Segundo Bertrand (2001), um menor espaçamento impede que seja necessário o uso de metal adicional na união de segmentos das estruturas metálicas a serem soldadas, contribuindo assim por uma união mais estável quimicamente e resistente à corrosão.

Na literatura, a metodologia empregada em diversos estudos de assentamento protético, lançam mão da microscopia óptica ou eletrônica de varredura (Campbell; Pelletier, 1992; Castellani et al., 1994; Campbell et al., 1995; Gemz; Alkumuru, 1995; Fonseca et al., 2003; Vasconcellos et al., 2005).

Segundo Vasconcellos et al. (2005), tal metodologia apresenta como desvantagem o fato de haver variações nas forças de aperto dos

parafusos de retenção de próteses sobre implantes (aperto com chave manual até a primeira resistência e aperto com torquímetros mecânicos), implicando assim na possibilidade de se obter resultados equivocados na mensuração microscópica da desadaptação marginal. Assim, uma incorreta avaliação do real desajuste marginal seria conduzida em vista de que a redução das fendas na interface conexão/prótese ocorre à medida em que se aumenta a força de aperto dos parafusos protéticos.

Após a confecção das amostras, as mesmas pareciam ajustar-se passivamente ao modelo experimental, com adaptação satisfatória quando submetidas a métodos e instrumentos de exame utilizados clinicamente (Binon, 1994; Jemt, 1994; Gulbransen 1994; Parel, 1994).

Entretanto, o assentamento passivo absoluto, traduzido pela ausência de microdeformações perimplantares, não foi alcançado.

Ao apertarem-se os parafusos de retenção das barras aos pilares protéticos com o torque estabelecido, microdeformações ao redor dos implantes, geradas pela ausência de passividade da estrutura protética, foram qualificadas e quantificadas pelos extensômetros lineares elétricos e todas as estruturas metálicas analisadas geraram estresses estáticos ao redor dos implantes, como demonstram os resultados da Tabela 2 (média do grupo Monobloco: 461,9 $\mu\epsilon$, grupo Arco-Plasma: 637,0 $\mu\epsilon$ e grupo Laser: 526,8 $\mu\epsilon$).

Com relação à técnica de análise extensométrica, os registros de microdeformação também permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo (-), e forças de tração, recebem como prefixo o sinal positivo (+). Analisando-se os valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) gerados pelas estruturas metálicas dos grupos, registrados pelos quatro extensômetros lineares elétricos nos (Apêndices A e B), verifica-se que precisamente metade das deformações foram provocadas por compressão e a outra metade por tração. Este comportamento era esperado, em função do posicionamento simétrico dos extensômetros lineares elétricos em relação às plataformas dos implantes, monitorando a região cervical mesial e distal de cada implante. Quando as estruturas protéticas eram posicionadas sobre as conexões dos implantes no bloco experimental, e os parafusos apertados, forças estáticas eram

transmitidas aos implantes. Se a força gerava compressão de um lado do implante, conseqüentemente gerava tração do lado oposto, e vice-versa. Esta é a razão da distribuição homogênea dos resultados em relação à qualidade das forças, que foram importantes para validar a metodologia empregada. Como os sinais são prefixos que caracterizam as forças deformantes, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos.

Ao aplicar uma força (estresse) a um determinado material, ocorre a deformação de seu arranjo estrutural. A deformação, expressa em “ ϵ ” (epsilon), pode ser quantificada por meio da razão entre as dimensões do objeto sob estresse e suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade.

Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado na presente investigação e que corresponde a $10^{-6}\epsilon$, Mil unidades de microdeformação ($1,000\mu\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (Frost, 1994; Wiskott; Belser, 1999).

Sob uma possível análise micro-estrutural das regiões soldadas pelas duas técnicas frente ao grupo controle (GI - Monobloco), poder-se-ia esperar teoricamente, que a mudança estrutural do metal base na união das amostras do grupo Arco-Plasma seria significativamente maior que a do grupo Laser e conseqüentemente, geraria maior deformação das estruturas analisadas.

Essa constatação influenciaria nos registros de microdeformação frente à análise extensométrica, uma vez que os aparelhos utilizados em odontologia para soldagem em TIG (Arco-Plasma) operam com baixa amperagem para não se produzir muita energia. Assim, há a necessidade de uma descarga elétrica por um intervalo maior de tempo, gerando um maior tempo de exposição do metal ao calor suficiente para provocar sua fusão. Em conseqüência disso, cria-se uma zona afetada pelo calor maior e assim mudanças estruturais das amostras, ocasionando maiores distorções.

