

MON  
616.314-089.243  
S588a  
TES/mem

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

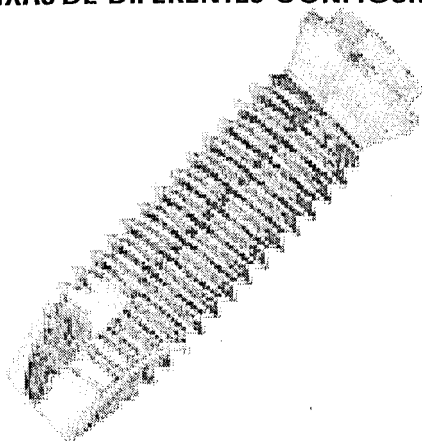
SISBI/UFU



1000218751

PAULO CÉZAR SIMAMOTO JÚNIOR

ANÁLISE DO AJUSTE IMPLANTE/PILAR UCLA NO PROCESSAMENTO DE PRÓTESES  
FIXAS DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES, SOLDADAS POR BRASAGEM E LASER



UBERLÂNDIA  
2004

**PAULO CÉZAR SIMAMOTO JÚNIOR**

**ANÁLISE DO AJUSTE IMPLANTE /PILAR UCLA NO PROCESSAMENTO DE PRÓTESES  
FIXAS DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES, SOLDADAS POR BRASAGEM E LASER**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

**UBERLÂNDIA – MG  
2004**

#### FICHA CATALOGRÁFICA

S588a Simamoto Júnior, Paulo César, 1977-  
Análise da interface implante/pilar ucla no processamento de próteses  
fixas de diferentes configurações, soldadas por brasagem e laser / Paulo  
César Simamoto Júnior. - Uberlândia, 2004.  
125f. : il.  
Orientador: Flávio Domingues das Neves.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Progra-  
ma de Pós-Graduação em Odontologia.  
Inclui bibliografia.  
I. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Neves, Flávio Do-  
mingues das. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-  
Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843 (043.3)

**PAULO CÉZAR SIMAMOTO JÚNIOR**

**ANÁLISE DO AJUSTE IMPLANTE/PILAR UCLA NO PROCESSAMENTO DE PRÓTESES  
FIXAS DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES, SOLDADAS POR BRASAGEM E LASER**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Banca Examinadora:

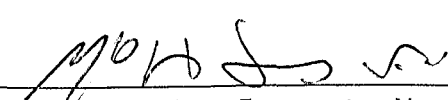
Uberlândia, 19 de fevereiro de 2004.

---

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves - UFU

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ivete Aparecida de Mattias Sartori - USC



---

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - UFU



*Aos meus pais **Paulo e Fátima**, por seus exemplos de vida, pelos seus gestos de sacrifício e amor incondicional aos filhos. As minhas irmãs **Daniela e Camila**, amigas sinceras de todos os momentos. A eles, todo meu amor e gratidão.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves, por ter assumido o desafio dessa orientação, sua dedicação e amor pela docência, não apenas direcionaram este trabalho de forma consciente e segura, mas também foram um exemplo para minha formação docente, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, por sempre ter sido referência como professor, como pessoa e sobre tudo pelo seu amor a essa escola, obrigado pelo convívio e confiança.

Ao Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, por sua relevante participação na minha vida, tanto profissional quanto pessoal, obrigado pelos estímulos e conselhos sempre úteis nos momentos mais importantes.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares, pela forma democrática e o zelo que pratica suas pesquisas, espero que seus conhecimentos e rigor científico sedimentem-se em mim, obrigado pela amizade e incentivos constantes.

Para aqueles que estão sempre torcendo, meus avós Álvaro (*in memoriam*), Rolanda, Joaquim e Nair. Aos padrinhos Olimar e Valéria, todo meu amor.

Aos queridos Luiz, Geraldo, João Paulo, Marquinho, Renato, obrigado pela amizade.

Aos colegas do Mestrado, Cândido, Denis, Gisele, Gustavo Mendonça, Luciene, Maria Helena, Rodrigo, Sâmara, Sérgio, Seabra, pelos bons momentos juntos.

## **AGRADECIMENTOS**

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo apoio financeiro.

Área de Prótese fixa, oclusão e materiais odontológicos FOUFU e aos Professores Ricardo, Marlete, Cristina, Luis Antônio e a secretária Vânia, obrigado pelo apoio e confiança que sempre me ofertaram.

Área de Dentística e materiais odontológicos FOUFU e aos Professores Carlos, Paulinho, Fernando, Roberto, Jesuania, Nelson e as secretárias Abigail e Josiane, obrigado pela compreensão e pelo carinho com que me acolheram.

Ao Laboratório de Prótese Odontológica FOUFO, o qual serviu de suporte para elaboração dos experimentos desta pesquisa e a todos seus funcionários, Cilson, Rosa, Teodoro, Paulinho, Ranor, Flávio e Beti.

Ao TPD Cilson José Nunes de Oliveira, responsável direto pelo trabalho de enceramento, fundição e brasagem.

Ao Laboratório de Prótese de Prótese Odontológica Vaiazzi, principalmente ao TPD Antônio Vaiano Jr, pelo auxílio e receptividade com os trabalhos com laser.

As secretárias do Curso de Especialização em Implantodontia, Flaviane, Marta e Cidinha, pelo apoio.

À Conexão, Sistema de Prótese, pelo apoio em fornecer implantes e componentes protéticos, viabilizando a realização deste trabalho.

Ao Núcleo de Apoio a Pesquisa/ Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária ESALQ/USP, representado pelo Prof. Dr. Eliot Watanabe Kitajima, o qual viabilizou uso do MEV, exemplo a ser seguido na democratização dos meios de pesquisa.

Aos colegas Maria Helena, Veridiana e Gustavo Mendonça, pelo esforço e carinho dedicados às correções.

**Resumo**

**Summary**

<b>1. Introdução</b>	<b>03</b>
<b>2. Revisão da literatura</b>	<b>07</b>
2.1. Aspectos funcionais e biomecânicos do pilar UCLA	08
2.2. Importância do ajuste/desajuste na biomecânica pilar/implante	10
2.3. Solda	28
2.3.1. Brasagem	29
2.3.2. Soldagem laser	32
<b>3. Proposição</b>	<b>42</b>
<b>4. Metodologia</b>	<b>43</b>
<b>5. Resultados</b>	<b>65</b>
<b>6. Discussão</b>	<b>88</b>
<b>7. Conclusão</b>	<b>103</b>
<b>8. Referências Bibliográficas</b>	<b>105</b>
<b>9. Anexo</b>	<b>114</b>

---

**RESUMO**

O objetivo deste trabalho foi analisar comparativamente o efeito do tipo de soldagem na interface de próteses fixas de três elementos, processadas a partir de pilares plásticos em diferentes configurações. Foram comparados os resultados de dois processos de soldagem, solda a laser e brasagem, aplicados na união dos pilares plásticos fundíveis tipo UCLA de 12 modelos de trabalho, fundidos em liga de NiCr. Os mesmos foram divididos em quatro grupos: GA, solda laser/arco; GB, brasagem/arco; GC, solda laser/reta e GD, brasagem/reta. Após as etapas de fundição/retificação e solda respectivamente, as próteses retornavam ao modelo mestre para avaliação da interface pilar/implante. Foi utilizado para a análise, um microscópio eletrônico de varredura (LEO-435 VP – Alemanha), no aumento de 500x. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico, teste de Kruskal-wallis para os quatro grupos anteriormente a soldagem, Mann-Whitney e Wilcoxon após a solda ( $p>0,05$ ). Com relação ao ajuste vertical, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes processos de soldagem, bem como às distintas configurações quando comparados. Embora se constatou nos modelos maiores valores do ajuste vertical e horizontal após os processos de soldagem.

## **SUMMARY**

The aim of this work was analyze the effect of the soldering comparatively in the fit of the interface abutment/implant of fixed prostheses of three elements, starting from two masters models in aluminum, configured in arch and straight line. The results of two different soldering processes were compared it welds to laser and brazing applied in the union of the castable UCLA abutment of 12 models of work of three elements, melted in league of NiCr. The same ones were divided in four groups: Group A, welds laser/arch; Group B, brazing/arch; Group C, welds laser/ straight line and Group D, brazing/ straight line. After the casting stages and it welds respectively, the prostheses came back to the master model for evaluation of the abutment/implant interface; it was used for the analysis, an scanning electron microscope (LEO-435 VP–Germany), in the increase of 500x. The results were submitted to statistical treatment ( $p>0,05$ ). Significant statistical vertical adjustment differences were not observed among the different soldering processes and eithex with relationship to the different configurations when compared. Although was verified in the models worse values of the vertical and horizontal adjustment after the soldering processes.

## 1. INTRODUÇÃO

Com o advento da osseointegração, a Odontologia pôde experimentar nestes últimos 30 anos mudanças significativas nos paradigmas que norteavam a reabilitação de pacientes edentados e parcialmente edentados, devido a alta previsibilidade apresentada no sucesso dos tratamentos reabilitadores.

Essas mudanças estão diretamente relacionadas às pesquisas do grupo do Prof. Per-Ingvar Brånemark, iniciadas em 1952 na Universidade de Lund e posteriormente incrementados na Universidade de Gotemburgo, resultando nas bases para implantodontia atual (BRÅNEMARK, 1983).

O sistema Brånemark difundido mundialmente caracteriza-se por três partes distintas: implante, pilar e prótese propriamente dita (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985; LEWIS, 1995; NEVES *et al.*, 2000a.). Esse sistema pioneiro, primeiramente utilizado para o tratamento de pacientes com edentulismo total, estendeu seu uso também às próteses parciais e unitárias (LEWIS, 1992), mantendo a mesma previsibilidade alcançada nos casos totais (ALBREKTSSON *et al.*, 1986; ADELL, 1990; JEMT, 1991).

Entretanto, a falta de espaço protético aliada às dificuldades estéticas presentes em grande parte dos pacientes parcialmente edentados com perdas ósseas mínimas, dificultava ou impossibilitava o uso do sistema original (LEWIS *et al.*, 1988a, LEWIS, 1992). Com o intuito de resolver tais dificuldades foram desenvolvidos sistemas os quais se conectavam diretamente à plataforma do implante, eliminando assim o pilar que intermediava o implante com a prótese,

definida por Lewis (1995) como prótese não-segmentada. Esses pilares, inicialmente de plástico fundível, são conhecidos como UCLA, em referência à Universidade da Califórnia (LEWIS *et al.*, 1988a; LEWIS 1988b), onde foram idealizados e desenvolvidos. Possuem extensa aplicabilidade clínica e baixo custo (BYRNE *et al.*, 1997; VIGOLLO, 2001), fatores determinantes para a popularização do pilar UCLA no meio odontológico brasileiro.

Contudo o processo de fundição, etapa decisiva na confecção dos pilares UCLA, envolve procedimentos técnicos laboratoriais mais sensíveis que mostram um certo grau de distorção (SCHIFFLEGER *et al.*, 1985; SILVEIRA JUNIOR, *et al.* 2002) ao contrário dos componentes pré-usinados que apresentam resultados mais previsíveis (KANO *et al.* 1995; BYRNE *et al.*, 1997; CARVALHO *et al.* 2002; ELIAS, 2003).

Freqüentemente é citado na literatura que um dos aspectos restauradores mais importantes para manutenção da osseointegração seria o ajuste adequado entre pilar e implante (SKALAK, 1983; HOLMES, 1986; JEMT; LIE, 1995; BINON, 1996). Para os pilares plásticos, fundições pobres em ajuste podem resultar em complicações biológicas e mecânicas como: mucosites, desaperto de parafuso, fratura de parafuso e possivelmente fratura ou perda do implante, já que no caso dos pilares tipo UCLA, a carga depositada se concentra apenas em um único parafuso (LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1998).

O aumento do número de aplicações clínicas dos pilares UCLA tem estimulado diversas investigações científicas que contribuíram e contribuem para evolução dos conceitos de tratamento e técnicas de confecção de estrutura



das próteses (LEWIS *et al.*, 1992; HURSON, 1996; BYRNE *et al.*, 1997; VIGOLLO *et al.*, 2000; SILVA, 2001; CARVALHO *et al.*, 2002; BARBOSA, 2003).

Durante as três últimas décadas, a importância dos aspectos biomecânicos em tratamentos com implantes tem sido enfatizada e condutas têm sido sugeridas para otimização do equilíbrio biomecânico (HOMES, 1996; KAN *et al.*, 1999; WEE, 1999; SAHIN; CEHRELLI, 2001). Assim, têm sido recomendados na literatura, novos materiais e novas técnicas que venham minimizar os efeitos das distorções inerentes às etapas clínicas e laboratoriais (EVANS, 1997; DINATO, 1999; SOUZA *et al.*, 2000, SILVA, 2001; SEIBEL, 2002; SIMAMOTO JR. *et al.*, 2003; TAKAHASHI; GUNNE, 2003), cientificamente, poucos resultados direcionam para soluções precisas e confiáveis, mediante a complexidade de se determinar qual seria o ajuste e o erro aceitável para a interface pilar/implante (JEMT, 1991; JEMT; BOOK, 1996; KAN *et al.*, 1999).

São duas as situações de desajuste mais citadas na literatura como responsáveis em causar danos ao conjunto pilar/implante: o desajuste vertical e o horizontal. O primeiro implica em desadaptação das peças próximo à crista óssea e é mais comum nos pilares UCLA (BYRNE *et al.*, 1997; SILVEIRA JR. *et al.*, 2002). O segundo caracteriza-se quando o pilar apresenta-se mais largo que o implante, podendo dificultar o completo assentamento do pilar e levar ao acúmulo de placa (NEVES, 2000; MENDONÇA, 2003). Nesse contexto os procedimentos de soldagem podem implicar no surgimento de áreas com desajuste horizontal (SEIBEL, 2002), como também o número de soldas pode

influir de maneira significativa no resultado final no ajuste das peças (SCHIFFLEGER *et al.*, 1985; BIANCHINI, 2001).

Considerando o conhecimento da frequência de utilização dos pilares UCLA em pacientes parcialmente edentados e a possibilidade de utilizar novos procedimentos de soldagem, este trabalho propõe-se a estudar comparativamente diferentes técnicas de soldagem para a otimização do ajuste/desajuste vertical e horizontal na interface implante/pilar, sendo utilizadas a solda laser e brasagem (solda comumente utilizada nos laboratórios de prótese) em próteses fixas de três elementos, com duas diferentes configurações, em forma de arco e em forma de reta.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

O sistema de osseointegração desenvolvido por Brånemark, na década de 60, veio para colaborar com o tratamento de pacientes edentados totais e parciais, alcançando-se altos níveis de sucesso, comprovados atualmente por diversos estudos longitudinais, (ALBREKTSSON, 1986; ADELL, 1990; FRIBERG, 1991).

A colocação do implante conforme a técnica descrita por Brånemark (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985) segue uma seqüência estabelecida em protocolos, chamados cirúrgicos e protéticos, nos quais primeiramente é instalado o implante, por meio de perfuração cirúrgica no tecido ósseo; após a colocação do implante e decorridos de quatro a seis meses (período de osseointegração), nova etapa cirúrgica permitirá a colocação de um intermediário, que será parafusado contra o implante; sobre este intermediário será finalmente confeccionada a porção coronária da prótese, sendo esta conectada ao intermediário por meio de um parafuso de fixação ou de um agente cimentante.

Inicialmente a implantodontia teve seus princípios voltados para a resolução do edentulismo total. Com o aprimoramento de técnicas e melhor domínio sobre as bases biológicas que regem a osseointegração (BRÅNEMARK, 1983), surgiu a necessidade de resolver casos parciais e individuais, o que despertou grande interesse da indústria, pesquisadores e clínicos no desenvolvimento de novos pilares, novas técnicas de manejo dos

tecidos moles, mediante as necessidades clínicas crescentes (NEVES et al, 2000a, NEVES et al, 2000b).

## 2.1 ASPECTOS FUNCIONAIS E BIOMECÂNICOS DO PILAR UCLA

Lewis *et al.* (1988a), relataram o uso de pilares plásticos, os quais são afixados diretamente sobre os implantes dispensando o uso dos intermediários convencionais. Os mesmos são preparados na altura desejada, incorporados a padrões de cera que são eliminados pela técnica da cera perdida. A esses pilares fundíveis foi dado o nome de UCLA, em menção à Universidade da Califórnia – EUA.

Segundo Lewis *et al.* (1992), o sistema de implantes Brånemark foi introduzido na América do Norte no início dos anos 80, inicialmente desenvolvido para o tratamento de pacientes edentados totais, passou também a ser utilizados em pacientes parcialmente edêntados. Devido aos altos padrões de reabsorção óssea em alguns pacientes, os componentes básicos do sistema de próteses Brånemark funcionavam de maneira satisfatória. Entretanto, para muitos pacientes parcialmente edentados que possuíam reabsorção mínima decorrente da perda de poucos dentes, além de apresentarem dentição natural antagonista, o uso destes componentes mostrou-se difícil ou impossível quando a distância interoclusal apresentava-se limitada.

Lewis (1995), classificou as próteses parafusadas como sendo segmentadas e não-segmentadas, sendo denominado de segmentado o sistema

original descrito por Brånemark, composto por três partes distintas: o implante, o pilar e a prótese propriamente dita. Próteses não-segmentadas utilizando o sistema UCLA constituem-se apenas do pilar e do parafuso do pilar.

Inicialmente os pilares plásticos foram projetados para as próteses fixas unitárias, apresentando um hexágono interno em sua base com a finalidade de estabilizá-los, evitando dessa forma a rotação no implante. Para próteses fixas múltiplas, a ausência desse hexágono tem a função de permitir criação de um eixo de inserção, efetivo (LEWIS *et al.*, 1988a; LEWIS *et al.*, 1988b, CARVALHO *et al.*, 2002).

Byrne *et al.*, 1998, relataram em seu trabalho que o pilar tipo UCLA apresentava vantagens como praticidade de uso e redução de custo; no entanto críticas foram feitas com relação ao uso de pilares personalizados o que resultaria em pobre adaptação às plataformas dos implantes, se comparada a obtida com os pilares usinados. Às etapas laboratoriais necessárias quando da utilização de pilares UCLA plástico poderiam induzir aumento no desajuste pilar/implante, potencializando o aparecimento de problemas mecânicos e biológicos, tais como desaperto ou fratura de parafuso de fixação, maior retenção de placa, resposta adversa dos tecidos gengivais e perda de integração.

Uma solução intermediária surgiu com a criação dos pilares UCLA pré-usinados em ouro e mais recentemente, em ligas de NiCr enriquecidas com Ti, otimizando o modelo original e nos quais a sobre-fundição é permitida. No entanto, a distorção, mesmo que amenizada por comportamento mais previsível

da sobre-fundição da cinta usinada, não deixa de considerar a sensibilidade dos pilares ao emprego das técnicas laboratoriais (CARVALHO *et al*, 2002; ELIAS , 2003).

## **2.2 IMPORTÂNCIA DO AJUSTE-DESAJUSTE NA BIOMECÂNICA PILAR-IMPLANTE**

Skalak (1983), considera que o sucesso da osseointegração vai depender da maneira como as forças mecânicas são transferidas dos implantes ao osso. Assim torna-se fundamental que tanto o implante quanto o osso não sejam submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Sendo o titânio mais rígido e resistente que osso, é mais provável que uma possível falha ocorra primeiro na união titânio osso. Como prótese e implante formam uma conexão rígida resultando em estrutura única, implante e osso atuam como unidade e qualquer desalinhamento da prótese em relação aos implantes, resultará em forças internas na prótese, implante e osso. Segundo o autor, essas forças não podem ser detectadas através de inspeção visual, porém podem ocasionar falhas mesmo sem atuação de forças externas.

Albrektsson *et al.* (1986), propuseram critérios para avaliação do sucesso de implantes. Estes são usados na avaliação da eficácia a longo prazo dos implantes, modelos e materiais diversos, incluindo os implantes osseointegrados Brånemark. Os critérios mencionados foram: ausência de mobilidade clínica do implante, quando individualmente testado; ausência de zona radiolúcida ao exame radiográfico; perda óssea vertical menor que 0,2mm, após o primeiro ano

de função; ausência de sinais e sintomas persistentes e ou irreversíveis de dor, infecção, neuropatias, violação ou parastesia do canal mandibular. Baseado nesse contexto foi obtida taxa de sucesso de 85% ao final de cinco anos e de 80% ao final de dez anos. Concluíram que se o sistema de implante cumprir estes cinco critérios proverá ancoragem previsível para reabilitação em ambos os arcos dentários.

Holmes (1989), descreveu que a ausência de adaptação marginal adequada é potencialmente danosa ao dente e tecidos periodontais. Os pontos de referência para medidas e a terminologia descritiva definindo adaptação variam consideravelmente entre pesquisadores. Frequentemente o mesmo termo é utilizado em referência a medidas diferentes ou diferentes termos são empregados para se referir a mesma medida. Desta forma o que vem a ser uma adaptação adequada não está satisfatoriamente definido na literatura e cada estudo que visa avaliar adaptação deve estabelecer suas próprias definições e finalmente chegar à conclusões baseadas nelas.

Quirynen; Van Steenberghe (1993), investigaram a presença de microorganismos nas roscas internas de implantes do sistema Brånemark. Foram selecionados nove voluntários, possuindo implantes há mais de dois anos, sem história de perda óssea marginal com tecidos periodontais saudáveis, não utilizavam antibióticos há mais de seis meses apresentando boa higiene oral. Suas próteses foram removidas e os pilares desinfetados para posterior instalação. A parte apical de dois parafusos de intermediário que tinham sido instalados, por três meses de controle, foram examinados em microscópio de

contraste de fases. Todos os parafusos apresentaram uma quantidade significativa de microorganismos, principalmente células cocóides (86,2%) e bastonetes imóveis (12,3%). Microorganismos móveis (1,3%) e espiroquetas (0,1%) foram encontrados apenas esporadicamente. A existência de tal infiltração bacteriana não é surpreendente se considerarmos o diâmetro destes microorganismos orais inferiores a 10µm. Com isso os autores sugeriram 3 hipóteses para a contaminação do parafuso: infiltração, contaminação durante a instalação do pilar ou contaminação durante a remoção do parafuso do pilar. Há que se considerar que durante a função, forças oclusais nas próteses induzem deformações nos componentes, que aumentam o desajuste nas interfaces e induzem um efeito de bombeamento (aspiração) entre a porção interna do implante e o meio, o que facilita a penetração bacteriana.

Segundo Jemt (1994), a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto suportada, pois nenhuma fundição apresentará adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Ele ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação checada a nível clinicamente aceitável, em que pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e o implante, antes do aperto do parafuso, sejam permitidas.

No mesmo artigo, Parel (1994), relatou que a obtenção de peças com adaptação passiva ainda é irreal, e embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como os de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar clinicamente o produto final desses



procedimentos, em termos de passividade, permanece relativamente sem qualquer base científica. Desse modo, ele acredita que a melhor forma de se avaliar ajuste por meio de inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça. Segundo o autor, essa técnica é facilmente utilizada no laboratório e deve ser repetida clinicamente.

Waskewickz *et al* (1994), comparam padrões de estresses gerados em torno dos implantes com uma infra-estrutura adaptada e não adaptada. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com cinco implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro. Sobre esse conjunto foram posicionados os cilindros de ouro que após torque de 10Ncm, foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paladio. Após a fundição, a infra-estrutura foi colocada no modelo e não existia contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro. Esta infra-estrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo apertamento dos parafusos de ouro com torque de 10Ncm por três seqüências diferentes de aperto dos parafusos. Após uma avaliação inicial, a infra-estrutura foi seccionada entre cada intermediário, ou seja em quatro partes. Os resultados mostraram que uma infra-estrutura não adaptada gerou uma concentração de estresse em torno dos implantes, independente da seqüência do aperto. Os cinco implantes apresentaram franjas, mas os implantes 1 e 5 (extremos) mostraram-se com maior concentração de

estresse. Quando a infra-estrutura foi seccionada e soldada, uma relação passiva com os intermediários foi encontrada, sem estresse nos implantes.

Quirynen *et al.* (1994), examinaram "*in vitro*" a existência de infiltração microbiana ao longo de componentes do sistema Brånemark. Trinta e dois conjuntos implante/intermediário - esterilizados com gás - foram apertados com força constante de 10Ncm e colocados em um meio líquido com sangue previamente inoculado com microorganismos da microbiota oral. Para examinar a infiltração na interface implante-intermediário, 16 amostras foram parcialmente imersas, disposta duas a duas - oito pares. As 16 restantes, também dispostas duas a duas, foram totalmente submersas para observar a infiltração na interface implante/intermediário e ao longo do parafuso do intermediário. Cabe ressaltar que uma das amostras de cada par foi previamente preenchida com uma solução salina, enquanto a outra foi imersa com a parte interna seca. Ou seja, quatro grupos de amostras foram analisados. Após sete dias de incubação anaeróbica, os microorganismos na parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas com Agar-sangue em condições anaeróbicas. Foram encontrados microorganismos em todas as amostras e em maior quantidade nas que foram totalmente imersas, quando comparadas às que foram parcialmente imersas, indicando que a infiltração bacteriana, inclusive de microorganismos maiores, como o *Fusobacterium nucleatum* parece existir em ambas as condições. Muitas bactérias que penetram na interface têm sido associadas com a peri-implantite; devido a isto, os autores defendem que mesmo com a

esterilização do pilar, previamente à instalação, deve se efetuar a desinfecção da parte interna do implante.

Carlsson; Carlsson (1994), ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva, sendo que um bom ajuste significa que as mesmas podem ser parafusadas sem causar tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva, já que todo aperto de parafuso gera certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo alguma tensão ao sistema. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infra-estrutura tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência de tensão, biomecânica dos sistemas de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

Jemt; Lie (1995), analisaram a precisão de adaptação entre armações de ouro fundido e modelos mestres por meio de uma técnica tridimensional fotogramétrica. Os autores mediram as distorções de quinze próteses implanto-suportadas depois de terminadas. As próteses foram projetadas como peças únicas fundidas em liga áurea com dentes em resina. Das quinze próteses, cinco foram colocadas em maxilas e o restante em mandíbulas. As distorções dos cilindros foram mais observadas no plano horizontal, enquanto que o aspecto vertical parece ser mais estável. A distorção média tridimensional do ponto central foi de 42 $\mu$ m para maxilas e 74 $\mu$ m, para mandíbulas. A distorção média angular tridimensional correspondente dos cilindros foi 51 $\mu$ m em mandíbulas e 70 $\mu$ m, em maxilas. Uma correlação entre distorção tridimensional do ponto de

vista central como a largura e a curvatura do arco de implante, foi encontrada, indicando que quanto maior deslocamento em largura, mais curvo era o arco. A distorção do ponto central foi também significativamente maior em maxilas, o que pode ser esclarecido dada a curvatura do arco e ao maior número de implantes na maxila; também foi relatado que houve uma tendência insignificante para maior distorção, quando maior quantidade de metal foi usada. Concluíram que, casos clínicos de implantes em condições edêntulas podem apresentar uma distorção das próteses em relação ao modelo mestre, que na maioria é menor que 150µm. Este nível de adaptação possibilita a interpretação como adequada clinicamente, desde que poucas complicações sejam relacionadas a esta adaptação.

Kano *et al.* (1995), analisaram o ajuste de estruturas fundidas a partir de cilindros plásticos fundíveis (SCG 34, 3i), comparando os mesmos com a adaptação obtida com o cilindro de ouro Nobelpharma. Os resultados demonstraram melhor desempenho do cilindro usinado, quando comparado aos cilindros de plástico fundidos, sendo que diferença entre as ligas influenciou nas médias. O desajuste se mostrou maior na ligas de NiCr e os cilindros plásticos fundíveis demonstraram desempenho similar aos cilindros de ouro quando fundidos em liga de Pors-on.

Binon (1996), realizou estudo sobre o efeito do desajuste implante/pilar, sobre a estabilidade da união do parafuso. Uma série de dez pilares largos - tipo UCLA - foram submetidos a carga fora do eixo com 133 N e ciclos com 1150 pancadas verticais por minuto e 28 rotações anti-horárias por minuto, para

determinar a estabilidade da união do parafuso. Suas conclusões indicam que houve direta correlação entre o desajuste hexagonal e o desaperto da união parafusada. Quanto maior o desajuste hexagonal, maior a probabilidade de desaperto do parafuso. No artigo o autor conclui, entre outras, que: a melhor adaptação leva à união do parafuso mais estável do parafuso; quanto maior a liberdade rotacional, maior a probabilidade de desaperto do parafuso.

Hurson (1996), relacionou vários fatores que contribuem para o desaperto do parafuso de fixação de implante/pilar, incluindo a sobrecarga oclusal, planejamento impróprio de caso, restaurações pobres em ajuste e parafusos pouco apertados. Descreveu ainda em seu estudo, os pilares plásticos fundíveis como sendo pilares populares, devido ao seu baixo custo mas reitera que, por melhor que seja a técnica laboratorial a eles aplicada, não se igualam em qualidade com os pilares de ouro. Portanto, para se obter melhor adaptação a primeira escolha na seleção de componentes protéticos deve ser para os componentes em ouro.

Binon; Mchugh (1996), compararam dois pilares UCLA, sendo um deles o pilar fundível tipo UCLA convencional e o outro, uma modificação lançada comercialmente como tentativa para reduzir o desadaptação rotacional, denominado "novo pilar fundível". Os parafusos de pilar foram apertados com 20 Ncm e com 30 Ncm, e as amostras foram submetidas a uma carga de 133,3 N no longo eixo. Os pilares UCLA convencionais apertados com 20 Ncm, falharam com 357.162 ciclos, enquanto o outro grupo recebeu um milhão de ciclos sem desapertar. Quando receberam 30 Ncm de torque, os UCLA convencionais

foram desapertados com cinco milhões de ciclos, enquanto os do outro grupo, dos cinco testados, um falhou com 4,3 milhões, o outro com 9,5 milhões de ciclos e os outros não desapertaram em 10 milhões de ciclos, quando terminaram os ensaios. Os resultados indicam correlação direta entre desadaptação rotacional e desaperto do parafuso. A união pilar/implante pode ser mais resistente ao desaperto se for eliminada a desadaptação rotacional.

