

SAULO SILVA CRUCIOL

**AVALIAÇÃO DE UMA NOVA TÉCNICA DE MOLDAGEM PARA OBTENÇÃO DE  
ASSENTAMENTO PASSIVO EM IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS  
SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA**

CAMPINAS  
2008

SAULO SILVA CRUCIOL

**AVALIAÇÃO DE UMA NOVA TÉCNICA DE MOLDAGEM PARA OBTENÇÃO DE  
ASSENTAMENTO PASSIVO EM IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS  
SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Rui Barbosa de Brito Júnior.

CAMPINAS  
2008

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"**

C955a Cruciol, Saulo Silva.  
Avaliação de uma nova técnica de moldagem para obtenção de assentamento passivo em implantes osseointegráveis submetidos à carga imediata / Saulo Silva Cruciol – Campinas: [s.n.], 2008.  
88f.: il.

Orientador: Rui Barbosa de Brito Júnior.

Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Técnica de moldagem odontológica. 2. Adaptação. 3. Implante dentário. I. Brito Júnior, Rui Barbosa de. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS  
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

**Folha de Aprovação**

A dissertação intitulada: **“AVALIAÇÃO DE UMA NOVA TÉCNICA DE MOLDAGEM PARA OBTENÇÃO DE ASSENTAMENTO PASSIVO EM IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS SUBMETIDOS À CARGA IMEDIATA”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia em \_\_/\_\_/\_\_\_\_, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

---

Prof. (a) Dr (a)  
Orientador

---

Prof. (a) Dr (a)  
1º Membro

---

Prof. (a) Dr (a)  
2º Membro

## DEDICATÓRIA

Ao Deus Pai criador acima de todas as coisas...

Aos meus pais que com muita dificuldade, porém com grande determinação me deram educação, moral e amor...

A minha querida e amada mulher Claudiane, por representar aquilo que mais desejo e admiro...

Aos meus filhos Felipe, Gustavo e Eduardo que tanto amo e quero bem e para os quais luto para torná-los mais e mais felizes.

## **AGRADECIMENTOS**

RECEBAM MEU RESPEITO E GRATIDÃO:

O CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO / CPO SÃO LEOPOLDO MANDIC,  
PROFESSORES E FUNCIONÁRIOS.

AO PROF. DR. RUI BARBOSA DE BRITO JÚNIOR

OBRIGADO PELA ORIENTAÇÃO E PACIÊNCIA NA ELABORAÇÃO  
DESTA DISSERTAÇÃO.

AO SENHOR SILVIO E ITAMAR CRUCIOL

OBRIGADO PELO SACRIFÍCIO E OBSTINAÇÃO QUE ME GUIARAM  
ATÉ AQUI.

AO SENHOR ALUÍSIO SATHLER E IRACEMA SATHLER

CONSELHEIROS E AMIGOS LEAIS, CUJO APOIO TEM ME PERMITIDO  
REALIZAR MEUS IDEAIS DE PROFISSÃO E DE VIDA.

## RESUMO

O presente estudo teve por finalidade avaliar uma técnica de moldagem e transferência do posicionamento de implantes recém instalados que apresentasse confiabilidade, com menor distorção possível, maximizando o aspecto da adaptação precisa e passividade. Descreve-se uma técnica de moldagem, analisando outras conhecidas na literatura, quantificando dados e informações a respeito da possibilidade do uso da técnica em implantes de carga imediata. Foram realizadas 40 reabilitações com próteses totais fixas e com a aplicação dos princípios de carga imediata totalizando 246 implantes e utilização da técnica de moldagem proposta. Após instalação protética foram feitos exames radiográficos e testes de adaptação e passividade. Destes foram elaboradas tabelas que mostram situações de antes e depois e os resultados foram analisados por exame estatístico, sendo que o escolhido foi o teste de Wilcoxon ou Teste de Sinais por Postos com o propósito de avaliar a intervenção em amostras que não são independentes, pois na verdade nos casos apresentados, são os mesmos indivíduos. Pôde ser observado que o grau de confiabilidade do experimento seria importante para se determinar se a técnica ora empregada era precisa ou não, pois de acordo com ele haveria rejeição ou aceitação das hipóteses de sucesso ou fracasso no uso da técnica. Isso levou à conclusão que seriam necessários mais casos para serem avaliados, pois não houve alterações estatísticas importantes quando consideradas variáveis individuais e ainda que, de acordo com os trabalhos avaliados e os descritos na literatura concluiu-se que a união passiva entre componentes protéticos e implante é resultado da aplicação efetiva de uma técnica de moldagem segura com aplicação coerente de material de moldagem e que a técnica apresentada demonstrou ser capaz de reproduzir fielmente o posicionamento dos implantes. Pôde-se concluir também que métodos de avaliação a respeito de passividade são subjetivos e a obtenção de adaptação passiva é de causa multifatorial: técnica de moldagem, distorções dos materiais utilizados, técnica laboratorial inadvertida, soldagens ruins, processo de cocção da resina ou porcelana, desenho das infra-estruturas e finalmente experiência profissional para realização dos eventos e avaliação de passividade.

## ABSTRACT

This research is aimed to assess a technique to mold and transfer the position of recently installed implants that could ensure reliability of implant positioning with minimum distortion, maximizing the aspect of accurate adaptation and passivity, describing a molding technique, analyzing other well-known techniques in the specialized publications, quantifying data and information with regard to the possibility of using the implant technique of immediate loading. Forty rehabilitations were performed with total permanent prostheses and with the application of the principles of immediate loading, with a total 246 implants and the molding technique proposed by the researcher. After the prosthesis installation, X-ray examinations and adaptation and passivity tests were carried out. Tables were developed to show the before-and-after situations and the results were analyzed by statistical tests, having the Wilcoxon signed-rank test been selected for that purpose, in order to evaluate the intervention in samples that were not independent, for the presented cases refer to the same individuals. It was possible to detect that the degree of reliability of the experiment would be important to determine whether the technique now employed is accurate, thus, according to it, there would be rejection or acceptance of the success hypotheses or failure in the use of the technique. This led to the conclusion that more cases would be necessary for evaluation, that there were no significant statistical changes when variables were considered individually and, still, that, according to the works evaluated and those described in the specialized publications, the conclusion was that the passive combination of prosthetic components and implant is the result of the effective application of a safe molding technique with coherent application of molding materials and that the technique presented demonstrated to be capable of faithfully representing the positioning of the implants. It was also possible to conclude that, with regard to passivity, the evaluation methods are subjective and that achieving passive adaptation is the result of a multifactor molding technique, distortion of materials used, unwise lab technique, poor molding, cooking process of the resin or porcelain, infrastructure design and, finally, professional experience to perform the events and evaluate passivity.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Manipulação do acrílico para confecção dos bastões de acrílico	38
Figura 2 - Confecção dos bastões de acrílico	39
Figura 3 - Bastões de acrílico, formato final	40
Figura 4 - Minipilares cônicos instalados	41
Figura 5 - Transferentes quadrados, verificação de adaptação e sutura	42
Figura 6 - União entre transferentes com bastões de acrílico pré-polimerizado	43
Figura 7 - União final entre transferentes	43
Figura 8 - Modelo final de trabalho	44
Figura 9 - Avaliação no modelo da adaptação protética	45
Figura 10 - Adaptação intra-oral e análise clínica	46
Figura 11 – Análise estética	47
Figura 12 - Avaliação de radiográfica panorâmica	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\mu\text{m}$	- Micrômetros
mm	- Milímetros
N / cm	- Newton por centímetro
N	- Newton
Un	- Unidade

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>15</b>
<b>2.1 Aspectos biomecânicos</b>	<b>15</b>
<b>2.2 Aspectos técnicos de moldagem</b>	<b>21</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>33</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>34</b>
<b>4.1 Materiais</b>	<b>36</b>
<b>4.2 Métodos</b>	<b>38</b>
<b>5 RESULTADOS</b>	<b>49</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>54</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>66</b>
<b>REFERENCIAS</b>	<b>67</b>
<b>ANEXO A - Folha de aprovação do Comitê de Ética</b>	<b>74</b>
<b>ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</b>	<b>75</b>
<b>ANEXO C - Divulgação de tornar público os resultados</b>	<b>77</b>
<b>ANEXO D - Resultados e Análise Estatística</b>	<b>78</b>
<b>ANEXO E - Tabelas</b>	<b>79</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Um pré-requisito fundamental para ser considerado como fator de sucesso na terapia com implantes osseointegrados é a longevidade das peças protéticas instaladas sobre os mesmos, isso requer uma moldagem precisa a fim de se obter uma união passiva entre a conexão da prótese e o implante propriamente dito (Assif et al., 1996). A partir desta consideração, muitas outras características devem ser avaliadas e devidamente respeitadas por toda equipe envolvida no processo de reabilitação.

A adaptação passiva é considerada como uma das variáveis de maior importância na manutenção da integridade da interface osso-implante e representa também papel fundamental no sucesso da reconstrução protética (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998; Taylor et al., 2000; Cehreli, 2002; Goossens, Herbst, 2003). Adaptação é o mínimo que se espera de uma prótese sobre implantes e é fundamental para a longevidade tanto de peças protéticas únicas quanto peças múltiplas (Taylor et al., 2000; Ford, 2003). A falta de passividade em uma peça protética está relacionada com seu grau de desadaptação, definida por Nicholls (1977) como um movimento relativo indesejado de um simples ponto, ou um grupo de pontos, de uma posição de referência pré-especificada para outra.

Comparando-se dentes naturais e implantes osseointegrados pode-se afirmar que o máximo de movimentação que os implantes têm na sua base óssea é de 10 $\mu$ m, pois são estruturas rígidas fixadas diretamente ao osso. Em dentes naturais essa movimentação já é da ordem de aproximados 100 $\mu$ m dados pelos ligamentos periodontais (Aparício, 1994, 1995; Dinato et al., 2001; Karl et al., 2004).

Nos implantes, quando considerados individualmente, existe certa compensação já que existem componentes protéticos pré-fabricados que dão uma considerável adaptação, já em casos múltiplos se houver uma distorção entre o posicionamento de implantes contíguos essas diferenças não são compensadas individualmente pelo componente protético, pois o que vale é o conjunto; isso leva a mudanças gerando adaptações não passivas (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998).

Carga imediata é o termo definido por Branemark (2001) como sendo uma opção indicada naqueles casos onde se tenha uma qualidade e quantidade óssea nos ossos tipo I, II ou III, e que ofereça uma estabilidade inicial ótima ao implante. Os implantes nesses casos deveriam ser unidos por uma superestrutura metálica com o objetivo de evitar micro-movimentos entre a estrutura metálica e os implantes para desta forma não transmitir de forma inadequada estímulos à região recém implantada. Se os implantes forem colocados em regiões de pouca estabilidade inicial poderão ocorrer micro-movimentações e conseqüente formação de tecido fibroso na interface implante / osso e futura perda do implante. A presença de uma união rígida entre implantes através de uma barra metálica pode minimizar essas possíveis micro-movimentações favorecendo assim os processos de osseointegração (Schnitman et al., 1997). Se o quesito básico para que haja osseointegração é a imobilidade do implante em sua base óssea que não deve ultrapassar os 10 $\mu$ m então, existe uma relação direta de precisão no posicionamento entre os implantes e transferência desta posição para os modelos de trabalho de tal forma que no processo de confecção da infra-estrutura metálica haja o menor número de variáveis, para que se possa ter algo que não transmita nenhum tipo de força inadvertida aos implantes recém instalados. Nenhuma tensão deve ser gerada

entre pilares (Aparício, 1994, 1995; Guichet et al., 2000; Dinato et al., 2001; Iglesia, Moreno, 2001).

A instabilidade da peça protética pode ser identificada por diversos sinais que vão desde a presença de gaps possíveis de serem visualizadas no exame radiográfico, (Dinato et al., 2001; Goossens, Herbst, 2003) por perda óssea ao redor de determinadas fixações ao longo dos anos, pelo afrouxamento da peça protética após um período de uso constante da prótese, por dificuldade na instalação da peça protética, pela necessidade de se fazer peças que necessitem de maior número de sessões clínicas ou de maior número de soldas em sua estrutura metálica (Cardoso et al., 2005).

A perda de implantes por reações que ocorrem nos tecidos moles e duros ao redor deles devido à falta de passividade ou desadaptação da peça protética instalada sobre eles, não encontra grandes respaldos na literatura (Carr et al., 1996; Michaels et al., 1997). Isto pode significar que existe uma determinada tolerância biológica a estas desadaptações (Jemt et al., 1996; Roberts et al., 1984) e em alguns trabalhos pôde ser comprovada por crescimentos ósseos em regiões próximas a áreas que tinham desadaptações (Isa et al., 1996), sem comprometer o processo de osseointegração.

Na área de união entre os implantes e a peça protética, a presença de gaps pode ser indicativa de desadaptações clinicamente detectáveis ou não, o que teoricamente podem levar a um estresse no momento de seu parafusamento. A tensão gerada sobre o sistema prótese / implante deve ser avaliada para podermos minimizar ou eliminar diversos problemas, como a perda da peça protética, consultas de retorno desnecessárias e outras que podem levar a um aumento de custo, tempo de tratamento ou ainda grandes problemas biológicos que num processo crescente

poderia evoluir da seguinte forma: acúmulo bacteriano > processo inflamatório > reação tecidual > mucosite > periimplantite > perdas ósseas importantes > perda da osseointegração > perda do implante (Bino et al., 1994; Michaels et al., 1997).