Esse fato não foi confirmado, pois houve semelhança estatística nos resultados obtidos em valores médios de alteração dimensional

comparativamente ao grupo LASER, cuja técnica, reconhecidamente produz menor zona afetada pelo calor (Tambasco et al., 1996) (Tabela 2).

Assim como nos trabalhos apresentados por Nissan et al. (2001) e Heckmann et al. (2004), altos valores de desvio padrão foram registrados, que podem ter sido resultado da elevada sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos, comparados com as forças geradas no sistema. É importante ser salientado que cada estrutura metálica, apesar da busca pela padronização, é um produto único que implica em alterações tridimensionais imprevisíveis.

Quanto aos registros de microdeformações, as estruturas metálicas do grupo II (Arco-Plasma), apresentaram microdeformação média numericamente maior que os grupos I e III. Já as estruturas metálicas em Monobloco apresentaram microdeformação média numericamente menor que os demais grupos. Assim, as alterações dimensionais que teoricamente seriam amenizadas pelo procedimento de soldagem, não indicaram vantagens em virtude dos resultados obtidos neste estudo, assim como não representaram significância estatística (Tabela 2). Corrobora-se assim, com os resultados obtidos em estudo por Watanabe et al. (2000), indicando não haver diferença estatística comparando-se a tensão de assentamento em fundições realizadas em Monobloco e fundições seccionadas e depois soldadas.

Conclusões semelhantes foram relatadas por Goll (2001) e Nishioka (2006). Os mesmos autores preconizaram ainda, a confecção em Monobloco de próteses sobre implante como conduta clínica recomendada, a fim de se evitar desadaptações, apesar das técnicas de fundição em Monobloco sobre múltiplos pilares serem consideradas críticas (Ziebert et al., 1986).

Além disso, diversos autores chegaram a conclusões relativas ao benefício desse artifício, indicando que a secção e soldagem de estruturas metálicas não resultam em uma peça absolutamente passiva, embora se obtenha uma redução geral do estresse nos parafusos, diminuindo a sua frequência de afrouxamento (Sahin; Cehrel, 2001). Estes resultados reafirmam pesquisas anteriores (Setz et al., 1989; Jemt, 1994; Jemt, 1996; Jemt; Book, 1996; Sahin; Cehrel, 2001; Heckmann et al., 2004), demonstrando que nenhuma estrutura metálica apresenta assentamento passivo absoluto. O material e as

técnicas usadas na confecção de próteses, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento (Gulbransen, 1994; Hurson, 1995). Paralelo a isto, há a necessidade do desenvolvimento de melhores testes de avaliação clínica do assentamento protético de estruturas implanto-suportadas, para prevenir o desenvolvimento de forças estáticas críticas durante o aperto dos parafusos de retenção protética (Glantz et al., 1993; Guichet et al., 2000).

Em contrapartida, resultados indicam a superioridade de estruturas soldadas à Laser em relação a outros métodos, por exibirem um assentamento mais preciso quando comparadas às estruturas fundidas em peça única (Riedy et al., 1997; Kan et al., 1999).

Justifica-se o procedimento de soldagem à Laser como sendo vantajoso para o uso em Odontologia, por ser um processo que tem como característica, uma fonte de calor concentrada, e portanto, minimiza os problemas de distorção em estruturas de implantes (Tambasco et al., 1996). Conclusões semelhantes foram relatadas por Watanabe et al (2000), em um estudo onde utilizou-se a extensometria linear elétrica para registrar deformações ao redor dos implantes. Segundo os autores, os melhores resultados foram obtidos pelas estruturas fundidas em segmentos e posteriormente soldadas, quando comparadas a estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e a peças fundidas em monobloco.

Com relação à biomecânica aplicada em Implantodontia, a função mecânica e metabólica do tecido ósseo se mantém constantemente equilibrada a partir do ponto em que se encontra um equilíbrio fisiológico na dinâmica dos ciclos de remodelação óssea. Essa ação combinada e harmônica entre osteoblastos e osteoclastos, é obtida diretamente pela estimulação mecânica permanente (Frost, 1994).