Jemt *et al.* (1996), estudaram durante dois anos, em quatro centros diferentes de pesquisas nos Estados Unidos e Suécia, o desenvolvimento de sistemas e métodos para avaliação da adaptação na interface protética. Dois sistemas foram baseados em técnicas de contato de expressão, o terceiro usava o laser como fonte de leitura e um sistema fotogramétrico. Eram eles: o sistema de medida "Mylab"; o Sistema da Universidade de Washington; o Sistema de medição Fotogramétrico e o Sistema da Universidade de Michigan, todos capazes de fornecer dados com os valores tridimensionais nos eixos coordenados x, y e z, que podem ser transformados dentro de dados lineares e angulares, caracterizando a posição das superfícies dos pilares ou das réplicas e seus componentes recíprocos na armação da prótese. O centro, um ponto único computadorizado pela coleta de dados foi à unidade de avaliação derivado de posições superficiais, que são usadas para comparar os sistemas. Os quatro métodos podem detectar desadaptações que são relevantes no emprego clínico, entretanto, apenas um sistema pode ser usado na boca. Foram feitos três estudos comparativos dos métodos: (1) um teste de reprodutibilidade intralaboratorial; (2) comparações de dados centrais de um molde de calibragem

contendo cinco réplicas de pilares que foram transmitidos centro a centro para medições; (3) comparações de dados para uma avaliação de adaptação de um modelo de armação de calibragem para um modelo com pilares de calibragem. No estudo ficou claro que as comparações dos dados destes sistemas de avaliação deveriam ser arredondadas aproximadamente em 10µm. Os desvios padrão determinados na comparação são maiores que 5µm e por isso desadaptações podem ser calculadas em termos menores que 10µm. Demonstraram ainda a importância da calibragem e do teste de reprodutibilidade para se determinar a validade e confiabilidade dos sistemas de medições de adaptações.

May *et al.* (1997), descreveram um método para avaliar a precisão de adaptação dos componentes de um sistema de implante. Indicaram que percussão, exames visuais e radiografias periapicais convencionais têm sido os métodos mais freqüentemente usados clinicamente para avaliar a exatidão de montagem dos componentes sobre o implante, considerando que os métodos para medida da adaptação são limitados. Neste estudo, o Periotest foi usado para avaliar a estabilidade da interface entre implante e pilar e da interface entre pilar e cilindro de ouro, submetidos a uma série de condições de montagem. A hipótese testada é que o valor mais negativo do Periotest, indicaria a exatidão da adaptação e o valor mais positivo indicaria a falta de exatidão da adaptação. Para investigar esta hipótese *"in vitro"*, duas costelas bovinas foram usadas como simulação. Cada modelo continha três implantes Brånemark auto-rosqueantes colocados com uma separação de 7 a 10mm e organizados em

curva. Para o teste foram simuladas instalações precisas e não precisas, com medições de 25,4; 50,8 e 101,6 $\mu$ m, com um torque mecânico de 20Ncm. O significado dos valores do Periotest, para instalação exata de pilares com cilindro de ouro foram  $-6,0 \pm 0,32$  e  $-3,4 \pm 0,68$ , respectivamente. Os dados dos valores do Periotest nas condições propostas foram estatisticamente analisados com análises de regressão múltipla. As desadaptações da interface implante/pilar resultaram no valor mais negativo do Periotest ( $r=0,54$ ) com tendência a aumentar em grossos calibres. Contudo, a mesma intensidade de desajuste da interface pilar/cilindro de ouro produziram o valor mais positivo do Periotest ( $r=0,72$ ). Os autores concluíram que: os intermediários e os cilindros de ouro tem diferentes PTVs; o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar o desajuste das interfaces dos componentes; o desajuste intermediário/implante e cilindro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

Para Evans (1997), procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos contribuem para que existam erros no assentamento das restaurações. Por isto, a avaliação cuidadosa na prova clínica da peça é indispensável. Quando discrepâncias no assentamento são encontradas, a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada em nova relação.

Dellow *et al.* (1997), relataram que o acoplamento impreciso dos componentes pode influenciar no prognóstico a longo prazo do implante. Por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), foram analisadas microfendas (desajuste vertical) e a discrepância pilar/implante quanto ao perfil



(desajuste horizontal). Foram analisados quatro sistemas de implantes intercambiando componentes; concluíram que em certos sistemas, implantes e pilares são intercambiáveis e que a precisão de adaptação encontrada é semelhante ou às vezes excede os critérios propostos pelo sistema original sueco - Brånemark System. As variações nestes casos não foram maiores que 10 µm de espaço entre os componentes.

Byrne *et al.* (1998), estudaram a adaptação de pilares fundidos e pré-fabricados, relatando haver insuficiente informação a respeito da união implante-intermediário. Neste estudo foram analisadas seis combinações de intermediários e implantes: Pilar CeraOne com implantes NobelBiocare; Pilar STR (3i - Implant Innovations Inc.) com implante 3i; o pilar UCLA plástico (3i) - após fundição e simulação de queima de porcelana - com implantes 3i; o pilar UCLA plástico - após fundição e simulação de queima de porcelana - com implantes NobelBiocare; o pilar UCLA "pré-fabricado em ouro" - após fundição em liga de ouro-paládio e simulação de queima de porcelana - com implante 3i e o pilar UCLA "pré-fabricado em ouro" - unido ao implante 3i. Cada grupo era composto de cinco amostras, medidas por meio de cortes longitudinais dos conjuntos pilar/implante - os quais foram seccionados e polidos em uma unidade de polimento automática Phoenix 4000. As áreas de assentamento do implante ao pilar (área 1 - externa) e do parafuso de pilar ao pilar (área 2 - interna), foram avaliadas então, nos dois lados, por região e por espécime, em microscópio com 100 vezes de aumento. A adaptação dos pilares aos implantes foi bem semelhante para as seis combinações porém, o contato foi maior com os pilares

pré-fabricados e com os pré-fabricados nos quais foi aplicada porcelana, do que com os pilares plásticos fundidos. Os resultados deste estudo confirmaram a sugestão que intermediários pré-fabricados, que incluem também aqueles que são ajustados em laboratório, são superiores em adaptação do que aqueles em plástico fundido. Os resultados podem ter implicações biológicas e mecânicas, embora testes clínicos controlados sejam ainda necessários. Com base nos resultados deste estudo os autores afirmam que é necessário maior desenvolvimento dos protocolos de trabalho com os pilares UCLA plástico, incluindo melhora no desenho do padrão para fundição e refinamento nos procedimentos de fundição e acabamento.

Mazzoneto *et al.* (1999), investigou diversas superfícies e as interfaces da conexão implante-prótese de três sistemas disponíveis no Brasil. Utilizou 45 fixações divididas em três lotes de 15 unidades cada, de implantes de Ti pertencentes respectivamente ao sistema H.I.S (lotes 1 e 2) e Implamed (lote 3). A seguir, dois implantes de cada um dos três lotes foram selecionados ao acaso e posicionados para análise no MEV, com seus respectivos componentes protéticos, em aumentos de 50, 100, 200 e 500 vezes. Os resultados desse estudo mostraram boa adaptação para implante do lote 3, onde o espaço entre o implante e o componente protético variou de 10 a 20 $\mu$ m, medida esta considerada adequada em relação aos estudos de outros sistemas descritos na literatura. Já nos espécimes do lote 1, observou-se desajuste vertical de cerca de 40 $\mu$ m. Segundo o autor tal desajuste poderá acarretar distribuição

inadequada de carga mastigatória gerando problemas na biomecânica do conjunto prótese/implante, resultando na falha do mesmo em longo prazo.

Em 1999, Kan *et al.*, estudaram métodos clínicos para avaliar a adaptação da infra-estrutura sobre os implantes, sabendo que a adaptação passiva em próteses implanto-suportadas tem sido sugerida como um pré-requisito para o sucesso em longo prazo da osseointegração. Entretanto, não há modelos científicos de como é esta adaptação passiva, como conseguí-la e medi-la. A literatura foi revisada para identificar os métodos clínicos que têm sido usados para avaliar a adaptação entre os implantes e a infra-estrutura protética. Concluíram, com base no que é conhecido, que a relativo desajuste, com os métodos disponíveis, não pode ser precisamente analisada e determinada. Na ausência de tais regras quantitativas de adaptação, o alcance da adaptação passiva pode ser baseado na experiência clínica do profissional, ao invés de fundamentado em evidências científicas. Contudo, os componentes dos implantes e o osso parecem tolerar um grau de má adaptação sem problemas mecânicos adversos. O nível aceitável desse desajuste tem ainda que ser determinado. Segundo os autores, apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-implante, nenhuma individualmente oferece resultados objetivos, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar o desajuste.

No mesmo ano, Wee *et al.*, realizaram revisão de literatura com objetivo de apresentar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao ajuste de próteses sobre implantes. Dos artigos revisados, boa parte demonstrava

caráter clínico ou técnico defendendo estratégias para melhorar este ajuste. As técnicas apresentadas não dispunham de comprovação científica que suportassem a sua indicação. Dentre os elementos encontrados pelos autores para melhorar o assentamento das próteses sobre implantes, encontrava-se a utilização de soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descargas elétricas, apesar de que os autores considerem que o conceito de assentamento passivo seja de difícil emprego nas próteses sobre implantes, mesmo quando aplicado usinagem por descargas elétricas.

Neves *et al.* (2000), relataram que no decorrer dos últimos anos, a implantodontia firmou-se como uma realidade graças à longevidade dos tratamentos e aos resultados funcionais obtidos. Entretanto, determinadas situações clínicas dificultavam sua aplicação, devido às limitações de certos componentes, às vezes estéticas, às vezes mecânicas. Foram sendo desenvolvidos novos componentes de acordo com necessidades práticas, ora visando uma melhor estética, ora visando uma maior resistência, surgindo assim uma gama de pilares trans-epiteliais com o objetivo de facilitar a resolução de problemas clínicos, mas que acabaram por criar um mito de insegurança e preocupação aos dentistas que trabalham na área de prótese. Assim sendo, foram apresentados dados com a finalidade de facilitar a escolha e conexão dos diversos intermediários que podem ser utilizados sobre implantes osseointegrados “Brånemark-compatíveis” de plataforma regular, procurando avaliar suas indicações, contra-indicações, vantagens, desvantagens, técnica de instalação, torque e moldagem.

Vigolo *et al.*, (2000), avaliaram mudanças na interface do implante de pilares UCLA usinados em ouro após a fundição e queima de porcelana com caso de restaurações unitárias, por considerar que o processamento laboratorial das próteses implanto-suportadas pode alterar a superfície do pilar em contato com a plataforma do implante e assim, o ajuste da interface. Foram avaliados a profundidade (d) e largura (w) da porção hexagonal do pilar, o diâmetro apical (D) do pilar e a liberdade rotacional do pilar (R) de 30 pilares UCLA usinados em ouro antes do procedimento de fundição (tempo 0), após a fundição com uma liga de metal nobre (tempo 1), e após a adição de porcelana (tempo 2), para se detectar qualquer mudança eventual no ajuste dos pilares no topo do hexágono do implante. De acordo com os resultados nenhuma diferença significativa relativa aos parâmetros de estudo (d, w, D e R) foi observada entre os tempos 0, 1 e 2 ( $P=.576$ ). Os autores concluem que se todos os passos laboratoriais forem observados cuidadosamente, as mudanças na interface do implante dos pilares UCLA usinados em ouro não ocorrem.

Sahin; Ceheli (2001), realizaram revisão de literatura relacionada à adaptação passiva, com objetivo de relacionar artigos que descrevessem a importância do assentamento passivo de próteses fixas apoiadas sobre implantes. Relataram que o assentamento passivo absoluto não foi alcançado nas últimas três décadas, não existindo consenso, mas sim várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. Concluíram que a obtenção do assentamento passivo parece não ser possível, e pode, de fato, ser desnecessária.

Carvalho (2002), avaliou o assentamento de componentes protéticos à plataforma do implante, utilizando como controle pilares Gold UCLA e comparando-os com UCLA fundíveis. Para isso foram utilizados 15 pilares UCLA com hexágono interno, distribuído em três grupos: o grupo controle; o grupo T, com cinco implantes foi fundido em Ti comercialmente puro e o grupo N, de cinco, fundido em níquel-cromo-titânio-molibdênio. Uma plataforma de aço inoxidável de forma poligonal de dois centímetros de altura recebeu, em seu centro, um implante de 3,75mm de diâmetro e 8mm de comprimento, para o assentamento dos pilares. Este estudo avaliou, com auxílio de um microscópio comparador Olympus, as discrepâncias de assentamento dos componentes protéticos. Os dados numéricos foram submetidos a ANOVA ( $p < 5$ ) em parcelas subdivididas. De acordo com os resultados obtidos, pôde-se concluir que o grupo fundido com níquel-cromo-titânio-molibdênio mostrou-se com melhores resultados de assentamento ao implante do que o grupo fundido com Ti c.p., porém ambos foram inferiores ao grupo controle Gold UCLA.

Em seus estudos, Hecker (2003), sugeriu que próteses implanto-suportadas devem exibir ajuste passivo para impedir a fratura do implante, a ruptura dos componentes e o afrouxamento dos parafusos. De um ponto de vista prático, o ajuste passivo é impossível de se conseguir; no entanto, o desajuste mínimo pode ser o objetivo clínico, sendo reportado que valores máximo e mínimo de desajustes não são encontrados claramente na literatura para determinar qual o valor de desadaptação seria nocivo ou não para a interface

pilar/implante. Em seu trabalho, esse autor considera como aceitáveis, desajustes de 22 a 100 $\mu$ m entre os cilindros fundíveis e implantes.

Mendonça (2003), analisou cinco sistemas de implantes brasileiros quanto à: 1) tolerância das medidas da plataforma dos implantes; 2) tolerância das medidas da base dos intermediários; 3) ajuste vertical e horizontal comparando-os ao Nobel Biocare. Para análise do ajuste vertical e horizontal utilizaram-se micrografias obtidas no microscópio eletrônico de varredura (MEV). Para o ajuste vertical, o teste estatístico percentil, demonstrou que os grupos do sistema Conexão e Neodent, assim como o grupo controle não apresentaram valores acima de 10 $\mu$ m.

Simamoto Jr *et al.* (2003), avaliaram comparativamente o desajuste vertical na interface pilar/implante de 18 pilares UCLA plástico fundidos em liga de NiCr, antes e após tratamento cervical com "Kit" retificador específico. Para a avaliação do desajuste vertical foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura, com aumento de 500x. Aplicado o teste não-paramétrico de Wilcoxon, foi observada diferença estatística significativa após o uso do retificador de pilar, assinalando melhoras no ajuste vertical.

Takahashi (2003), comparou a adaptação de pilares fabricados utilizando o sistema Procera® (tipo 1) e o sistema com cilindros fundíveis de ouro (tipo 2). Foram confeccionadas 19 infra-estruturas, sendo 14 delas com o Sistema Procera® e cinco com os cilindros fundíveis de ouro, perfazendo no total 95 implantes, 70 para o tipo 1 e 25 para serem reabilitados com o sistema tipo 2. Das 19 infra-estruturas, 17 seriam para edentados totais e duas para edentados

parciais. As próteses confeccionadas com o sistema Procera® apresentaram resultados de ajuste significativamente superiores às dos cilindros fundíveis, ao nível de significância de  $p < 0,1$ .

## 2.3 SOLDA

Para Anusavice (1996), a soldagem foi definida como o processo de união de matérias usado para obter a coalescência localizada de metais e não metais, produzida por aquecimento até uma temperatura adequada, com ou sem utilização de metal de adição.

Souza *et al.* (2000), relataram que a escolha do processo a ser utilizado na soldagem de próteses deve preencher os seguintes requisitos: gerar uma quantidade de energia capaz de unir dois metais, similares ou não, sem causar distorção da peça; propiciar o controle da metalurgia de soldagem, para que a solda alcance as propriedades desejadas; propiciar a qualidade da junta e considerar a viabilidade econômica e técnica do equipamento. Metalurgia de soldagem estuda o comportamento do metal durante e após o processo de solda e os efeitos nas suas propriedades, incluindo o estudo das microestruturas do cordão de solda e da zona afetada de calor.

O cordão de solda é constituído da parte fundida do metal da peça, que é denominada metal base, ou da soma deste com o metal adicionado para preencher a junta. A região adjacente à solda, que tem sua estrutura ou suas propriedades alteradas pelo calor proveniente do processo de soldagem, é denominado zona afetada pelo calor (ZAC). A distorção da peça, o tamanho e a



microestrutura da ZAC e a microestrutura da solda dependem da energia de soldagem (calor) fornecida à peça, a qual varia conforme o processo utilizado (SOUZA, *et al.* 2000).

### 2.3.1 – Brasagem

Okumura; Taniguchi (1982), definem brasagem como sendo processo de soldagem no qual a união é executada por meio de liga metálica com ponto de fusão mais baixo do que o do metal base, portanto este não funde durante a soldagem, sendo a junta preenchida por efeito capilar. O processo de brasagem pode ser dividido em dois tipos, conforme o metal de adição: brasagem e solda branca. A brasagem, também conhecida em Odontologia como soldagem a altas temperaturas ou "brazing", é o processo de soldagem onde o metal de adição tem sua temperatura de fusão e a do metal-base acima de 450°C. A solda branca, também conhecida na Odontologia como solda convencional ou "soldering", é o processo de soldagem em que o metal de adição tem temperatura de fusão compreendida abaixo do ponto de fusão do metal base e também abaixo de 450°C. Referem que, para eficiente ação capilar na soldagem, tem-se como necessário que o metal de adição tenha boa fluidez e a fenda existente entre as partes a serem soldadas, tenham dimensões com valores compreendidos entre 0,025 e 0,25mm. Como fonte ou método de aquecimento a ser aplicado, o processo de brasagem pode utilizar o maçarico, forno de aquecimento, bobina de indução, resistência elétrica, ferro de soldar, luz infravermelha ou banho químico. Para se alcançar união satisfatória

utilizando os métodos citados de brasagem, as partes a serem soldadas devem ser limpas, mecânica e quimicamente, para retirada de óleos, graxas, óxidos, tintas e outras impurezas, de forma que o metal de adição molhe a superfície das peças e a decomposição destas não contamine a solda.

Silveira Jr *et al.* (2002), comparou por meio de MEV, os justes vertical e horizontal na interface pilar/implante, de pilares de Ti segmentados e de pilares tipo UCLA, quando da obtenção das fundições em liga de NiCr, soldas por brasagem e aplicações de porcelana feldspática, comparando ainda as fases entre si. Vinte fotos, com aumento de 500x foram obtidas para os pilares de Ti e outras vinte para cada uma das fases. As medidas de desajuste vertical e horizontal foram feitas e submetidas a análise gráfica comparativa. Para as medidas verticais ocorreram desajustes clinicamente importantes. O ajuste horizontal mostrou-se diferente para o pilar de Ti em comparação ao de plástico fundível em todas as fases. Houve também significativa alteração entre as fases de fundição e solda. Segundo o autor, seguramente houve importante alteração após o procedimento de soldagem por brasagem, no que diz respeito ao desajuste horizontal, fato que poderia trazer transtorno mecânico.

Elias (2003), avaliou o ajuste de pilares tipo UCLA plásticos fundíveis e pilares tipo UCLA fundíveis com cinta pré-fabricada em TiLi (Titânio-Lítio), com o objetivo de avaliar a adaptação desses componentes nas etapas de fundição e soldagem por brasagem, comparando os resultados relativos ao ajuste-desajuste verticais e horizontais das interfaces pilar/implante, obtidos de três modelos de trabalho contendo três implantes, para cada um dos sistemas

utilizados, incluindo o pilar com cinta usinada, fundidos com liga de Ni-Cr. A avaliação foi feita por meio de MEV (Leo-940) sob o aumento de 500x, após a conclusão das etapas laboratoriais. A autora considerou a medida de 10 $\mu$  como discrepância vertical compatível com ótima distribuição de esforços e biologicamente aceitável. Constatou após análise dos resultados importantes modificações nos valores horizontais após procedimento de soldagem por brasagem, aconselhando avaliações no sentido de minimizar as distorções, testando inclusive outros métodos de união. Pôde-se verificar com relação ao ajuste-desajuste vertical, valores entre 0 (zero) e 71,97 $\mu$ m para pilares de plástico fundíveis, e entre 0 e 38,09 $\mu$ m para pilares usinados. O grupo com cinta usinada demonstrou melhores resultados quando comparado com os demais grupos, embora não satisfazendo os índices desejados.

Barbosa (2003), avaliou comparativamente três diferentes laboratórios de prótese dentária por meio da análise do ajuste vertical e horizontal do pilar tipo UCLA fundível, nas etapas laboratoriais de fundição e soldagem, de um mesmo caso clínico. Quatro próteses fixas de três elementos foram confeccionadas por cada laboratório, utilizando-se os pilares tipo UCLA fundíveis. A avaliação foi a partir de fotos obtidas através de MEV sob o aumento de 500x. Os resultados foram submetidos a análise estatística ( $p < 0,05$ ). Os valores apresentados pelos laboratórios diferiram apenas em relação ao ajuste-desajuste vertical, após a fundição, sendo 95,8% entre 0(zero) e 10 $\mu$ m para o laboratório A, e 70,8% e 87,5% em B e C, respectivamente. Após a etapa de soldagem por brasagem dos pilares fundidos em liga de NiCr, os valores dos laboratórios avaliados não

apresentaram diferença estatística, embora se perceba diferença significativa se comparado o ajuste antes da etapa de solda e após a mesma para os laboratórios A e C, mantendo-se estável em B. Os resultados obtidos no presente estudo, tanto para o ajuste-desajuste vertical, quanto horizontal, foram mais satisfatórios quando comparados a estudos anteriores utilizando os mesmos pilares. Porém, apesar de mais satisfatórios, o autor considera que os resultados ainda são preocupantes do ponto de vista clínico.

### **2.3.2 Soldagem laser**

Gordon; Smith (1970), afirmaram que o laser tem conferido à Odontologia, maior rapidez, economia e técnica mais meticulosa na união de metais, contribuindo com evolução histórica dessa profissão. Os trabalhos iniciais com soldagem a laser começaram em 1967. O aparelho utilizado foi um laser Optics 8-869, com cristal de Neodímio. Relataram ainda, que existe relação crítica entre a quantidade de energia e a área do ponto de soldagem. Observaram também, que a lisura ou a presença de orifícios profundos na região soldada estavam relacionados com a quantidade de energia aplicada. A prótese foi soldada sobre o modelo mestre sem causar dano a este. Os tiros eram sobrepostos. Procedeu-se o polimento da união soldada, tendo-se o cuidado de remover a mínima quantidade de metal, e a camada de resina acrílica foi completada. A quantidade de energia utilizada foi de aproximadamente 11 a 16 joules com tempo de duração do impulso de 4ms, no início, e 8ms no decorrer do processo.

Os autores chamam atenção para algumas vantagens que eles observaram no uso da solda laser, como: pequena indução de distorção quando a peça é levada ao modelo mestre para soldagem, resistência da soldagem compatível com a do metal base, tempo curto de trabalho (aproximadamente 4 minutos para prótese parcial fixa de três elementos, sendo em média duas horas para brasagem), adaptação superior à da prótese fixa soldada de maneira convencional, possibilidade de execução em metais não preciosos, obtenção de vantagens estéticas e anatômicas como não obliteração da área interproximal, respeitando a papila interdental. Concluíram, ainda, que a precisão de adaptação das próteses soldadas a laser são limitadas pela fidelidade dos modelos e troquéis, visto que nenhum outro passo intervém na união soldada. O acompanhamento clínico tem demonstrado um grau de satisfação e precisão maior do que a obtida com as técnicas de soldagem convencional. O tempo de trabalho requerido pelo técnico é dez vezes menor na soldagem a laser, quando comparado às técnicas convencionais.

Hulling; Clark (1977), avaliaram a distorção relativa em próteses de 3 elementos unidas por solda a laser, convencional ou fundidas em monobloco. Quinze próteses foram realizadas e todas fundidas em ouro. As distorções foram medidas com um ponto marcado no modelo mestre e um ponto nas próteses antes e após a soldagem. No caso da fundição em monobloco as distorções foram medidas no padrão de cera e após a fundição. Todas as medidas após a soldagem foram maiores que as originais, produzindo medidas positivas. Os autores concluíram que os três procedimentos utilizados para se unir unidades

individuais de próteses fixas sempre acarretam algum grau de distorção. As técnicas de soldagem a laser e de fundição em monobloco produzem, entretanto, uma distorção significativamente menor que a soldagem convencional.

Schiffleger *et al.* (1985), compararam prótese fixas de 3, 4, e 5 elementos fundidas em monobloco com liga de ouro própria para o trabalho. De um total de 18 fundições, foram feitas seis fundições para cada um dos três tipos de prótese fixa. Para registrar as medidas de discrepância vertical marginal foi utilizado microscópio com calibração micrométrica. As diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre matriz e as fundições também foram registradas. As fundições foram seccionadas, assentadas sobre a matriz e reposicionadas com resina acrílica, sendo que as medidas foram realizadas antes e após o seccionamento das peças. Com o presente estudo os autores concluíram que a distorção foi um fenômeno tridimensional, com maior discrepância na superfície mesio-gengival do retentor anterior e disto-lingual do retentor posterior; a distorção foi menor nas próteses fixas de três elementos e maior na prótese fixa de cinco elementos; o diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos no modelo mestre na maioria dos casos; o diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, mas foi somente significativa nas próteses fixas de três elementos. As fundições estavam ligeiramente sobre-contornadas ou sub-contornadas; a razão principal das fundições não assentarem foi o empenamento, contudo o assentamento das

fundições melhorou aproximadamente 50% após o seccionamento, o que indica que as fundições estavam distorcidas.

Sjögren; Andersson; Bergman (1988), fizeram um estudo com objetivo de avaliar a resistência à tensão, estresse e alongamento em amostras de titânio unidas por soldagem à laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III soldadas por brasagem e mais um grupo em monobloco de titânio. O laser utilizado foi Nd:YAG. Durante os testes de tensão todas as amostras de titânio fraturaram na união soldada a laser. As amostras apresentaram porosidades. As indicações para utilização da solda para infra-estruturas de próteses sobre implante foram: nível de energia de 18J, pulso com duração de 6ms, frequência de 10Hz e um total de 8 pontos de solda. Sabe-se que a variação destas indicações pode provocar pronunciada influência nas propriedades mecânicas dos corpos soldados. Os corpos de prova em monobloco fraturaram no centro das barras teste. Observaram, também, que o alongamento dos corpos de prova foi reduzido nos grupos soldados a laser, embora a resistência à tração tenha variado o resultado para mais ou menos, em função das diferentes energias e tempos de duração dos impulsos do laser aplicado. O grau de deformação na região da fratura foi maior para as amostras não soldadas a laser do que para as soldadas a laser.

Yamagishi; Ito; Fujimura (1993), estudaram as propriedades mecânicas das uniões soldadas a laser (Nd-YAG) de titânio; observaram que existe relação significativa entre a resistência ao dobramento e a irradiação da atmosfera, intensidade da irradiação e da combinação do tipo de atmosfera e sua

intensidade. A soldagem a laser é mais efetiva quando realizada em uma atmosfera de argônio, embora os resultados sejam bastante diferentes, quando se altera a intensidade do gás protetor. Os autores concluíram que mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor relação entre os fatores intensidade do laser e atmosfera de irradiação.

Em 1997, Riedy *et al.*, citaram a importância da precisão de assentamento entre a armação protética e implante devido à transferência da força, biomecânica do sistema 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 técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (monobloco) e processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (sistema Procera®). A videografia laser em programa gráfico de computador foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes, sendo a medida da interface do eixo z no ponto central o critério utilizado. Os autores concluíram que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco.

Dinato (1999), em seu estudo sobre a determinação da resistência à flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas a laser e por brasagem, concluiu que na liga de níquel cromo a soldagem a laser e o monobloco apresentaram resultados estatisticamente semelhantes, e a brasagem um resultado inferior. Na liga de prata paládio os



resultados foram semelhantes. Este autor analisou diversas ligas procurando avaliar as vantagens do uso da solda a laser como opção à solda convencional.

Souza *et al.* (2000), investigou as uniões soldadas empregando brasagem e solda a laser em liga odontológica de Pd-Au. Foram estudados efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza, além de suas vantagens e desvantagens. Os corpos de prova consistiram de chapas de 10mm de comprimento, 4mm de largura e 1,5mm de espessura e foram soldados em juntas do tipo topo. Após as respectivas soldagens, os corpos foram preparados para metalografia, seccionados, lixados, polidos e atacados com água-régia. Foi utilizada para observação da secção transversal das uniões soldadas, a microscopia eletrônica de varredura. Foram também realizados ensaios de dureza no metal-base e na união soldada, utilizando um microdurômetro. Verificou-se que, na brasagem, o metal-base e o cordão de solda, apresentaram microestruturas distintas, e que na soldagem a laser foram identificadas três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal-base. Devido ao feixe de solda a laser transferir uma menor energia ao metal-base, este minimizou o tamanho da ZAC, em consequência, não deve causar distorção significativa nas peças protéticas, sendo, portanto, um processo adequado para a substituição da brasagem neste tipo de aplicação.

Castilho (2000), avaliou a adaptação da interface intermediários-cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto cromo, antes e após soldagem laser. Foram realizados 10 corpos de prova com três implantes cada, sendo que

destes 5 foram fundidos com uma liga de cobalto-cromo (Rexillum® N.B.F. - Jeneric®-Pentron®) e os outros 5 fundidos em titânio (Rematitan®- Alemanha). Para analisar e medir as interfaces foi utilizado um microscópio comparador (Mitutoyo Mfg. Co – Japão) modelo BI5, com aumento de 30 vezes. Foram realizadas 4 medições ao redor de cada cilindro da estrutura metálica sendo que em cada ponto foi lido por 3 vezes. Um total de 12 leituras foram realizadas em cada cilindro da estrutura metálica. As infra-estruturas fundidas em monobloco foram então seccionadas e parafusadas com um torque de 10Ncm, para posterior soldagem a laser. Após a soldagem a laser procedeu aos mesmos critérios das leituras iniciais. Para realização da análise estatística utilizou-se o teste de análise da variância a três critérios. A análise dos dados possibilitou a conclusão que existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após a soldagem a laser. Os melhores resultados foram encontrados nas estruturas após soldagem a laser.