A técnica de moldagem deve ser eficaz no sentido de promover uma perfeita cópia do posicionamento dos implantes. A adaptação da peça protética deve ser “rica” o suficiente para promover o contato máximo entre a estrutura metálica e os pilares intermediários eliminando ao máximo qualquer tipo de estresse ou tensão entre os pilares e, no caso das próteses aparafusadas, sobre os parafusos; para que não haja nenhuma forma de esforço desnecessário, nem durante e nem depois da instalação da prótese (Lorenzoni et al., 2000).

Dois fatores de grande relevância para se obter sucesso são: técnica de moldagem e material de moldagem a ser utilizado. A união passiva entre componentes protéticos e implante é resultado da aplicação efetiva de uma técnica de moldagem segura com aplicação coerente de material de moldagem e de uma técnica que seja capaz de reproduzir fielmente o posicionamento dos implantes. A técnica direta com união dos transferentes usando de fio dental e resina acrílica, usada comumente pela maioria dos protesistas, pode gerar distorções capazes de comprometer a longevidade das reabilitações protéticas ou até mesmos dos implantes. A contração da resina que somada a diversos fatores como, por exemplo, expansão do gesso, problemas de inclusão e fundição e alterações dimensionais das ligas metálicas, podem gerar estrangimentos que vão desde o aumento do tempo de tratamento até o aumento de custo, dor no paciente e maior número de pontos de solda que enfraquece a estrutura metálica dentre outros (Lorenzoni et al., 2000).

A carga imediata então surge como uma nova modalidade de terapia com implantes e é considerado um “novo paradigma”, quando comparada com um protocolo de rotina, convencionalmente utilizado até hoje (Lekholm, 2000). Seguindo afirmação de Ganeles et al. (2002) “a partir do momento em que os implantes submetidos à carga imediata apresentam-se clinicamente osseointegrados, estes demonstram as mesmas características de previsibilidade de longo prazo observadas nos implantes convencionalmente submetidos ao período de cicatrização anterior ao recebimento de cargas funcionais”. Kinsen & Lamb (2000) citaram a respeito das vantagens trazidas por essa técnica podendo ser destacadas: aumento imediato da função mastigatória, redução de cargas sobre tecidos moles, recuperação de auto-estima, confiança mastigatória, redução no tempo de tratamento e redução de custos. A correta observância de todos os passos inerentes ao tratamento desde a fase de planejamento e instalação dos implantes até a fase protética/laboratorial são fatores determinantes de previsibilidade e sucesso longitudinal da reabilitação.

O presente estudo tem o intuito de se descrever uma técnica de moldagem que apresente segurança de uso, promovendo cópia fiel no posicionamento de implantes com a menor distorção possível, maximizando o aspecto da adaptação precisa e passividade, comparando com outras conhecidas na literatura (Dumbridge et al., 2000; De La Cruz et al., 2002; Ivanhoe et al., 1991; Assif et al., 1996), quantificando dados que forneçam informações a respeito da possibilidade do uso da técnica em implantes de carga imediata.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Aspectos Biomecânicos:

Os primeiros trabalhos que fundamentaram a implantodontia moderna são de 1977 onde Branemark publica um trabalho longitudinal de reabilitação utilizando cilindros de titânio comercialmente puro instalados na base óssea para retenção ou fixação de próteses. O princípio básico defendido por Branemark era o de que os implantes deveriam ser instalados em regiões que tivessem qualidade e quantidade de tecidos ósseos suficientes para um mínimo de estabilidade dos implantes e que estes deveriam permanecer submersos e livres de carga durante o período de cicatrização.

O termo carga imediata foi descrito inicialmente por Schnitman et al. (1990) e definido como aquele em que a prótese é conectada ao implante no mesmo dia de sua instalação. Foi demonstrado que implantes instalados na mandíbula, suportando uma prótese fixa pré-fabricada, não se apresentavam influenciados de forma negativa em comparação com implantes submersos. Aparício et al. (2003) também definiram carga imediata da mesma forma, porém lança o termo carga precoce como sendo aquela em que a prótese é instalada em período menor que o originalmente descrito por Branemark, que é de três ou seis meses, de acordo com o sítio no qual o implante fosse instalado.

A previsibilidade do tratamento oferecida pela implantodontia acarretou no desenvolvimento de técnicas que têm objetivo de simplificar o processo de reabilitação, baixar custos e proporcionar maior conforto ao paciente. Parel et al. (2002) demonstraram em seus experimentos que a carga imediata é uma alternativa

viável de tratamento enfatizando, porém que a técnica operatória é de suma importância na garantia de resultado. Malo et al. (2003) descreveram um estudo de carga imediata em regiões estéticas, tendo apenas complicações nos sítios onde haviam dentes infeccionados, nos demais casos os resultados foram exatamente aqueles conseguidos pela técnica de dois estágios. Posteriormente, num estudo de um total de 176 implantes, Malo et al. (2003) foi usada a técnica de carga imediata e a conclusão foi que o sucesso do tratamento confirma a viabilidade da técnica.

A reabilitação oral com próteses suportadas por implantes osseointegrados seguindo o protocolo original de Branemark exige daqueles que são submetidos a esta técnica um período de sacrifícios bastante considerável. Isto inclui um período de não utilização de peças protéticas sobre as regiões cirúrgicas por período mínimo de duas semanas para uma cicatrização segura e previsível, uso de próteses totais provisórias instáveis, dor ou dificuldade de mastigação durante o período de espera por conta de peças protéticas não muito estáveis. Schnitman et al. (1997) fizeram considerações a respeito de esse período se tratar de uma experiência psicológica traumática; sem contar ainda que haja a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica.

Na literatura, diversos trabalhos trazem parâmetros que devem ser observados quando se quer fazer uso de carga imediata ou precoce: implantes que venham a receber carga imediata devem estar em posição que façam tripodismo entre si, as extensões dos cantilevers devem ser minimizadas ao máximo, os implantes devem ser rosqueados, cônicos e de superfícies tratadas, pois oferecem melhor estabilidade inicial e por fim; no processo de fresagem o uso da última broca (countersink) deve ser reduzido ou eliminado (Schnitman et al., 1990; Salama et al., 1995; Tarnow et al., 1997).

O processo de osseointegração depende de um conjunto de fatores, dentre eles a ausência de micro-movimentos na interface osso / implante e determina que movimentos acima de 100 micrômetros para implantes sem tratamento de superfície e 150 micrômetros nos implantes de superfície tratada iriam determinar a formação de tecido fibroso ou fibrocartilagenoso ao invés de tecido ósseo. Já em 1993 pôde-se afirmar que condição para que a carga imediata fosse possível é que fossem realizados procedimentos que fossem capazes de evitar micro-movimentos na fase de cicatrização dos implantes Brunski (1992); Brunski (1993). Nos dentes naturais processos de remodelação óssea são possíveis devido às movimentações promovidas pelo ligamento periodontal. Já nos implantes as distorções das próteses geram tensões no complexo implante-osso-prótese que podem provocar falhas no sistema levando muitas vezes a insucessos (Carr et al., 1996; Dinato et al., 2001).

Schnitman et al. (1998) analisando dez anos de implantes carregados imediatamente obtiveram 93,4% de sucesso para todos os implantes. Destes, 84,7% de sucesso em implantes carregados imediatamente e 100% para os implantes que permaneceram submersos.

Estudo de Horiuch et al. (2000) avaliando 105 implantes cilíndricos padrão Branemark em mandíbulas edêntulas obteve os seguintes resultados: 96 foram submetidos a carga imediata e 09 não foi possível ativar, pois foram associados a enxertos e/ou tinham comprimento de 7mm. Dentro dos 96 que foram submetidos a carregamento imediato 97,9% (94 implantes) osseointegraram e os outros 09 que ficaram submersos, osseointegraram após o período de espera.

Branemark (2001) descreveu uma técnica de aplicação de carga sobre implantes colocados em mandíbulas edêntulas, fixados e unidos através de uma

barra metálica pré-fabricada. Denominada de Branemark Novum, salienta as vantagens de oferecer ao paciente uma terceira dentição. Considera o envolvimento funcional e psicológico dos pacientes tratados.

Um fator determinante para a carga imediata é o que se chama de estabilidade inicial. A falta de estabilidade inicial faz com que haja uma maior micro-movimentação na interface implante – osso, levando a formação de tecido mole e conseqüente falha no processo de osseointegração. Albrektsson et al. (1981) determinaram que a estabilidade inicial ideal para carga imediata é aquela em que o travamento do implante se dá com torque superior a 45N. Gomes et al. (1998) afirmaram que o controle de micro-movimentos é mais difícil em implantes unitários que nos implantes múltiplos onde os mesmos se mantêm imóveis através de barras metálicas rígidas.

Brunski (1992) e Soballe (1993) determinaram quantitativamente valores de referência para uma micro-movimentação tolerável para implantes de superfície lisa e tratada sendo de 100µm para os de superfície lisa e de 50 a 150µm para os de superfície tratada. Segundo Skalak et al. (1983) no sistema de implantes osseointegrados, a força é transmitida diretamente ao implante sem a presença do mecanismo amortecedor, requerendo uma adaptação fisiológica apropriada. Logo, os resultados obtidos com terapia através de implantes estão intimamente ligados à observância dos princípios protéticos (Haraldson et al., 1977; Skalak, 1983).

Albrektsson et al. (1986) revisaram e sugeriram critérios de sucesso para implantes osseointegrados:

- a) quando avaliados individualmente devem estar imóveis clinicamente;

- b) radiograficamente nenhuma evidência de radiolucidez peri-implantar;
- c) a perda óssea deve ser menor que 0,2mm no primeiro ano seguinte a colocação de carga mastigatória;
- d) o perfil do implante deve caracterizar-se pela ausência de sinais de infecção, sintomas de dor, neuropatias, parestesias;
- e) taxa de sucesso de 85% ao final de cinco anos e de 80% ao final de dez anos.

Carga imediata pressupõe uma alternativa reabilitadora em que implante e prótese são confeccionados no mesmo dia da cirurgia, não havendo período de espera. Vários autores conduziram diversos trabalhos que visavam avaliar a real osseointegração entre implantes que receberam carga imediata, porém os resultados são conflitantes. Estudos mais recentes envolvendo implantes com design diferente do original de Branemark e tratamentos de superfície têm demonstrado melhores resultados com altos índices de sucesso e previsibilidade. Estes autores utilizando cargas funcionais imediatas em implantes instalados em mandíbulas edêntulas com sobre-estruturas fixas (Salama et al., 1995; Schnitman et al., 1997; Tarnow et al., 1997; Randow et al., 1999) ou sobredentaduras retidas por barras (Babbush et al., 1986; Chiappasco et al., 1997) demonstraram que essas barras faziam uma contenção rígida, não permitindo que houvesse qualquer transmissão de forças inadvertidas aos implantes. Atualmente, tem sido demonstrado que a carga prematura sobre os implantes não produz o encapsulamento deste por tecido fibroso. Szmucier-Moncler et al. (2000) afirmaram que o tecido fibroso que se forma ao redor de implantes com carregamento funcional

imediatamente se dá pelo excesso de micro-movimentações na interface osso / implante durante o período de osseointegração.

Van Zyl et al. (1995) afirmaram que para o sucesso longitudinal de implantes osseointegrados o estresse mecânico entre estruturas protéticas e implantes devem ser minimizados ao máximo para evitar-se que esse estresse seja distribuído ao osso adjacente e conseqüentemente influir no processo de osseointegração. O sucesso da reabilitação depende de fatores que devem ser considerados do início ao fim de todo processo reabilitador. Características tais como: qualidade e quantidade de tecido ósseo no sítio receptor do implante, técnica cirúrgica precisa, correta técnica protética, escolha do material da infra-estrutura e componentes protéticos a serem utilizados e por fim uma correta distribuição das cargas mastigatórias e para-funcionais em cada implante (Salenbauch, Langner, 1998).

Hamata et al. (2005) fazendo uma revisão literária, concluíram que o sucesso longitudinal, quando considerados casos que envolvam múltiplos elementos de implante, dependem diretamente da adaptação passiva da infra-estrutura protética. Apesar de não estar bem estabelecida uma relação entre adaptação e os seus efeitos adversos, esta pode estar associada com a maior freqüência de falhas mecânicas devido à concentração de tensões. A obtenção de adaptação passiva é de causa multifatorial: técnica de moldagem, distorções dos materiais utilizados, técnica laboratorial inadvertida, soldagens ruins, processo de cocção da resina ou porcelana, desenho das infra-estruturas e finalmente experiência profissional para realização dos eventos e avaliação de passividade.

Avaliar clinicamente distorções na ordem de micrômetros é muito difícil, senão inviável, necessitando recursos de microscopia eletrônica de varredura ou de

equipamentos caros e sofisticados para medir tensão (Dinato et al., 2001). Procedimentos clínicos de avaliação de passividade ou distorções são subjetivos e baseados em sensibilidade e visualização direta ou indireta através de sondagens, sensibilidade do paciente e por fim, avaliação radiográfica (Goossens, Herbst, 2003).

Outro teste de avaliação clínica de passividade é o teste de aperto de um parafuso, no qual se aperta o parafuso mais distal e observa-se a adaptação da infra-estrutura. Após aperta-se o parafuso do meio e checa-se a adaptação e assim por diante, o aperto deve ser realizado até se encontrar uma resistência inicial. Na seqüência dessa etapa um giro final de no máximo 180° deve ser dado para alcançar um torque aproximado de 10 a 15 N e o assentamento completo do parafuso. Se mais de meia volta for necessária então a prótese não está passiva. Esses 180° eliminariam uma discrepância de 150µm entre os componentes que têm sido aceito por alguns autores (Dinato et al., 2001; Moreno et al., 2001; Sahin, Çehreli, 2001).