A literatura demonstra evidências clínicas e laboratoriais que respaldam essa constatação. Segundo Wiskott e Belser (1999), para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação são, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, são necessárias deformações acima da faixa descrita por estes autores como de “desuso” (até $100\mu\epsilon$), quando a substancial queda de estresses causa um desequilíbrio negativo na remodelação

óssea, prevalecendo a reabsorção óssea. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (sobrecarga patológica $> 4000 \mu\epsilon$) que levariam a danos irreparáveis (Frost, 1994; Wiskott; Belser, 1999).

Por meio de modelo laboratorial, o presente estudo buscou investigar a microdeformação estática ao redor de implantes, ao momento em que foram instaladas as diferentes estruturas metálicas, as quais simulavam as estruturas protéticas. Em ambos os grupos investigados, os níveis médios de microdeformação gerados (Tabela 2), encontram-se distantes do limite tecidual fisiológico de $4000\mu\epsilon$ que induziria ao fracasso da osseointegração. Verifica-se que estes valores médios, que variaram de $461,9\mu\epsilon$ a $637,0\mu\epsilon$, encontram-se distribuídos dentro da faixa classificada por Wiskott e Belser (1999) como de “carga normal”, quando o tecido ósseo é submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e $2,000\mu\epsilon$ e ocorre um equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise.

Analisando-se os valores de microdeformação individuais dos extensômetros lineares elétricos (Apêndices A), os maiores valores registrados foram encontrados no grupo Arco-Plasma (amostra 1 – leitura 1 a 3 - canal 3: $3014,34\mu\epsilon$, $2908,02\mu\epsilon$ e $2928,22\mu\epsilon$), (amostra 3 – leitura 1 e 3 - canal 3: $2227,97\mu\epsilon$ e $2028,06 \mu\epsilon$), (amostra 5 – leitura 1 a 3 - canal 3: $2612,14\mu\epsilon$, $2248,87\mu\epsilon$ e $2187,02\mu\epsilon$) e (amostra 9 – leitura 1 a 3 - canal 3: $3668,76\mu\epsilon$, $3480,1\mu\epsilon$ e $3439,86\mu\epsilon$) encontram-se fora da faixa classificada como “carga normal” por Wiskott e Belser (1999).

Contudo, assim como as amostras que se encontram fora da faixa classificada como “carga normal” e as amostras que se encontram dentro da faixa classificada como “carga normal”, é importante salientar que os implantes osseointegrados também estão expostos a forças dinâmicas de várias magnitudes, promovidas pela fisiologia do sistema estomatognático. Novos estudos se fazem necessárias para investigar a microdeformação gerada pela ação conjunta de forças estáticas e dinâmicas, bem como sua influência na remodelação do tecido ósseo.

Apesar da passividade protética absoluta parecer uma utopia, a busca pela melhor adaptação possível permanece como um princípio fundamental para o sucesso em longo prazo na implantodontia. Materiais e

procedimentos precisos são recomendados para a obtenção do melhor assentamento possível das próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse no tecido ósseo na ausência de forças oclusais e mantendo uma resposta biológica tecidual favorável na interface osso-implante. Próteses bem adaptadas minimizam a colonização bacteriana nas interfaces, prevenindo a inflamação dos tecidos perimplantares que colocariam em risco a osseointegração. Além disso, reduzem-se os estresses estáticos que aceleram a fadiga mecânica dos componentes protéticos, comprometendo sua integridade estrutural. Daí a importância da investigação de mecanismos para controle da alteração dimensional em estruturas metálicas implanto-suportadas, objetivando melhorar o assentamento protético.

Desta forma, em virtude dos resultados obtidos, pode-se questionar a implicância clínica e viabilidade dos procedimentos técnicos utilizados como otimizadores da adaptação passiva.

A literatura é vasta no que se refere a estudos relacionados à resistência das soldas em Odontologia. A necessidade pela procura ou desenvolvimento de estruturas metálicas dento-suportadas e implanto-suportadas com o artifício de soldagem e que sejam capazes de resistir à exigência mecânica constante dada no sistema mastigatório, se traduz nas possíveis causas de falhas no processo de soldagem e a capacidade das mesmas resistirem aos limites de força da mordida humana. Segundo Gibbs et al., (1986) os limites variam de 125 Kg a 200 Kg, como é encontrado em estudos relatados. Assim, a necessidade pela busca de trabalhos protéticos que atendam as necessidades exigidas pela força da mastigação.