Silva (2001), estudou o desajuste marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser, antes e após eletroerosão por meio da análise de assentamento passivo. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas a partir do modelo mestre metálico com cinco implantes fixados na região intra-foramidal, paralelos entre si, e fundidas em Ti c.p. (Rematitan – Dentaurem – Alemanha). As amostras foram divididas em dois grupos: G1 - 10 infra-estruturas fundidas em monobloco e G2 - 10 infra-estruturas previamente seccionadas em 4 pontos, fundidas e submetidas à soldagem laser. A passividade de assentamento dos pilares tipo

UCLA foi avaliada antes e após a eletroerosão, dando-se um torque de 10N no parafuso de Ti do implante da extremidade, aferindo-se as discrepâncias marginais no implante mais distal e no mais central. Após obtidos os resultados utilizando um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005mm, observou-se que o grupo 1 (peças em monobloco), obteve a pior adaptação marginal, já o grupo 2 (seccionado e soldado a laser), teve adaptação significativamente melhor na adaptação marginal em relação ao grupo 1. Contudo, após a aplicação de eletroerosão nos grupos 1 e 2, os mesmos não diferiram estatisticamente.

Bertrand *et al.* (2001), relataram o uso da solda laser na Europa a partir dos anos 90, graças ao desenvolvimento de equipamentos mais modernos, menores e mais acessíveis economicamente. Com relação à técnica, descrevem-na como: rápida, econômica e refinada na união de metais. Os mesmos autores descrevem as vantagens da soldagem a laser na manufatura de próteses: (1) o equipamento otimiza o tempo no laboratório, diminuindo algumas etapas, já que a solda é feita diretamente no modelo de trabalho, reduzindo os riscos de distorção da peça fundida ao longo da aplicação do revestimento e aquecimento decorrente do processo de união; (2) pode ser usada para união de todos os metais, em particular o Ti; (3) A união a laser possibilita uma forte resistência entre todos os metais soldados. (4), poder utilização para reparos de próteses metalocerâmicas e próteses com resinas acrílicas.

Bianchini (2001), analisou *in vitro* o grau de desajuste de prótese fixa de três elementos parafusada sobre dois implantes. O estudo baseou-se nos dados

fornecidos por 18 corpos de prova que foram confeccionados em liga metálica de prata/paládio para metalocerâmicas extraduro (porson tipo IV – DEGUSSA DENTAL – São Paulo – Brasil) a partir de um modelo de resina acrílica previamente definido. Esse modelo continha os implantes que serviram de sustentação para a prótese a ser confeccionada. Cada corpo de prova reproduziu uma prótese fixa de três elementos na sua parte metálica. Os referidos corpos de prova foram divididos em três grupos: Grupo (1) fundidos em monobloco, Grupo (2) onde as estruturas foram unidas por brasagem e Grupo (3), soldados a laser. A leitura do desajuste foi realizada em microscópio de ferramentaria da marca NiKon, modelo measurescope. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico de análise de variância (ANOVA) para comparação entre os grupos. As estruturas fundidas em monobloco apresentaram valores maiores de desadaptação. O grupo unido por brasagem não apresentou diferença estatisticamente significativa com relação ao grupo unido por solda laser.

Seibel (2002), estudou as alterações dimensionais que ocorrem durante o processo de soldagem das estruturas de prótese fixa em odontologia. Foram comparados os resultados de dois processos diferentes, solda laser e brasagem com tocha de oxigênio propano, aplicada nas barras de união de três corpos de prova de três elementos cada. As barras eram cilíndricas com três milímetros de espessura, fundidas em ligas de ouro-paládio tipo IV e assentadas sobre um piloto de três elementos cônicos com dispositivo anti-rotacional, produzido para esse fim. Verificou-se a incidência de alterações dimensionais para mais e para

menos. Os dois processos de soldagem submetidos à avaliação nesta pesquisa, quando aplicados a estruturas fundidas em ligas de Au-Pd (Deva 4, Degussa) apresentaram alterações dimensionais pouco significativas estatisticamente. De forma descritiva, a passividade do ajuste dos corpos de prova, foi discretamente melhor e mais uniforme, tendendo para contração nas peças soldadas a laser, enquanto por brasagem com tocha oxigênio-propano foi mais irregular e com tendência para expansão.

### 3. PROPOSIÇÃO

- 3.1 - Avaliar comparativamente a influência dos processos de soldagem laser e brasagem, na interface pilar/implante.
- 3.2 - Avaliar comparativamente a influência do alinhamento dos pilares UCLA em arco e reta, na interface pilar/implante.
- 3.3 - Avaliar os grupos antes e após os processos de soldagem, com relação ao ajuste/desajuste na interface pilar/implante.

4 - METODOLOGIA

4.1 – MATERIAIS

Os principais materiais utilizados, juntamente com as marcas comerciais e fabricantes, estão especificados no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais, marca comercial e fabricante.

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Polieter	Impregum F®	Espe
Liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr)	Verabond II®	AALBA, Dent Inc - EUA
Revestimento para Fundição	Termocast®	Polidental - Brasil
Solda	Solda Dentorium	Dentorium Export - EUA
Fluxo	Fluxsol	BEGO - Alemanha
Implantes, análogos, componentes de moldagem, UCLAS*	Conexão®	Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo - Brasil

\*Pilar desenvolvido na Universidade da Califórnia – EUA

4.2 – MÉTODO

4.2.1 – Confecção do modelo-mestre

O modelo-mestre tem por finalidade abrigar os implantes, representando a situação na boca do paciente. Tal como ocorre clinicamente, o trabalho

laboratorial foi executado sobre modelos de trabalho contendo análogos, obtidos a partir da transferência dos implantes fixados no modelo-mestre.

Considerando a proposta de analisar os processos de soldagem entre si e a influência da configuração dos implantes em arco e reta para o ajuste de próteses fixas de três elementos, foram necessários dois modelos-mestre. Um para os dois grupos em reta (solda laser e brasagem) e um para os grupos em arco (solda laser e brasagem), perfazendo no total, quatro grupos. A partir dos modelos mestre foram confeccionados três modelos de trabalho (amostras) por grupo, (Quadro 2).

Para a confecção dos modelos-mestre foi utilizada uma barra maciça em alumínio, seccionada em 02 blocos de dimensões: 34mm (diâmetro) x 19mm (largura) x 19mm (altura), contendo três orifícios cada, com diâmetro de 3,75mm. Os orifícios bem como o acabamento do bloco foram realizados na Oficina de Tornearia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU, com auxílio de um dispositivo paralelizador. As roscas internas foram preparadas com brocas formadoras de rosca.

Foi programada a confecção de 12 próteses parciais fixas de três elementos sobre os 3 implantes alinhados em arco e 3 implantes em reta, simulando regiões de segundo pré-molares, primeiro e segundo molares inferiores respectivamente. Os orifícios 1 e 2 dos quatro grupos distavam, centro a centro, 9,0mm e os orifícios 2 e 3, 10,0mm, proporcionando espaço suficiente para a reconstrução de dentes com diâmetro méso-distal e mesa oclusal



compatíveis com os dentes a serem substituídos. Os modelos-mestre podem ser vistos na figura abaixo (Fig.01).

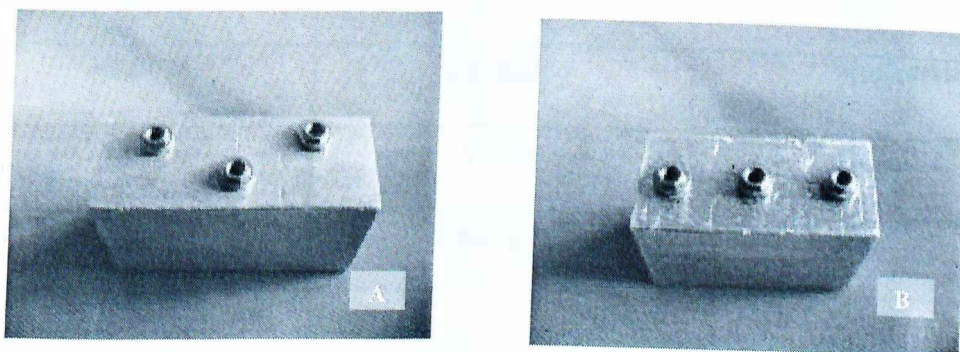


Fig. 01 – Modelos-mestre utilizados: A. Modelo-mestre em arco; B. Modelo-mestre em reta.

Antes da instalação das fixações, cada matriz recebeu acabamento e polimento, limpeza comum e desengordurante com acetona em aparelho de ultra-som. Foram fixados seis implantes com hexágono externo, de 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento, do Sistema Conexão (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil), sendo três implantes para os grupos em reta e três para os grupos em arco. Justifica-se o uso do alumínio como material utilizado na confecção do modelo-mestre por ser este um bom condutor de elétrons, facilitando os trabalhos de microscopia eletrônica de varredura, otimizando assim os trabalhos, já que o alumínio dispensa o preparo das amostra com banho de ouro.

Quadro 2 – Grupos divididos de acordo com o tipo de solda e alinhamento.

GRUPOS	TIPO DE SOLDA	ALINHAMENTO
Grupo A	Laser	Arco
Grupo B	Brasagem	Arco
Grupo C	Laser	Reta
Grupo D	Brasagem	Reta

#### 4.2.2 - Obtenção dos corpos de prova

##### 4.2.2.1 – Moldeira individual

Os componentes de moldagem (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil), foram posicionados sobre os implantes, sendo então realizado um alívio com cera rosa 07 (Wilson – Polidental - Brasil). Este procedimento visou criar espaço suficiente para o material de moldagem (aproximadamente 3mm), como é recomendado pelo fabricante. A moldeira individual foi confeccionada em resina acrílica ativada quimicamente, adequada à técnica da moldeira aberta, isto é, com abertura oclusal para o acesso aos parafusos dos componentes de transferência (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil). Fig. 3A.

##### 4.2.2.2 – Moldagem de transferência

A moldagem de transferência dos implantes seguiu o protocolo técnico da moldeira aberta, semelhante à execução utilizada na prática clínica. Empregaram-se componentes de moldagem (em duas peças) (Fig. 02)

parafusados, unidos entre si com pinos metálicos e resina acrílica (Duralay – Reliance Dental Co), para evitar o deslocamento no ato da remoção do molde.

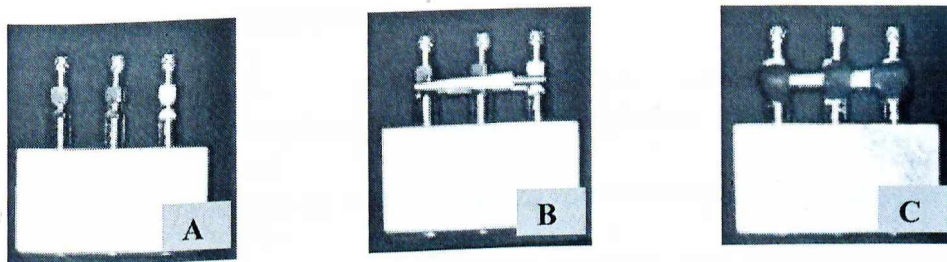


Fig. 02 - Componentes de moldagem, unidos entre si e com resina acrílica.

O material de moldagem poliéter (Impregum-F®) (Fig.03C), foi espatulado vigorosamente com porções iguais da pasta-base e da pasta-catalizadora, até ser obtida uma mistura homogênea, seguindo as recomendações do fabricante. Parte do material foi colocada nas áreas retentivas dos componentes de moldagem e sob as travas dos troquéis metálicos, o restante foi levado à moldeira para efetuar a moldagem. Antes, contudo, cada moldeira era preparada com adesivo próprio do material (Polyeter Adhesive - 3M ESPE – Alemanha), como pode ser visto na figura 03.



Fig. 03 – A. Moldeira individual; B. Moldeira preparada com adesivo; C. Proporção da pasta base e catalizadora do material de moldagem empregado.

Posicionada a moldeira, centralizada sobre o modelo-mestre, aguardou-se a polimerização do material para que fossem desapertados os parafusos de

trabalho e o molde pudesse ser removido deste modelo. O procedimento foi repetido três vezes para cada grupo avaliado, obtendo-se três moldes ao final, com três modelos de trabalho por grupo.

#### 4.2.2.3 – Obtenção dos modelos de trabalho

Após a remoção do modelo-mestre, permaneceram os componentes de moldagem no molde para adaptação dos análogos dos implantes. Depois da adaptação dos análogos, o molde foi preenchido sob vibração, com gesso pedra tipo IV, proporcionado de acordo com as instruções do fabricante e manipulado manualmente (Fig. 04).

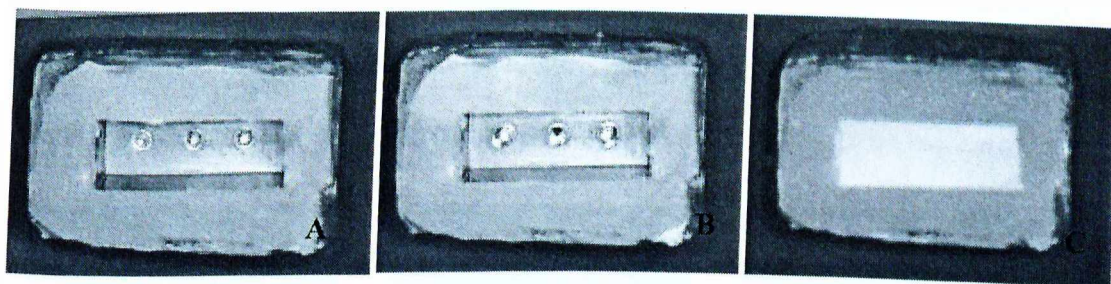


Fig. 04 - A. Molde com os componentes de moldagem; B. Análogos posicionados e parafusados; C. Gesso pedra tipo IV vertido no molde.

Após a completa cristalização do gesso, o conjunto moldeira/molde foi removido por meio do desaperto dos parafusos de trabalho dos componentes de moldagem, obtendo-se os modelos de trabalho (Fig. 05), com os análogos dos implantes neles fixados.

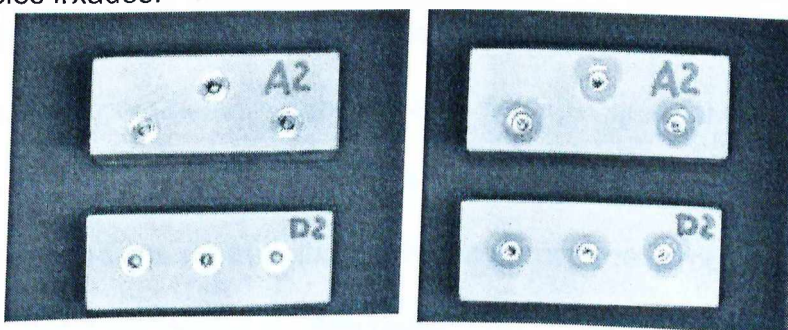


Fig. 05 - A. Modelo de trabalho, finalizado; B. pilares UCLA plásticos instalados.



#### 4.2.2.4 – Enceramento e fundição das peças

Uma vez obtidos os modelos de trabalho, foram confeccionados os corpos de prova utilizando 36 pilares UCLA plásticos fundíveis, fornecidos pela empresa Conexão Sistemas de Próteses. Os pilares foram fixados com os seus próprios parafusos para receberem o enceramento inicial. Os parafusos de trabalho foram removidos, e no seu lugar foram utilizados os próprios parafusos dos pilares, os orifícios de acesso do parafuso foram vedados com algodão e silicone, para evitar a obstrução por cera dos orifícios dos parafusos.

Para se obter padronização do enceramento, foram confeccionadas duas matrizes de silicone por adição (Elite Double - Zhermack® – Itália), (Fig. 06C), a partir de um enceramento inicial, tanto para o grupo em arco, quanto para o grupo em reta, como ilustrado na Fig. 06A.

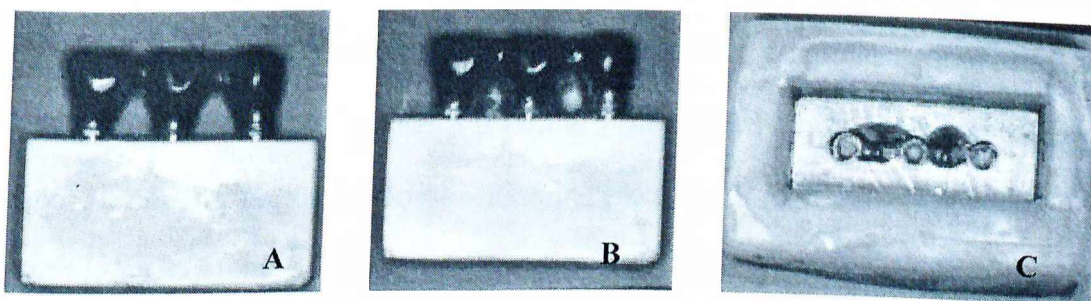


Fig. 06 - A. Enceramento inicial; B. Obliteração da região inter-papilar para confecção da matriz; C. Matriz de silicone.

Cada modelo-mestre recebeu os pilares plásticos. A matriz de padronização do enceramento recebeu a cera fluida, a qual foi vertida no seu interior (Fig. 06C), utilizando-se concha apropriada, imediatamente foram posicionados os modelos de trabalho na matriz apropriada (arco ou reta), com os devidos pilares parafusados e obliterados. Após o resfriamento da cera os

modelos eram removidos da matriz para receberem acabamento adequado (Fig. 7A), objetivando a padronização dos mesmos. Tal procedimento foi repetido três vezes para cada grupo, obtendo-se 12 modelos de trabalho.

Foi utilizado um paquímetro digital (Digimatic 700-113 – Mitutoyo Corporation – Japão), para padronizar a área de secção para solda, no valor de 4,0mm de espessura no sentido ocluso-gengival, o qual não se encontrava padronizado nos enceramentos, como ilustrado na Fig. 07.

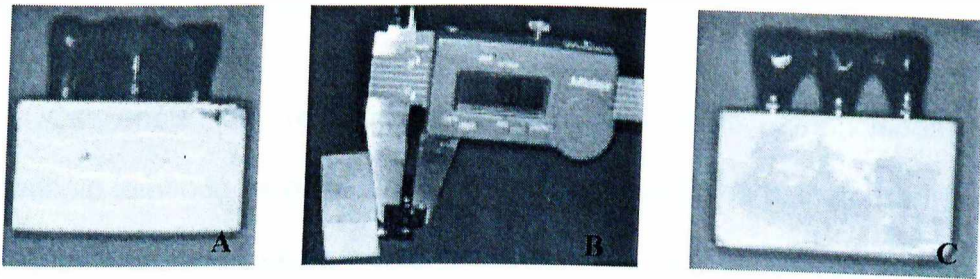


Fig.07 - A.Enceramento bruto; B. Padronização com paquímetro; C. Amostra finalizada

Com cuidado as peças receberam acabamento e identificação individual na região cervical lingual por letra e número referentes à posição no modelo e grupo de origem. Foram então seccionadas para solda com lâmina apropriada, deixando-se o mínimo de espaço necessário. Os condutos de alimentação (Speed Sprue System – PCI Phoenix Ind. Com. Ltda.- Brasil) e as câmaras de compensação foram fixadas e os trabalhos posicionados nos anéis de revestimento. Cada anel recebeu um elemento de cada grupo perfazendo no total nove anéis, contendo quatro peças, para que fossem submetidas às mesmas variáveis de processamento. Para melhorar o umedecimento e quebrar a energia superficial da cera, toda ela foi pincelada com líquido umectante

(Excelcior - S.S White Artigos Dentários Ltda) e esperouse a secagem da solução à temperatura ambiente (Fig. 08).

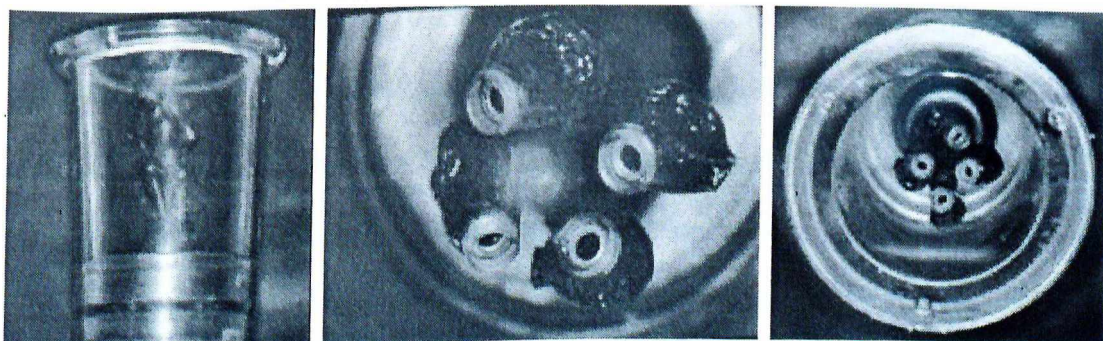


Fig. 08 - Componentes seccionados, posicionados nos anéis de silicone.

Os anéis de revestimento foram totalmente preenchidos pelo revestimento tomando-se o cuidado de evitar a formação de bolhas. Para isso a inclusão foi feita sob vibração e o revestimento pincelado na porção interna dos pilares UCLA. O revestimento para fundição (Termocast® – Polidental – Brasil), foi proporcionado e espatulado de acordo com as recomendações do fabricante, o que consiste em incorporar pó ao líquido, espatular por aproximadamente 10 segundos e levar à espatulação mecânica a vácuo por 60 segundos. Em seguida, o conjunto foi deixado sobre a bancada até a cristalização do revestimento (40 minutos).

Os anéis foram levados ao forno para eliminação da cera, colocando o canal de alimentação voltado para baixo, até que o forno atingisse uma temperatura de 300°C. A seguir, virou-se o canal de alimentação para cima e controlou-se a temperatura para que subisse vagarosamente até 900°C, no período de uma hora. Os anéis foram mantidos nesta temperatura por mais trinta minutos, e finalmente, utilizando um maçarico a gás liquefeito de petróleo (GLP)



e oxigênio e uma centrífuga manual, as ligas metálicas foram fundidas, com o uso de cadinhos fechados. O metal utilizado nas fundições foi uma liga de Níquel-Cromo (Verabond II, AALBA Dent Inc, Cordelia, CA – EUA), liga básica, não nobre para prótese metalo-cerâmica, com temperatura de fusão entre 2.500-2550°F (1.370-1400°C), (Fig. 09A). O procedimento de remoção do revestimento foi realizado manualmente após a fundição e refinado com jateamento de óxido de alumínio. Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio. Em seguida cada pilar foi jateado com óxido de alumínio de granulação de 100µm e pressão 5,08Kg/cm<sup>2</sup>. Nódulos e pequenas irregularidades foram removidos cuidadosamente pelo técnico em prótese dental, com brocas em alta rotação, apenas para possibilitar o assentamento do pilar (Fig. 09C, D e E).

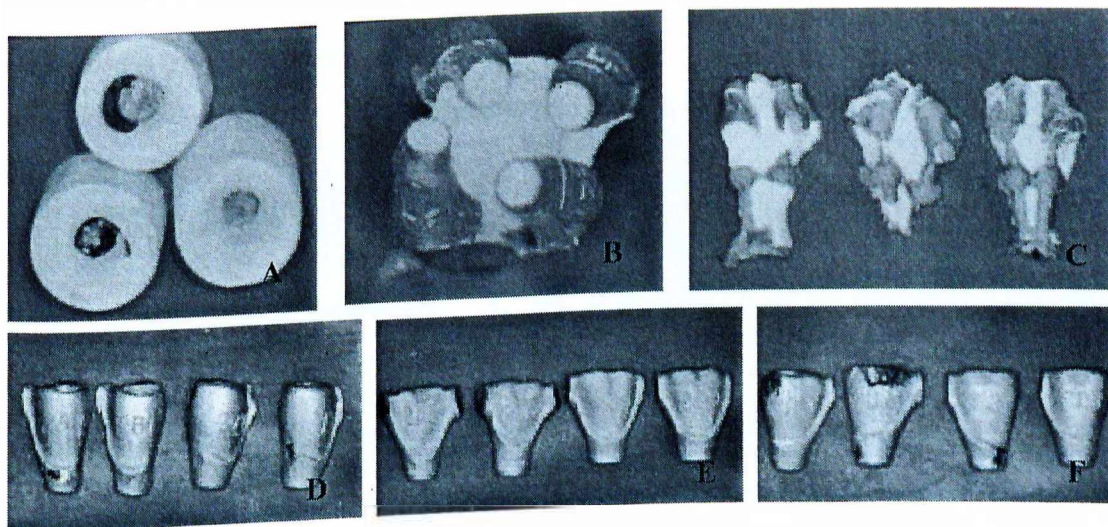


Fig. 09 - A. anéis após a fundição; B e C Remoção primária do revestimento. D, E e F. Pilares finalizados. Pré-molares, 1° Molares e 2° Molares, respectivamente.



#### 4.2.3- Retificação

Com o intuito de melhorar o ajuste dos pilares, as amostras receberam tratamento na cervical com "kit" apropriado para pilares fundíveis, (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil); (Fig. 10). Este "Kit" é similar ao descrito por Byrne et al (1998) para usinagem de pilares fundíveis tipo UCLA do Sistema 3i.

Segundo Hurson (1996) e Byrne (1998), após remover a fundição do revestimento, dois passos de acabamento são necessários. Primeiro o orifício de acesso ao parafuso deve ser limpo e o assentamento do parafuso do pilar deve ser usinado. Após usinar o orifício de acesso ao parafuso, deve-se retificar as superfícies de encaixe do pilar, para remover desigualdades resultantes do processo de fundição. O conjunto utilizado nesta pesquisa possui peça manual (cabo) e a broca retificadora (Fig. 10).

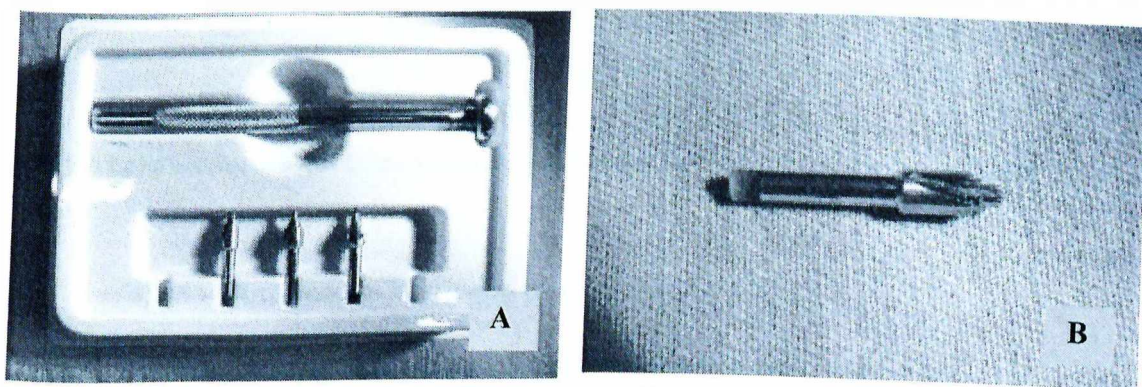


Fig. 10 - A.Retificador de cilindros fundíveis; B. Broca retificadora para pilares UCLA

O procedimento consiste na adaptação do retificador para pilares tipo UCLA, na base dos pilares e execução de rotação manual com o mesmo, até que se considerou necessário. Para se obter a otimização da retificação, os pilares foram parafusados aos seus respectivos modelos de trabalho e

analisados em uma lupa estereoscópica com aumento de 40x (Leica MPS 30), (Fig.11). Pilares pobres em adaptação foram novamente retificados e retomaram à avaliação com a lupa no mesmo aumento.

Finalizada a retificação, as amostras foram avaliadas no MEV, seguindo a metodologia que será descrita em seguida, sendo realizadas seis fotos por amostras, três mesiais e três distais. Posteriormente foram os dentes unidos com pino metálico e resina acrílica (Pattern GC - Japão), técnica similar a utilizada para evitar deslocamento no ato de remoção do molde. Esta metodologia foi utilizada, para tornar viável a análise do mesmo ponto na interface pilar implante nas diferentes fases laboratoriais.

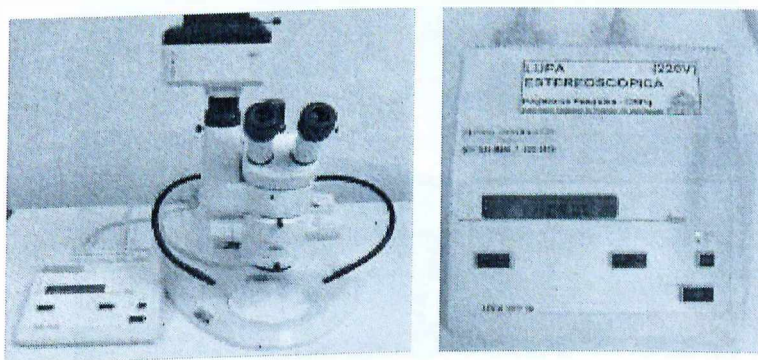


Fig. 11 - Lupa estereoscópica Leica. (Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica – FOUFU)

#### **4.2.4 – Análise da interface implante-pilar UCLA**

##### **4.2.4.1 – Preparação das amostras**

Para fazer a análise das amostras, as mesmas foram limpas em ultrassom com acetona, secas, posicionadas no modelo-mestre o que recebeu tratamento similar tratamento similar, parafusadas com torque de 20 N/cm<sup>2</sup>, por meio de torquímetro manual (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo – SP – Brasil), auxiliado por pinças para prender peças, evitando que assim que

girassem-se ou que fossem contaminadas pelo toque manual. Desta forma estavam prontas para serem encaminhadas ao MEV e submetidas à primeira leitura.