## **2.2 Aspectos técnicos de moldagem**

Bränemark et al. (1985) preconizaram o uso de resina acrílica aplicada sobre fio dental entrelaçada sobre os componentes de transferência para estabilizar o conjunto de transferentes. Devido à contração de polimerização das resinas acrílicas podia-se observar que inúmeras vezes haviam distorções o que repetidas vezes levavam a necessidade de se realizar cortes na estrutura protética e moldagens de transferência com posteriores pontos de solda na barra metálica. Mojon (1990) determinou que a distorção da resina acrílica após 24 horas era da ordem de 7,9%, sendo que cerca de 80% da distorção total da resina aconteciam nos 17 primeiros minutos. No entanto, Humphries (1990) não encontrou diferenças

significantes quando esplintava transferentes com resina acrílica. Já Spector (1990) deduziu que há um grande potencial de distorção da resina, pelo fato de sua contração de polimerização ocorrer intra-oralmente. Modificação da técnica foi apresentada por Rasmussen (1987) que sugeriu o emprego da resina acrílica previamente aplicada ao redor dos componentes de transferência e a união posterior do conjunto na boca, porém com uma quantidade bem menor de resina acrílica, isto fazia com que a distorção provocada pela contração da resina acrílica fosse menor.

Lorenzoni et al. (2000) avaliando a fidelidade na moldagem envolvendo três tipos de materiais de moldagem (siliconas de adição, hidrocolóides e poliéteres), concluíram que melhores resultados foram conseguidos com poliéteres e siliconas de adição sendo posteriormente confirmados pelos trabalhos de Assunção et al. (2002), onde foram comparados ainda com outros materiais tais como siliconas de condensação e polissulfetos.

Na transferência do posicionamento dos implantes são descritas duas técnicas principais: técnica direta com moldeira aberta e técnica indireta com moldeira fechada. Na técnica direta usa-se uma moldeira perfurada na área onde existem os implantes. Usando-se transferentes quadrados, após a total presa do material de moldagem, os parafusos são soltos e a moldeira é removida com os transferentes em posição; copiando assim o posicionamento dos implantes. Os análogos dos implantes são adaptados aos transferentes e o molde, vazado em gesso especial. Na técnica indireta utiliza-se moldeira fechada e transferentes cônicos. Após a presa total do material de moldagem o molde é removido, com os transferentes retidos ainda nos implantes. Logo após, os transferentes são removidos dos implantes e adaptados aos análogos sendo a seguir reposicionados no molde a ser vazado (Carr, 1991).



A técnica mais segura, ainda não está determinada na literatura, pois diversos autores relatam ter obtido maior índice de sucesso com técnica direta (Carr, 1991; Assif et al., 1996; Assunção et al., 2000) em contra-partida a outros que obtiveram maior sucesso com a técnica indireta (Humpries et al., 1990 e Burawi et al., 1997) por ser a mais precisa, de mais fácil execução, requerer menos tempo e ser mais confortável para o paciente (Guedes, Cabral, 2004).

Num estudo comparativo de três técnicas de moldagem, Figueira et al. (1995) utilizaram-se de transferentes cônicos e quadrados, unidos ou não com resina acrílica. Foram feitas leituras das distâncias horizontais entre réplicas de implantes nos modelos e a conclusão foi de que não houve diferença estatística entre as técnicas, entretanto, quando comparadas com modelo padrão houve alterações horizontais estatisticamente importantes. Para Baumer III & Lewis (1996), a utilização de transferentes cônicos representa uma fonte passível de erro, devido ao fato de que eles são removidos da boca e reposicionados no molde. A solução apontada por ele para as distorções no momento de prova do metal eram registros para futuros pontos de solda.

A técnica direta possibilita ainda sofrer uma variação que pode aumentar a sua precisão que é a união entre os transferentes. Esta união pode ser feita através de resina composta (Ivanhoe et al., 1991), com resina acrílica (Assif et al., 1996; Burawi et al., 1997; Dumbrigue et al., 2000) ou ainda com gesso (Assif et al., 1999). Em estudos laboratoriais foi possível demonstrar que a técnica direta com resina acrílica auto-polimerizável foi a que apresentou os melhores resultados mesmo quando comparada com a técnica indireta ou com a utilização da técnica direta com os transferentes isolados (Assif et al., 1999; Assunção, 2002).

Na aplicação da técnica direta com união dos transferentes com a resina acrílica autopolimerizável foi demonstrado (Mojon et al., 1990) que de acordo com a quantidade de resina aplicada poderia haver distorções devido à grande contração da resina durante o seu processo de polimerização. Oitenta por cento da contração da resina acontecem durante os primeiros 17 minutos, não sendo observada mais nenhuma contração depois de decorridas 24 horas. Dumbridge et al. (2000), demonstraram uma técnica que, se utilizando barras de resina acrílica pré-fabricada, ou seja, já polimerizada, poderia minimizar a contração de polimerização quando aplicadas diretamente aos transferentes.

Para a confecção das infra-estruturas metálicas Helldén & Derand (1998) descreveram a respeito das duas principais técnicas para obtenção das barras: a) em monobloco e se não houver adaptação realiza-se o seccionamento e união intra-oral; b) segmentada com posterior união intra-oral ou no modelo de trabalho. Quando se faz necessário a união com pontos de solda, a fundição é feita incluindo-se os segmentos em revestimento, queima e fundição usando o mesmo metal usado na primeira queima, pelo uso de laser ou usinagem por descarga elétrica. Quando se usa laser a soldagem é realizada por fusão do próprio metal sem adição de novo metal, o que promove uma melhor união da estrutura metálica soldada (Dinato et al., 2001). Ford (2003) afirmou que quando se usa técnica que envolva soldagens, esses pontos seriam mais fracos que uma barra em monobloco, sem secção. Defende a técnica que ao invés de fazer a secção o material seria aquecido até que a adaptação se tornasse precisa.

### ***2.2.1 Passo a passo da adaptação não passiva:***

a) Proteção do implante

Dentre as causas mais comuns de perda de implantes estão: supra-estruturas não passivas restaurações parcialmente retidas e carregamento muito rápido. Estas condições associadas levam a um aumento das forças aplicadas ao implante, levando a remodelação óssea, perdas ósseas e mobilidade do implante (Clelland et al. 1995; Wie, 1995; Jemt, Book, 1996; Carlsson, Carlsson, 1994). Outra causa mais comum, porém não de menor importância é a soltura dos parafusos que fixam a estrutura protética, quando na presença de estrutura protética não passiva. As forças de tração e compressão repetidas, produzidas pela estrutura fundida não passiva que recebe uma carga oclusal podem resultar na vibração e no desrosqueamento dos componentes dos parafusos. Como consequência disto, a acuidade do design e da confecção da superestrutura metálica é um fator determinante para a redução das forças sobre o abutment do implante e a interface implante osso.

Uma prótese fixa implanto-retida que apresenta mais de um elemento de implante como retentor pode ocasionalmente sofrer com o afrouxamento de um ou mais parafusos que fazem a fixação protética sobre os implantes. Podemos dizer que o afrouxamento de um parafuso em uma peça unitária dá uma forma de proteção ao implante unitário, porém, em casos em que mais de um implante é envolvido como pilar de fixação, o afrouxamento de um parafuso leva a sobrecarga de um abutment e consequentemente do corpo do implante a ele relacionado. Essas sobrecargas causam em geral perdas ósseas ao redor dos implantes ou mesmo à fratura dos mesmos ou até mesmo perda dos implantes. (Balshi, 1996). Em alguns relatos da literatura 50% dos parafusos que sofreram afrouxamento em implantes na região da maxila ocorreu no primeiro ano de função. Nos mesmos estudos afirma-se

que em casos de implantes unitários o índice é de 65% nos casos de afrouxamento nos 03 primeiros anos em função (Jemt et al., 1991; Jemt et al., 1992).

b) Modelo passivo:

A falta de passividade nos modelos são a principal causa de soltura de restaurações, perda óssea de crista, soltura ou afrouxamento de componentes, mobilidade de implantes e / ou próteses. Uma força constante aplicada erradamente sobre o sistema prótese abutment pode causar uma deformação no sistema de retenção levando a uma fadiga dos materiais envolvidos. Tensões mantidas por fundições não passivas quando aplicadas ao osso que dá suporte ao implante provoca um processo de remodelagem óssea. O micro-movimento aplicado ao osso vai além da zona de sobrecarga e penetra na zona patológica onde a remodelagem ocorre por perda óssea da crista Misch (1993). Modelagem e confecção de prótese passiva são algo difícil (Jemt et al., 1991., Kallus, Bessing, 1996, Carr, Stewart, 1993). Muitas são as variáveis que podem não levar à passividade das fundições pós-moldagens: Deformação elástica dos materiais de moldagem (contração dimensional), expansão do gesso, discrepância do análogo, distorção da cera, expansão do revestimento, contração do metal acrílico ou porcelana inexatidões na soldagem variações entre fabricantes (quadro 1 – Misch, 1993). Materiais de moldagem que sofrem contração durante a presa, gesso pedra que se expande, padrões de cera que se deformam durante a inclusão ou durante a queima, fundições metálicas que sofrem contração. Todos são fatores que levam a distorções de moldagem (Preston, Berger, 1977; Mosby, Loos, 1987; Carr, Stewart, 1993).

Alterações dimensionais na confecção do metal são diretamente proporcionais ao tamanho e à impressão do modelo (Schiffleger et al.,1985.; Tan, 1995).

O termo ajuste passivo foi descrito inicialmente por Branemark 1983 como sendo uma característica do corpo remodela-ser e adaptar-se adequadamente a um estímulo e foi dito como ideal de 10 micrômetros (Branemark, 1983).

<b>Materiais</b>	<b>Componentes</b>	<b>Técnicas de moldagens</b>
Material de moldagem (alterações dimensionais)	Discrepância do análogo	
Expansão do gesso	Variações / tolerância entre fabricantes	
Distorção do padrão de cera		
Expansão do revestimento		
Contração do metal		
Contração do acrílico / porcelana		

Quadro 1 - Fatores que influenciam na confecção de uma estrutura fundida passiva.

Fonte: Misch, 1993. p. 85.

Produzir um modelo mestre o mais acurado possível é uma maneira de poder minimizar em muito todos os fatores que podem levar a formação de uma barra metálica não passiva. Certos princípios quando aplicados podem levar a uma maior exatidão

c) Materiais de moldagem:

Os materiais de primeira escolha para moldagem são: Polissulfetos, siliconas de condensação, siliconas de adição (polixiloxano de vinil) e poliéteres (quadro 2). Todos sofrem contração quando retirados da boca. O índice de contração não é uniforme, e em geral, ocorrem na primeira hora após terem sido removidos, portanto, devem ser vazados de imediato. Os poliéteres sofrem absorção de água, aumentando sua alteração dimensional, não devendo ser armazenado em ambiente saturado de água. Siliconas de adição devem ser a primeira escolha, pois não sofrem alterações durante vários meses (Lacy et al., 1998). Siliconas de condensação devem ser evitadas por apresentarem maiores alterações dimensionais superior a 0,5%. Polissulfetos contraem menos que as siliconas de condensação (0,2%), porém, elas continuam contraindo muito após 24 horas. Como conclusão diversos autores em seus estudos indicam Siliconas de adição e poliéteres como materiais de primeira escolha, pois apresentam as menores alterações dimensionais; 0,06% e 0,1% respectivamente (Craig et al., 1993).

<b>Material</b>	<b>Deformação Permanente (%)</b>	<b>Alteração dimensional em 24 horas (%)</b>
Polissulfetos	3,00	0,22
Silicona de condensação	0,40	0,58
Silicona de adição	0,07	0,06
Poliéter	1,1	0,10

Quadro 2 - Propriedades de presa dos materiais para moldagem elásticos

Fonte: Misch 2000, p. 85.

#### d) Moldeira individual

A moldeira individual deve ser confeccionada em acrílico autopolimerizável em pelo menos 2 horas antes da moldagem funcional. Esse intervalo de tempo deve-se a distorções e alterações dimensionais sofridas pelo acrílico por conta da evaporação do monômero de acrílico. Se não é possível sua fabricação no mínimo duas horas antes da moldagem funcional, deve ser colocada em água fervente por pelo menos 15 minutos (Christensen, 1990).

#### e) Expansão de gesso pedra

Partindo-se do princípio de que todo material de moldagem sofre um mínimo de contração, o material usado para vazagem e confecção do modelo mestre deve sofrer um processo de expansão para compensar a alteração dimensional. Para moldagens realizadas com poliéteres ou siliconas de adição o material de escolha para vazagem deste deve ser o gesso pedra para troquel (classificação ADA de produto IV), que se expande em uma intensidade similar à contração dos materiais de moldagem. Atenção especial deve ser dada às recomendações de manipulação do gesso oferecidas pelo fabricante, pois excesso ou falta de água podem levar a uma maior ou menor expansão (Leinfelder, Lemons, 1988).

#### f) Contração da resina acrílica

O metil-metacrilato sofre contração de 7% em volume e 18% quando polimerizado a frio especialmente em excesso de monômero. Quanto mais material polimerizado de uma só vez, maior será a alteração dimensional deste.

#### g) Distorção da cera

Philips (1991) afirmou que dentre as técnicas empregadas para fundição, a técnica da cera perdida é mais empregada por ser de mais fácil manuseio e de domínio da grande maioria dos técnicos de laboratório. A contração da estrutura fundida é inversamente proporcional ao escoamento do padrão de cera. Fundições extensas devem usar preferencialmente anéis grandes para sua fundição.