O ensaio de compressão que gera cargas de resistência à flexão, é o mais indicado para simular as condições clínicas em prótese dentária (Anusavice, 2005).

Em vista dos resultados obtidos frente ao ensaio de resistência à flexão, pode-se observar que o método de soldagem Arco-Plasma apresentou semelhança estatística frente ao grupo controle (Grupo I - fundição em Monobloco). Traduz-se assim, em um método que apresentou resultados superiores de resistência quando comparado ao método de soldagem à Laser. Resultados obtidos em nosso estudo estão em concordância com observações

em estudos prévios (Ueno, 1993; Wang; Welsch, 1995; Rocha et al., 2006; Hart; Wilson, 2006).

Em nosso estudo, foi observada uma redução da secção transversal na área de união dos dois segmentos de todas as amostras soldadas pós-soldagem, com a técnica de Arco-Plasma. Nenhuma implicância nos valores obtidos de resistência mecânica foi observada (tabela 3).

Apesar dessa técnica de soldagem a apresentar melhores resultados frente ao ensaio de resistência à flexão, a soldagem à Laser é a mais recomendada por ser mais rápida, precisa e de fácil manuseio do equipamento (Gordon, 1970).

As recomendações do fabricante para o procedimento de soldagem à Laser foram seguidas em nossa metodologia (cobertura de gás protetor argônio, válvula de gás mantida a cerca de 5mm do segmento a ser soldado e o raio Laser com inclinação de 15°). Entretanto, Tambasco et al. (1996), alerta sobre a penetração da solda, a qual é afetada pelo ângulo com que o raio Laser atinge a superfície do metal. Segundo o autor, esse ângulo deve ser reto em relação à superfície para se obter melhores resultados.

Adicionalmente, a técnica de soldagem à Laser leva a uma menor alteração dimensional das estruturas e torna possível a realização de reparos em diferentes tipos de prótese em odontologia, mesmo em casos onde o ponto de solda se encontra em regiões próximas aos materiais de revestimento estético. Isso é possível por causa do sítio da soldagem permanecer em temperaturas mais baixas que as de outras técnicas, comparativamente (Frentzen; Koort, 1990; Tambasco et al., 1996).

Estudos prévios relatam os mesmos resultados frente à resistência à flexão de estruturas soldadas à Laser. Segundo Baba et al.(2004), depois da soldagem da região alvo da liga em questão, a solidificação da região fundida ocorre de forma bem rápida causando uma drástica contração da região soldada. Por consequência disso, ocorre a concentração de estresse da região soldada pela técnica à Laser e fraturas acabam sendo criadas. Essas fraturas podem ser o ponto de início para o SCC (stress corrosion cracking) ou falha por fadiga, podendo afetar não apenas a resistência à tração, mas também o SCC e o comportamento por fadiga.

O SCC e o comportamento por fadiga são considerados importantes fatores, uma vez que afetam a longevidade das próteses odontológicas que foram submetidas à soldagem pela técnica à Laser (Baba et al., 2004).

Há de se salientar que para uma comparação real da qualidade de soldas em peças, realizadas por processos de soldagem à Laser e Arco-Plasma, o ideal é que as soldas atinjam toda a espessura do metal para ambos (Rocha et al., 2006). Assim, a metodologia empregada deve ser criteriosa e uma análise micro-estrutural pode ser sugerida para validação da metodologia empregada.

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que o método de soldagem pela técnica de Arco-Plasma é uma técnica aplicável, operacionalmente fácil e economicamente viável em virtude do alto custo relativo ao equipamento de soldagem à Laser.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com as condições experimentais investigadas foram Estatisticamente analisados e permitiram as seguintes conclusões:

- a) as técnicas de soldagem em Arco-Plasma e à Laser não influem na alteração dimensional de infra-estruturas de próteses fixas impanto-suportadas confeccionadas em ligas de Co-Cr;
- b) as técnicas de soldagem em Arco-Plasma e à Laser influem nos valores de resistência à flexão.

8 REFERÊNCIAS

American Dental Association (ADA). Guide to dental materials and devices: specification nº 5 for dental casting gold alloy. 6th ed. Chicago: ADA; 1972.

Anusavice KJ, Okabe T, Galloway SE, Hoyt DJ, Morse PK. Flexure test evaluation of presoldered base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1985 Oct;54(4):507-17.

Anusavice KJ. *Philips, materiais dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier ;2005.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report, *Int J Periodont Res Dent*. 1994;14(5):405-19.