#### 4.2.4.2 – MEV e o protocolo de análise e registro

As junções são avaliadas por meio de microscopia eletrônica de varredura, utilizando o microscópio LEO-435 VP (Carl Zeiss – Alemanha), localizado no Núcleo de Apoio à Pesquisa – Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária da Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz – USP.(NAP-MEPA-ESALQ), (Fig. 12).

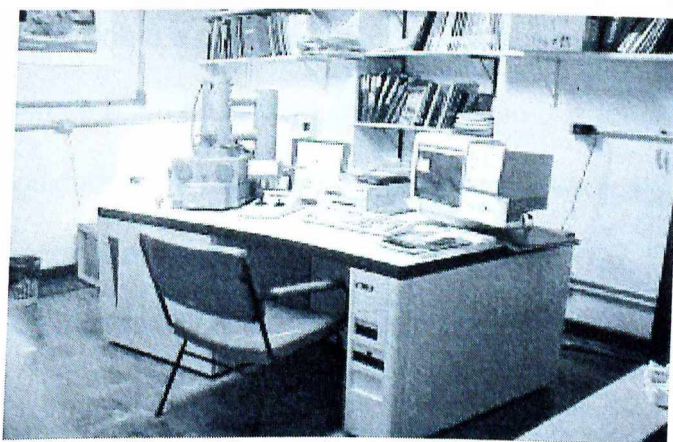


Fig. 12 - Foto ilustrativa do microscópio eletrônico de varredura de pressão variada, LEO-435 VP

Este instrumento opera em condições de pressão variada (VP), e no modo convencional, alta pressão, comandado por um computador operado em ambiente Windows. O software LEOQUIF ( LEO USER INTERFACE) permite que todo processo de exame da amostra seja feito como se o usuário estivesse operando um computador de mesa comum, apenas acionando-se o "mouse" e/ou " keyboard". O movimento da amostra é feito em um "joystick". A imagem gerada pode ser armazenada no disco rígido do computador ou em disquetes



(comum ou Zip drive) e impressa numa impressora convencional ou termoimpressora, (Leo 435 VP Operator Manual, 1997).

O MEV foi utilizado de forma convencional. Este aparelho usualmente utiliza a imagem gerada por elétrons secundários emitidos pelo espécime sob o bombardeio em sistema de varredura dos elétrons primários. Os elétrons secundários, ao passarem pelo coletor, geram sinais que modulam o tubo de raio catódico, cuja varredura está sincronizada ao feixe primário. Neste sistema, a coluna que abriga o sistema gerador de feixe de elétrons (filamento), lentes, coletor e espécime ficam sob alto vácuo. Assim, se a espécime não for boa condutora de elétrons, sobre a mesma é depositada fina camada de ouro. Dada a nitidez das imagens e a fim de facilitar a mensuração das junções, bem como para melhorar a acuidade na avaliação das adaptações verticais e horizontais, foi definido para melhor padronizar as fotos, o aumento de 500x.

Os modelos-mestre foram posicionados horizontalmente na câmara porta espécime do MEV (Fig. 13); quando nos pacientes, os implantes são posicionados na vertical.

Pelo seu peso e tamanho as amostras não tiveram necessidade de adaptação convencional na plataforma para acondicionamento de "stubs".

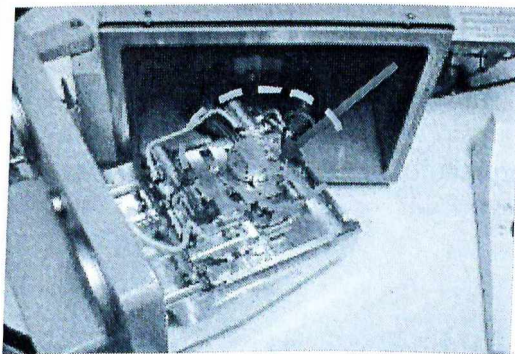


Fig. 13 - Câmara porta espécime aberta, com a amostra posicionada para mensuração no detalhe.

Feitas as imagens, as mesmas foram armazenadas no disco rígido do computador e posteriormente transferidas para disco removível tipo ZIP Drive. A impressão das imagens foi realizada em impressora de Jato de tinta (hp deskjet 3820 series).

As medidas foram realizadas a partir dos traçados e orientadas por escala em micrômetros ( $\mu$ ), contida na porção inferior da foto, juntamente com as informações concernentes à magnitude da ampliação. Foram identificados nas fotos o implante, o pilar, além da magnitude da ampliação (Fig. 14).

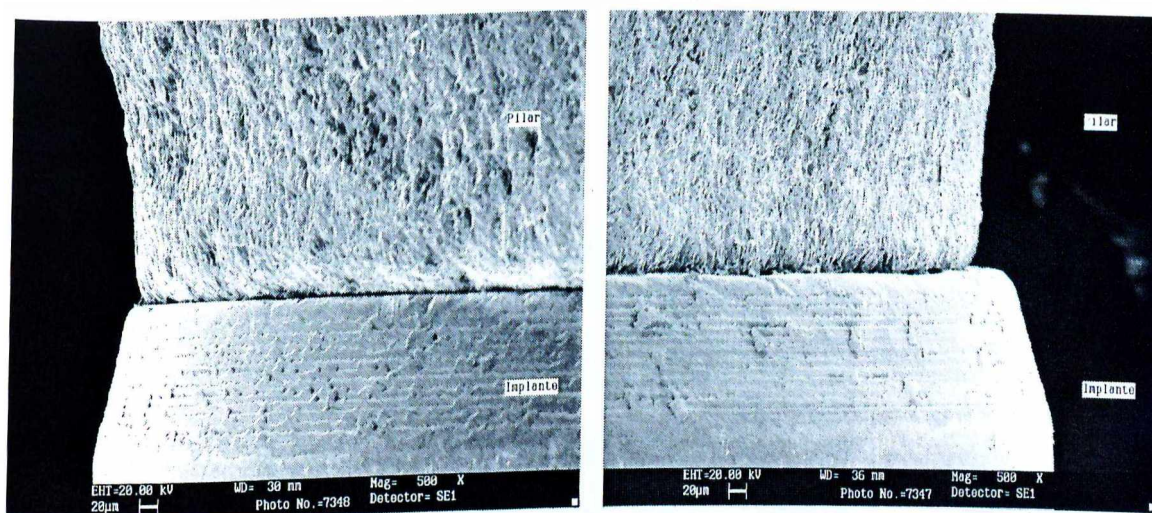


Fig. 14 - Fotos das regiões mesiais e distais dos pilares das amostras.

Para cada estrutura protética confeccionada sobre o modelo de trabalho e posicionada sobre os três implantes do modelo-mestre, foram realizadas seis fotos das superfícies mesial e distal por modelo, totalizando 18 fotos por grupo para cada etapa de análise (fundição e solda).

#### 4.2.5 - Análise do ajuste/desajuste vertical entre as superfícies na interface implante-pilar UCLA, medidas no MEV.

A impressão das fotos obtidas no MEV e a identificação dos grupos constituem a primeira etapa para a análise do ajuste e desajuste vertical entre as superfícies. Posteriormente a confecção de régua de equivalência, a partir de regra de três dos dados obtidos na escala apresentada na parte inferior de cada foto, (Fig. 15).

A medida é realizada traçando-se uma linha horizontal na plataforma de assentamento do implante e outra que passa pela base do pilar UCLA. O desajuste, quando existe, é quantificado pela distância existente entre estas duas linhas, representada por uma linha vertical, traçada perpendicularmente às duas linhas horizontais.

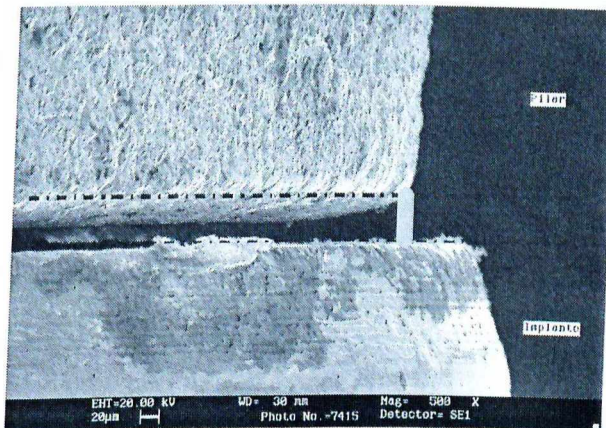


Fig. 15 - Foto ilustrativa, orientando a tomada da medida do ajuste/desajuste vertical.

#### 4.2.6 – Análise do ajuste/desajuste horizontal entre as superfícies na interface implante-pilar UCLA, medidas no MEV.

O ajuste horizontal é representado pela magnitude do alinhamento entre as partes. A fim de que seja quantificado, traça-se uma linha vertical tangenciando o pilar, outra tangenciando o implante e uma terceira, horizontal. O



comprimento da linha horizontal representa o desajuste presente. Quando este desajuste ocorre ficando o implante posicionado além do pilar, convencionou-se o sinal positivo (+). Já quando o pilar apresenta-se maior que o implante, convencionou-se um sinal negativo (-). Quando não ocorreu diferença no alinhamento, atribuiu-se o valor 0 (Fig. 16).

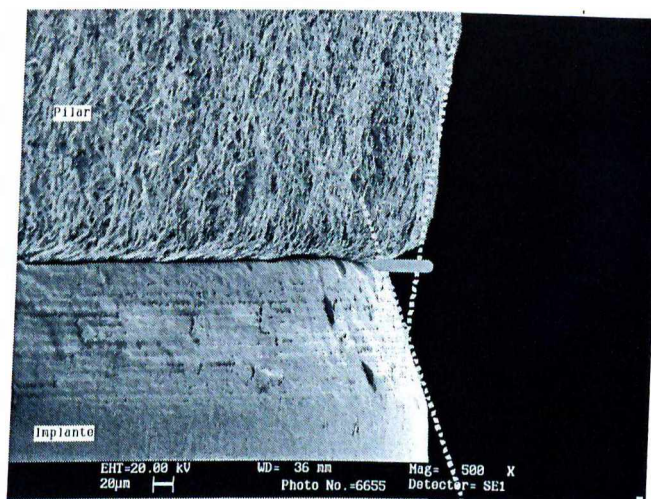


Fig. 16 - Foto demonstrativa do traçado para medida do ajuste/desajuste horizontal, para valores negativos.

#### 4.2.7 – Soldagem

##### 4.2.7.1 – Soldagem por brasagem

Para os procedimentos de soldagem por brasagem dos elementos dos grupos B e D, os mesmos foram removidos para solda utilizando pinos metálicos, unidos à infra-estrutura metálica com resina acrílica (Pattern GC-Japão).

Os blocos de revestimento foram padronizados para todos os grupos, sendo os mesmos elaborados a partir de bases de cera rosa nº7 (Fig. 17A). Após a presa do revestimento, foram aguardados 45 minutos, os blocos receberam acabamento removendo a cera remanescente e foram então levados

ao forno de eliminação de cera (EDG-1800- Brasil). Realizada a queima da resina acrílica a 300°C e aguardados 40 minutos, até que o revestimento apresentasse uma cor clara (limpa da fuligem do acrílico), foram aproximados os blocos da porta do forno, um a um, para diminuição da temperatura.

Foi aplicado o fundente (Fluxol-BEGO-Alemanha) e um pedaço de vareta de solda Dentorium (Dentorium Exporte-EUA), suficiente para preencher a fresta entre os pânticos. Um maçarico de GLP e Oxigênio foi utilizado para soldagem, a chama redutora foi regulada, diminuindo a pressão do oxigênio do maçarico, obtendo-se uma chama azulada que fica entre o fim do cone azul e o início do cone alaranjado. A ponta da solda foi aquecida até se tornar-se rubra e mergulhada imediatamente no fundente.

As partes a serem soldadas foram aquecidas com a chama redutora até a temperatura ideal (vermelho brilhante), sem remover a chama redutora do espaço da conexão, toca-se a solda para a mesma fluir pelo espaço da conexão. Após a solda correr, a chama foi ligeiramente afastada, permitindo a sua solidificação (Fig. 17B). Terminada a brasagem, a superfície do metal foi jateada com partículas de óxido de alumínio e limpa com ultra-som. Tomou-se o cuidado de condicionar todas as amostras em embalagens plásticas para evitar contaminação e interferências nas imagens no MEV.

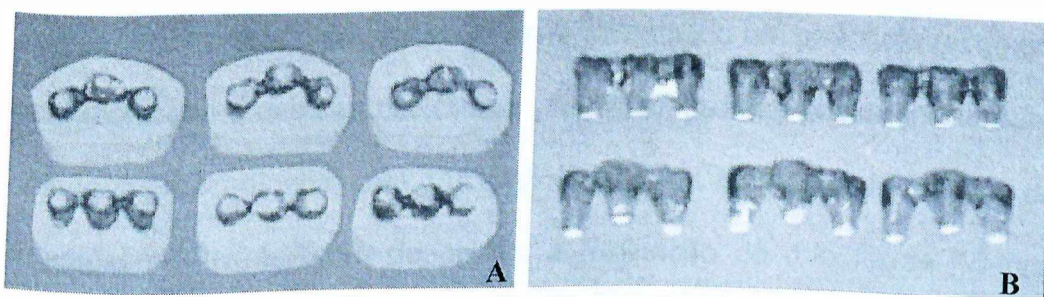


Fig. 17 - A. Grupos B e D, incluídos em revestimento; B. Grupos B e D após brasagem.



#### 4.2.7.2 - Soldagem laser

Para procedimentos de soldagem a laser as estruturas metálicas dos grupos A e C foram posicionadas e parafusadas sobre o modelo de trabalho, posteriormente foram removidos os pinos metálicos, os quais tinham a finalidade de reproduzir no modelo de trabalho a mesma orientação que as peças tinham no modelo-mestre.

Os blocos foram levados para o interior da máquina de soldagem a laser (Desktop - DENTAURUM – Alemanha) (Fig. 18), que tem como características um cristal de Nd-YAG, uma tensão variável de 220 a 450 V e uma duração de impulso do raio laser regulável de 0,5 a 20 ms; as soldas laser foram realizadas no Laboratório Vaiazzi - São Paulo - SP.

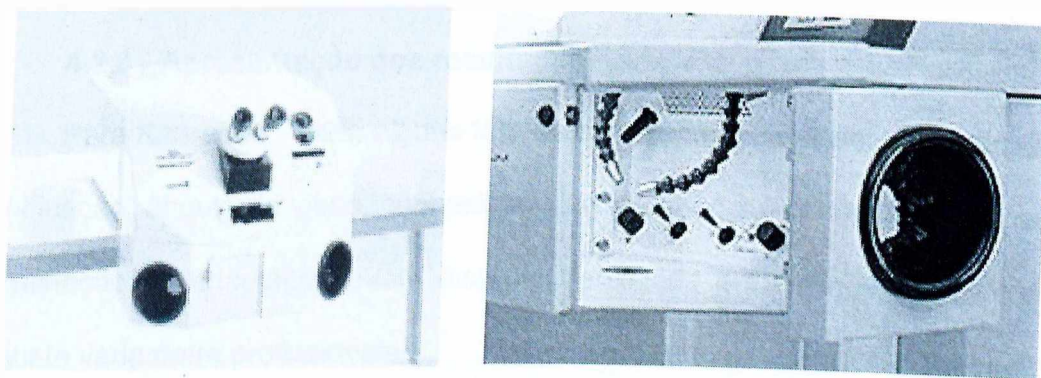


Fig. 18 - Foto ilustrativa do aparelho de soldagem a laser, com detalhe para a região de soldagem, aparelho Desktop.

Para a realização da solda laser foi seguido um protocolo recomendado pelo fabricante e descrito por Dinato (1999): realizou-se jateamento da área de soldagem, recobrimento com gás argônio protetor, manteve-se a válvula do gás a aproximadamente 5mm do objeto, a inclinação do raio foi de 15 graus e

manteve-se aproximadamente o mesmo número de pontos em ambos os lados da peça. O laser utilizado emite raios infravermelhos, produzindo na zona a ser soldada uma forte concentração de calor. Desta forma realizou-se a fusão local do metal. A voltagem utilizada foi de 380 V, com pulso de 9,0 ms, frequência 0 e focos de -4. Foram realizadas soldagens lasers nos grupos A e C, que posteriormente receberam limpeza com vapor de água e acabamento com jato de óxido de alumínio. Novamente cada conjunto foi posicionado na câmara porta-espécime para uma segunda análise da interface pilar-implante. Os mesmos procedimentos citados anteriormente, de captação de imagens, impressão das fotos obtidas, construção da régua e mensuração do ajuste-desajustes verticais e horizontais, foram novamente realizados.

#### **4.2.8 - Apresentação dos resultados**

Para Kan *et al.*, 1999, alguns fatores como acuidade visual, iluminação, magnificação, ângulo de visão, conhecimento e experiência, podem interferir na determinação da adaptação. Além disso, a habilidade em distinguir níveis de desajuste varia entre profissionais.

Para tanto foi realizada média aritmética entre os valores obtidos por três examinadores para cada conjunto de medidas verticais e horizontais, pertencentes aos grupos A, B, C e D (Fig. 19). Cada conjunto de medidas, vertical e horizontal, era antes comparado, frente a grandes distorções, chegava-se a um consenso. No total foram obtidas 72 medidas verticais e 72 medidas horizontais antes e após os processos de soldagem.

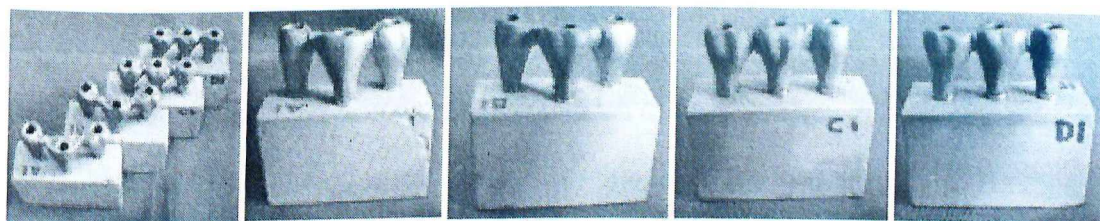


Fig. 19 - Foto ilustrativa dos grupos A, B, C, e D finalizados.

Assim foram construídas as tabelas: Tabela 1 - Média dos Examinadores para ajuste-desajuste vertical – fundição; Tabela 2 - Média dos Examinadores para ajuste-desajuste horizontal – fundição; Tabela 3 - Média dos Examinadores para ajuste-desajuste vertical - solda e Tabela 4 - Média dos Examinadores para ajuste-desajuste horizontal - solda. Os resultados obtidos foram submetidos aos testes estatísticos, gerando as discussões e conclusões que serão apresentadas em seguida aos resultados.

#### 4.2.8.1 - Testes estatísticos

Em todos os casos em que os requisitos prévios para aplicação de testes paramétricos não forem cumpridos pode-se optar por duas alternativas: tentar a transformação dos dados originais ou aplicar testes não-paramétricos.

Nas situações em que a distribuição de dados amostrais apresenta padrão de distribuição extremamente assimétrico, é mais conveniente o emprego de testes classificados como não-paramétricos. Os testes não-paramétricos são comumente empregados para dados ordinais, já que raramente esses dados apresentam distribuição normal. Além do não cumprimento do requisito de normalidade, a opção por testes não-paramétricos

se baseia-se no número de grupos a serem comparados e na presença ou ausência de vinculação dos dados (ESTRELA *et al.*, 2001).

Quando realizado o Teste de normalidade nas amostras com os dados obtidos dos valores de ajuste e desajuste vertical, os mesmos se apresentaram com desvio não normal, isto é não-paramétricos. Portanto os testes escolhidos para a análise dos dados foram os testes não-paramétricos.

## 5. RESULTADOS

Finalizados os ensaios conforme apresentados no capítulo "Metodologia", obtiveram-se as médias dos examinadores para o ajuste-desajuste vertical e horizontal, após a fundição/retificação e após a solda. Valores foram obtidos das próteses pertencentes a cada um dos quatro grupos estudados, que oportunamente serão discutidos, com relação às diferentes técnicas de solda empregadas e os diferentes desenhos de configuração dos implantes. A tabela 1 apresenta a média dos examinadores para o ajuste/desajuste vertical após a fundição/retificação e soldagem, sendo que os números da coluna à esquerda representam os modelos de trabalho de cada grupo (A, B, C e D); as letras "F/R" para valores antes da soldagem e "S" para valores após soldagem.

Tabela 1 – Média dos examinadores para o ajuste/desajuste vertical após a fundição/retificação e retificação, em  $\mu$ .

Modelo de trabalho	1 Pré				1 Molar				2 Molar			
	Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal	
	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S
1	18,3	0	10	0	0,8	15	8,3	20	3,3	0	8,3	25
GA 2	8,3	1,7	0	1,7	5	26,7	10	20	0	0	0,8	23,3
3	1,7	1,7	0	0	0,8	16,7	10	0	0	0	9,2	0
1	9,2	0	0	0	1,7	1,7	0	0	0	16,7	0	8,3
GB 2	3,3	3,3	1,7	1,7	0,8	20	0	1,7	0	22,5	0,8	0
3	18,3	0	5	5	0,8	14,3	0,8	23,3	0,8	25,7	0	0,8
1	0	6,7	10	28,3	10	3,3	0	0	1,7	1,7	0	26,7
GC 2	0	6,7	0	19,2	0	0	0	8,3	1,7	10	3,3	31,7
3	6,7	43,3	1,7	11,7	0	0	0	0	20	16,7	10	29
1	0	16,7	18,3	22,7	0	49,2	10	80	0	0	3,3	5
GD 2	3,3	3	8,3	10	1,7	5	0	1,7	0	3,3	0	3,3
3	0	1,7	0	0	2,5	20,8	18,3	25,8	28,3	43,3	0	18,3

Como pode ser observado, para cada dente construído nos modelos de trabalho, duas medidas foram tomadas na junção pilar-implante: uma na face mesial e outra na face distal, perfazendo seis medidas na etapa de fundição/retificação do metal e seis na etapa de solda, ou seja, 18 medidas para cada grupo em cada etapa do processamento laboratorial. Da mesma forma, procedeu-se à coleta de dados referentes aos ajustes-desajustes horizontais após a fundição/retificação e após a solda, os quais podem ser visualizados na tabela 2.

Tabela 2 – Média dos examinadores para o ajuste/desajuste vertical após a solda, em  $\mu$ .

Modelo de trabalho	1 Pré				1 Molar				2 Molar			
	Mesial		Distal		Mesial		Distal		Mesial		Distal	
	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S	F/R	S
1	21,7	191,7	51,7	-8,3	-22,5	0	18,3	5	90	138,3	26,7	11,7
GA 2	17,5	73,3	65	-1,7	-58,3	-5	56,7	38,3	20	-6,7	80	121,7
3	45	138,3	35	-30	50,8	53,3	31,7	70	38,3	52,5	-11,7	-1,7
1	31,3	86,7	50,8	45	101,7	73,3	46,7	115	60	-15	81,7	180
GB 2	33,3	75	-0,8	0	0	48,3	98,3	78,3	10	0	28,3	66,7
3	80	20	-26,7	31,7	5	58,3	76,7	23,3	-31,7	65	91,7	51,7
1	119	186,7	75,8	33,3	55	91	59	88	51,7	23,3	96	190
GC 2	96,7	173	56	20	71,7	51	45,8	70	83	100	51,7	56
3	0,8	75	125,8	89	121,7	95	25	81	111,7	121	-28	-13,3
1	8	-13,3	48	146	226	98,3	11	183	223	0	-70	153
GD 2	101	96,7	43	73,3	114	46,7	10,8	93,3	75	48,3	70	96,7
3	161	200	53	36,7	73	61,7	75	126	10	-41,7	65	170

Embora não existam dados definidos em relação ao que é considerado clinicamente aceitável para níveis de desajuste, considerou-se aceitável para o presente estudo, um nível de desajuste menor ou igual a  $10\mu$ , conforme

informações iniciais sobre ósseointegração (BRÅNEMARK, ZARB, ALBREKTSSON, 1985). Tal valor foi utilizado e verificado por Neves (2000) e Mendonça (2003) ao avaliarem o sistema original em comparação aos sistemas nacionais. Para este trabalho o mesmo valor de  $10\mu$ , foi utilizado como referência para os dados estatísticos.

## **5.1 – ANÁLISE DOS VALORES DO AJUSTE/DESAJUSTE VERTICAL**

### **5.1.1 Análise do ajuste/desajuste vertical após a fundição e retificação**

A tabela 5 foi construída a partir dos dados da tabela 1. Os valores foram submetidos à análise estatística, após a realização do teste de aderência à curva normal, observando-se uma distribuição amostral do tipo não normal, sendo necessário teste tipo não-paramétrico (CAMPOS, 1997). Como se trata de comparação de dados independentes entre quatro grupos foi executado o teste de Kruskal-Wallis.

Como os pilares apresentavam-se seccionados após a fundição/retificação, e as condições laboratoriais foram controladas para diminuir possíveis alterações entre os mesmos, foi realizado este tratamento estatístico (Kruskal-Wallis), apenas após a fundição/retificação, já que após a solda metade dos modelos formariam configurações em arco e a outra metade em reta, além serem diferentes os processos de soldagem. Os resultados demonstraram não

haver diferença significativa entre os valores dos grupos estudados ao nível de 5%.

**Tabela 5- Resultados do teste de Kruskal-Wallis, para os valores do ajuste/desajuste vertical, após a fundição/retificação. ( $p>0,05$ )**

<b>Grupos comparados (dois a dois)</b>	<b>Diferenças entre as médias</b>	<b>Valores críticos à 0,05</b>	<b>Significância</b>
Grupo A x Grupo B	8.5833	13.6738	Não Significante*
Grupo A x Grupo C	6.6111	13.6738	Não Significante*
Grupo A x Grupo D	2.1389	13.6738	Não Significante*
Grupo B x Grupo C	1.9722	13.6738	Não Significante*
Grupo B x Grupo D	6.4444	13.6738	Não Significante*
Grupo C x Grupo D	4.4722	13.6738	Não Significante*

\*Probabilidade de  $H_0$  para esse valor: 15.18; Valor H de Kruskal-Wallis calculado: 5.2891

### **5.1.2 Análise do ajuste/desajuste vertical após a solda**

Quanto aos diferentes processos de soldagem, para a análise comparativa entre dois grupos foi utilizado o teste de Mann-Whitney, que é indicado para comparação de dois grupos não pareados cujos requisitos para o teste t de Student não foram cumpridos (ESTRELA, 2000).

Foram comparados os valores das médias dos examinadores após a soldagem. O teste acima descrito foi aplicado para o tratamento estatístico dos valores, entre os grupos após a solda (Tabelas 6 e 7). Gráficos comparativos também foram elaborados a partir dos valores obtidos em cada grupo, para os grupos: A (laser) e B (brasagem), ambos configurados em arco, ilustrados no gráfico 1, sendo adotado o mesmo procedimento para os valores dos grupos: C (laser) e D (brasagem) ambos em reta, (Gráfico 2).



Tabela 6 - Resultados do teste de Mann-Whitney, para os valores do ajuste/desajuste vertical, após solda, entre os grupos A e B. ( $p>0,05$ )

Grupos	Valor calculado de z	Probabilidade de igualdade ( $H_0$ ):	Significância ( $p > 0.05$ )
Grupo A x Grupo B	-0.3955	34.63 %	Não significativa

Os gráficos seguintes foram montados à semelhança da disposição dos valores da tabela 3, acima apresentada. Assim, do número 1 ao 3, indicam-se valores mesiais e do nº 4 ao 6 valores distais de um mesmo modelo de trabalho, seguindo o mesmo padrão até o nº 18 para os dois modelos restantes.

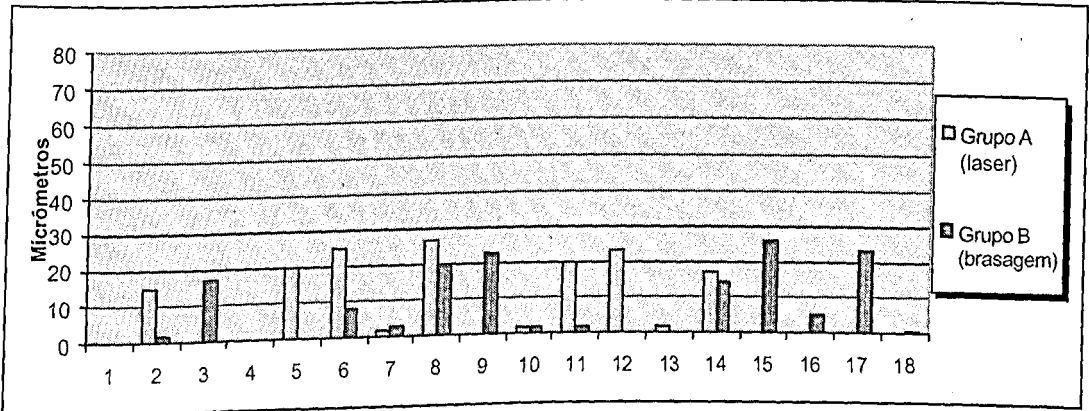


Gráfico 1 - Análise ajuste/desajuste vertical pós-soldagem laser e brasagem, nos grupos em arco. (Valores não significantes a nível de  $p>0,05$ ).