#### h) Soldagens:

Sendo a estrutura metálica não passiva, devem ser feitos um ou mais pontos de solda com a finalidade de se poder dar uma melhor adaptação aos *abutments*. Os pontos de corte devem coincidir com os *abutments* que não apresentam adaptação e devem apresentar um tamanho aproximado de 0,13 a 0,20 mm de espessura. Cortes muito espessos são indesejados, pois além de sofrerem distorção da solda podem levar a um empeno da peça; além de representam pontos de fragilidade da mesma. No outro extremo, cortes muito pequenos também não são desejados, pois poderá causar alterações dimensionais quando a peça é aquecida e se expande (Willis, Nicholls, 1980).

### **2.2.2 Moldagem preliminar**

Ao fim dos procedimentos cirúrgicos de instalação dos implantes os *abutments* previamente escolhidos são posicionados sobre os implantes e apertados de acordo com o torque fornecido pelo fabricante.



### **2.2.3 Da carga imediata**

Desde a difusão e globalização dos princípios da osseointegração pelo professor Branemark (1987), os implantes osseointegrados tem feito parte da rotina de milhares de profissionais que se dedicam a reabilitação oral por todo o mundo. O protocolo até então sugerido consistia em duas fases cirúrgicas distintas uma voltada à instalação dos implantes e outra voltada diretamente à prótese fixa a ser instalada sobre os implantes após o período de osseointegração. Com novos estudos e avanços nas áreas industriais de fabricação dos implantes, meios de diagnósticos e pré-requisitos inerentes ao paciente tais como quantidade e qualidade ósseas, e inerentes ao profissional, tais como técnica e destreza do cirurgião dentista surgiu a técnica de carga imediata com grande previsibilidade e vantagens sobre a técnica convencional desde que bem indicada e executada.

Segundo Branemark et al. (1977) o período inicial após a instalação dos implantes conhecido por período de cicatrização os implantes deveriam permanecer sem qualquer tipo de pressão para que a integração entre osso e implante fosse possível sendo reafirmada por muitos outros trabalhos (Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1981; Albrektsson et al., 1986; Skalak, 1983; Zarb, Janson, 1985).

Estudos mais recentes como o de Lorenzoni et al. (2003), tem indicado novas possibilidades de poder se instalar o implante e imediatamente após fazer-se a ativação do mesmo submetendo a um carregamento funcional. Diferentes técnicas cirúrgicas têm sido defendidas e todas concordam que o protocolo deve apresentar a aplicação de uma prótese mesmo que provisória logo após a colocação dos implantes representando assim uma alternativa viável para reabilitação mesmo de

pacientes total ou parcialmente edêntulos (Balshi, Wolfinger, 1997; Becker et al., 1997; Vasconcelos et al., 2001).

Uma das técnicas descritas como de transferência dos implantes para confecção do modelo mestre é: Os procedimentos protéticos iniciaram-se pela moldagem trans-cirúrgica com auxílio de postes de moldagem quadrados, fio dental e acrílico duralay para uni-los. Polimerizado o acrílico, o conjunto é removido e cada poste é numerado e separado com disco de aço. Na seqüência, são reposicionados e executados pontos de união, obtendo um index bastante fiel da localização dos implantes. Com silicona de condensação leve une-se o guia cirúrgico com os postes de moldagem juntamente com a obtenção dos registros intermaxilares.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve os seguintes propósitos:

- a) avaliar uma alternativa de moldagem e transferência do posicionamento de implantes recém-instalados, sua importância na estabilização de próteses implanto-suportadas, enfatizando o aspecto da passividade, por meio de análise de torque de parafusamento e exame radiográfico, associadas às possibilidades de confecção de estruturas protéticas relativamente simples, menos trabalhosas, mais rápidas e com maiores taxas de sucesso instaladas em pacientes que foram submetidos a implantes com carga imediata em arco totalmente edêntulo;
- b) por meio de revisão literária fazer um comparativo entre a técnica apresentada com outras descritas na literatura, avaliando se existe uma técnica de moldagem mais eficiente do que outra e os benefícios dados ao paciente tais como rapidez e previsibilidade.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta pesquisa foram analisadas 40 moldagens em casos de reabilitação oral usando-se um total de 246 implantes osseointegráveis em técnica de carga imediata com prótese total fixa instalada em período de aproximadamente 72 horas após a colocação dos implantes. Os pacientes apresentavam perdas dentais totais sem distinção entre os arcos. Toda pesquisa foi devidamente planejada segundo Projeto de Pesquisa que foi encaminhado ao CEP e aprovado em 05 /06 / 2005 e a cópia de aprovação encontra-se no anexo I. Tais pacientes foram convidados a participar da pesquisa e assinaram espontaneamente um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, cujo modelo é apresentado no anexo II e ainda com termo de Divulgação de tornar público os resultados com modelo no anexo III.

Lekholm (1998) afirmava em seus estudos que na maxila são necessários um mínimo de 04 implantes de comprimento de 10 mm na maxila e que quando possível deve-se primar por mais implantes e de maior tamanho, em mandíbula, o número seria de 05 com comprimento mínimo de 7 mm. Nos casos apresentados sempre houve um mínimo de 06 (seis) implantes em maxila e de 05 (cinco) em mandíbula com comprimento mínimo de 11 mm. Há de se salientar que perdas dentais geralmente levam a grandes defeitos de tecidos moles e perdas ósseas, daí a indicação para as *overdentures* (*sobre-dentaduras*); pois os tecidos podem ser repostos com facilidade pelo uso de resina acrílica além do que são mais fáceis de sofrer higienização por serem removíveis facilitando também os processos de exame e ajustes periódicos.

## Moldagem preliminar

Antes de se realizar os procedimentos cirúrgicos, na fase de planejamento, foi realizada uma moldagem do arco edêntulo com alginato (Tropicalgin-Zhermack ®) para obtenção de modelo de estudo e confecção de moldeira individual de acrílico (Dencor – Clássico ®). Saizar (1972) afirmou que a moldagem anatômica tem importância fundamental no processo de confecção da prótese, pois é ela que guia todo o planejamento cirúrgico e protético. O material de moldagem de escolha foi o alginato por ser material de fácil manipulação, barato que não provoca grandes deformações aos tecidos moles que revestem o rebordo e ainda apresenta uma boa fidelidade de cópia.

Em toda técnica de moldagem o primeiro passo deve ser a seleção de moldeiras. Tais cuidados têm por objetivo tornar os passos mais previsíveis e controláveis não sujeitando o resultado final da moldagem somente ao material de moldagem (Levin, 1984, Muraoka, 1989). Antes dos moldes de alginato serem vazados, os mesmos foram borrifados com uma solução de hipoclorito de sódio a 1% e mantendo-se em recipiente fechado por 10 minutos. Neste passo também foram feitos planos de mordida em cera para tomada correta das dimensões verticais de oclusão, linha alta de sorriso e linha de caninos, com a finalidade de: estabelecer um correto posicionamento entre os modelos no articulador, orientar o posicionamento dos tecidos moles dando assim um suporte labial adequado de tecidos moles, posterior montagem em articulador semi-ajustável, e por fim determinar se há espaço para colocação de dentes.

A montagem de modelos em articulador na fase de planejamento tem sua importância na análise do espaço protético real. O principal parâmetro a ser avaliado é a dimensão vertical de oclusão (D.V.O). Na dentição natural os dentes posteriores

são os responsáveis pelo limite de fechamento da boca. O toque entre dentes antagonistas na região posterior é quem determina o quanto a mandíbula aproxima-se da maxila no plano vertical, ou seja, é um limite para o fechamento da boca.

Em procedimento realizado no consultório os planos de cera são colocados em posição, passo de fundamental importância, pois define itens de substancial importância no resultado final da prótese. O paciente foi colocado em posição sentada em linha reta com olhar fixo no horizonte onde lhe foi solicitado que fizesse leve compressão para que fossem tomadas as medidas de linha alta de sorriso, tomada de dimensão vertical de oclusão, linhas de canino. Outro passo importante que foi avaliado foi o tamanho, a cor e o formato dos dentes a serem empregados na confecção da peça protética. Alguns autores descreveram a importância da observação do formato do rosto que influi diretamente no formato dos dentes, dando assim, uma estética mais apurada ao final do tratamento (Deboer, 1993). É importante que o paciente esteja informado das dificuldades de tratamento e que esteja esclarecido a respeito do tipo de procedimento, pois o mesmo deve estar consciente de que receberá uma dentadura, porém fixa sobre implantes.

No laboratório de prótese foram confeccionadas barras de resina acrílica medindo comprimento aproximado de 01 cm x 02 mm de diâmetro. Os passos para a confecção destas barras e o material utilizado são descritos a seguir.

#### **4.1 Material utilizado**

- a) resina acrílica auto polimerizável Dencor – clássico 66;
- b) 2 placas de vidro;
- c) vaselina líquida;

- d) 2 brocas para alta rotação que servirão de espaçadores nº 701;
- e) 2 potes dapem;
- f) espátula nº 24;
- g) tesoura ou lamina de bisturi.

## 4.2 Metodologia utilizada

Após as reabilitações foram feitas em clinica radiológica especializada radiografias panorâmicas de controle (aparelho Planmeca modelo Promax com ampliação constante de 20%). A partir da observação destas radiografias pelo operador, foram obtidos valores que representam a quantidade média e absoluta de variações de torque, presença de *Gaps*, número de soldas, número de implantes e número de transferentes. Durante a instalação da peça protética foram anotados também pelo operador os valores de variação de torque utilizados para fixação das mesmas bem como inspeção clínica da presença de desadaptações.

Cada item foi considerado como fator variável que poderia sofrer modificações durante uma avaliação em situações de antes e depois então foram feitas análises de acordo com cinco variáveis que foram assim apresentados:

- 1ª. Variável: o número de implantes;
- 2ª. Variável: número de transferentes;
- 3ª. Variável: número de soldas;
- 4ª. Variável: *gaps* detectáveis;
- 5ª. Variável: torque de inserção.

### 4.3 Método

No pote dapem, foi feita a mistura do monômero (líquido) e polímero (pó) de acrílico até que o mesmo atingisse a sua fase borracheide própria para sua manipulação, de acordo com a orientação do fabricante (Figura 1).



Figura 1 - Manipulação do acrílico para confecção dos bastões de acrílico.

Nesse meio tempo uma das faces de cada placa de vidro foi vaselinada; contra as quais houve compressão das placas de vidro entre si. A massa de acrílico, em fase de polimerização, foi manipulada de forma homogênea e colocada entre a placa de vidro e a superfície lisa também vaselinada. As duas brocas selecionadas serviram como espaçadores e foram usadas nas extremidades da placa de vidro. Com movimento leve da palma da mão sobre a placa de vidro a resina foi comprimida e uma placa uniforme e lisa de resina foi formada (Figura 2).





Figura 2 – Confeção dos bastões de acrílico.

Com uso de uma tesoura ou lâmina de bisturi fez-se cortes na placa de resina obtendo-se tiras de resina com aproximadamente 01 cm de comprimento médio e 02 mm de espessura média (Figura 3).



Figura 3 – Bastões de acrílico, formato final.

Os procedimentos cirúrgicos consistiram na instalação de fixações de implantes em titânio convencionais tipo MKIII Nobel Biocare, Alvin II, Titamax Neodent ou similares seguindo rigorosamente os protocolos sugeridos pelos fabricantes, sendo tais cirurgias realizadas sob anestesia local com métodos de sedação consciente ou não.

O torque de inserção de todas as fixações foi avaliado e registrado através do motor cirúrgico DRILLER BLM 600® tendo como parâmetro para indicação de carga imediata em fixações convencionais o valor 45 N ou valores superiores a este, conforme demonstrado em literatura a respeito do tema (Tarnow et al., 1997; Horiuchi et al., 2000).

Depois de instalados os implantes foram adaptados sobre eles minipilares cônicos (Figura 4) com torque de 20N/cm conforme orientação dos fabricantes.

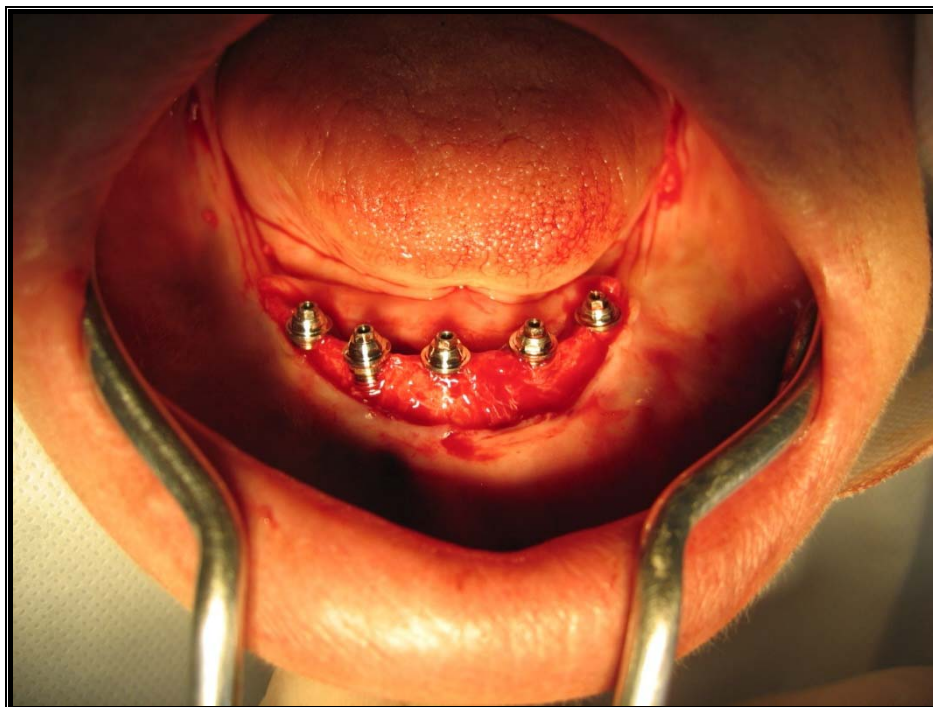


Figura 4 - Minipilares cônicos instalados.