Baba N, Watanabe I, Liu J, Atsuta M. Mechanical strength of Laser -welded cobalt-chromium alloy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004 May;69(2):121-4

Baba N, Watanabe I, Tanaka Y, Hisatsune K, Atsuta M. Joint properties of cast Fe-Pt magnetic alloy Laser -welded to Co-Cr alloy. *Dent Mater J*. 2005 Dec;24(4):550-4.

Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am*. 1985 Oct;29(4):779-87.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet], Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago,] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.htm

Bernardon T. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em Monobloco ou submetidas à soldagem Laser e eletroerosão através do assentamento passivo [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba–Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP; 2001.

Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The Laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J.* 2001 Mar 10;190(5):255-7.

Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J.* 1992;16(3):109-13.

Binon. PP. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):470-1.

Campbell SD. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent.* 1995 Nov;74(5):476-1.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics. Part II: etiology. *J Prosthet Dent.* 1992 Aug;68(2):284-9.

Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. *J Prosthet Dent.* 1994 Oct;72(4):360-6.

Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto cromo, antes e após soldagem à LASER [dissertação]. Bauru, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo-USP; 2000.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):249-57.

Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and post soldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont.* 1996 Sept;5(3):193-200.

Dinato JC, Neisser MP, Bottino MA, Bezerra RM, Souza PCRD, Guastaldi AC. Análise química, microestrutural e dureza de ligas para prótese sobre implantes. In: Reunião anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica SBPqO, 15, 1998, Águas de São Pedro, Resumos, São Paulo: SBPqO,1998, P, 150.

Dinato JC. Determinação da resistência à flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e à Laser [dissertação], São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" UNESP; 1999.

Dinato JC, Bottino MA, Neisser MP, Bezerra RM, Souza PCRD, Guastaldi AC. Chemical, microstructural and hardness analysis of Laser welded for implant prostheses alloys, In: Annual Meeting Biotechnology Revolution In Implant Reconstruction, 14, Palm Springs, 1999, Annals...[Palm Springs]: Academy Osseointegration, 1999.

Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003 Nov;19(7):686-91.

Frentzen M, Koort HJ. Laser s in dentistry: new possibilities with advancing Laser technology? Review. *Int Dent J.* 1990 Dec;40(6):323-32.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.

Gemz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995 Jan;73(1):49-54.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, Lindén U, Hultén J. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993 June;4(2):99-105.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks, Part I: clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1991 Sep;66(3):377-84.

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses- an initial report. *J Prosthet Dent.* 1970 Oct;24(4):472-6.

Gulbransen HJ. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis?. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):472-3.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul;96(1):25-32.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An *in vitro* study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):466-73.

Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar,/Apr 13(2):190-6.

Hulling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by Laser welding, conventional soldering, or cast in one piece. *J Dent Res.* 1977 Feb;56(2):128-34.

Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dent Symp.* 1995;3(1):22-5.

Hussaini S, Wong T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent.* 1997 Dec;78(6):550-3.

Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. Part I: the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1995 Dec;3(6):247-53.

Jacques LB. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru: Universidade de São Paulo; 2000.

Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of ucla abutments. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(3):169-74.

Jemt T. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis?. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):471-2.

Jemt T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar/Apr;11(2):151-8.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sept/Oct;11(5):620-5.

Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. Saint Louis 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):324-30.

Keaveny TM. et al. Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *J Biomechanics*. 1994;27(9):1127-36.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 1999;8(2):141-51.

Kojima AN, Balducci I, Lombardo GHL, Mesquita AMM, Andreatta-Filho OD, Castilho AA, et al. Avaliação, com extensometria, da distribuição de tensões em próteses sobre implantes de 3 elementos, dispostos linearmente e compensados. *Braz Oral Res* 2007;21(Suppl.1):204. (Proceedings of the 24th SBPqO Annual Meeting).

Kornfeld M. Soldering. In: *Mouth rehabilitation: clinical and laboratorial procedures*, 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1974. Cap.11, p.546-65.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995 Nov-Dec;8(6):511-6.

May KB. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1997 May;77(5):497-502.

Mesquita AMM, Lancellotti ACRA, Tango RN, Costa CB, Souza ROA, Lombardo GHL, et al. Avaliação da distribuição de tensões por meio de extensômetros em próteses fixas implanto-suportadas em função do *cantilever*. *Braz Oral Res* 2007;21(Suppl.1):205, (Proceedings of the 24th SBPqO Annual Meeting).

Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos*. 2.ed.São Paulo: Editora Santos; 2000.

Moffa JP et al. An evaluation of no precious alloy for use of porcelain veneers, Part II Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent.* 1973 Oct;30(4):432-41.

Mojon P, Oberholzer, JP, Meyer, JM, Belser, UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990;64(16) 684-8.

Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J Prosthet Dent.* 1998 July;80(1):46-51.

Nabadalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. Saint Louis. *J Prosthet Dent.* 1998 Mar;79(3):285-90.

Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de sextavado externo [livre docência]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"; 2006.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent.* 2001 July;86(1):20-3.

Parel S. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):473-4.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. Saint Louis *J Prosthet Dent.* 1997 Dec;78(6):596-604.

Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG Laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2006 May;17(1):20-3.

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001 Jul/dez; 9(3/4):97-103.

Sahin S, Cehreli M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;20(10):85-92.

Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*. 1985 Dec;54(6):770-6.

Setz J, Krämer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(2):107-11.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Mar;7(1):55-63.

Sousa PCR, Dinato JC., Bottino MA, Guastaldi AC. Brazing and laser welding of Ni-Cr alloys. *Pós grad Rev Fac Odontol*. 2000 jul/dez;13(1):7-16.

Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. Biomechanics. In: *Color atlas of dental medicine implantology*. New York: Thieme Medical Publishers; 1995. p.81-90.

Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in dental laboratory: an alternative to soldering. *Alexandria J Dent Technol*. 1996 May;13(4):23-31.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug;76(2):158-64.

Ueno AH. Avaliação de resistência ao dobramento de juntas soldadas por dois métodos: Arco elétrico em atmosfera de Argônio, convencional e maçarico em liga de metal não nobre à base de Ni-Cr [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia Bauru (SP), Universidade de São Paulo-USP;1994.

Vasconcellos DK, Bottino MA, Leite FPP, Nishioka RS, Jóias RM, Mesquita AMM. Accuracy of two implant impression splinted techniques: strain-gauge analysis. J Dent Res, v. 84, special issue A (proceedings of the 83rd General Session e Exhibition of the IADR), CD ROM, 2005.

Villamil RFV, Aranha H, Alfonso MLCA, Mercadante MT, Agostinho SML. Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. Bras Ortop. 2002;37(1):471-6.

Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, Laser welding, and infrared brazing. J Prosthet Dent. 1995 Nov;74(5):521-30.

Waskewicz GA, Gronet PM, Richardson C. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(4):405-11.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Watanabe I, Baba N, Chang J, Chiu Y. Nd:YAG Laser penetration into cast titanium and gold alloy with different surface preparations. J Oral Rehabil. 2006 Jun;33 (6):443-6.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999; 12(2):167-78.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Implants Res. 1999 Dec;10(6):429-44.

APÊNDICE A – Valores originais da microdeformação geradas pela estruturas metálicas registrada pelos quatro extensômetros lineares elétricos no momento de avaliação.

Quadro 1 - Registros de microdeformação obtidos para o grupo Controle (Monobloco).

Grupo Monobloco	Amostra (Cp)	SG1	SG2	SG3	SG4	Leitura
Cp1-L1	1	223,133	-185,43	-1031,25	28,5722	1
Cp1-L2		230,427	-217,483	-877,981	-149,448	2
Cp1-L3		105,646	-282,505	-809,563	-94,6031	3
Cp2-L1	2	516,962	-666,607	-603,391	9,80406	1
Cp2-L2		388,755	-786,587	-758,257	-177,166	2
Cp2-L3		679,195	-562,674	-451,508	410,202	3
Cp3-L1	3	154,056	-948,244	38,0721	18,0109	1
Cp3-L2		438,202	-847,015	62,4959	95,4887	2
Cp3-L3		199,613	-1083,63	-48,706	107,563	3
Cp4-L1	4	528,197	-682,335	-868,517	323,203	1
Cp4-L2		313,293	-907,788	-692,403	269,06	2
Cp4-L3		207,626	-993,654	-697,547	89,8341	3
Cp5-L1	5	312,221	-920,982	-399,757	200,179	1
Cp5-L2		186,883	-781,652	-395,534	121,985	2
Cp5-L3		251,935	-561,884	-400,649	309,62	3
Cp6-L1	6	345,166	-377,697	-799,788	418,422	1
Cp6-L2		345,166	-377,697	-799,788	418,422	2
Cp6-L3		275,325	-606,027	-797,094	261,476	3
Cp7-L1	7	644,181	-879,17	-146,757	529,65	1
Cp7-L2		177,177	-1264,73	-514,514	184,526	2
Cp7-L3		178,423	-1202,66	-535,788	61,2207	3
Cp8-L1	8	357,79	-539,463	-193,19	235,584	1
Cp8-L2		357,79	-539,463	-193,19	235,584	2
Cp8-L3		346,655	-615,634	-179,915	145,575	3
Cp9-L1	9	636,701	-726,314	-797,246	224,576	1
Cp9-L2		491,72	-1009,99	-994,706	156,865	2
Cp9-L3		552,578	-997,541	-1064,87	177,113	3
Cp10-L1	10	283,953	-676,162	-642,224	355,945	1
Cp10-L2		227,925	-732,342	-675,385	271,774	2
Cp10-L3		305,546	-734,774	-683,61	226,219	3