Tabela 7 - Resultados do teste de Mann-Whitney, para os valores do ajuste/desajuste vertical, após solda, para os grupos C e D. ( $p>0,05$ )

Grupos	Valor calculado de z	Probabilidade de igualdade ( $H_0$ ):	Significância ( $p > 0.05$ )
Grupo C x Grupo D	-0.1898	42.47 %	Não significativa

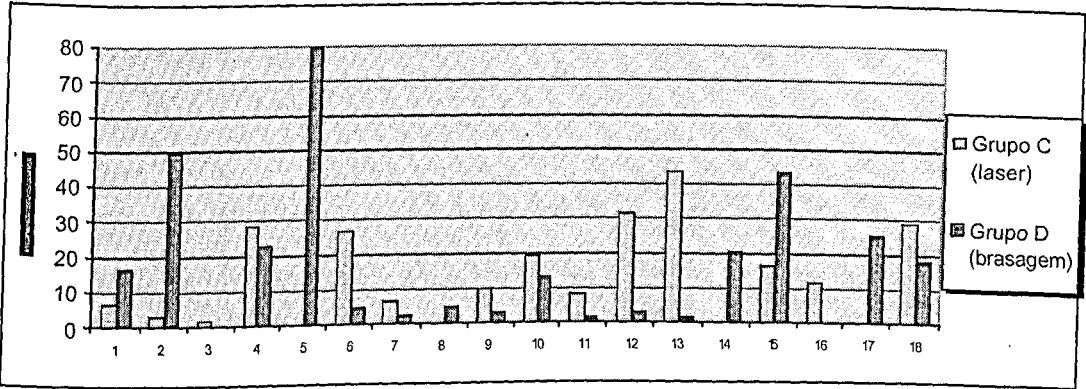


Gráfico 2 - Análise ajuste/desajuste vertical pós-soldagem laser e brasagem, nos grupos em reta (Valores não significantes a nível de  $p>0,05$ ).

Quanto às diferentes configurações das próteses, para análise da influência das mesmas no ajuste/desajuste vertical, foi aplicado o mesmo teste acima descrito, Mann-Whitney (Tabelas 8 e 9). Os valores dos grupos soldados com o mesmo processo, embora com configurações diferentes são vistos nos gráficos: 3 para soldagem laser (grupos A e C) e no gráfico 4 para brasagem (grupos B e D).

Tabela 8 - Resultados do teste de Mann-Whitney, para os valores do ajuste/desajuste vertical, após solda, para os grupos A e C. ( $p>0,05$ )

Grupos	Valor calculado de z	Probabilidade de igualdade ( $H_0$ ):	Significância ( $p > 0.05$ )
Grupo A x Grupo C	-1.4079	7.96 %	Não significativa

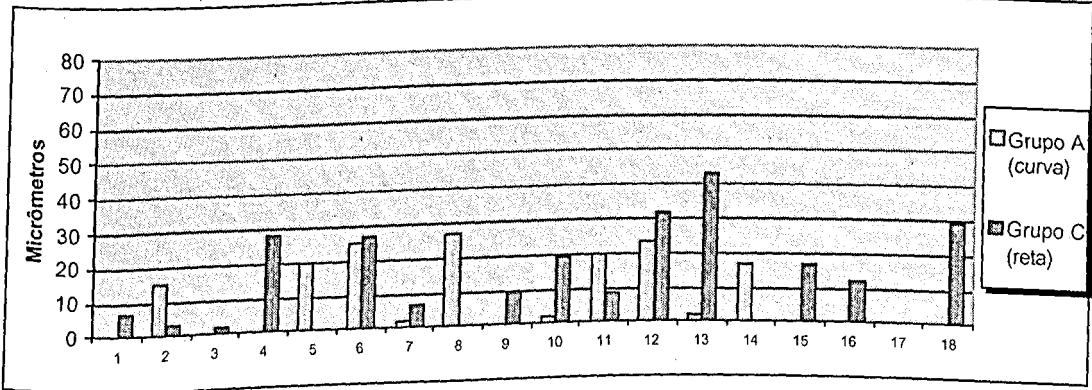


Gráfico 3 - Análise ajuste/desajuste vertical pós-soldagem laser, nos grupos A e C. (Valores não significantes a nível de  $p>0,05$ ).

Tabela 9 - Resultados do teste de Mann-Whitney, para os valores do ajuste/desajuste vertical, após solda, para os grupos B e D. ( $p>0,05$ )

Grupos	Valor calculado de z	Probabilidade de igualdade ( $H_0$ ):	Significância ( $p > 0.05$ )
Grupo B x Grupo D	-1.5661	5.87 %	Não significativa

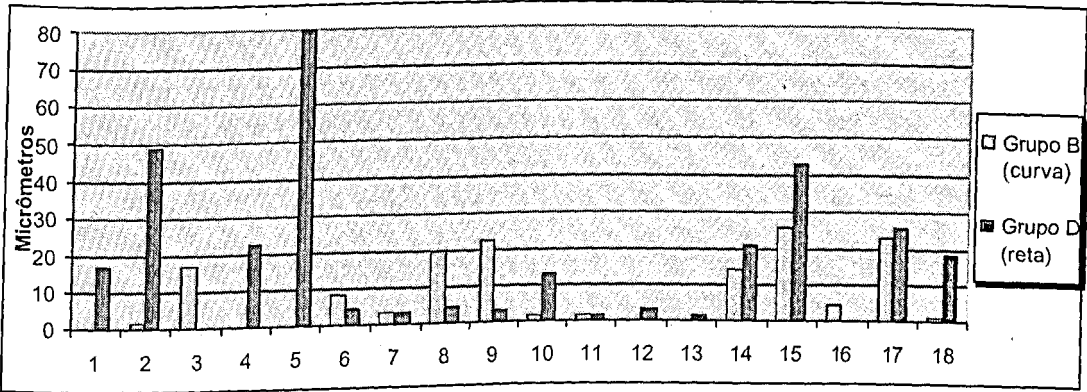


Gráfico 4 - Análise ajuste/desajuste vertical após a brasagem, nos grupos B e D. (Valores não significantes a nível de  $p>0,05$ ).

Os resultados dos testes não apresentaram diferença estatística significativa ao nível de  $p>0,05$ , quando comparados os diferentes processos de união (solda a laser e brasagem) apresentados nas tabelas 6 e 7 e quando comparadas as configurações das próteses (arco e reta), como indicado nas tabelas 8 e 9, com o mesmo processo de soldagem.

5.2. ANÁLISE DO AJUSTE-DESAJUSTE HORIZONTAL

5.2.1 Análise do ajuste/desajuste horizontal após a fundição e retificação

Com as médias dos examinadores e os resultados da avaliação do ajuste/desajuste horizontal após o procedimento de fundição e retificação elaboraram-se a tabela 3 e o gráfico 5, representado a seguir.

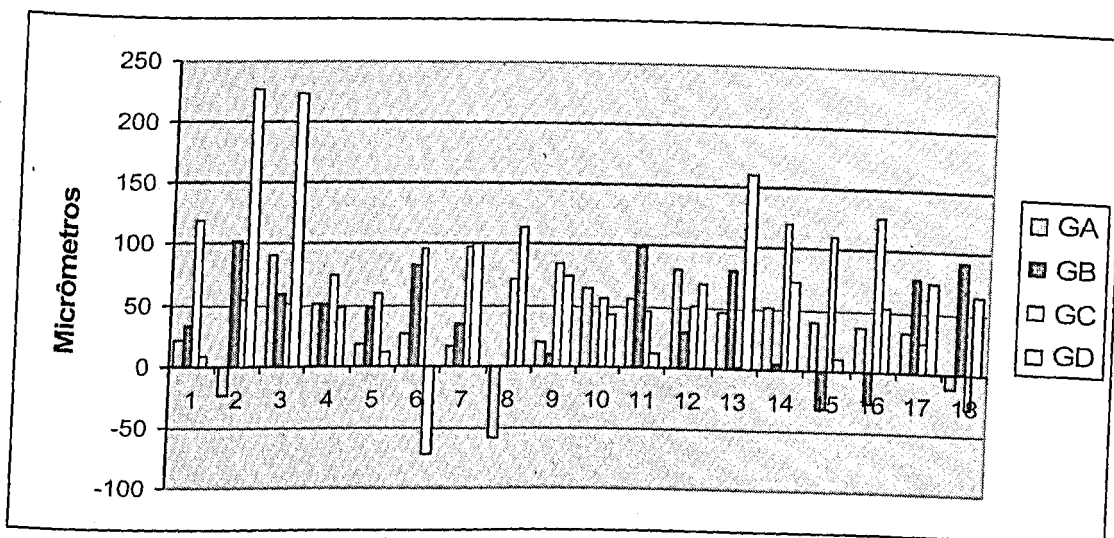


Gráfico 5 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal após a fundição/retificação, de todos os grupos.

Com relação à avaliação do ajuste/desajuste horizontal, considerou-se a quantidade de regiões que se apresentavam com valores negativos, ou seja, quando a superfície externa do pilar ultrapassava a lateral da plataforma do implante, dada a importância clínica desta situação.

Podemos observar que todos os grupos apresentaram valores negativos com relação ao ajuste/desajuste horizontal após a etapa de fundição/retificação sendo três valores para o Grupo A, três para o Grupo B, apenas um valor negativo para os Grupos C e D.

### 5.2.2 Análise do ajuste/desajuste horizontal após a soldagem

Com as médias dos examinadores e os resultados da avaliação do ajuste/desajuste horizontal após o procedimento de soldagem, elaboraram-se a tabela 4 e os gráficos 6 e 7, comparando diferentes processos de soldagem em

próteses com as mesmas configurações (Grupos A e B) arco e (Grupos C e D) reta, respectivamente.

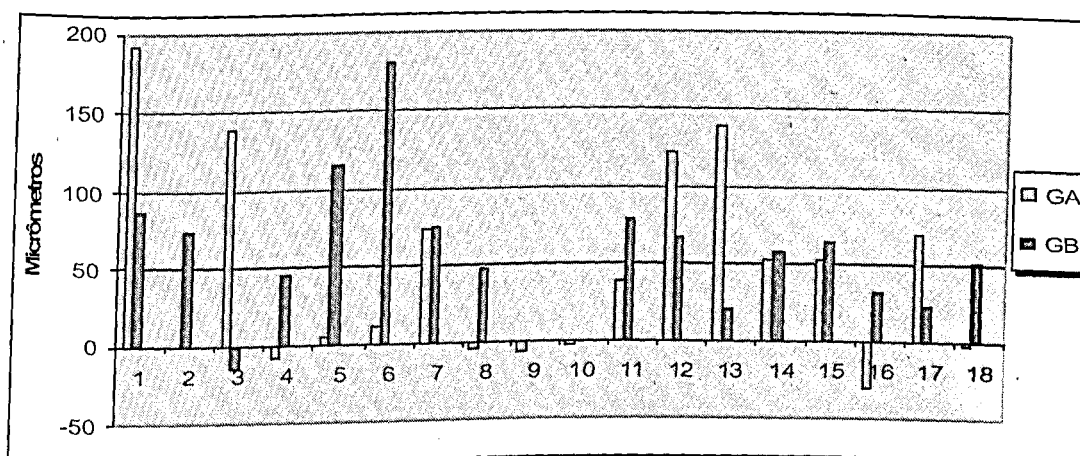


Gráfico 6 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal após a solda, dos grupos A e B.

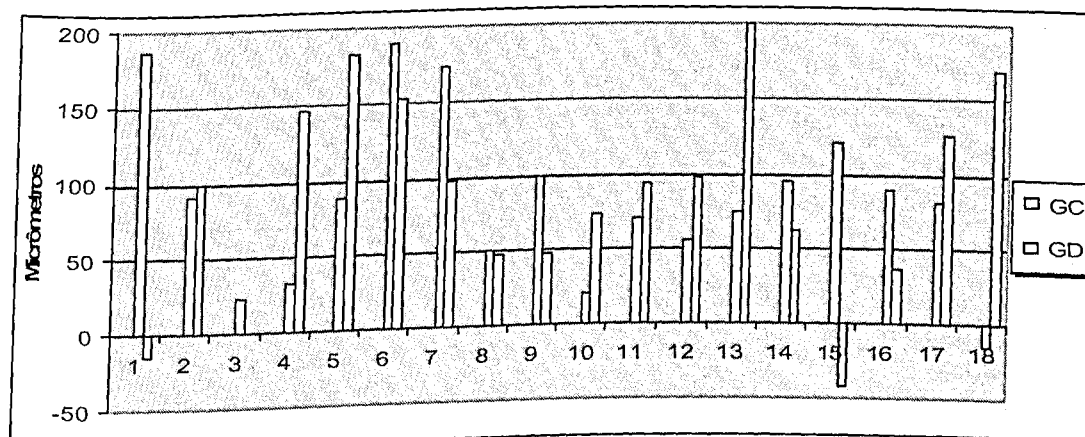


Gráfico 7 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal após a solda, dos grupos C e D.

Elaboraram-se também os gráficos 8 e 9, à semelhança dos anteriores, comparando as diferentes configurações (arco e reta) unidas por processo de soldagem semelhante, (Grupos A e C) laser e (Grupos B e D) brasagem, respectivamente.

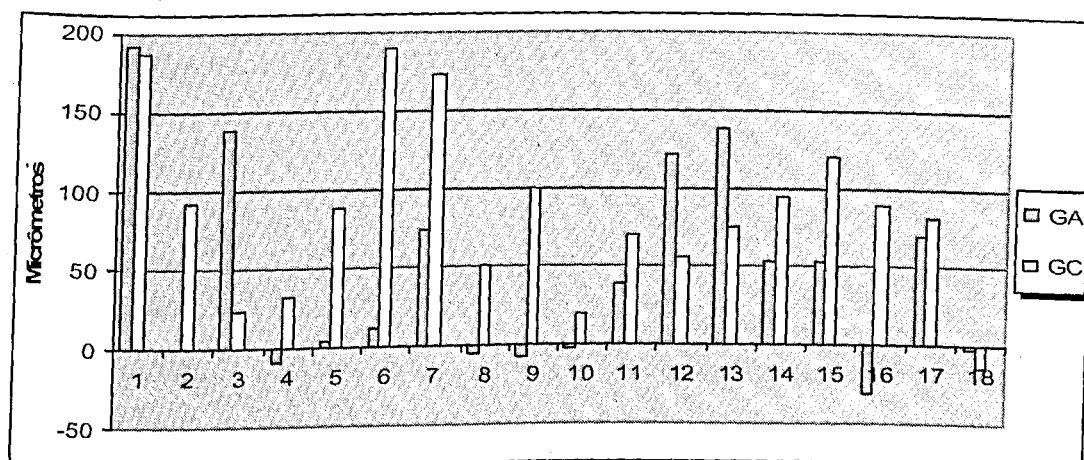


Gráfico 8 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal após a solda, dos grupos A e C.

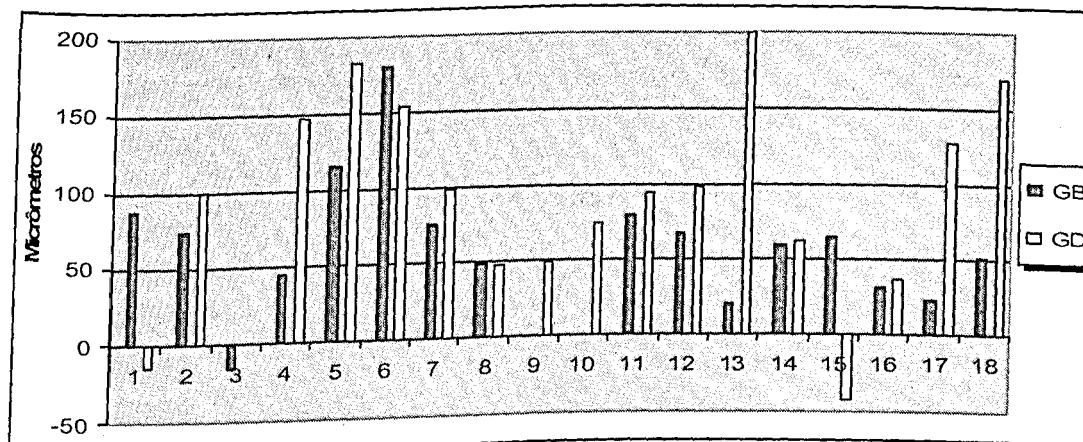


Gráfico 9 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal após a solda, dos grupos B e D.

Podemos observar que todos os grupos apresentaram valores negativos com relação ao ajuste-desajuste horizontal após a etapa de solda. Sendo seis valores para o Grupo A, um para o Grupo B, apenas um valor negativo para o Grupos C e dois valores para o Grupo D.

### 5.3 AVALIAÇÃO DOS GRUPOS ANTES E APÓS OS PROCESSOS DE SOLDAGEM

#### 5.3.1 Grupo A

Os valores dos ajustes/desajustes verticais após a fundição/retificação e solda, apresentaram distribuição do tipo não-normal durante o teste de aderência à curva de normalidade, sendo realizado um teste tipo não-paramétrico para valores dependentes, o teste de escolha foi o Wilcoxon. O resultado não apresentou diferença estatística significativa ao nível de 5%, entre as medidas verticais referentes às etapas de fundição/retificação e solda (tabela 10). Com relação aos valores dos ajustes-desajuste horizontais após o procedimento de fundição/retificação, três regiões apresentam valores negativos. Após a aplicação da solda, este número aumentou para seis valores negativos.

Tabela 10 - Tabela com valores do teste Wilcoxon para o Grupo A.

<i>Grupo</i>	<i>Valor de z</i>	<i>Probabilidade de Ho</i>	<i>Significância p &gt; 0.05</i>
Grupo A	1.40	8.1092 %	Não significativa

Os gráficos 10 e 11, referem-se aos valores do ajuste/desajuste vertical e horizontal, respectivamente, correspondentes ao Grupo A (Solda laser – arco), após as fases de fundição/retificação e solda.

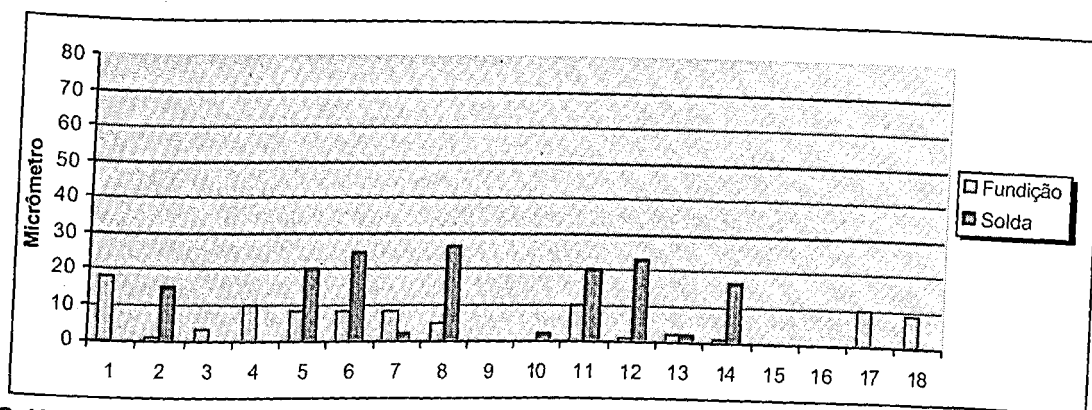


Gráfico 10 - Avaliação do ajuste/desajuste vertical, durante aos procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo A (Solda laser - arco).

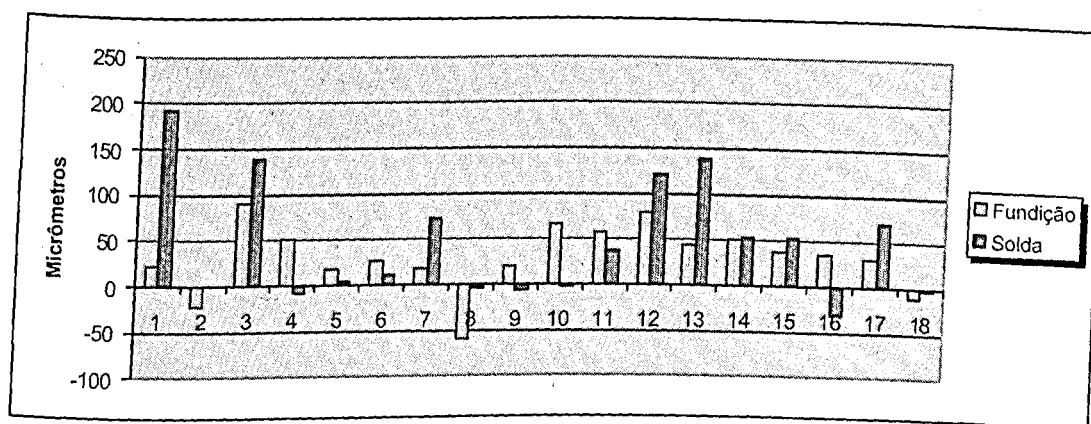


Gráfico 11 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal, durante aos procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo A (Solda laser - arco).

Para avaliar o percentual dos valores do ajuste/desajuste vertical após a etapa de fundição/retificação, os quais situam-se entre 0 e 10µm, utilizouse o cálculo da frequência acumulada relativa ( $Fr$ ). Tal frequência é obtida por meio de razão entre frequência acumulada ( $F$ ) e a somatória " $f$ " ( $S''f$ ) (CALLEGARI-JAQUES, 2003), sendo " $F$ " a quantidade de regiões que possuem valores iguais ou menores a 10µm, e  $S''f$  a somatória dos valores de " $f$ ", o total das regiões examinadas. Ao multiplicar o valor  $Fr$  por 100, obtem-se uma frequência em porcentagem. Por meio dos dados apresentados na tabela 11, pode se calcular



a frequência acumulada relativa ( $Fr$ ), para valores de ajuste-desajuste verticais, menores ou iguais a  $10\mu\text{m}$ .

Tabela 11 - Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo A, após o procedimento de fundição/retificação

Valores do ajuste-desajuste em $\mu\text{m}$	$f$	$F$
0	4	4
0,8	3	7
1,7	1	8
3,3	1	9
5	1	10
8,3	3	13
9,2	1	14
10	3	17
18,3	1	18

Como apresentado na tabela acima, 17 regiões, de um total de 18 ( $S''f$ ), apresentaram valores abaixo ou igual a  $10\mu\text{m}$  ( $F=17$ ). Logo, por meio da razão entre " $F$ " e a  $S''f$ ", calcula-se o valor da frequência acumulada relativa ( $Fr=17/18=0,944$ ). Multiplicando este resultado por cem, obtém-se o valor de 94,4%, ou seja, 94,4% das regiões avaliadas do Grupo A, após o procedimento de fundição/retificação, apresentaram valores de ajuste-desajuste vertical iguais ou menores que  $10\mu\text{m}$ . Para a avaliação do Grupo A, após a solda laser foi criada nova tabela 12.

Tabela 12. Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo A, após o procedimento de solda laser.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu\text{m}$	$f$	$F$
0	8	8
1,7	3	11
15	1	12
16,7	1	13
20	2	15
23,3	1	16
25	1	17
26,7	1	18

Onze regiões, de um total de 18 ( $S''f''=18$ ), apresentaram valor de ajuste-desajuste menor ou igual a 10µm ( $F=11$ ). Obteve-se então o valor da frequência acumulada relativa ( $Fr= 0,611$ ). Multiplicando esse resultado por cem, obteve-se o valor de 61,1%, valor que equivale à porcentagem de regiões com ajuste-desajuste inferiores ou iguais a 10µm.

**5.3.2 Grupo B**

Os valores do ajuste/desajuste vertical após a fundição/retificação apresentaram distribuição do tipo não-normal durante o teste de aderência à curva de normalidade, sendo realizado um teste do tipo não-paramétrico para valores vinculados, Teste de Wilcoxon. O resultado apresentou diferença estatística significativa ao nível de 5%, entre as medidas verticais, com relação às etapas de fundição/retificação e solda, valores ilustrados na tabela abaixo.

Tabela 13 - Tabela com valores do teste Wilcoxon para o Grupo B

<i>Grupo</i>	<i>Valor de z</i>	<i>Probabilidade de Ho</i>	<i>Significância(p &gt; 0.05)</i>
Grupo B	2.00	2.2732 %	Significante

Os gráficos 12 e 13, referem-se aos valores do ajuste/desajuste vertical e horizontal, respectivamente, correspondentes ao Grupo B (Brasagem – arco), após as fases de fundição/retificação e solda.

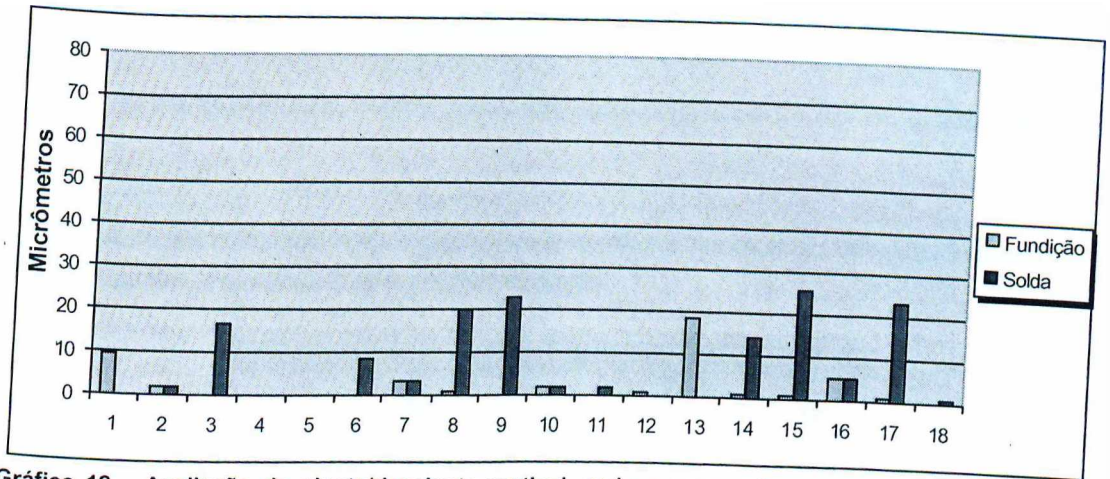


Gráfico 12 - Avaliação do ajuste/desajuste vertical, após os procedimentos de fundição e solda. Grupo B (Brasagem - arco).

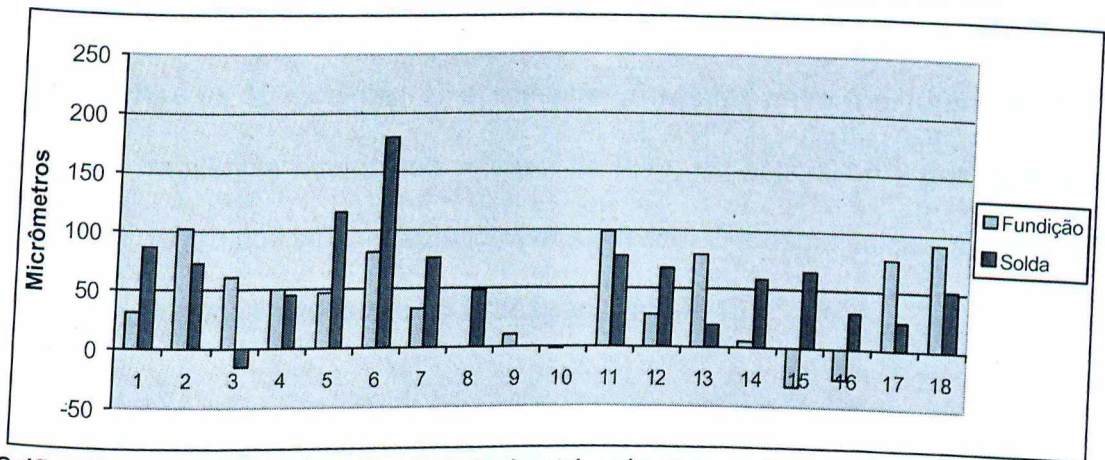


Gráfico 13 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal, após os procedimentos de fundição e solda. Grupo B (Brasagem - arco).

Com relação aos valores do ajuste/desajuste horizontal após o procedimento de fundição/retificação, três regiões apresentaram valores negativos. Após a solda esse número diminuiu para uma.

Para avaliação do percentual dos valores de ajuste/desajuste vertical após a etapa de fundição/retificação, os quais situam-se entre 0 e 10μm, utilizou-

se o cálculo da frequência acumulada relativa ( $Fr$ ), descrito anteriormente. Para o cálculo da frequência, fez-se o uso dos dados apresentados na tabela 14.

Tabela 14. Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo B, após o procedimento de fundição/retificação.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu m$	$f$	$F$
0	7	7
0,8	5	12
1,7	2	14
3,3	1	15
5	1	16
9,2	1	17
18,3	1	18

Entre as 18 medidas, 17 apresentaram valores entre 0 e 10 $\mu m$ , obtendo-se uma frequência acumulada relativa de 9,44, ou seja, 94,4% das amostras estavam dentro dos valores anteriormente citados. O mesmo cálculo foi efetuado para os valores coletados após a Brasagem (tabela 15).

Tabela 15. Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo B, após o procedimento de brasagem.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu m$	$f$	$F$
0	6	6
0,8	1	7
1,7	3	10
5	1	11
8,3	1	12
14,3	1	13
16,7	1	14
20	1	15
22,5	1	16
23,3	1	17
25,7	1	18

Da mesma forma, foram utilizados os dados ilustrados na tabela 15, para a avaliação do percentual de valores ajuste/desajuste vertical, que se apresentavam se entre 0 e 10 $\mu$ m, após aplicação da Brasagem. ( $Fr=F/Sf$ ) Como ilustrado na tabela acima, 12 valores ficaram entre 0 e 10 $\mu$ m, portanto, o percentual pós solda foi de 66,6%.

### 5.3.3 Grupo C

A distribuição do ajuste/desajuste vertical, após a fundição/retificação e solda, apresentou-se do tipo não normal durante o teste de aderência à curva de normalidade, sendo utilizado um teste tipo não-paramétrico (Teste Wilcoxon). Os resultados apresentaram diferença estatística significativa ao nível de 5%, entre as medidas verticais após as etapas de fundição/retificação e solda, valores ilustrados na tabela abaixo.

Tabela 16 - Tabela com valores do teste Wilcoxon para o Grupo C.

Grupo	Valor de z	Probabilidade de $H_0$	Significância( $p > 0.05$ )
Grupo C	2.3	0.9294 %	Significante

Os gráficos 14 e 15, referem-se aos valores do ajuste/desajuste vertical e horizontal, respectivamente, correspondentes ao Grupo C (Laser – reta), após as fases de fundição/retificação e solda.