Sobre os minipilares que foram adaptados transferentes quadrados (Neodent Implantes Osseointegráveis ®) para moldeira aberta medindo-se seu apertamento com torque de 10N/cm e concomitantemente fazendo a verificação visual da total adaptação dos componentes (Figura 5).

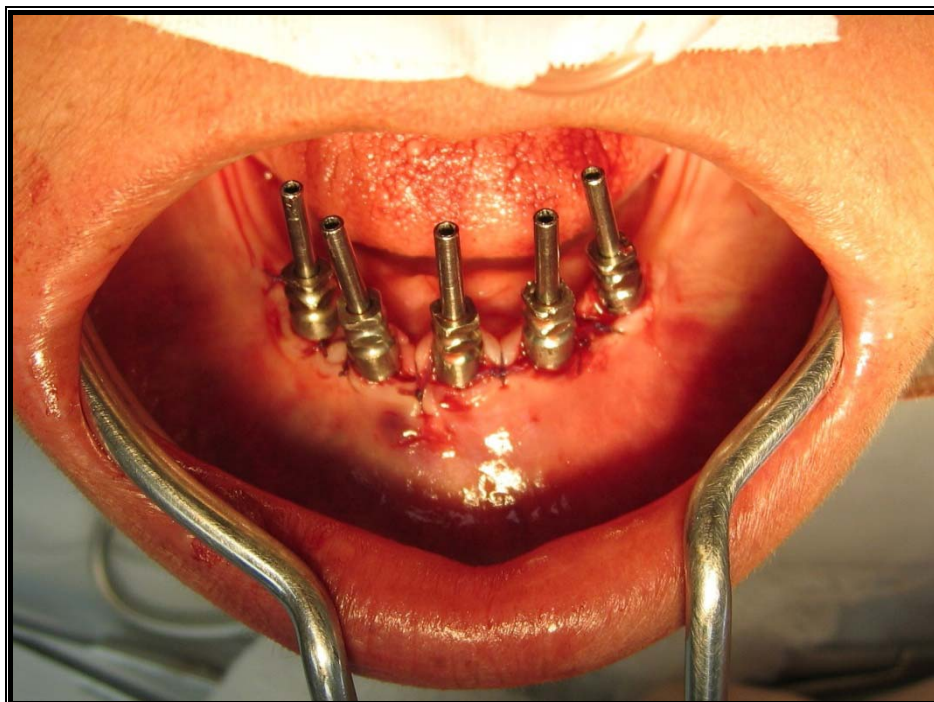


Figura 5 - Transferentes quadrados, verificação de adaptação e sutura.

Esse passo não precisou de avaliação radiográfica porque estando o leito cirúrgico aberto é possível que se faça de modo direto. É recomendável que se utilize transferentes e réplicas do mesmo fabricante do implante ou pilar intermediário, visando assim evitar diferenças de adaptação entre sistemas. Foram anotados os números de voltas necessárias ao apertamento inicial dos transferentes (de 3 a 4 voltas), a quantidade de transferentes e as medidas de torque sendo registradas em tabela própria e que servirão como grupo controle, teoricamente, após a fundição da infra-estrutura da prótese deverá ser exatamente igual ou sem grandes variações dos valores predeterminados.

Terminada a fase de instalação dos implantes foram iniciados os procedimentos de sutura, objetivando-se a melhor coaptação possível dos bordos da incisão cirúrgica. Terminada a sutura, os transferentes começaram a ser unidos através do uso das tiras de acrílico pré-fabricadas, descritas anteriormente, na

medida do espaçamento entre os transferentes, com adesivo Superbonder ® e sobre eles fixados por resina acrílica Duralay sobre os transferentes aguardando até sua total polimerização (Figura 6 e 7).

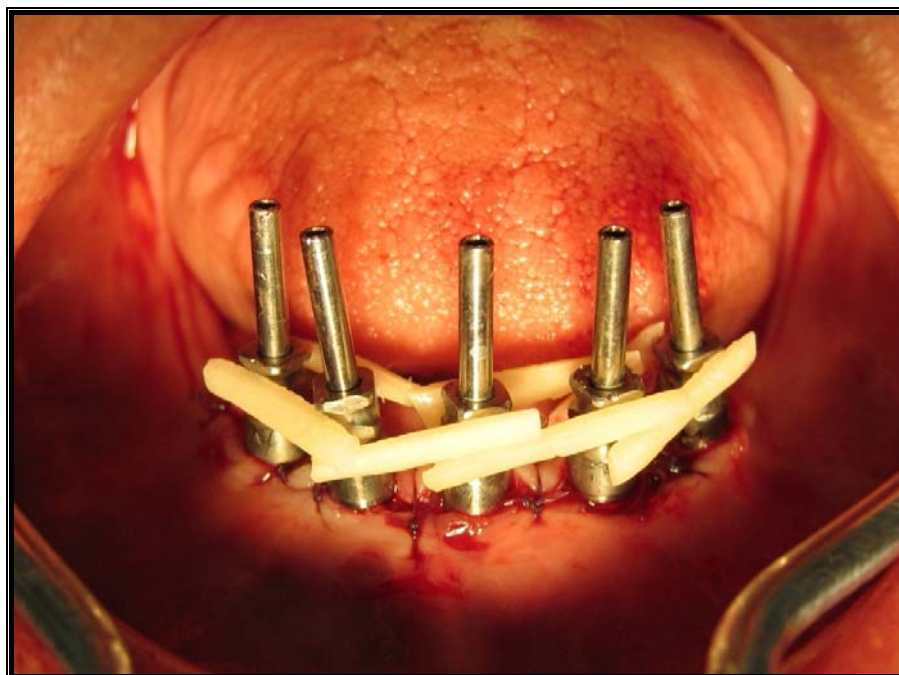


Figura 6 - União entre transferentes com bastões de acrílico pré-polimerizados.

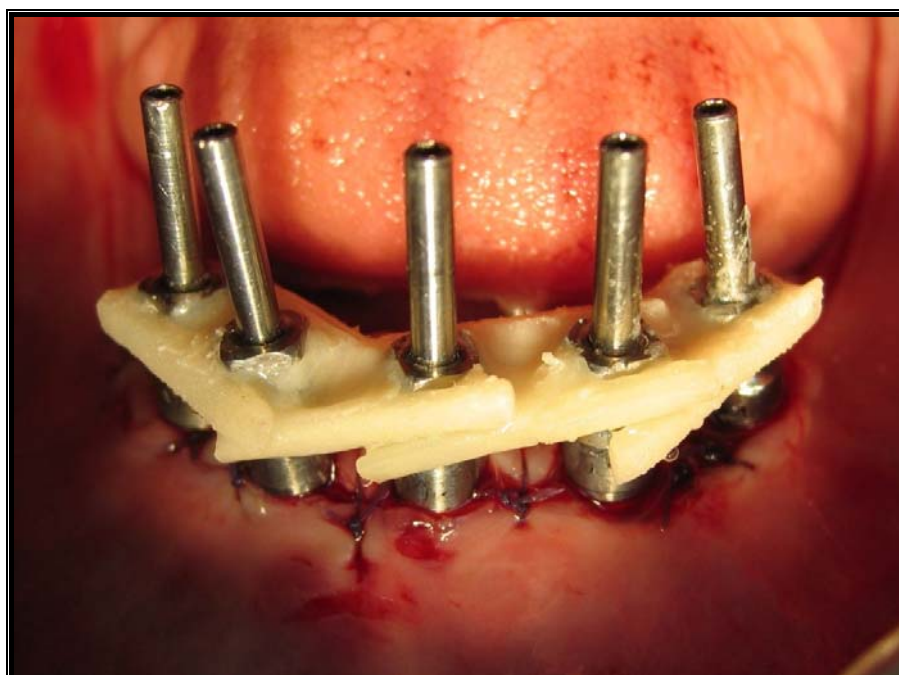


Figura 7: União final entre transferentes.

Logo após a fase de união dos transferentes passou-se para a fase de moldagem utilizando-se dos métodos convencionais de moldagem com moldeira aberta pré-fabricada e perfurada na região aproximada com o posicionamento dos implantes e tendo como material de moldagem um poliéter (Impregum Soft – 3M ESPE ®), silicona de condensação ou silicona de adição (Imprint - 3M ESPE ®), que segundo a literatura (Assunção et al., 2002) são os mais indicados e que apresentam menores distorções. Após a total presa do material de moldagem, os parafusos são soltos e a moldeira será removida com os transferentes em posição; copiando assim o posicionamento dos implantes. Os análogos dos implantes foram adaptados aos transferentes e após o período recomendado pelo fabricante, de duas horas, o molde foi vazado em gesso pedra especial tipo IV (Herostone – Vigodent ®). A manipulação do gesso seguiu criteriosamente as recomendações do fabricante (Figura 8).

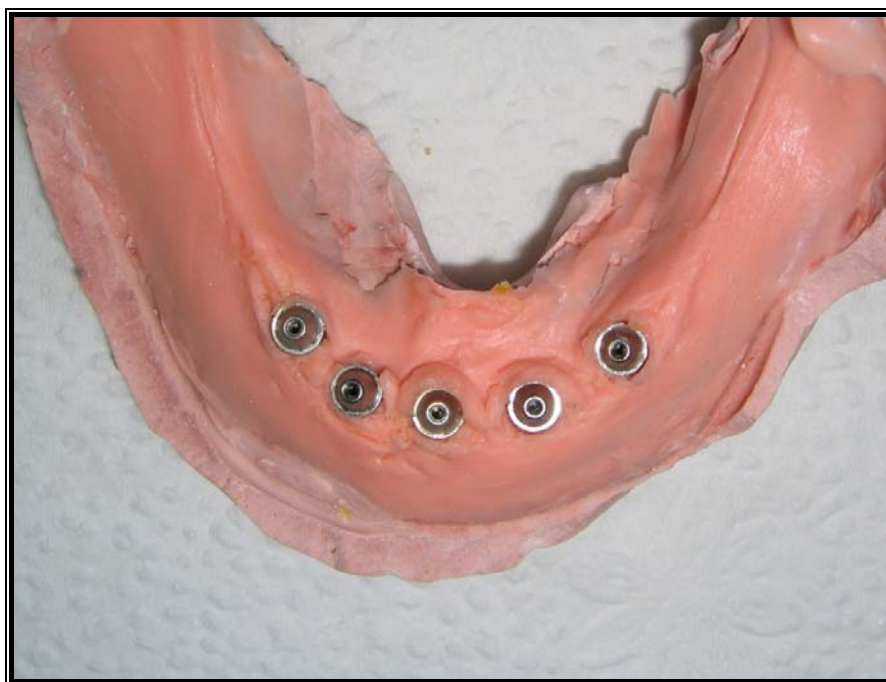


Figura 8 – Modelo final de trabalho.

A fase laboratorial veio logo a seguir quando foi confeccionada uma barra metálica fundida em liga de níquel-cromo. As infra-estruturas das barras foram confeccionadas através da utilização de *copings* cônicos calcináveis pré-fabricados fornecidos pelo fabricante do sistema sobre os análogos de pilares e enceramento de barras unindo todos os *copings*. As barras foram fundidas em monobloco utilizando-se a técnica da cera perdida.

Após a fundição e usinagem das barras as mesmas foram testadas em boca e já nesta fase novamente foram avaliados os torques de fixação dos parafusos sendo novamente registrados em tabela a parte para posterior comparação; também será feita a inspeção visual constatando-se assim a perfeita adaptação e passividade da peça. Neste passo um rolete de cera foi adaptado sobre a barra com a finalidade de se obter as medidas de dimensão vertical, tomada da linha de sorriso alta, linha média, etc (Figura 9).



Figura 9 - Avaliação no modelo da adaptação protética.

Os dados registrados nas duas tabelas (antes e depois da fundição) foram comparados através de análise estatística entre si e entre outros métodos descritos na literatura com o intuito de poder dizer qual técnica apresentou menor variação de torque de inserção e que tenha demonstrado maior intimidade na relação prótese / componente protético / implante.

Os resultados obtidos foram avaliados através de observação radiográfica panorâmica e através de avaliações clínicas feitas pelo operador. Destas observações números são obtidos e catalogados em duas tabelas (antes e depois da fundição). Os critérios utilizados foram simples e diretos como, por exemplo, imagem radiográfica compatível com *gaps*, adaptação barra protética / implantes ou dificuldades de instalação da peça protética (Figura 10 e11).



Figura 10 - Adaptação intra-oral e análise clínica.