Quadro 2 - Registros de microdeformação obtidos para o grupo Controle (Arco-Plasma).

Grupo Arco-Plasma	Amostra (Cp)	SG1	SG2	SG3	SG4	Leitura
Cp1-L1	1	180,538	-497,382	-3014,34	123,867	1
Cp1-L2		299,703	-615,385	-2908,02	191,522	2
Cp1-L3		277,043	-661,456	-2928,22	148,038	3
Cp2-L1	2	-4,96819	-227,776	34,5486	78,0665	1
Cp2-L2		-38,5387	-271,474	-267,658	-30,0904	2
Cp2-L3		-54,1387	-614,208	-788,664	57,6187	3
Cp3-L1	3	16,8627	-638,341	-2227,97	-34,0713	1
Cp3-L2		-49,3447	-377,533	-1803,91	55,8733	2
Cp3-L3		-22,5552	-358,057	-2028,06	58,7975	3
Cp4-L1	4	-214,176	-364,116	-758,755	-559,651	1
Cp4-L2		-167,064	-303,493	-688,382	-619,599	2
Cp4-L3		-173,499	-466,684	-736,496	-636,388	3
Cp5-L1	5	-79,2991	-562,461	-2612,14	-345,006	1
Cp5-L2		-117,019	-468,866	-2248,87	-69,3335	2
Cp5-L3		-24,7707	-549,306	-2187,02	4,70057	3
Cp6-L1	6	-3,71706	-758,706	-218,549	341,429	1
Cp6-L2		137,275	-536,327	-222,264	265,12	2
Cp6-L3		-15,4395	-686,808	-289,505	142,709	3
Cp7-L1	7	-103,978	-1245,16	-1092,04	-313,925	1
Cp7-L2		107,848	-1126,12	-968,896	-218,416	2
Cp7-L3		49,2579	-1157,86	-1008,13	-200,107	3
Cp8-L1	8	400,651	-177,244	-1921,66	169,215	1
Cp8-L2		285,375	-667,354	-1593,39	153,574	2
Cp8-L3		240,898	-765,784	-2417	57,9226	3
Cp9-L1	9	167,715	-429,66	-3668,76	-535,643	1
Cp9-L2		135,19	-536,525	-3480,11	-283,13	2
Cp9-L3		206,421	-482,943	-3439,86	-220,671	3
Cp10-L1	10	320,629	-742,878	-480,568	437,254	1
Cp10-L2		251,252	-762,295	-754,139	161,735	2
Cp10-L3		297,526	-711,233	-708,517	222,719	3

Quadro 3 - Registros de microdeformação obtidos para o grupo Controle (Laser).