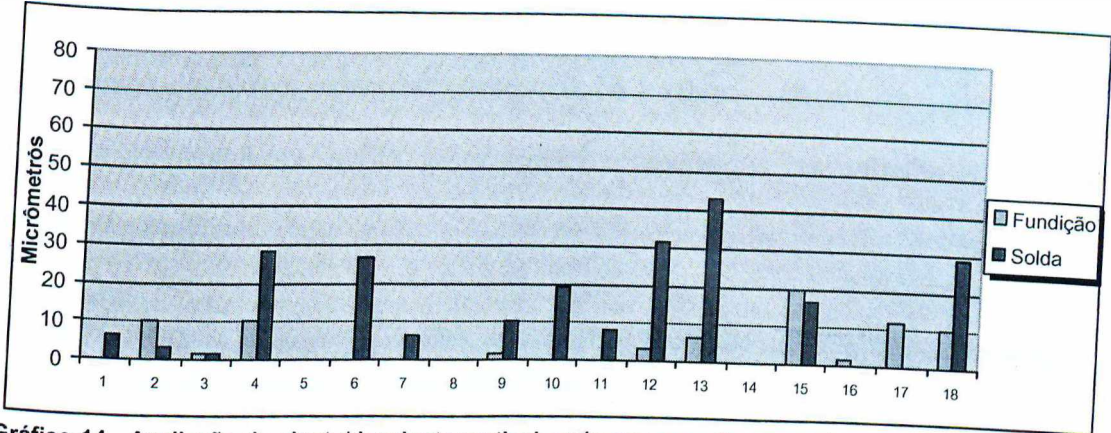


Gráfico 14 - Avaliação do ajuste/desajuste vertical, após os procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo C (Laser - reta).

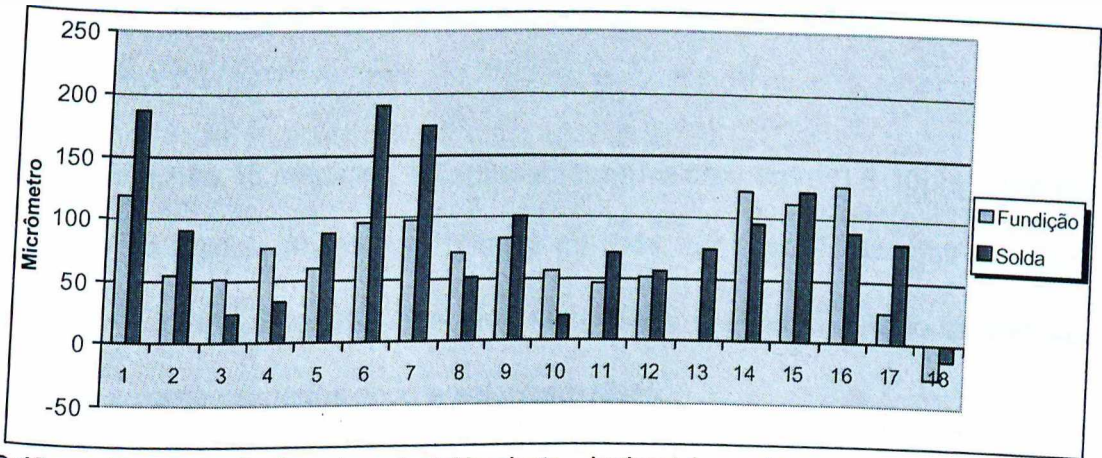


Gráfico 15 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal, após os procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo C (Laser - reta).

Com relação aos valores do ajuste/desajuste horizontal após o procedimento de fundição/retificação, apenas uma região apresentava valores negativos. Após a solda laser essa mesma região apresentou-se com valor negativo.

Para o cálculo do percentual de amostras, as quais apresentavam valores de ajuste-desajuste vertical entre 0 e 10 $\mu$ m, após as etapas de fundição/retificação e solda laser, foram construídas as tabelas 17 e 18, respectivamente.

Tabela 17 - Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo C, após o procedimento de fundição/retificação.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu$ m	f	F
0	9	9
1,7	3	12
3,3	1	13
6,7	1	14
10	3	17
20	1	18

Entre as 18 medidas, 17 apresentaram valores entre 0 e 10 $\mu$ m, obtendo-se uma frequência acumulada relativa de 9,44, ou seja, 94,4% das amostras estavam dentro dos valores anteriormente citados. O mesmo cálculo foi efetuado para os valores coletados após a soldagem laser.

Tabela 18 - Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo C, após o procedimento de solda laser.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu$ m	f	F
0	4	4
1,7	1	5
3,3	1	6
6,7	2	8
8,3	1	9
10	1	10
11,7	1	11
16,7	1	12
19,2	1	13
26,7	1	14
28,3	1	15
29	1	16
31,7	1	17
43,3	1	18

Da mesma forma, utilizaram-se os dados apresentados na tabela 18, para a avaliação do percentual de valores ajuste-desajuste vertical, que apresentavam se entre 0 e 10µm, após aplicação da solda laser. ( $Fr=F/Sf$ ) Como ilustrado na tabela acima 10 valores ficaram entre 0 e 10µm, portanto, o percentual pós solda foi de 55,5%.

5.3.3 Grupo D

Os valores dos ajustes-desajustes verticais após a fundição/retificação apresentaram distribuição do tipo não-normal durante o teste aderência à curva de normalidade, sendo realizado um teste do tipo não-paramétrico para valores vinculados, Teste de Wilcoxon. O resultado apresentou diferença estatística significativa ao nível de 5%, entre as medidas verticais, com relação às etapas de fundição/retificação e solda (tabela 19).

Tabela 19 - Tabela com valores do teste Wilcoxon para o Grupo D

Grupo	Valor de z	Probabilidade de Ho	Significância( $p > 0.05$ )
Grupo D	3.46	0.0267 %	Significante

Os gráficos 16 e 17, referem-se aos valores do ajuste/desajuste vertical e horizontal, respectivamente, correspondentes ao Grupo D (Brasagem – reta), após as fases de fundição/retificação e solda.



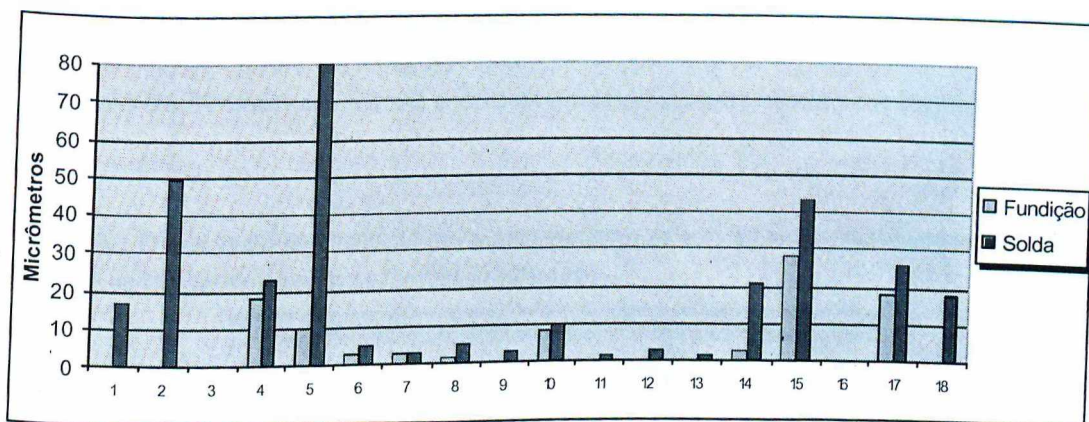


Gráfico 16 - Avaliação do ajuste/desajuste vertical, após os procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo D (Brasagem - reta).

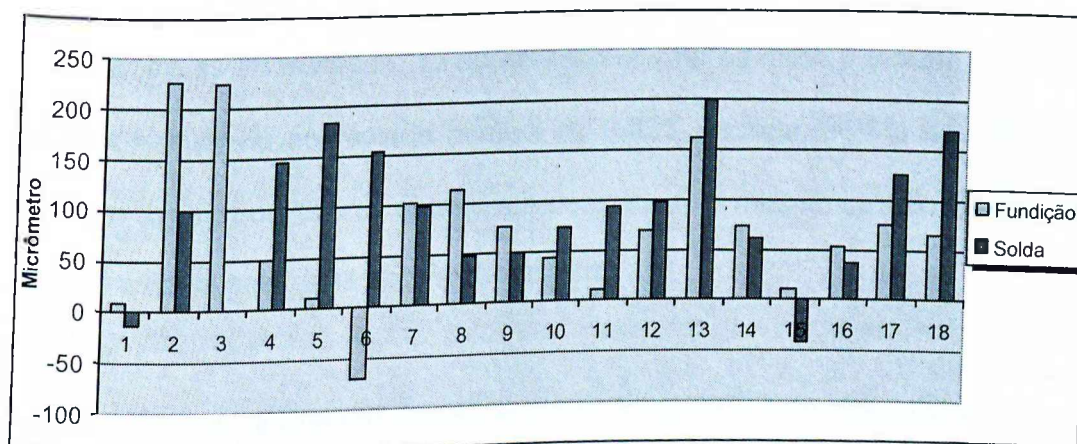


Gráfico 17 - Avaliação do ajuste/desajuste horizontal, após os procedimentos de fundição/retificação e solda. Grupo D (Brasagem - reta).

Com relação aos valores do ajuste/desajuste horizontal após o procedimento de fundição/retificação, apenas uma região apresentava valor negativo. Após a solda esse número aumentou dois valores.

Para avaliação do percentual dos valores de ajuste/desajuste vertical após a etapa de fundição/retificação, os quais situam-se entre 0 e 10μm, utilizou-

se o cálculo da frequência acumulada relativa ( $Fr$ ), descrito anteriormente. Para o cálculo da frequência, fez-se o uso dos dados apresentados na tabela 20.

Tabela 20 - Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo D, após o procedimento de fundição/retificação.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu m$	$f$	$F$
0	9	9
1,7	1	10
2,5	1	11
3,3	2	13
8,3	1	14
10	1	15
18,3	2	17
28,3	1	18

Entre as 18 medidas, 15 apresentaram valores entre 0 e 10 $\mu m$ , obtendo-se uma frequência acumulada relativa de 0,833, ou seja, 83,3% das amostras estavam dentro dos valores anteriormente citados. O mesmo cálculo foi efetuado para os valores coletados após a Brasagem.

Tabela 21 - Tabela de agrupamento simples, apresentando valores do ajuste/desajuste vertical do Grupo D, após o procedimento de brasagem.

Valores do ajuste-desajuste em $\mu m$	$f$	$F$
0	2	2
1,7	2	4
3	1	5
3,3	2	7
5	2	9
10	1	10
16,7	1	11
18,3	1	12
20,8	1	13
22,7	1	14
25,8	1	15
43,3	1	16
49,2	1	17
80	1	18

Da mesma forma, utilizaram-se os dados apresentados na tabela 21, para a avaliação do percentual de valores ajuste/desajuste vertical, que apresentavam se entre 0 e 10 $\mu$ m, após aplicação da Brasagem. ( $Fr=F/Sf$ ) Como ilustrado na tabela acima 10 valores ficaram entre 0 e 10 $\mu$ m, portanto, o percentual pós brasagem foi de 55,5%, valor semelhante ao grupo C após etapa de solda.

## 6. DISCUSSÃO

As próteses implanto-suportadas utilizadas na reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edentados são procedimentos clínicos viáveis, com sucesso comprovado por diversos trabalhos (BRÅNEMARK, 1983; ALBREKTSSON, 1986; ADELL, 1990).

Quanto ao presente estudo é importante discutir o método proposto e de maneira clara e objetiva, os seus resultados. Quanto ao método, torna-se relevante a discussão da escolha do pilar, da liga, controle das etapas laboratoriais, técnica empregada para aferição dos pilares e a forma de acabamento dos pilares. Com relação aos resultados serão discutidos os valores do ajuste/desajuste vertical após a técnica de soldagem laser e por brasagem e a influência do desenho das próteses em arco e reta para os valores acima e sobretudo a influência desses, nos valores do ajuste/desajuste horizontal.

Grande parte das complicações em próteses implanto suportadas, pode estar diretamente relacionada à falta de adaptação marginal entre estrutura protética e implante. Essa condição, além de favorecer o acúmulo de placa, aumenta as forças aplicadas sobre o implante, o que pode levar a complicações biológicas como: perda óssea, mobilidade do implante e mucosite (QUIRYNEN, 1993; QUIRYNEN *et al.*, 1994), além de problemas biomecânicos como: desaperto do parafuso de fixação, fratura do parafuso de fixação e fratura de componentes protéticos (SKALAK, 1983; BINON, 1996; WEE, 1999; VIGOLLO, 2000). Neste estudo houve a preocupação de analisar e comparar se

determinados procedimentos laboratoriais, tais como solda laser e brasagem, contribuiriam para aumentar ou minimizar esses desajustes. Além disto objetivou-se conhecer influência das configurações das próteses (arco e reta) na incidência de desajustes verticais e horizontais.

Na busca por melhores ajustes, Wee *et al.* (1999), realizaram revisão de literatura com objetivo de encontrar trabalhos que pudessem trazer melhoras significativas ao ajuste de próteses sobre implantes. Dentre os elementos encontrados pelos autores para melhorar o assentamento das próteses sobre implantes, encontrava-se o seccionamento e soldagem das peças, procedimento evidenciado também por outros autores (SILVA, 2001; SEIBEL, 2002). Riedy *et al.* (1997); mostraram que armações soldadas a laser ajustam-se melhor que armações fundidas em monobloco. Por meio da análise fotoelástica, Waskewicks *et al.* (1994), observaram que o seccionamento e a soldagem da estrutura protética sobre implantes, eliminou a formação de tensões ao redor dos implantes. Neste trabalho os pilares tipo UCLA foram encerados a partir de matriz de silicone (Elite Doublé – Zhermack® - Itália), para melhor padronização dos mesmos e seccionados, para posterior fundição.

Assim, o objetivo primário na fabricação de próteses implanto-suportadas é encontrar adaptação adequada entre o implante e infra-estrutura protética. A importância dessa adaptação nas próteses sobre implantes tem sido motivo de vários estudos (HOLMES, 1989; CARLSSON; CARLSSON, 1994; JEMT; LIE, 1995; BINON; MCHUGH 1996; NEVES, 2000; MENDONÇA, 2003), embora não

exista ainda um consenso na literatura para se definir qual seria o nível de ajuste aceitável nem como medi-lo.

Por não existir valor padrão para o nível aceitável desse desajuste e conforme preconizado em informações iniciais sobre osseointegração, considerou-se nesse trabalho como aceitáveis, desajustes verticais menores ou iguais a 10 $\mu$ m (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985). Esse valor também foi utilizado e assim considerado por Neves (2000) e Mendonça (2003) ao estudar o sistema Brånemark, comparando-o a outros sistemas nacionais.

Quanto à escolha dos pilares tipo UCLA plástico fundíveis, Byrne *et al.* (1998), estudaram a adaptação de pilares fundidos e pré-fabricados, relatando haver insuficiente informação a respeito da união pilar/implante. Os pilares fundíveis utilizados apresentaram resultados inferiores aos pré-fabricados. Segundo o autor essas diferenças aparentes podem refletir as dificuldades com as tolerâncias de fabricação dos padrões, as distorções induzidas pela técnica de fundição e/ou ciclos de queima de porcelana ou limitações inerentes aos procedimentos de acabamento. Na mesma linha, outros autores relatam que pilares plásticos fundíveis são mais sensíveis às técnicas laboratoriais empregadas, quando comparados a pilares com cinta pré-usinada (CARVALHO, 2002; ELIAS, 2003).

Entretanto os pilares plásticos fundidos, tipo UCLA, tem tido grande aceitação nos consultórios e nos laboratórios, mediante a sua versatilidade clínica (LEWIS, 1988a; LEWIS, 1988b; LEWIS, 1992; NEVES, 2000b; NEVES, 2000b) e seu baixo custo (HURSON, 1996), características que despertaram o

interesse de várias pesquisas, principalmente nacionais, com objetivo de alcançar padrões aceitáveis de adaptação, buscando novas técnicas laboratoriais, novas ligas e padronizando procedimentos. (SILVA, 2001; CARVALHO, 2002; SILVEIRA JÚNIOR, 2002, ELIAS, 2003; BARBOSA, 2003).

Com relação à liga utilizada, NiCr (VeraBond II – ALBA Dent Inc. – EUA). Kano (1995), mostrou que ligas de NiCr (Durabond) apresentaram valores de desajuste maiores quando comparadas a ligas semi-preciosas (Pors-on 4), porém valores melhores que ligas de PdAg.(Palliag M). A mesma liga de PdAg apresentou resultados inferiores à liga de NiCr (Co-span) no trabalho de Dinato (1999), o qual realizou testes de resistência à flexão com quatro diferentes ligas metálicas de uso em Odontologia. Já Carvalho (2002), encontrou valores mais satisfatórios para pilares fundidos com ligas de NiCr adicionado de Ti quando comparados a pilares fundidos apenas com Ti comercialmente puro. Contudo Bertrand (2001), chama a atenção quando aos experimentos relacionados a ligas preciosas e não preciosas, as quais têm mostrado resultados contraditórios, em decorrência de procedimentos experimentais diferentes, não permitindo assim comparações.

Apesar disto, é imprescindível discutir o papel social das confecções protéticas, em que a tecnologia deve estar associada a serviço de grande parte da população. Ligas de NiCr tem ocupado espaço importante na prática laboratorial (BARBOSA, 2003), embora o seu uso tenha sido reduzido em grande parte dos trabalhos internacionais, substituída por ligas áureas e semi-

preciosas, relativamente mais onerosas e incompatíveis com a realidade nacional.

Na busca de adequada avaliação do ajuste/desajuste pilar/implante concordamos com Estrela *et al.* (2000), que caracteriza o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), como um dos equipamentos mais versáteis usados na caracterização de objetos sólidos; comparado com o próprio microscópio óptico, ele possui maiores resolução, profundidade de foco, facilidade de preparação das amostras e interpretação das imagens, sendo que as desvantagens e limitações do aparelho estão relacionadas ao seu custo de aquisição e de manutenção. Porém, o autor considera que o mesmo encontra-se hoje na maioria das universidades brasileiras e o MEV vem sendo bastante empregado na área de implantodontia tanto para avaliação da interface pilar/implante como para avaliação de superfície e acabamento de implantes (DELLOW, 1997; MAZZONETO, 1999; NEVES, 2000, MENDONÇA, 2003).

Para este estudo foi utilizado o MEV (LEO-435 VP – Carl Zeis - Alemanha), em aumento de 500x, para padronização das medidas para posterior avaliação. Cada pilar foi analisado e fotografado em dois locais distintos, determinados pelos pontos mesial e distal; acredita-se que o pilar ideal seria aquele que apresentasse menor interface quando em contato com o intermediário (CASTILHO, 2000). A disposição das amostras dentro do MEV é fundamental para realização futura das medidas, sendo que possíveis variações na inclinação do modelo-mestre pode ocasionar leituras diferentes. Assim, foi tomado o devido cuidado em se manter os modelos sempre perpendiculares ao



campo de visão do operador, e ao iniciar a captação das imagens no MEV, o mesmo era colocado automaticamente em estágio inicial, padronizando desta forma a obtenção das imagens para todos os modelos.

Mendonça (2003), avaliou a interface intermediário/implante em 40 amostras, medidas em 4 pontos distintos, obtendo em todas elas, médias de valores abaixo de 10 $\mu$ m. Tais valores demonstram a reprodutibilidade da técnica de medida por MEV, fato também encontrado neste trabalho ao se comparar o posicionamento dos pilares antes e após a retificação, percebendo-se poucas variações com relação às imagens obtidas.

Para padronização da nomenclatura utilizada nesta pesquisa foram consideradas as palavras de Holmes (1996): para o mesmo, o conceito de um ajuste adequado não está satisfatoriamente definido na literatura e cada estudo que visa avaliar ajuste deve estabelecer suas próprias definições e finalmente chegar a conclusões baseado em suas definições.

Da mesma forma que Neves (2000); Silveira Júnior (2002); Mendonça (2003); Elias (2003) e Barbosa (2003), nesta pesquisa, utilizou-se o termo ajuste/desajuste vertical, quando da presença de micro-fendas entre a superfície cervical do pilar UCLA e a superfície da plataforma do implante. Com relação ao ajuste/desajuste horizontal, quando a superfície externa do pilar posicionou-se além da superfície lateral da plataforma do implante, convencionou-se a utilização do valor negativo. Quando o implante posicionou-se aquém do pilar atribui-se o valor positivo. Na ausência de desajuste o valor lançado era zero.

Quanto ao acabamento dos pilares, para Hurson (1996) e Lewis (1998), após a remoção da fundição do revestimento, dois passos de acabamento se fazem necessários. Primeiro o orifício de acesso ao parafuso deve ser limpo e o assentamento do parafuso do pilar deve ser usinado. Após usinar o orifício de acesso ao parafuso, deve-se retificar o término apical do pilar para remover a superfície a qual tornou-se desigual durante o processo de fundição (BYRNE *et al.*, 1998). No presente, estudo após a fundição, os pilares UCLA plástico foram então retificados utilizando o conjunto apropriado para o fim, para posterior avaliação primária da adaptação vertical em Lupa Estereoscópica. Os pilares que apresentavam desajustes visíveis com aumento de 40x, retornavam para etapa de retificação. As fotos antes da retificação e após a retificação podem ser vistas em anexo.

No presente estudo, os valores do ajuste/desajuste vertical nos Grupos A, B, C, e D, considerando-se os quatro grupos após a fundição, variaram entre 0 e 28,3µm, não ocorrendo diferenças estatísticas significantes entre os quatro grupos após a etapa de fundição, fato que nos permitiu realização de comparações após a etapa de soldagem entre os grupos e válida a eficiência da etapa de retificação, a qual foram todos o pilares submetidos. Resultados semelhantes foram observados por Simamoto Júnior *et al.* (2003), ao analisar ajuste/desajuste vertical em 18 pilares UCLA plástico, encontrando melhores valores de ajuste após a retificação com conjunto apropriado.

Os resultados da Frequência acumulada demonstram que após a retificação, cerca de 94,4% dos pilares tipo UCLA dos grupos A, B e C

encontravam-se com valores de ajuste/desajuste vertical igual ou abaixo de  $10\mu\text{m}$  (17 valores), sendo que no grupo D, apenas 83,3% apresentavam valores dentro da margem de  $10\mu\text{m}$  (15 valores). Embora o grupo D tenha apresentado resultados qualitativamente inferiores ao demais, o mesmo não apresenta diferença estatística significativa com os demais grupos em nível de significância de  $p>0,05$  pelo teste de Kruskal-Wallis. O resultados obtidos demonstram que se a técnica laboratorial for cuidadosamente controlada, as interferências das etapas laboratoriais (BYRNE, 1998; SILVEIRA JÚNIOR, 2002; BARBOSA, 2003) podem ser superadas com a utilização de retificadores, minimizando as áreas de grandes desajustes verticais.

No estudo de novas tecnologias que poderiam propiciar ajuste mais adequado às próteses implantadas, a eletroerosão e a soldagem laser apresentam-se como boas alternativas (EVANS, 1997; WEE, 1999). A análise de próteses soldadas a laser foi um dos objetivos desta pesquisa. Para Gordon; Smith (1970), autores do relato inicial sobre o uso de soldagem laser, nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes e a economia de tempo foi considerável na obtenção de próteses fixas de três elementos. No emprego da solda laser foi verificada menor distorção quando comparada à técnica de soldagem por brasagem (HULLING; CLARK, 1977). Com relação ao ajuste, Tambasco *et al.* (1996), atentaram para o fato da soldagem laser permitir melhor contato entre as partes a serem soldadas e assim reduzir o potencial de distorção.

Souza *et al.* (2000), conclui em seu trabalho comparativo entre solda laser e brasagem, que a primeira transfere menor energia ao metal base, minimizando o tamanho da zona afetada pelo calor e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas. Entretanto, outros autores descrevem, que a soldagem a laser apresenta limitação de espessura para soldagem, fragilização e formação de porosidades no cordão de solda, devido à sua rápida solidificação (SJÖGREN; ANDERSON; BERGMAN, 1988; DINATO, 1999; SOUZA *et al.*, 2000) e necessita de atmosfera inerte de argônio (YAMAGISHI, 1993).

Contudo, no presente trabalho, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre solda laser (Grupos A e C) e brasagem (Grupos B e D) para próteses fixas de três elementos. Resultados similares foram encontrados por Bianchini (2001), que analisou *in vitro* o grau de desajuste da adaptação passiva de prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes. O estudo baseou-se nos dados fornecidos por 18 corpos de prova que foram confeccionados em liga metálica de prata-paládio. O grupo unido por brasagem não apresentou diferença estatisticamente significativa com relação com relação ao grupo unido por solda laser.

Schiffleger *et al.* (1985), compararam prótese fixas de 3, 4, e 5 elementos fundidas em monobloco com liga de ouro própria para o trabalho, perfazendo um total de 18 fundições, sendo seis para cada um dos três tipos de prótese fixa. Com esse estudo, os autores concluíram que a distorção foi um fenômeno tridimensional, com maior discrepância na superfície mesio-gengival do retentor

anterior e disto-lingual do retentor posterior; a distorção foi menor nas próteses fixas de três elementos e maior nas próteses fixas de cinco elementos.

Assim, a equivalência aqui encontrada entre a solda laser e brasagem pode ser atribuída ao tamanho da prótese. Segundo SCHIFFLEGER *et al.*, 1985, a maior dificuldade nas soldagens aparece quando se tem diversos pontos de solda na mesma estrutura. Nestas situações soldagem a laser pode-se mostrar mais eficaz.

Com relação ao desenho das próteses em arco (Grupos A e B) e em reta (Grupos C e D), idealizou-se a confecção de próteses fixas de três elementos, substituindo o 2° pré-molar, 1° molar e 2° molar, metodologia também utilizada por Elias e Barbosa, ambos em 2003, em razão de ser uma região que freqüentemente apresenta-se edentada em pacientes que buscam por reabilitação. O uso de diferentes alinhamentos, reta e arco, se apóiam na preocupação que na maior parte das reabilitações anteriores o desenho formado pelos implantes se caracteriza em arco (RIEDY *et al.*, 1997; MAY *et al.*, 1997; WEE *et al.*, 1999; TAKAHASHI, 2003), ao contrário do alinhamento das restaurações posteriores, em reta (BIANCHINE, 2001; ELIAS, 2003; BARBOSA, 2003). Neste trabalho não foram encontradas diferenças estatísticas significativas quando se comparou às próteses soldadas em arco com as em reta, indiferente do tipo de soldagem empregada, provavelmente pela pequena freqüência do número de soldas (SCHIFFLEGER *et al.*, 1985).

Os valores de ajuste/desajuste vertical após a etapa de soldagem a laser variaram entre 0 e 43,3µm, quando somados os valores dos grupos A (arco) e C

(reta), não ocorrendo diferença estatística significativa entre os dois grupos. Esses achados sugerem a não influência do desenho da prótese com relação à soldagem laser. Na análise da frequência, 61,1% dos pilares no grupo A e 55,5% no grupo C encontravam-se com valores de ajuste/desajuste vertical igual ou abaixo de 10 $\mu$ m. Para os grupos B (arco) e D (reta), os valores, após a etapa de brasagem variaram entre 0 e 80 $\mu$ m não apresentando diferença estatística significativa entre os mesmos. Cerca de 66,6% dos pilares no grupo B e 55,5% no grupo D ficaram com valores entre 0 e 10 $\mu$ m, mostrando novamente a indiferença do desenho da prótese nos níveis de ajuste/desajuste vertical estabelecido. Contabilizando os valores obtidos, percebe-se claramente a influência da etapa de soldagem tanto a laser como por brasagem, na piora da porcentagem, achado que vem de acordo com resultados obtidos por Elias (2003) e Barbosa (2003), ou seja o processo de soldagem nessas condições influenciou negativamente o ajuste vertical.

Contudo Kan *et al.* (1999), consideraram que os componentes dos implantes e o osso parecem tolerar certo grau de desajuste sem causar problemas mecânicos adversos. Para Sahin; Cehreli (2001), embora o desafio de aplicar tecnologia avançada para melhoria no assentamento das estruturas metálicas esteja sendo superado, o fenômeno ainda se mantém como meta ilusória. Entretanto, de acordo com as evidências científicas atuais e com a eficácia da tecnologia contemporânea usada na confecção das estruturas, o autor conclui que o assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado, e pode, de fato ser desnecessário.

Embora o Grupo A não tenha mostrado diferença estatística significativa antes e após a soldagem, por meio do teste de Wilcoxon, os valores da Frequência acumulada demonstraram semelhança aos demais grupos, com piora qualitativa dos valores de ajuste/desajuste vertical, já que antes da solda 94,4% dos pilares apresentavam valores até 10 $\mu$ m e posteriormente à solda esse percentual abaixou para 61,1%.

Podemos observar também, que embora não apresentando diferença estatística, a frequência acumulada para valores abaixo de 10 $\mu$ m, para os grupos A e B (arco) foram respectivamente 61,1% e 66,6% enquanto para C e D (reta) foi de 55,5% para ambos os grupos após a etapa de solda, mostrando desta forma, que mesmo em próteses pequenas, qualitativamente observam-se melhores resultados com as próteses em arco do que em reta. Contudo, tal fato pode não ter relevância, já que numericamente fala-se numa variação de 2 a 3 valores.

Com relação ao ajuste/desajuste horizontal, Vigolo *et al.* (2000), consideram que os processos laboratoriais como procedimentos de queima da resina (técnica da cera perdida), fundição, além da queima da porcelana, podem alterar as superfícies dos pilares em contato com o implante e levar a mudanças no ajuste horizontal original da interface pilar/implante. Em seu trabalho, o autor avaliou o grau de liberdade rotacional dos pilares gold-UCLA fundidos em liga com alto teor de paládio e subsequentemente adicionando porcelana, resultando em mudanças menores na liberdade rotacional dos pilares. Contudo Byrne *et al.* 1998, relatam que esses desajustes ao nível dos tecidos moles peri-implantares,

como no caso dos pilares UCLA, podem resultar em agregação bacteriana com inflamação peri-implantar subsequente.