Figura 11- Avaliação estética

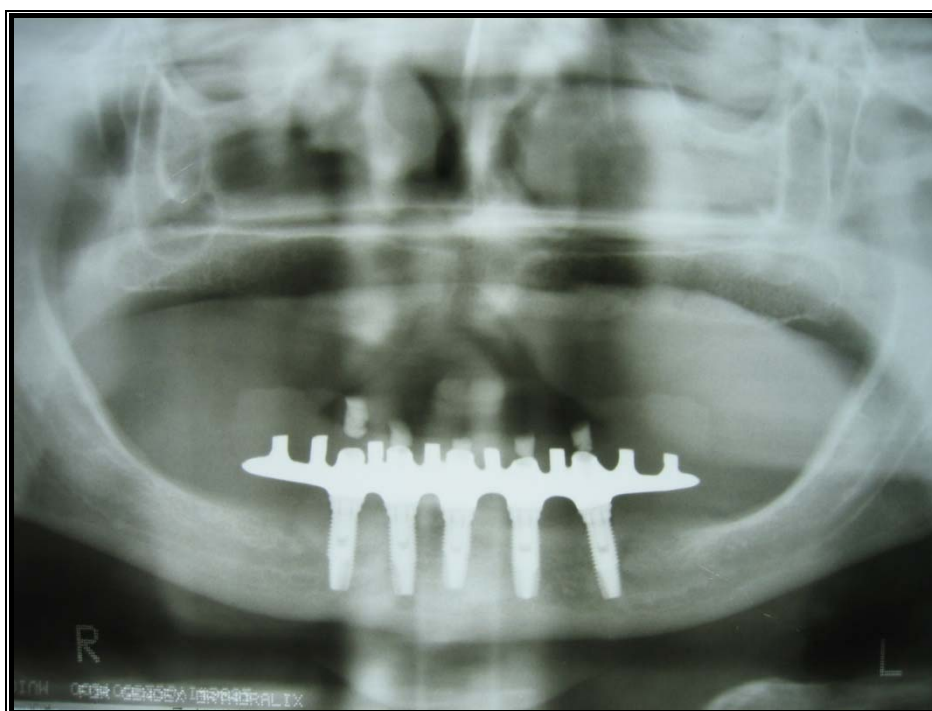


Figura 12 - Avaliação radiográfica.

Para análise dos resultados foi indicado o teste de Wilcoxon ou Teste de Sinais por Postos usado para avaliar a intervenção em amostras que não são

independentes, pois na verdade neste caso, são os mesmo indivíduos. A análise estatística é apresentada no formulário anexo IV.

## 5 RESULTADOS

No presente estudo foram instalados 246 implantes osseointegráveis. Todos os implantes instalados tiveram torque de inserção médio de 45 N o que está de acordo com a literatura que indica que o valor ideal para a carga imediata é de acima de 35 N. Ao final das intervenções cirúrgicas não foi observada perda de nenhum dos implantes instalados e foi tomado cuidado de realizarem-se radiográficas panorâmicas em período máximo de 30 dias para estudos e comparações posteriores e obtenção dos resultados apresentados.

A partir da observação direta e análise de radiografias panorâmicas (aparelho Planmeca com medidas compensando ampliação de 20%), realizadas após as reabilitações, pelo operador, foram obtidos valores que representam a quantidade média e absoluta de variações de torque, presença de *Gaps*, número de soldas, número de implantes e número de transferentes.

A tabela 1 representa a quantificação dos dados obtidos na fase inicial de moldagem ainda durante os procedimentos cirúrgicos, antes da fundição da estrutura metálica que foi confeccionada a partir da técnica de moldagem do posicionamento dos implantes descrita anteriormente e confecção do modelo de trabalho funcional; permite avaliação visual direta.

A tabela 2 representa a quantificação dos dados obtidos na fase final do tratamento após a fundição da barra metálica feita depois de obtido o modelo funcional através da técnica de moldagem apresentada e após a instalação da mesma na boca sobre os implantes e respectivos pilares protéticos. Essa

quantificação foi feita através de exame radiográfico e clínico e sondagens realizadas com sonda exploradora na interface estrutura metálica / pilares protéticos.

Cada item das tabelas apresentadas foi considerado como fator variável que poderia sofrer modificações durante uma avaliação em situações de antes e depois então foram feitas análises de acordo com cinco variáveis que são assim apresentados:

1ª. Variável: o número de implantes:

a) não houve nenhuma perda de implantes, assim não houve mudança entre antes e depois.

2ª. Variável: número de transferentes:

a) Idem ao anterior. A situação foi idêntica àquela verificada para a 1ª. Variável.

3ª. Variável: número de soldas:

a) Não houve mudanças, portanto não há diferenças não havendo o que ser testado.

4ª. Variável: *gaps* detectáveis.

Nesta variável especificamente se exigirmos uma confiabilidade de 95% será possível concluir pela rejeição de  $H_0$  (pois o valor calculado de  $-2,023$  fica fora do intervalo delimitado  $(-1,96 ; +1,96)$ ), então poderíamos afirmar que a situação posterior difere da situação anterior. Porém com 99 % de confiança (ou seja, um ponto de vista mais conservador) ainda não é possível rejeitar  $H_0$ , pois  $2,023$  pertence ao intervalo  $(-2,58 ; +2,578)$ . Conseqüentemente a situação em questão é de nítida indefinição pela aceitação ou rejeição de  $H_0$ , logo o recomendável, é que

tenhamos um aumento da amostra e observar o que aconteceria em termos de valor de Z calculado. Neste estudo 99% de confiança é mais aceitável, pois o que se espera é que tenhamos 0 na formação de *gaps*, já que isto significaria desadaptação.

5ª. Variável: torque de inserção

Para a 5ª. Variável a situação é idêntica àquela verificada para a situação da 4ª variável, em termos das diferenças encontradas, assim o desdobramento e o resultado também. As tabelas com as medidas de antes e depois e a análise estatística estão apresentadas no anexo D.

Tabela – 1: Antes de fundir – análise direta

<b>Paciente</b>	<b>Nº de implantes</b>	<b>Nº de transferentes</b>	<b>Nº de soldas</b>	<b>Gaps detectáveis</b>	<b>Torque em N</b>
1	8	8	0	0	15N
2	12	12	0	0	15N
3	13	13	0	0	15N
4	6	6	0	0	15N
5	6	6	0	0	15N
6	7	7	0	0	15N
7	5	5	0	0	15N
8	9	9	0	0	15N
9	11	11	0	0	15N
10	6	6	0	0	15N
11	5	5	0	0	15N
12	6	6	0	0	15N
13	13	13	0	0	15N
14	7	7	0	0	15N
15	9	9	0	0	15N
16	5	5	0	0	15N
17	6	6	0	0	15N
18	5	5	0	0	15N
19	10	10	0	0	15N
20	8	8	0	0	15N
21	4	4	0	0	15N
22	11	11	0	0	15N
23	13	13	0	0	15N
24	15	15	0	0	15N
25	10	10	0	0	15N
26	10	10	0	0	15N
27	13	13	0	0	15N
28	6	6	0	0	15N
29	6	6	0	0	15N
<b>TOTAL</b>	<b>246 un</b>	<b>246un</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>15N</b>

Tabela 2 - Depois de fundir – análise de radiografia panorâmica e exame clínico:

<b>Paciente</b>	<b>Nº de implantes</b>	<b>Nº de transferentes</b>	<b>Nº de soldas</b>	<b>Qte de Gaps detectáveis</b>	<b>Torque em N</b>
1	8	8	0	0	15N
2	12	12	0	0	15N
3	13	13	0	0	15N
4	6	6	0	0	15N
5	6	6	0	0	15N
6	7	7	0	0	15N
7	5	5	0	0	15N
8	9	9	0	0	15N
9	5	5	0	0	15N
10	11	11	0	0	15N
11	6	6	0	0	15N
12	13	13	0	1	20N
13	7	7	0	0	15N
14	9	9	0	2	20N
15	5	5	0	0	15N
16	6	6	0	0	15N
17	6	6	0	0	15N
18	5	5	0	0	15N
19	10	10	0	0	15N
20	8	8	0	0	15N
21	4	4	0	0	15N
22	11	11	0	0	15N
23	13	13	0	0	15N
24	15	15	0	2	20N
25	10	10	0	0	20N
26	10	10	0	0	15N
27	13	13	0	1	20N
28	6	6	0	0	15N
29	6	6	0	0	15N
<b>TOTAL</b>	<b>246 un</b>	<b>246un</b>	<b>0</b>	<b>7un</b>	<b>16N</b>

## 6 DISCUSSÃO

Os dados apresentados na tabela 1 refletem o que pode ser observado durante a fase inicial de moldagem que acontece durante o período trans-cirúrgico quando não existe dificuldade de inserção dos transferentes, pois existe contato direto do transferente com o pilar protético. Avaliar clinicamente distorções na ordem de micrômetros senão inviável é muito difícil, necessitando recursos de microscopia eletrônica de varredura ou equipamentos caros e sofisticados para medir tensão, por ser avaliação *in vivo* fez-se através de exames clínicos, pois o leito cirúrgico encontra-se aberto favorecendo com que haja contato visual direto dos transferentes aos pilares intermediários, é possível assim verificação visual e, se for o caso, sondagem da linha de união entre eles (verificação de *Gaps*). Segundo a literatura os procedimentos clínicos de avaliação de passividade ou distorções são subjetivos e baseados em sensibilidade e visualização direta ou indireta através de sondagens, sensibilidade do paciente e por fim, avaliação radiográfica (Goossens, Herbst, 2003).

Também durante esta fase inicial, transcirúrgica, é possível fazer a avaliação direta da adaptação de cada um dos transferentes, pois existe contato visual direto com a área envolvida. O torque para instalação dos transferentes na cabeça dos pilares protéticos é de 15 N / cm (a indicada pelo fabricante é de 10 N) e serve apenas para manter os transferentes em posição até que seja feita a sua transferência para o material de moldagem e posteriormente ao modelo de gesso. Nesta fase não deve haver dificuldades na instalação e, o torque de instalação não deve ser diferente de 15 N e se houver o transfer deve ser substituído. Caso haja implantes que tenham variações de inclinação pode-se fazer a adaptação facilmente dos transferentes sobre eles individualmente.



No presente estudo o que se quer é que tenhamos implantes instalados em condições cirúrgicas perfeitas e que os implantes possam receber carga antes do período de cicatrização óssea. Porém a carga imposta aos implantes deve ser distribuída de forma uniforme entre os implantes e não deve ser direcionada a um único elemento, daí então a necessidade de uma infra-estrutura metálica que estabilize os implantes entre si fazendo com que todos recebam ao mesmo tempo de forma uniforme a carga mastigatória imposta sobre eles. Mais uma vez vale lembrar que um pré-requisito básico para utilizar-se de carga imediata é a sua estabilidade inicial que suporte cargas funcionais e com o passar do tempo favoreça os processos de osseointegração (Hamata et al., 2005).

Em condições de moldagem perfeitas esperamos ter a transferência fiel do posicionamento dos implantes instalados na boca para um modelo de gesso onde tenhamos uma cópia fiel no posicionamento dos implantes instalados na boca para que sobre este seja confeccionada a barra metálica que promoverá a união e estabilidade dos implantes. Os bastões de resina acrílica usados para a união dos transferentes já sofreram polimerização tardia e conseqüentemente não apresentam mais contração de polimerização que poderia levar a alterações de posição (Mojon et al., 1990). Oitenta por cento da contração da resina acontecem durante os primeiros 17 minutos, não sendo observada mais nenhuma contração depois de decorridas 24 horas. Dumbridge et al. (2000) demonstraram uma técnica que, se utilizando barras de resina acrílica pré-fabricada, ou seja, já polimerizada, poderia minimizar a contração de polimerização quando aplicadas diretamente aos transferentes. Neste trabalho as barras de resina usadas eram todas pré-fabricadas.

O material de moldagem utilizado foi um poliéter (Impregum) que estatisticamente apresenta maior confiabilidade, pois apresenta menores distorções

isto já foi defendido por Lorenzoni et al. (2000) que avaliaram a fidelidade na moldagem envolvendo três tipos de materiais de moldagem (siliconas de adição, hidrocolóides e poliéteres) e concluíram que melhores resultados foram conseguidos com poliéteres e siliconas de adição sendo posteriormente confirmados pelos trabalhos de Assunção et al. (2002), onde foram comparados ainda com outros materiais tais como siliconas de condensação e polissulfetos.

O uso de transferentes quadrados e moldeiras abertas ou transferentes cônicos com moldeiras fechadas não encontra na literatura posição unânime em relação a qual é a melhor técnica de moldagem. Humphries et al. (1990) advogaram o uso de *copings* cônicos como sendo mais precisos, por sua vez Carr (1991) e Rodney et al. (1991) defenderam o uso de *copings* quadrados não unidos entre si. Assif et al. (1992); Hobo et al. (1990) e Parel & Sullivan (1989) defenderam que seja feita a união destes *copings* quadrados com resina acrílica e, finalmente, Spector (1990); Donovan & Nicholls (1990) e Pinto (1995) afirmaram que não existem diferenças estatísticas significantes entre os três métodos. A presente técnica é resultado da aplicação efetiva de uma técnica de moldagem segura com aplicação coerente de material de moldagem e parece ser capaz de reproduzir fielmente o posicionamento dos implantes. Assim, foi escolhida a técnica que utilizava *copings* quadrados unidos com resina, porque a união destes *copings* limitaria o número de fatores que poderiam influenciar os resultados. Adicionalmente, porque esta técnica é a originalmente preconizada por Branemark et al. (1985) sendo a mais largamente utilizada e representativa da realidade clínica. Portanto, não se espera a presença de *Gaps*, detectáveis nem por exame visual nem por sondagens, pois os componentes envolvidos são pré-fabricados e onde forem presentes é possível simplesmente trocarmos os transferentes.