Grupo Laser	Amostra (Cp)	SG1	SG2	SG3	SG4	Leitura
Cp1-L1	1	-38,3215	-988,082	-52,2478	93,9382	1
Cp1-L2		61,8747	-925,457	-115,421	175,926	2
Cp1-L3		-21,0095	-939,524	-48,7275	115,123	3
Cp2-L1	2	-33,565	-699,265	80,232	112,745	1
Cp2-L2		-138,972	-695,235	-15,9563	-10,3371	2
Cp2-L3		11,0382	-523,837	90,232	143,786	3
Cp3-L1	3	105,551	-781,928	-142,679	207,068	1
Cp3-L2		109,717	-719,142	24,1479	155,925	2
Cp3-L3		84,4724	-738,394	-59,2959	184,264	3
Cp4-L1	4	-645,916	339,993	656,101	-758,516	1
Cp4-L2		-507,316	172,762	-237,427	-590,926	2
Cp4-L3		-391,461	181,43	-304,246	-523,527	3
Cp5-L1	5	-413,853	-721,757	-1840,64	-454,123	1
Cp5-L2		-418,033	-994,757	-1712,92	-398,37	2
Cp5-L3		-374,191	-942,467	-1608,18	-402,79	3
Cp6-L1	6	-1611,97	-1939,82	794,846	-84,2733	1
Cp6-L2		-1629,28	-1505,83	332,254	-231,232	2
Cp6-L3		-1403,85	-1402,59	293,378	-157,91	3
Cp7-L1	7	-408,286	287,353	-136,131	-474,961	1
Cp7-L2		-307,774	130,223	-15,8533	-328,617	2
Cp7-L3		-212,236	190,897	18,6191	-274,539	3
Cp8-L1	8	634,622	-1292,24	-1783,1	202,342	1
Cp8-L2		543,732	-1000,56	-1500,78	226,35	2
Cp8-L3		423,008	-1379,16	-1475,99	232,353	3
Cp9-L1	9	150,987	-1197,02	-333,687	392,994	1
Cp9-L2		98,9889	-1268,42	-406,904	371,42	2
Cp9-L3		-21,3295	-1315,12	-354,844	373,415	3
Cp10-L1	10	-5,12431	-1190,23	-776,067	385,281	1
Cp10-L2		121,98	-1119,41	-723,359	342,927	2
Cp10-L3		100,251	-1115,28	-743,485	402,397	3

* Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$)

APÊNDICE B - Valores de resistência à flexão gerada pela estruturas metálicas registrados em máquina de ensaios universal no momento de avaliação.

Quadro 4 – Dados dos valores obtidos após o ensaio de resistência à flexão.

Monobloco	Arco-Plasma	Laser
2179.10	1060.88	1283.96
1833.76	1949.47	1327.66
1906.52	1810.26	1562.05
1752.54	1015.62	1075.35
1816.15	1956.72	1478.00
1708.00	1754.58	1081.67
1804.67	2035.31	968.68
	2399.63	679.66
	2399.49	878.88
		346.12

*Valores de resistência à flexão (MPa).

Castilho AA. *Effect of two welding systems in dimensional changing in Cobalt-Chromium alloys verified by Strain-Gauge analysis and flexural strength analysis [dissertation].* São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2009.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the dimensional changes caused by the welding procedures in implant-supported prostheses infrastructure by strain gauge analysis as well as to determine the flexural strength values of two types of welded joints (Arc-Plasm and Laser) in Co-Cr dental alloy. Thus, metal structures were casted by induction method for micro-unit type abutment. For this study, three groups were evaluated: Control Group (G I: monoblock casting, n = 10), Arc-Plasm Group (G II: casting and welding of structures in Arc-Plasm, n = 10) and Laser Group (G III: casting and welding of structures in Laser, n = 10), in which were, after placing the samples in the strain gauge analysis model, three micro strain ($\mu\epsilon$) measurements for each specimen were collected. The groups, after strain gauge analysis, were submitted to flexural strength (MPa) test in an universal testing machine (EMIC, 0.5 mm / min, 500Kg). Mean \pm SD values of microstrain conditions observed for the Monoblock group were: 461.9 m ϵ ; for the Arc-Plasm group: 637.0 m ϵ and the Laser group: 526.8 m ϵ . The results, after flexural strength test, were: Monoblock group: 1857.2 MPa; Arc-Plasm group: 1820 MPa and Laser group: 1068 MPa. The strain gauge comparison analysis between the three groups, as well the distribution of dimensional changes values were made by Kruskal-Wallis test. It was found that the values' distribution of dimensional changes do not differ statistically (KW statistic = 1.77, df = 2, p = 0.414 > 0.05). A comparison between the three groups, in relation to the

distribution of the values of flexural strength, was performed by Kruskal-Wallis test. It was found that the values distribution of flexural strength differ statistically (statistical kw = 12.844, df = 2, p = 0.0016 <0.05). By the Dunn Multiple Comparison test (5%) it was verified that the Monoblock and Arc-Plasm groups do not differ statistically and that both differ from the Laser group.

Key words: Welding. Strain gauge. Implant-supported prostheses.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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