Nesta pesquisa, à semelhança de Neves (2000), Mendonça (2003), Elias (2003) e Barbosa (2003), não se submeteram os valores referentes ao ajuste/desajuste horizontal à análise estatística, pois considerou-se para a avaliação, a quantidade de regiões que apresentavam-se com valores negativos ou positivos, dada a importância clínica de tais situações, sendo que em grande parte da literatura as adaptações são relacionadas apenas a ajuste/desajustes do eixo vertical (CARLSSON; CARLSSON 1994; KANO *et al.* 1995; EVANS *et al.*, 1997; CASTILHO, 2000; BIANCHINI, 2001).

Silveira Jr *et al.* (2002), relata em seus estudos que após o procedimento de brasagem, ocorreram alterações significantes no que diz respeito ao ajuste/desajuste horizontal (prótese em reta com 5 pilares). Grandes valores positivos foram atribuídos após a brasagem, tendendo à contração e se contrapondo aos resultados de Seibel (2002), que ao pesquisar as alterações dimensionais em prótese fixas implanto-suportadas de 3 elementos em reta, após procedimentos de soldagem laser e por brasagem, observou movimento uniforme tendendo à contração para os pilares soldados a laser, enquanto por brasagem com maçarico de oxigênio-propano foi mais irregular, com tendência para expansão.

Mediante os resultados obtidos com a presente pesquisa, o comportamento dos pilares após soldagem não mostra padronização com relação ao tipo de solda, ocorrendo sutil expansão para o grupo A (solda laser –



arco) e ligeira contração para o grupo C (solda laser – reta), sendo que o grupo B (brasagem – arco) não demonstrou um padrão de alteração dimensional, e o grupo D apresentou ligeira expansão. Fato semelhante foi observado por Barbosa (2003), ao descrever o padrão de alteração dimensional após soldagem como sendo aleatório e imprevisível; semelhante a este trabalho foi utilizada liga de NiCr em prótese fixa com 3 pilares.

Tais fatores podem estar relacionados ao tipo de liga utilizado (VIGOLO *et al.* 2000; CASTILHO, 2000), ou à falta de padronização dos espaços de soldagem (ELIAS, 2003), já que os pilares deste trabalho foram seccionados antes da fundição, na fase pós-enceramento. Alterações ocorridas durante os procedimentos laboratoriais podem afetar com maior intensidade esses espaços. Alguns autores padronizaram o espaço para soldagem em seus experimentos após a fundição em monobloco, com disco de espessura pré-definida, embora os mesmo não tenham analisado o ajuste/desajuste horizontal (DINATO, 1999; BIANCHINI, 2001; SILVA, 2001).

Quanto às alterações referentes à localização dos pilares após a etapa de solda, a mesma pode estar conferindo sobrecarga aos parafusos dos pilares. Tal fato pode ser confirmado ao analisar os valores de ajuste/desajuste horizontal antes e após a soldagem, onde independentemente da técnica utilizada, esse deslocamento é mais bem observado, comparando a posição dos pilares antes e após soldagem (fotos em anexo).

Nas condições deste estudo, pode se argumentar a viabilidade dos procedimentos técnicos empregados neste trabalho. Outros estudos devem ser

realizados para testar novas tecnologias mais econômicas e eficientes, para minimizar as adaptações verticais e horizontais, sendo que cada estudo pode contribuir com sua parte para a obtenção de próteses implantadas economicamente mais viáveis.

## 7. CONCLUSÃO

A análise dos dados, de acordo com os critérios estabelecidos neste trabalho, permitiu as seguintes conclusões:

**7.1** - Quanto ao ajuste/desajuste vertical, quando comparados a influência dos processos de soldagem entre si no ajuste/desajuste vertical, não ocorreu diferenças estatisticamente significativas entre os grupos A (solda laser/arco) e B (brasagem/arco); ocorrendo o mesmo entre os grupos C (solda laser/reta) e D (brasagem/reta).

**7.2** - Quando comparada à influência da configuração no ajuste/desajuste vertical, não ocorreu diferença estatisticamente significativa entre os diferentes alinhamentos utilizando o mesmo processo de soldagem. Grupo A (solda laser/arco) com grupo C (solda laser/reta); e grupo B (brasagem/arco) com grupo D (brasagem/reta).

**7.3** - Os resultados apresentaram que cerca de 94,4% dos pilares tipo UCLA dos grupos A, B e C encontravam com valores de ajuste/desajuste vertical igual ou abaixo de 10 $\mu$ m após a etapa de fundição/retificação, sendo que o grupo D, apenas 83,3% apresentava valores dentro da margem de 10 $\mu$ m. Para análise da frequência após soldagem laser 61,1% dos pilares no grupo A e 55,5% no grupo C encontravam-se com valores de ajuste/desajuste vertical igual ou abaixo de

0 $\mu$ m, variando seus valores entre 0 e 43,3 $\mu$ m. Para os grupos B e D os valores após a etapa de brasagem variaram entre 0 e 80 $\mu$ m não apresentando diferença estatística significativa entre os mesmos. Cerca de 66,6% dos pilares no grupo B e 55,5% no grupo D ficaram com valores entre 0 e 10 $\mu$ m. Qualitativamente todos apresentaram piora em seus valores de ajuste/desajuste vertical pós solda.

7.4 - Os resultados referentes à análise do ajuste/desajuste horizontal não mostram padronização no comportamento dos pilares pós solda com relação ao tipo de soldagem e alinhamento, ocorrendo sutil expansão para o grupo A (solda laser – arco) e ligeira contração para o grupo C (solda laser – reta), sendo que no grupo B (brasagem – arco) não demonstrou um padrão definido, sendo que o grupo D, apresentou ligeira expansão. De forma geral, houve aumento dos valores negativos após a solda.

Frente aos resultados propostos e a discussão apresentada, pode-se ainda fazer algumas sugestões como: pesquisar novas ligas na busca de resultados mais efetivos com soldagem a laser e analisar a eficiência da eletroerosão para minimizar os níveis de ajuste/desajuste pós-etapa de solda.

## 8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADELL, R., ERIKSSON, B., LEKHOLM, U., BRÅNEMERK, P. I., JEMT, T.  
A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.5, n.4, p. 347-359, 1990.
2. ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.; WORTHINGTON, P.; ERIKSSON, A.R.  
The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**. Lombard, v.1, n.1, p.11-25, Jan/Mar. 1986.
3. ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**, Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1996, 412p.
4. BARBOSA, G. A. S. **Estudo comparative do ajuste pilar implante quando da utilização de pilares UCLA em plástico por diferentes laboratórios de prótese dentária no processamento de uma mesma prótese clínica**. 2003. 146f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de concentração Reabilitação Oral), Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia de Uberlândia, Uberlândia. 2003.
5. BERTRAND, C. *et al.* The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure anda results. **Britisch Dental Journal**, v.190, n.5, p.255-257, mar. 2001.
6. BIANCHINI, M. A. **Avaliação da adaptação passiva de próteses fixas aparafusadas sobre implantes: um estudo in vitro**.2001. 52f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Florianópolis, 2001.

7. BRÅNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 50, n.3, p. 399-410, Sept. 1983.
8. BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Introduction in osseointegration. /N:\_\_\_\_\_, **Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago, Quintessence Books, 1985. Cap.1.
9. BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.9, n.2, p.149-160, Mar./Apr. 1996.
10. BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.9, n.6, p.511-19, nov/dec. 1996.
11. BYRNE, D.; HOUSTON, F.; CLEARY, R.; CLAFFEY, N. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent.**, St Louis. v.80, n.2, p.182-92, 1998.
12. CALLEGARI-JAQUES, S. M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003, 255p.
13. CAMPOS, G. M. **Estatística prática para docentes e pós-graduandos**. Ribeirão preto, 1997. Disponível em: [www.Forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc\\_livro](http://www.Forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc_livro). Acesso em 20 out. de 2002.
14. CARLSSON, B.; CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.9, n.1, p.90-4, Jan-Feb. 1994.

15. CARVALHO, M. C. A. *et al.* Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de Teflon fundidos em Titânio e liga de níquel-crômio-titânio. Estudo *in vitro*. **BCI** Curitiba. v.9, n.34, p.105-110, Abr-Jun. 2002.
16. CASTILHO, D. **Avaliação da adaptação da interface intermediários-cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** 2000, 91f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de concentração Reabilitação Oral) Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru. 2000.
17. DELLOW, A. G.; DRIESSEN, C. H.; MEL, H.J. C. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. **J Prosthodont**, v.10, p.216-21, 1997.
18. DINATO, J. C. **Determinação da resistência a flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser.** 1999. 109f. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, São José dos Campos, 1999.
19. ELIAS, G. A. **Estudo comparativo do ajuste pilar-implante durante as fases laboratoriais de fundição e solda, utilizando pilares UCLA calcináveis, comparando-os entre si e aos pilares UCLA com cinta usinada em Tilitite.** 2003. 173f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Reabilitação Oral) – UFU, Faculdade de Odontologia de Uberlândia, Uberlândia. 2003.
20. ESTRELA, C. **Metodologia científica.** São Paulo, Artes Médicas, 1ª Edição, 2001, 483p.

21. EVANS, D. B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.77, n.2, p.212-215, Feb. 1997.
22. GORDON, T. E; SMITH, D. L. Laser welding of prostheses – an initial report. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v.24, n.4, p.472-76, Oct. 1970.
23. HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.89, n.4, p.346-51, Apr. 2003.
24. HOLMES, J. R. *et al.* Considerations in measurement of marginal fit. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.62, n.4, p.405-408, Oct. 1989.
25. HULING, J. S., CLARK, R.E. Comparative distortion in free-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or cast in one piece. **J Dental Res.**, v.56, n.2, p.128-34, Feb. 1977.
26. HURSON, S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. **Jornal Dental Technology**, v.13, n.3, p.30-37, 1996.
27. JEMT, T. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.9, n.4, p.470-4, 1994.
28. JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin Oral Implants Res**, v.6, n.3, p.172-180, Sep. 1995.



29. JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.11, n.5, p.620-625, Sep/Oct. 1996.
30. KAN, J. Y. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.81, n.1, p. 7-13, Jan. 1999.
31. KANO, S. C.; VALLE, A. L.; PEGORARO, L. F.; CAMPUS JR., A. Disajustment of prosthetic implants components using different alloys. **J Dent Res**, Washington, v.74, n.3, p.806, 1995. Abstract 260.
32. KITAJIMA, E. W.; LEITE, B. **Curso introdutório de microscopia eletrônica de varredura**. Piracicaba: Escola Superior de Agricultura "Luiz de Queiroz" 1999. 46p. Apostila.
33. LEWIS, S. G. et al. The UCLA abutment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.3, n.3, p.183-189, Fall. 1988a.
34. LEWIS, S. G. Single tooth implant supported restoration. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.3, n.1, p.25-30, Spring. 1988b.
35. LEWIS, S. G. et al. The Restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.67, n.4, p. 509-515, April. 1992.
36. LEWIS, S. G.; LLAMAS, D.; AVERA, S. The UCLA abutment: a four-years review. **J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.3, n.1, p.25-30, Spring. 1992.
37. LEWIS, S. G. Anterior single-tooth implant restorations. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Carol Stream, v.15, n.1, p.30-41, Feb. 1995.

38. MAZZONETO, R. *et al.* Análise da superfície e da adaptação da conexão protética de três implantes dentários endósseos. Estudo in vitro. **BCI** Curitiba, v.6, n.2, p. 34-40, Abr-Jun. 1999.
39. MAY, K. B. *et al.* the precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, St Louis. v.77, n.5, p.497-502, May. 1997.
40. Mendonça G. **Estudo comparativo do ajuste entre implantes e intermediários de seis diferentes sistemas.** Uberlândia; 2003. [Dissertação Faculdade de Odontologia/Universidade Federal de Uberlândia].
41. NEVES, F. D. *et al.* Seleção de intermediários para implantes Brånemark – compatíveis – Parte I: caso de implantes múltiplos. **BCI**, Curitiba, v.7, n.25, p.6-19, 2000a.
42. NEVES, F. D. *et al.* Seleção de intermediários para implantes Brånemark – compatíveis – Parte II: caso de implantes individuais. **BCI**, Curitiba, v.7, n.26, p.76-87, 2000b.
43. NEVES, F. D. **Estudo comparativo da adaptação entre componentes intermediários e implantes de diferentes sistemas.** 2000. 191f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2000.
44. OKUMURA, T.; TANIGUCHI, C. **O desenvolvimento histórico da tecnologia de soldagem.** In: \_\_\_\_\_. **Engenharia de soldagem e aplicações.** Rio de Janeiro, LTC, 1982, Cap1, p.1-6.

45. PAREL, S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.9, n.4, p.470-4, 1994.
46. QUIRYNEN, M.; Van STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. **Clin Oral Implants Res**, Munksgaard, v.4, n.3, p.158-161, sep. 1993.
47. QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C.M.; EYSEN, H.; Van STEENBERGHE, D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark System®, an *in vitro* study. **Clin Oral Implants Res**, Munksgaard, v.5, n.4, p.239-244, dec. 1994.
48. RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.78, n.6, p.596-604, dec. 1997.
49. SAHIN, S., CEHRELI, M. O significado da adaptação passiva da prótese sobre implante: estado atual. **The international Journal of Oral Implantology**, Ano XX, n.10, p.17-23, 2001.
50. SEIBEL, E. **Alterações dimensionais durante a soldagem a laser e brasagem com tocha de oxigênio-propano**. 98f. 2002. Tese (Doutorado – Programa de Pós-graduação em Odontologia. Área de concentração: Prótese Dental) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2002.
51. SILVA, T. B. P. **Análise da adaptação marginal de próteses fixas implante suportadas em liga de Ti, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo**. 2001. 98f. Dissertação (Mestrado em Clínica

Odontológica) – Universidade Estadual Paulista de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2001.

52. SILVEIRA JUNIOR, C. D. *et al.* Influência dos procedimentos laboratoriais na adaptação pilar-UCLA/implante – Estudo piloto. **PCL**, Curitiba. v.4, n.22, p.392-400, set-out. 2002.
  
53. SIMAMOTO JUNIOR, P. C. *et al.* Comparação do ajuste pilar implante quando da utilização de pilares UCLA calcináveis no processamento de próteses implantadas, antes e após a utilização de retificador de cilindros fundíveis. **Anais da 28ª SeCiO/FOUFU**, Uberlândia, v.28, p.78, nov. 2003. Disponível em: [www.foufu.ufu.br](http://www.foufu.ufu.br).
  
54. SCHIFFLEGER, B. E. *et al* Comparision of accuracy of multiunit one-piece casting. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v.54, n.6, p. 770-6, Dec. 1985.
  
55. SJÖGREN, G.; ANNDERSSON, M., BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v.46, p.247-53, Dec. 1988.
  
56. SKALAK, R. Biomechanical considaritions in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.49, n.6, June 1983.
  
57. TAKAHASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques **J Prosthet Dent**; St Louis, v.89: p.256-60, 2003.
  
58. TAMBASCO, J., ANTONY, T., SANDVEN, O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. **J Dent Technol**. v.13, n.4, p.23-31, May 1996.

59. VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J Prosthet Dent**, St Louis, v.84,n.5, p. 548-53, 2000.
60. WASKEWICZ, G. A.; OSTROWSKI, J. S; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from fixed prothesis attached of osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.9, n.4, p.405-11, 1994.
61. WEE, A. G.; AQUILINO, S. A.; SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.
62. YAMAGISHI, T., ITO, M., FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J Prosthet Dent**, St Louis. v.70, n.3, p.264-273, 1993.

## ANEXOS

## Grupo A - 1A

1A1

1A2

1A3

M

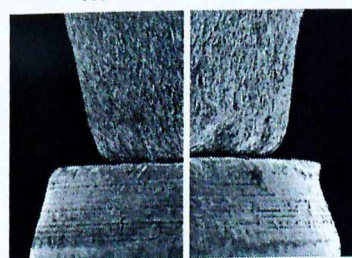
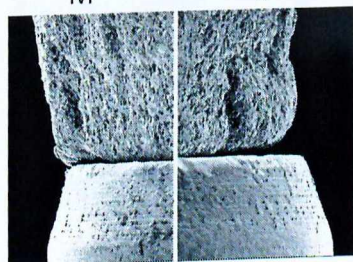
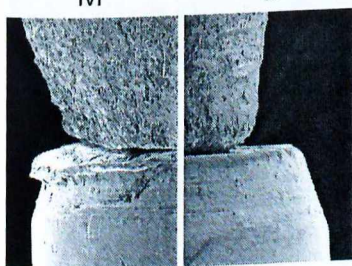
D

M

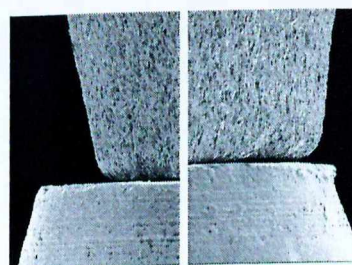
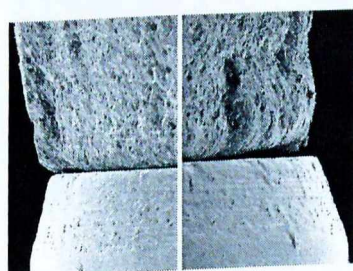
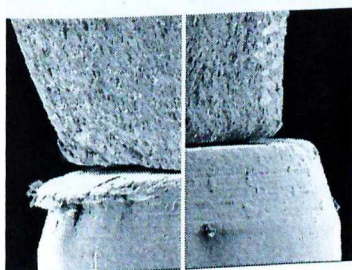
D

M

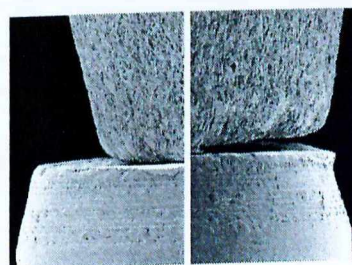
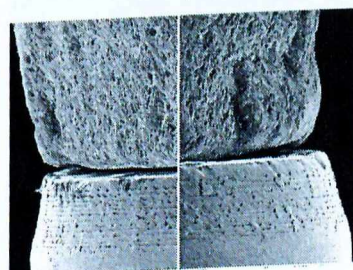
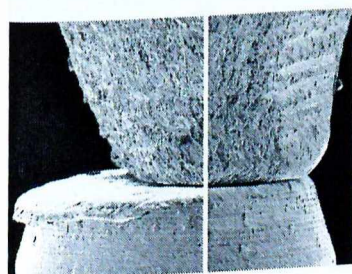
D