Na tabela 2 temos os resultados colhidos após a moldagem de transferência dos implantes e após a fundição das estruturas metálicas onde as mesmas são instaladas sobre os implantes na boca dos pacientes. Onde não temos contato direto entre o pilar protético e cilindro fundido, que equivalente ao transfer, teremos a formação de *Gaps* detectáveis visualmente, por sondagens ou através de exames radiográficos. Estes *Gaps* levam a dificuldades de inserção e fazem com que haja a necessidade de imprimir uma força maior para sua adaptação (aumenta o torque de inserção). A presença de *Grandes Gaps* indica distorções de moldagem e a necessidade de pontos de corte e futuros pontos de solda na estrutura da barra metálica. Modelos fiéis obtidos através de técnicas de moldagens precisas favorecem para que não haja distorções e conseqüentemente não hajam soldas. Não existe consenso entre relação de desadaptação e efeitos adversos sobre o tecido ósseo, porém observa-se uma maior freqüência de falhas mecânicas no sistema, devido à concentração de tensões provocadas por essas desadaptações que diretamente podem ser transmitidas ao implantes recém instalados. Considerando-se que desadaptação é o não assentamento correto da peça protética sobre seus pilares, a precisão da técnica de moldagem na transferência de posição destes é um pré-requisito. O Contato justo e simultâneo de todos os retentores e cilindros protéticos facilita o processo de instalação da infra-estrutura metálica reduz necessidade de soldagens, diminui o tempo de tratamento, reduz custos e por fim traz conforto ao paciente recém operado já que a peça adapta-se facilmente (Hamata et al., 2005).

O problema ora apresentado se refere à aplicação do princípio de carga imediata em paciente edêntulos e sua reabilitação com prótese total fixa imediata à instalação dos implantes. O protocolo original de Branemark, de duas etapas

cirúrgicas, requer um período de espera sem transmissão de qualquer força aos implantes por períodos que vão de três a seis meses no mínimo; período esse que para muitos que se submetem a essa técnica é relatado como uma experiência psicológica traumática (Schnitman, 1997). Como consequência tem ocorrido a necessidade de se implementar uma técnica cirúrgica de rotina promovendo diminuição no período de espera, redução de custos e maior comodidade ao paciente.

Pelo que foi demonstrado anteriormente na revisão de literatura de assuntos relacionados com carga imediata em implantes osseointegrados, alguns princípios básicos devem ser seguidos na utilização da técnica para aplicação de carga funcional em implantes recém instalados:

- a) colocação de implantes em osso que permita a estabilidade inicial destes na base óssea correspondente;
- b) próteses bem ajustadas;
- c) conexão rígida entre implantes através de infra-estrutura metálica;
- d) preferência por próteses fixas e aparafusadas;
- e) pacientes selecionados;
- f) técnicas cirúrgicas e protéticas precisas seguindo protocolos pré-estabelecidos;
- g) não remover a prótese fixa ou a esplintagem dos implantes por período inferior a quatro meses;
- h) distribuição dos implantes em arco cruzado.

Qualidade e quantidade óssea, precisão de técnica cirúrgica, estabilidade inicial ótima aos implantes, máximo paralelismo entre eles (tripodismo); são fatores que estão relacionados com os aspectos cirúrgicos. Técnica de moldagem, técnica laboratorial de confecção das infra-estruturas protéticas e passividade na adaptação da peça protética fundida sobre os implantes são alguns aspectos laboratoriais extremamente importantes (Albrektsson et al., 1986).

Carga imediata pressupõe que implante e prótese são passos que seriam realizadas quase ao mesmo tempo sem que houvesse o período de espera originalmente proposto. Carl et al. (1996) afirmaram que os implantes em carga ou função imediata poderiam indiretamente estar colaborando com a passividade que teria de ser creditada às próteses, pois é sabido que o período de maturação óssea pode levar de 12 a 18 meses em humanos. Segundo Branemark (1983) o osso ao redor dos implantes continua a ser remodelado por período de 01 ano ou mais até um “estado fixo” alcançado que se manteria no decorrer dos anos. Nesse período as propriedades ósseas ao redor dos implantes estariam sofrendo modificações devido a menor quantidade de conteúdo mineral. Assim, o tecido ósseo poderia sofrer acomodações reduzindo o nível de tensão na interface osso implante.

Vários sistemas têm sido oferecidos comercialmente onde as infra-estruturas metálicas e componentes protéticos são pré-fabricados. Os implantes são instalados na base óssea de acordo com a infra-estrutura metálica e com auxílio de guias cirúrgicos precisos. Porém, esses sistemas requerem uma grande quantidade de tecido ósseo para regularização de rebordo e a futura instalação dos implantes. Também nestes casos sua indicação é restrita à mandíbula, não estando indicada para o maxilar superior. Esses sistemas têm o potencial de serem quase passivos com o tempo, pois as cargas aplicadas pela mínima desadaptação fornecem um

micro-movimento compensatório no implante dentro de sua base óssea (máximo de 15 $\mu$ m).

Vários níveis clínicos de adaptação aceitáveis são descritos na literatura, porém todos têm uma certa dose de subjetividade inerente ao próprio operador e de difícil mensuração clínica por ser da ordem de micrômetros (Dinato et al., 2001). É sabido que desadaptações geram tensões internas, e essas favorecem a ocorrência de falhas mecânicas que vão desde o afrouxamento rotineiro de um único ou mais parafusos até a total não estabilização protética.

Hamata et al. (2005) fazendo uma revisão literária concluíram que o sucesso longitudinal quando considerados casos que envolvam múltiplos elementos de implante dependem diretamente da adaptação passiva da infra-estrutura protética. Apesar de não estar bem estabelecida uma relação entre adaptação e os seus efeitos adversos, esta pode estar associada com a maior frequência de falhas mecânicas devido à concentração de tensões. A obtenção de adaptação passiva é de causa multifatorial: técnica de moldagem, distorções dos materiais utilizados, técnica laboratorial inadvertida, soldagens ruins, processo de cocção da resina ou porcelana, desenho das infra-estruturas e finalmente experiência profissional para realização dos eventos e avaliação de passividade.

Avaliar clinicamente distorções na ordem de micrômetros senão inviável é muito difícil, necessitando recursos de microscopia eletrônica de varredura ou equipamentos caros e sofisticados para medir tensão (Dinato et al., 2001). Procedimentos clínicos de avaliação de passividade ou distorções são subjetivos e baseados em sensibilidade e visualização direta ou indireta através de sondagens, sensibilidade do paciente e por fim, avaliação radiográfica (Goossens, Herbst, 2003).

Outro teste de avaliação clínica de passividade é o teste de aperto de um parafuso, no qual se aperta o parafuso mais distal e observa-se a adaptação da infra-estrutura. Após esse primeiro passo aperta-se o parafuso do meio e checa-se novamente a adaptação e assim por diante, o aperto deve ser realizado até se encontrar uma resistência inicial. Na seqüência dessa etapa um giro final de no máximo 180° deve ser dado para alcançar um torque aproximado de 10 a 15 N e o assentamento completo do parafuso. Se mais de meia volta for necessária então a prótese não está passiva. Esses 180° eliminariam uma discrepância de 150µm entre os componentes que tem sido aceito por alguns autores (Dinato et al., 2001; Moreno et al., 2001; Sahin, Çehreli, 2001).

Bränemark et al. (1985) preconizaram o uso de resina acrílica aplicada sobre fio dental entrelaçada sobre os componentes de transferência para estabilizar o conjunto de transferentes. Devido à contração de polimerização das resinas acrílicas podia-se observar que inúmeras vezes haviam distorções o que repetidas vezes levavam a necessidade de se realizar cortes na estrutura protética e moldagens de transferência com posteriores pontos de solda na barra metálica. Mojon (1990) determinou que a distorção da resina acrílica após 24 horas era da ordem de 7,9%, sendo que cerca de 80% da distorção total da resina acontecia nos 17 primeiros minutos. No entanto, Humphries (1990) não encontrou diferenças significantes quando esplintava transferentes com resina acrílica, já Spector (1990) deduziu que há um grande potencial de distorção da resina, pelo fato de sua contração de polimerização ocorrer intra-oralmente. Modificação da técnica foi apresentada por Rasmussen (1987) que sugeriu o emprego da resina acrílica previamente aplicada ao redor dos componentes de transferência e a união posterior

do conjunto na boca, porém com uma quantidade bem menor de resina acrílica, isto fazia com que a distorção provocada pela contração da resina acrílica fosse menor.

Lorenzoni et al. (2000) avaliando a fidelidade na moldagem envolvendo três tipos de materiais de moldagem (siliconas de adição, hidrocolóides e poliéteres) concluíram que melhores resultados foram conseguidos com poliéteres e siliconas de adição sendo posteriormente confirmados pelos trabalhos de Assunção et al. (2002) onde foram comparados ainda com outros materiais tais como siliconas de condensação e polissulfetos.

Na transferência do posicionamento dos implantes são descritas duas técnicas principais: técnica direta com moldeira aberta e técnica indireta com moldeira fechada. Na técnica direta usa-se uma moldeira perfurada na área onde existem os implantes. Usando-se transferentes quadrados, após a total presa do material de moldagem, os parafusos são soltos e a moldeira é removida com os transferentes em posição; copiando assim o posicionamento dos implantes. Os análogos dos implantes são adaptados aos transferentes e o molde, vazado em gesso especial. Na técnica indireta utiliza-se moldeira fechada e transferentes cônicos. Após a presa total do material de moldagem o molde é removido, com os transferentes retidos ainda nos implantes. Logo após os transferentes são removidos dos implantes e adaptados aos análogos sendo a seguir reposicionados no molde a ser vazado (Carr, 1991).

A técnica mais segura, ainda não está determinada na literatura, pois diversos autores relatam ter obtido maior índice de sucesso com técnica direta (Carr, 1991; Assif et al., 1996; Assunção et al., 2000) em contra-partida a outros que obtiveram maior sucesso com a técnica indireta (Humpries et al., 1990; Burawi et al.,



1997) por ser a mais precisa, de mais fácil execução, requerer menos tempo e ser mais confortável para o paciente (Guedes, Cabral, 2004).

Num estudo comparativo de três técnicas de moldagem, Figueira et al. (1995) utilizaram-se de transferentes cônicos e quadrados, unidos ou não com resina acrílica. Foram feitas leituras das distâncias horizontais entre réplicas de implantes nos modelos e a conclusão foi de que não houve diferença estatística entre as técnicas, entretanto, quando comparadas com modelo padrão houve alterações horizontais estatisticamente importantes. Para Baumer III, Lewis (1996), a utilização de transferentes cônicos representa uma fonte passível de erro, devido ao fato de que eles são removidos da boca e reposicionados no molde. A solução apontada por ele para as distorções no momento de prova do metal eram registros para futuros pontos de solda.

A técnica direta pode ainda sofrer uma variação que pode aumentar a sua precisão que é a união entre os transferentes. Esta união pode ser feita através de resina composta (Ivanhoe et al., 1991), com resina acrílica (Assif et al., 1996; Burawi et al., 1997; Dumbrigue et al., 2000) ou ainda com gesso (Assif et al., 1999). Em estudos laboratoriais foi possível demonstrar que a técnica direta com resina acrílica auto-polimerizável foi a que apresentou os melhores resultados mesmo quando comparada com a técnica indireta ou com a utilização da técnica direta com os transferentes isolados (Assif et al., 1999; Assunção, 2002).

Na aplicação da técnica direta com união dos transferentes com a resina acrílica auto-polimerizável foi demonstrado (Mojon et al., 1990) que de acordo com a quantidade de resina aplicada poderia haver distorções devido a grande contração da resina durante o seu processo de polimerização. Oitenta por cento da contração da resina acontecem durante os primeiros 17 minutos não sendo observada mais

nenhuma contração depois de decorridas 24 horas. Dumbridge et al. (2000), demonstraram uma técnica que se utilizando barras de resina acrílica pré-fabricada, ou seja, já polimerizada poderia minimizar a contração de polimerização quando aplicadas diretamente aos transferentes.

Para a confecção das infra-estruturas metálicas Helldén & Derand (1998) descreveram a respeito das duas principais técnicas para obtenção das barras:

- a) em monobloco e se não houver adaptação realiza-se o seccionamento e união intra-oral;
- b) segmentada com posterior união intra-oral ou no modelo de trabalho.

Quando se faz necessário a união com pontos de solda, a fundição é feita incluindo-se os segmentos em revestimento, queima e fundição usando o mesmo metal usado na primeira queima, pelo uso de laser ou usinagem por descarga elétrica. Quando se usa laser a soldagem é realizada por fusão do próprio metal sem adição de novo metal o que promove uma melhor união da estrutura metálica soldada (Dinato et al., 2004). Ford (2003) afirmou que quando se usa técnica que envolva soldagens, esses pontos seriam mais fracos que uma barra em monobloco, sem secção. Defende a técnica que ao invés de fazer a secção o material seria aquecido até que a adaptação se tornasse precisa.

Os resultados estatísticos relativos aos modelos quando enviados para laboratório objetivando confecção de estrutura metálica fundida (barra) em monobloco mostraram-se fiéis, pois não ocorreram variações estatisticamente importantes; porém estes mesmos resultados estatísticos apontam para uma necessidade de se aumentar as amostras em número para que se possa observar

se existem aumentos nas variações de confiabilidade do experimento e desvio padrão.