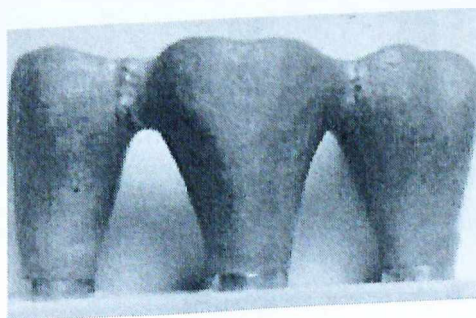
Fundição



Retificação



Solda



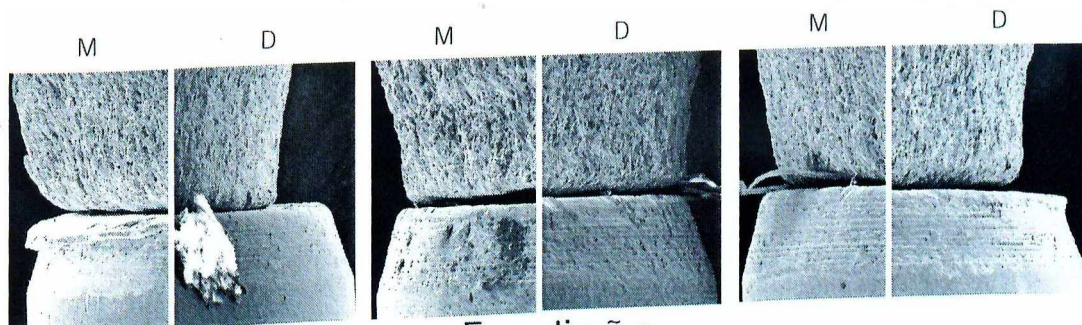


## Grupo A - 2A

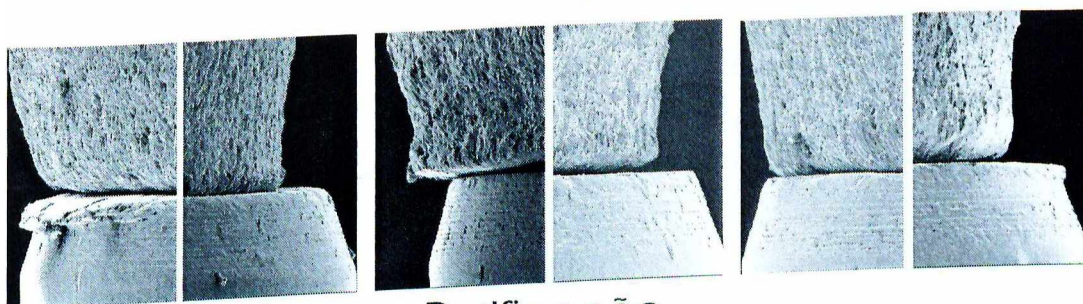
2A1

2A2

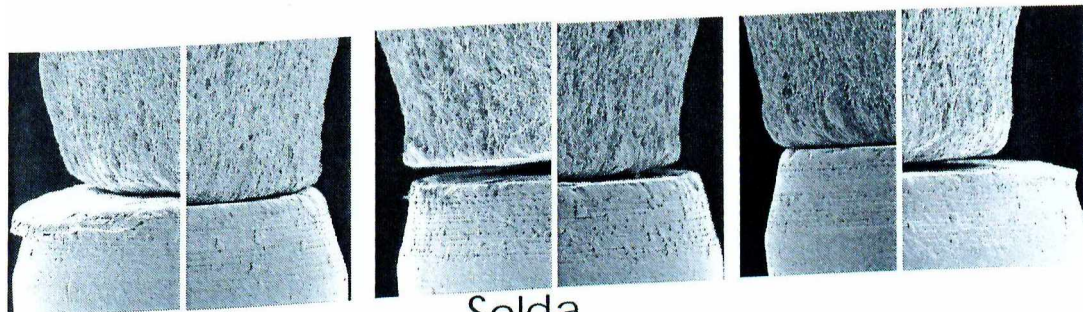
2A3



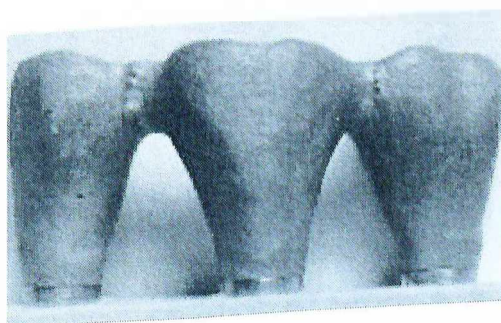
Fundição



Retificação



Solda



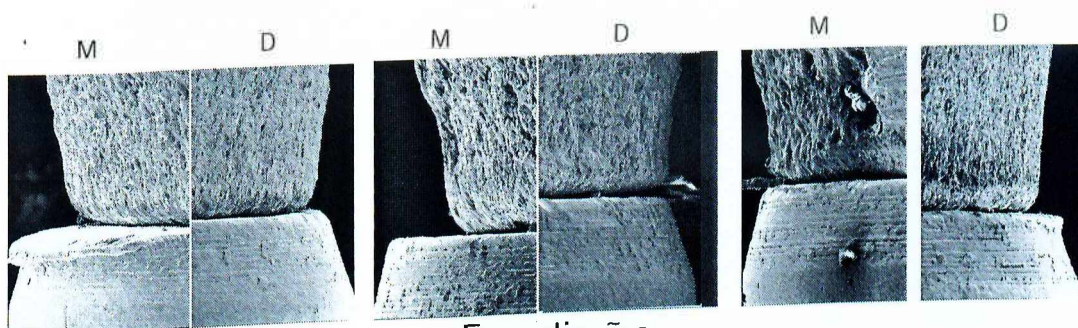


## Grupo A - 3A

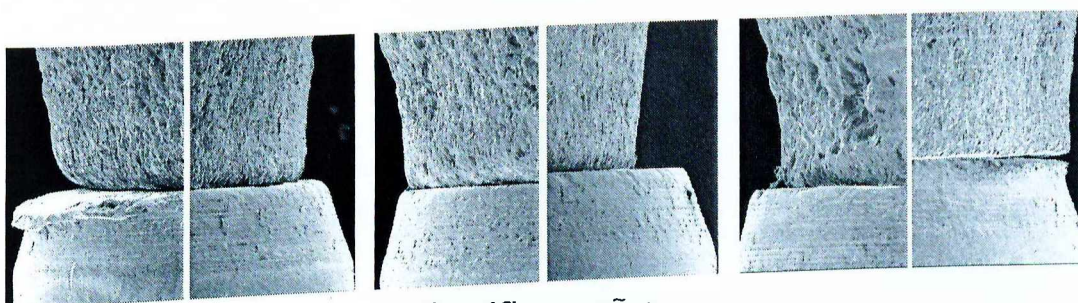
3A1

3A2

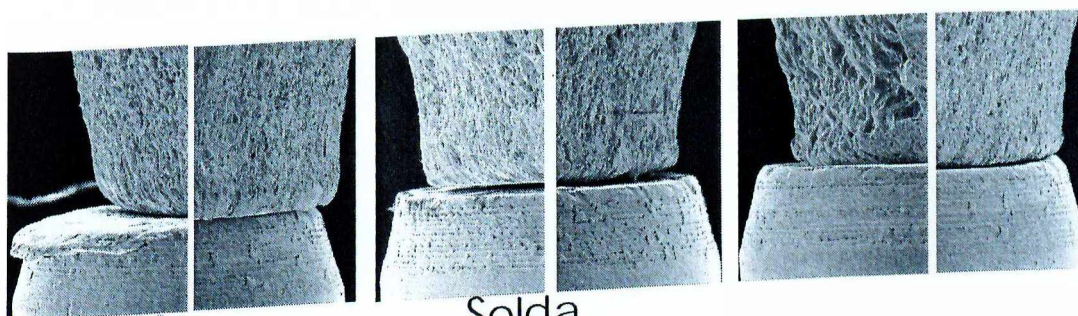
3A3



Fundição



Retificação



Solda



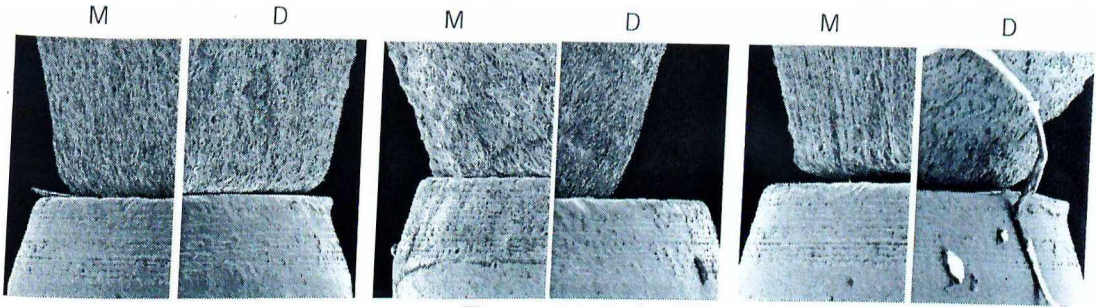


Grupo B - 1B

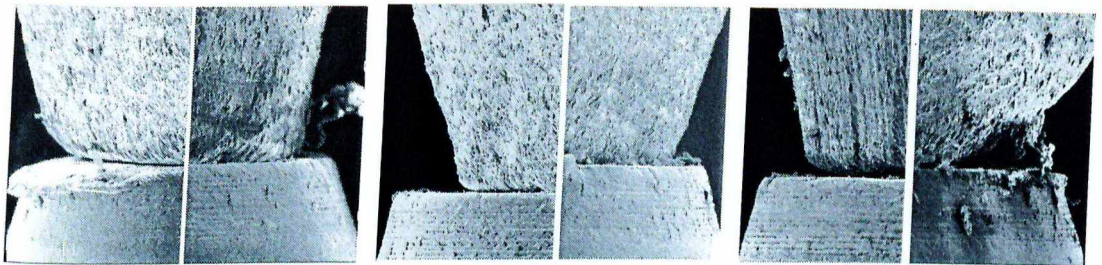
1B1

1B2

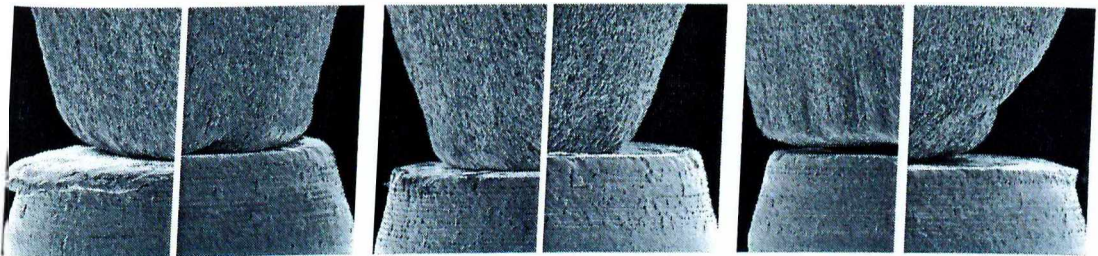
1B3



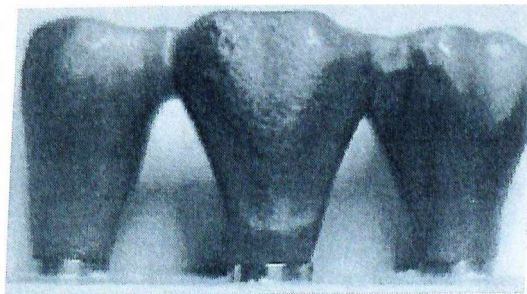
Fundição



Retificação



Solda



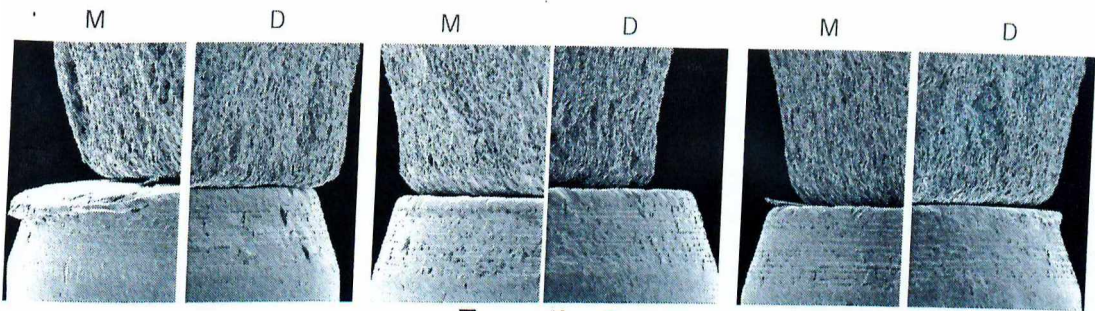


Grupo B - 2B

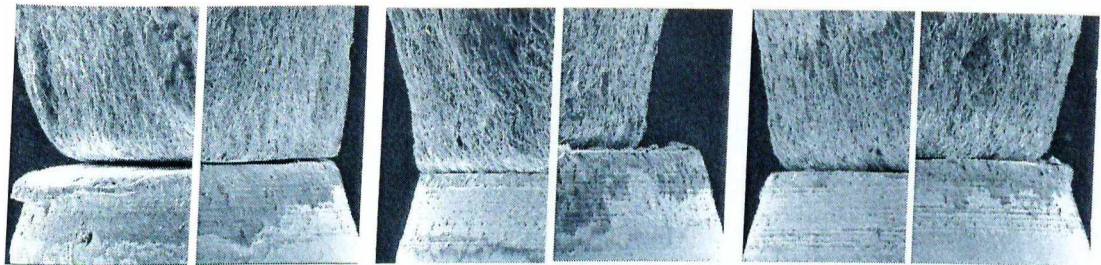
2B1

2B2

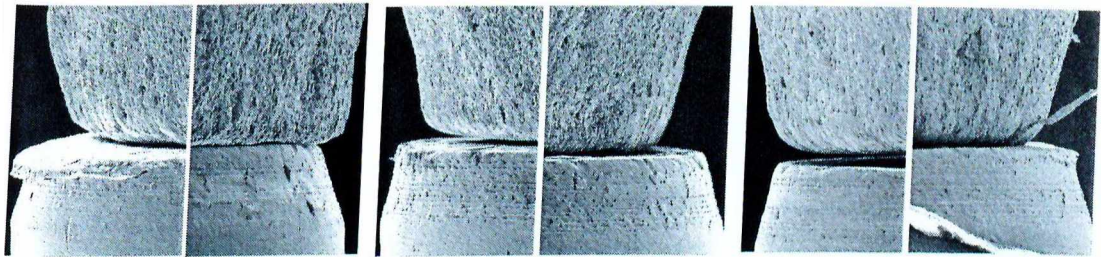
2B3



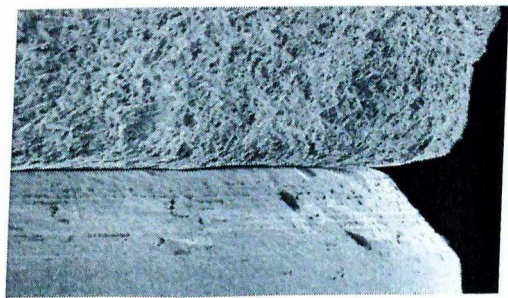
Fundição



Retificação



Solda



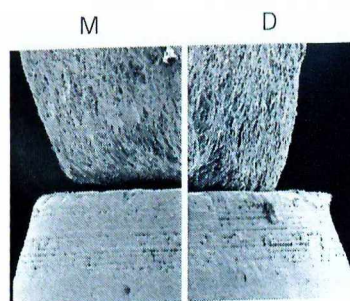
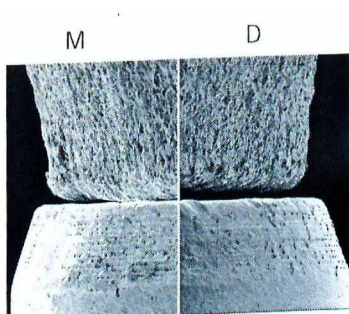
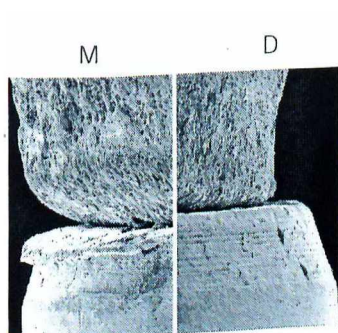


## Grupo B - 3B

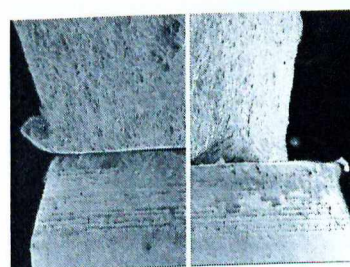
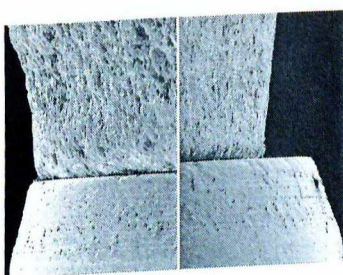
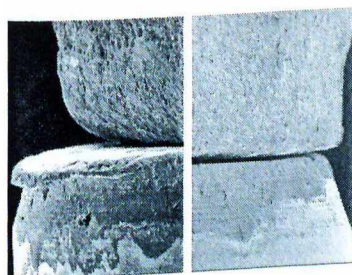
3B1

3B2

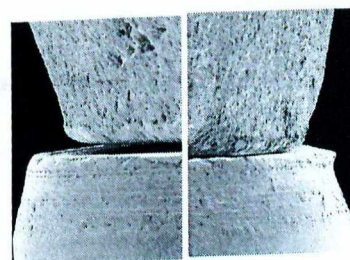
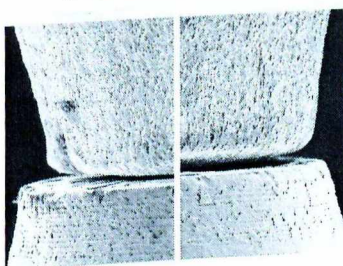
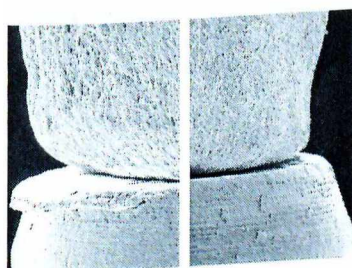
3B3



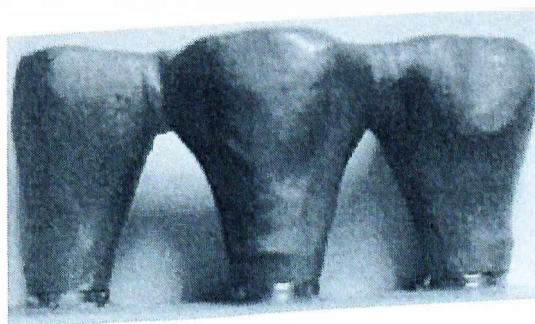
Fundição



Retificação



Solda



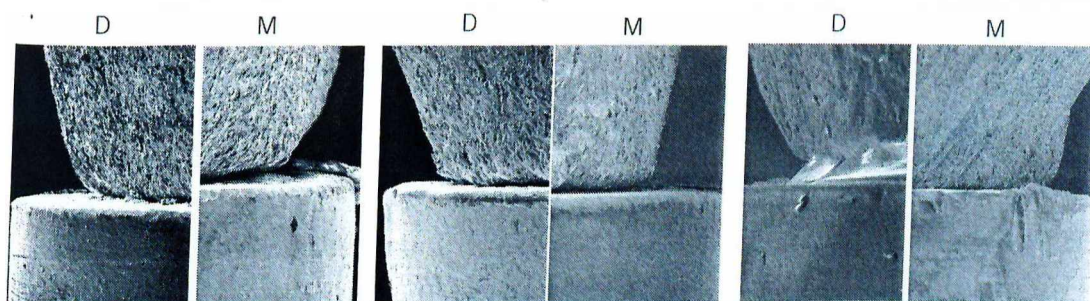


## Grupo C - 1C

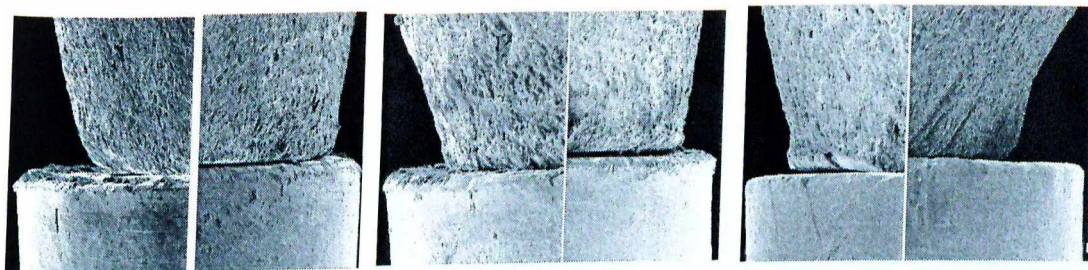
1C3

1C2

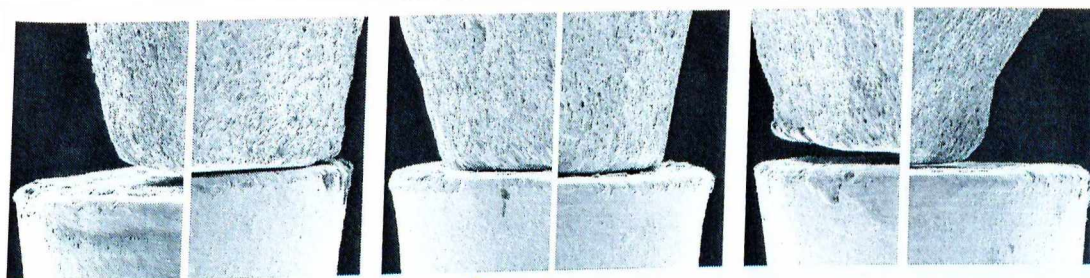
1C1



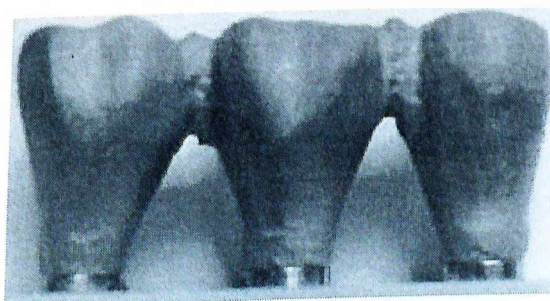
Fundição



Retificação



Solda

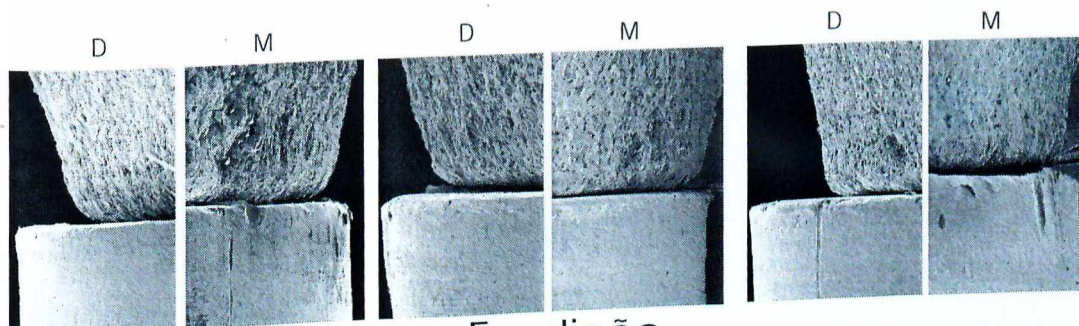




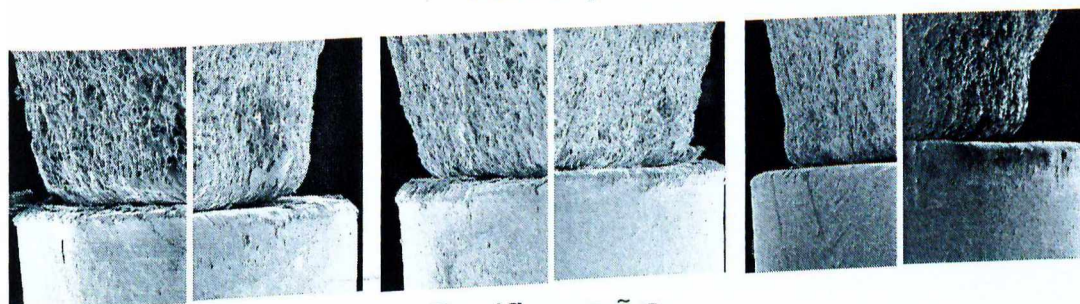
Grupo C - 2C  
2C2

2C3

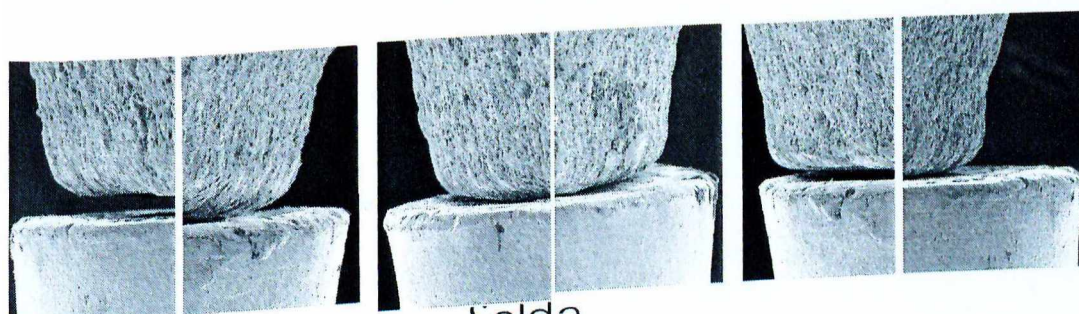
2C1



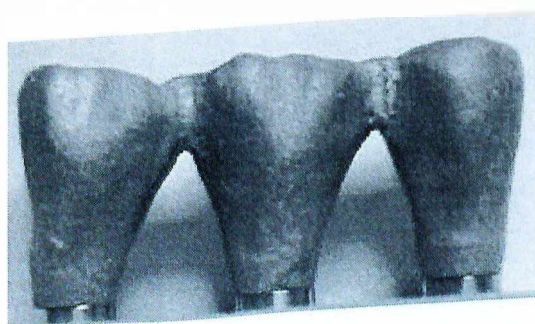
Fundição



Retificação



Solda

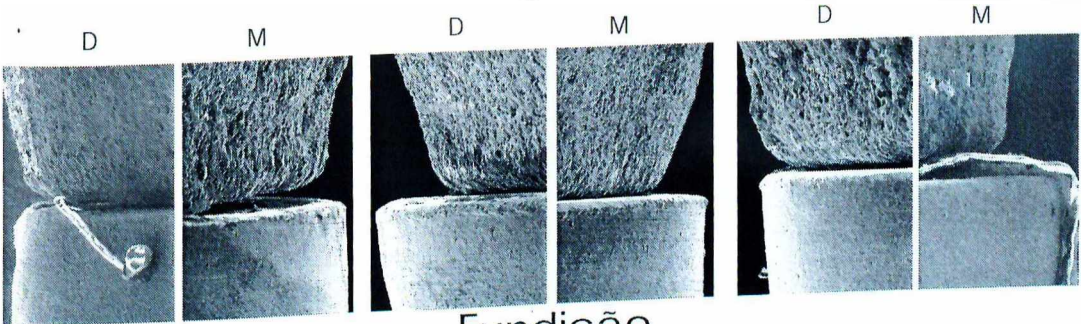




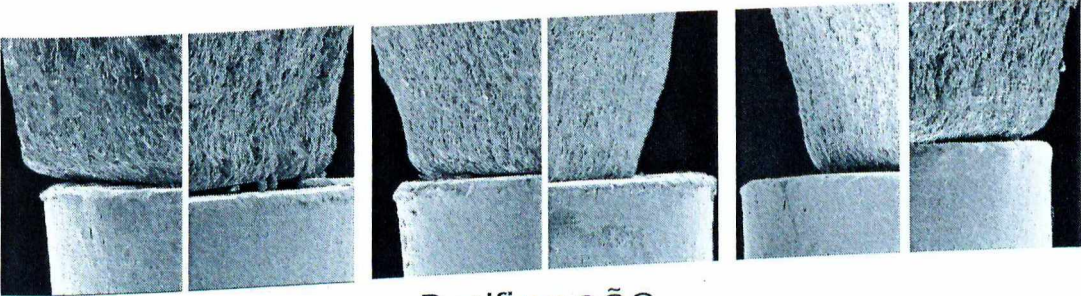
Grupo C - 3C  
3C2

3C3

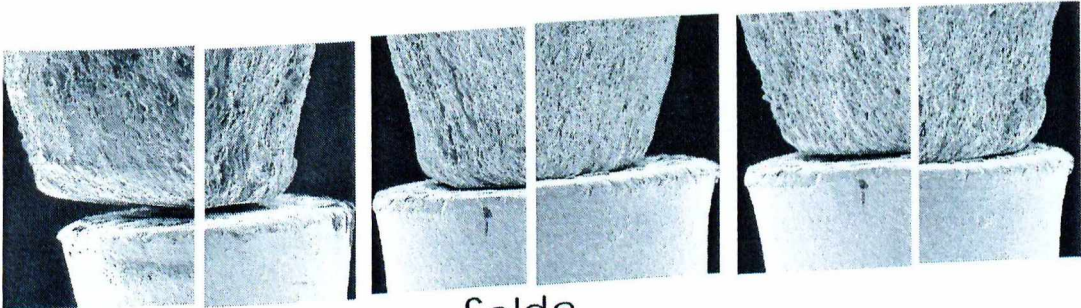
3C1



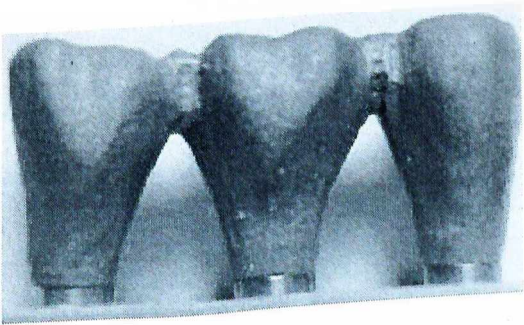
Fundição



Retificação



Solda

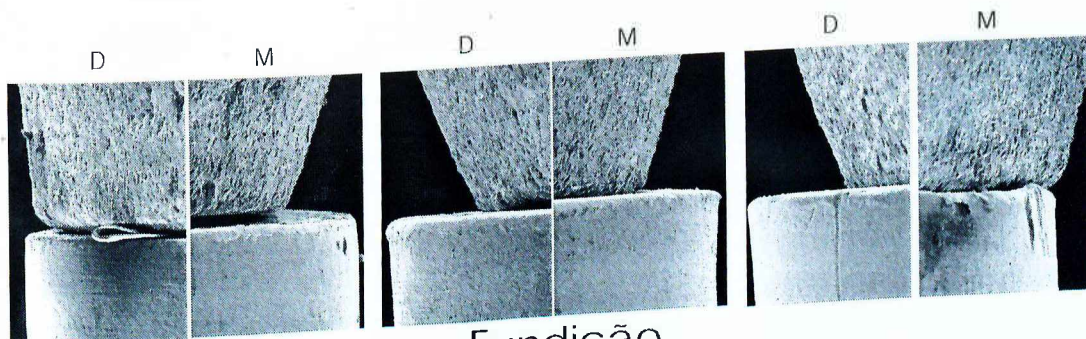




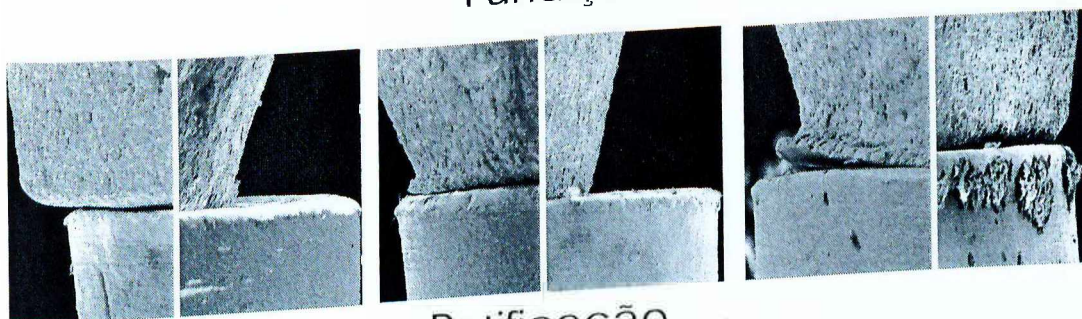
Grupo D - 1D  
1D2

1D3

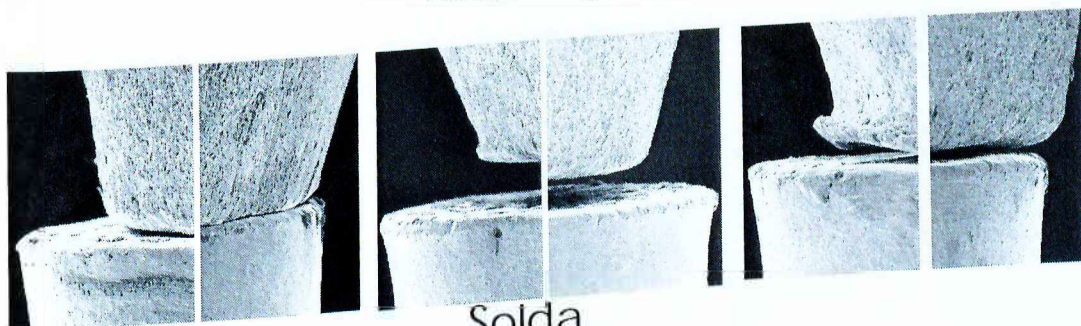
1D1



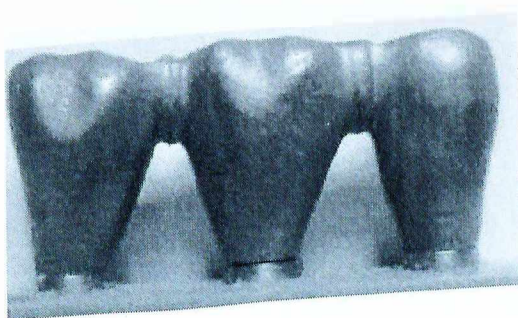
Fundição



Retificação



Solda

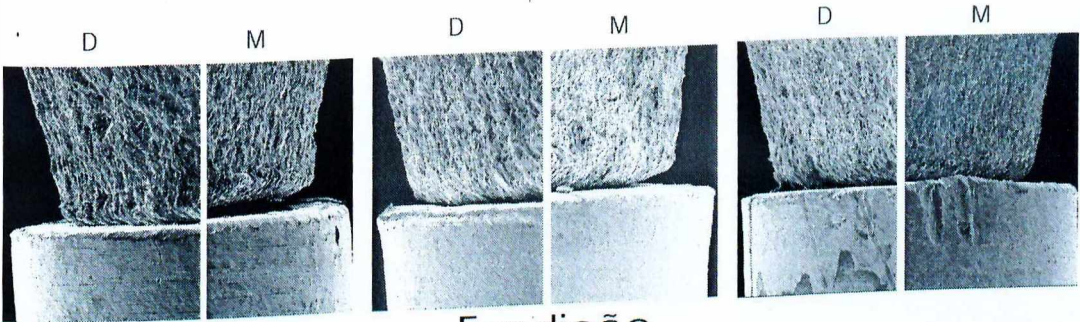




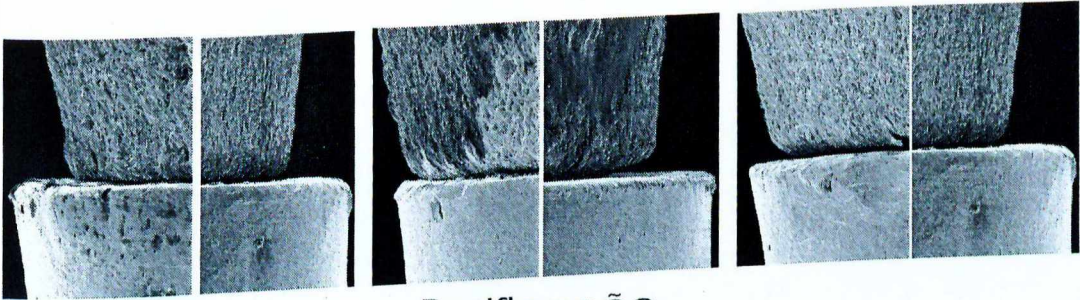
Grupo D - 2D  
2D2

2D3

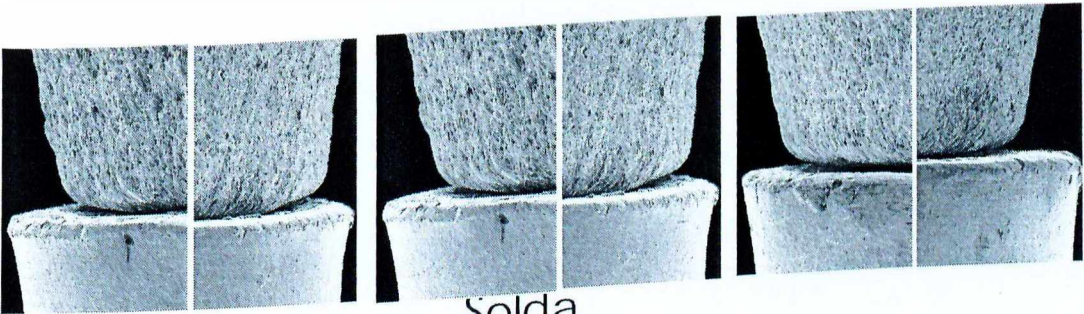
2D1



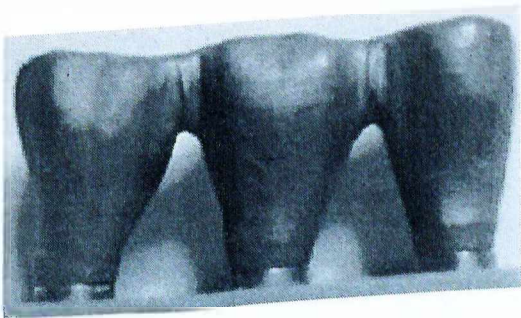
Fundição



Retificação



Solda



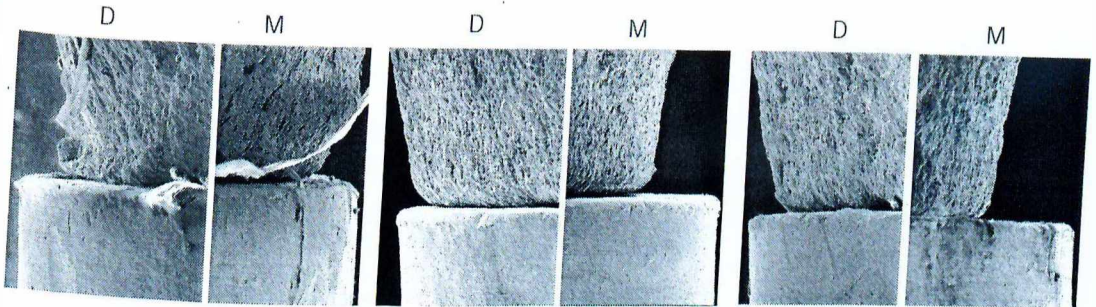


Grupo D - 3D

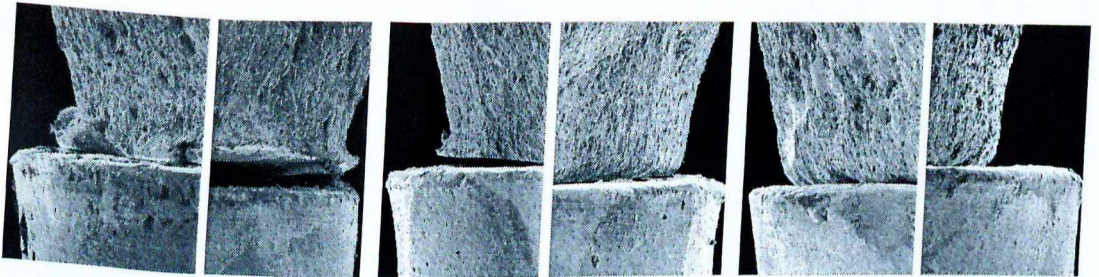
3D3

3D2

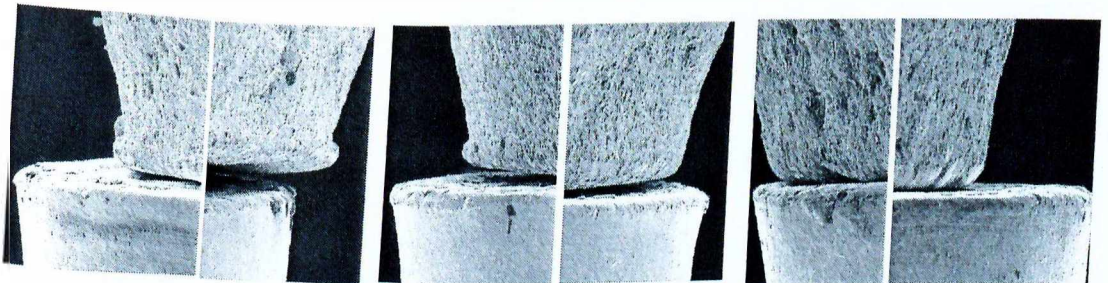
3D1



Fundição



Retificação



Solda