## 7 CONCLUSÃO

Conclui-se com este trabalho, que:

- a) a técnica de moldagem apresentada mostrou-se eficiente no sentido de propiciar uma transferência fiel do posicionamento de implantes osseointegrados de regiões cirúrgicas recém-operadas para modelos de trabalho, pois não foi possível encontrar grandes variações estatísticas comparando-se resultados encontrados antes e depois das fundições;
- b) comparando-se a técnica descrita neste trabalho com outras descritas na literatura pode-se concluir que o correto posicionamento dos análogos de implantes transferidos para o modelo mestre pela técnica de moldagem descrita, levou a produção de barras metálicas com total adaptação aos seus respectivos sítios cirúrgicos. Tal situação tem valor imediato no sentido de reduzir tempo de atendimento, menos consultas de retorno, tratamentos rápidos e eficazes, não necessidade de soldas, custo reduzido.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Adell R, Lekholm B, Rockler, Branemark PI. A 15 year of osseointegrated Implants in the treatment on the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
- Adell R, Lekholm U, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surgery.* 1981;10(15):387-416.
- Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta orthop Scand.* 1981; 52:155-70.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implantodont.* 1986;1(1):11-25.
- Aparício C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;10(5):614-8.
- Assif et al. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodont Rest Dent.* 1992; v.12 (2): p.113-21.
- Assif D. Accuracy of impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2):216-22.
- Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(6):885-8.
- Assunção WG. Avaliação do comportamento de dois silicones nas moldagens para transferência de implantes com diferentes inclinações. *Rev Odontol Araçatuba.* 2002;23(1):42-8.
- Babbusch CA, Kent J, Misiek D. Titanium plasma sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surgery.* 1986; 44:274-282.
- Balshi TJ. An analysis and rehabilitation of fractured implants – a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1996;11(5):660-666.
- Balshi TJ, Wolfinger Gf. Immediate Loading of Branemark Implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Implants Dent.* 1997;6(2):83-8.
- Becker W, Lucchini JP, Ammons W. One-step surgical placement of Branemark implants: a prospective multicenter clinical study. *Int J Oral maxillofac Implants.* 1997; 12(4):454-62.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses da Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

- Bino PP. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994 ;9:48-63.
- Branemark PI. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Linstrom J, Hallem O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous Jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plastic Reconst Surg.* 1977;16(1):81-100.
- Branemark PI. Osseointegrated dental implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;2(suppl):16.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental Background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-409.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson, T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 253-7.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prosthesis. Chicago: Quintessence; 1986. p. 211-82.
- Branemark PI. The Branemark Novum Protocol for same-day teeth: a global perspective. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2001.
- Brunetti R, Montenegro FLB. Odontogeriatrics – noções de Interesse Clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2002. p. 1-52.
- Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dental Implantol Update.* 1993; 4(10):77-81.
- Burawi G. A comparasion of the dimension accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-lock implant system. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):68-75.
- Burawi G. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the bone- impression splinted techniques lock implant system. *J Prosthetic Dent.* 1997;77(1):68-75.
- Cabral LM, Guedes CG. Técnica alternativa para transferência de pilares em próteses implantossuportadas. *Rev Bras Implantodon.* 2004;11(43):185-8.
- Cardoso AC. O passo a passo da prótese sobre implante – da 2ª etapa cirúrgica à reabilitação final. São Paulo: Santos; 2005. p. 185-8.
- Carlsson B, Carlsson G. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1994;9(1):90-95.
- Carmagnola K, Berglund T, Araujo M. Bone healing around implants placed in a jaw defect augmented with Bio-Oss. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2000;27:299-305.
- Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):448-55.

- Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):448-55.
- Carr AB, Stewart RB. Full arch implant framework casting accuracy- preliminary in vitro study. *J Prosthodont*. 1993;2(1):2-8.
- Carr AB, Gerard DA, Carsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with rehabilitation levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996;76(5):500-509.
- Cehrelli MC, Iplikcioglu H. In Vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent*. 2002;11(3):286-92
- Chiappasco M. Implant retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicentre study on 226 consecutive cases. *Clin Oral implants Res*. 1997; 8:48-57.
- Christensen G. Dental materials used in dentistry, Lecture. Chicago: Dental Symposium Mid Winter Meeting; 1990.
- Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB. Comparison of strains transferred to a bone stimulation among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont*. 1995;4(4):243-250.
- Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Restorative dental materials. 5a ed. St Louis: Mosby; 1993. p. 283-335.
- Deboer J. Edentulous implants: Overdentures versus fixed. *J Prosth Dent*. 1993;69(4):386-90.
- De La Cruz JE. Verification jig for implant-supported Rehabilitation: A comparison of standard impressions with verification Jigs made of different materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):329-36.
- Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 283-313.
- Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
- Dumbridge HB, Gurum DC, Nikzad SJ. Prefabricated acrylic resin bars splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000;84(1):198-10.
- Figueira CMM. Estudo comparativo de três técnicas de moldagem em implantes odontológicos. In: 1º Encontro científico da Pós-Graduação da FOB-USP, 1995. Anais.
- Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Implant Dent*. 2003;12(1):11-7.
- Ganeles J, Rosemberg MM, Holt RL, Reicjman LH. Immediate loading if implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients form a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;16:418-426.
- Gomes A. Immediate loading of a single hydroxiapatite coated threaded root form in report. *J Oral Implantol*. 1998; 24(3):159-66.

- Goossens JC, Herbst D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. *SADJ*. 2003;58(7):279-87.
- Haraldson T, Carlson GE, Ingervall B. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1977;85(1):200-8.
- Haraldson T, Carlson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implants. *Acta Odontol Scand*. 1979; 37(4):195-206
- Haraldson T, Zarb G. 10-year follow up study of the mastigatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res*. 1988;96(3):243-52.
- Helldén LB, Derand T. description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit beteen cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(2):190-6.
- Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Impression procedures and rehabilitation registration. *Osseointegration and rehabilitation*. Chicago: Quintessence; 1990. p. 153-62.
- Horiuch K, Uchida H, Yamamoto k, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in adentulares patients: A clinical report. *Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:383-8.
- Humpries RM, Lang BR. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):331-6.
- Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):331-336.
- Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit im implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):570-4.
- Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructures fit and loading. Part 2. The effects degrees of fit. *Int J Prosthodont Rest Dent*. 1996;1(1):11-4.
- Ivanhoe Jr. An impression technique for osseo integrated implants. *J Prosthet Dent*. 1991;66(9):410-1.
- Jemt T. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;6:29-35.
- Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses rehabilitated by Branemark implants: from prosthesis treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Impl*. 1992;7(1):40-44.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11(5):620-625.
- Jonhson GH, Craig RG. Accuray of silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent*. 1996;55:130-45.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;9:169-178.



- Karl M. Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):19-30.
- Lacy AH, Fukui H, Bellman T. Time dependent accuracy of elastomer impression materials, Part II: polyethers, polysulfides and poly vinylsiloxanes. *J Prosthet Dent*. 2000;45:32.
- Lekholm U. Surgical considerations and possible shortcomings of host sites. *J Prosth Dent*. 1998;79(1):43-48.
- Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical restoration materials and techniques*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1998. p. 145-7.
- Lorenzoni M, Perti C, Zhang K, Wegscheider W. A. In-patient comparison of immediately loaded and non-loaded implants within 6 months. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(3):273-9.
- Levin B. *Impressions for complete dentures*. Chicago: Quintessence, 1984.
- Lorenzoni M. Comparison of the precision of the three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit - 2 system. *J Oral Rehabil*. 2000;27(7):629-38.
- Maló P, Ranget B, Nobre L. Immediate Functional Of Branemark implants in the esthetic zone: A retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2003;5:65-69.
- Maló P, Ranget B, Nobre L. "All on four" Immediate Function concept by Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a restropective clinical study - in the esthetic zone: A retrospective clinical study. *Clin Oral Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl1:2-9.
- Misch CE. Screw-retained versus cemented-retained implant-supported prosthesis. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1993;9:15-8.
- Misch CE. *Principles for screw retained prostheses in contemporary implant dentistry*. Saint Louis: Mosby; 1993. p. 669-685.
- Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. 2a ed. São Paulo: Santos; 2000.
- Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Elser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1990;64:684-8.
- Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent*. 1978;40:35-8.
- Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):570-4.
- Mosby L. A fixed prosthodontic rehabilitation for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent*. 1987;57:198-204.
- Muraoka H. *A color Atlas of complete denture fabrication*. Tókió: Quintessence; 1989.

Nicholls JI. The measurement of distortion: Theoretical considerations. *J Prosthet Dent.* 1977;37:587-9.

Parel SM, Triplett RG. Immediate fixture placement: a treatment planning alternative. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1989;5:337-345.

Parma-Benefati S, Tinti C, Albrektsson T. Histologic evaluation of guided vertical ridge augmentation around implants in humans. *Int J Periodont Restor Dent.* 1999;19:424-37.

Parel SM, Branemark PI, Tjellstrom A. Osseointegration in maxillofacial prosthetics. Part II: Extraoral applications. *J Prosthet Dent.* 1986;55:600-6.

Pinto JHN. Estudo comparativo entre três técnicas de moldagens em implantes odontológicos [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 1995.

Philips RW. Skinner's science of dental materials. 9a ed. Philadelphia: WB Saunders; 1991.

Preston JD, Berger R. Some laboratory variables rehabilitation ceramic-metal alloys, *Dent Clin North Am.* 1977;21:717-728.

Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz P-O. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow up study. *Clin Oral Impl Res.* 1999;10:8-15.

Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosth Dent.* 1987;57(2):198-204.

Rodney J, Johansen R, Harris W. Dimensional accuracy of two implant impression copings. *J Dent Res.* 1991;70:385.

Salama H. Carregamento imediato de implantes de titânio em forma de raiz unidos bilateralmente em prótese fixa. Uma técnica reexaminada: relatório de dois casos. *Int J Period Rest Dent.* 1995;15(4):345-62.

Salenbauch NM, Langner J. New ways of designing suprastructures for fixed implant-supported prostheses. *Int J Periodont Restorat Dent.* 1998;18(6):605-12.

Saizar P. *Prostodoncia total.* Buenos Aires: Mundi; 1972.

Sahin S, Cerilli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontic: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.

Schiffleger BD, Ziebert GJ, Dhuro VB. Comparacion of accuracy of multiunit one piece castings, *J Prosthet Dent.* 1985;54:770-776.

Schnitman PA, Wohrle OS, Rubenstein JE. Immediate fixed rehabilitation prostheses supported by two stage threaded implants: Methodology and results. *J Oral Implant.* 1990;16:96-105.

Schnitman PA, Wohrle OS, Rubenstein JE. Immediate fixed rehabilitation prostheses supported by two stage threaded implants: Methodology and results. *J Oral Implant.* 1990;16:96-105.

Schnitman PA, Wohrle S, Rubenstein JE, Da Silva JD, Wang NH. Ten-year Results for Branemark Implants I Loaded with fixed Prosthesis at Implants Placement. *J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):395-03.

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

Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dub-Ruille J-H. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implant Res*. 2000;11:12-25.

Soballe K, Hansen ES, Brochstedt-Rasmussen H, Bümger C. The effects of osteoporosis, bone deficiency, bone grafting and micromotion on fixations of porous coated hydroxyapatite-coated implants. In: Geesink RGT, Manley MT. *Hydroxylapatite Coatings in Orthopedic Surgery* 1993; 107-136.

Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosth Dent*. 1990;63(4):444-7.

Tavares CA. A integração ortodontia – implantodontia. In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 111-38.

Tan KBC. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics, is there such a thing as passive fit. *Ann Acad Méd Singapore*. 1995;24:138-157.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1-to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:319-324.

Valderhaug J, Floystrand F. Dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. *J Prosthet Dent*. 1984;52(3):514.

Van Zyl. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):51-7.

Vasconcelos LW, Francischone CE, Lima EG, Takaqui RM. Carga imediata para Reabilitação de mandíbulas desdentadas, In: Dinato P. *Implantes osseointegrados, cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. cap. 22. p. 465-75.

Wie H. Registration of localization occlusion and occluding material for failing screw joints in the Branemark implant system. *Clin Oral Impl Res*. 1995;6:47-53.

Willis LM, Nicholls JI. Distortion in Dental Soldering as affected by gap distance. *J Prosthet Dent*. 1980;43:272-278.

Zarb GA, Jansson T. *Prosthodontic Procedures*. In: Branemark PI. *Tissue Integrated Prosthesis*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 241-82.

**ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA**

SÃO LEOPOLDO MANDIC  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
CINTELPODI PÓS-GRADUAÇÃO

**Aprovado pelo CEP**

Campinas, 11 de Agosto de 2.005.

A(o)

C.Ds. Saulo Silva Cruciol

Curso: Implantodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria " Técnica de moldagem para assentamento passivo na carga imediata"

Orientado pelo(a) Prof(a). Dr(a). Rui de Brito Junior

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 05/06/05, com número de protocolo nO OS/267, foi APROVADO pelo comitê de Etica e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196/1.996 do CNS - Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/07/2005.

**Cordialmente**

**Coordenador de Pós-Graduação**  
Prof. Dr. Thomaz Wassall

## **ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Prezado senhor (a):

Estou estudando as formas de poder garantir uma perfeita adaptação de uma prótese total fixa imediata sobre implantes osseointegrados. Isso traz grandes benefícios para seu tratamento e outros que sejam passíveis de se usar a mesma técnica. Quero obter maior conhecimento a respeito da melhor técnica a ser empregada.

Se o (a) Senhor (a) quiser participar de minha pesquisa, que será parte de minha Dissertação de Mestrado, assine a presente folha. Tenha certeza de que todo o material produzido (fotos, modelos, procedimentos cirúrgicos realizados, etc) já seriam realizados de qualquer forma para a resolução clínica de seu problema que me fora apresentado. Estarei somente usando os dados obtidos se for de seu consentimento.

A sua participação não é obrigatória, seu nome ou qualquer outro tipo de identificação, não aparecerão na pesquisa. Apenas suas informações e dados, que constam em sua Ficha Odontológica é que serão utilizados.

Terminada a pesquisa, os resultados, que são de minha inteira responsabilidade, estarão à sua disposição. Também estou à sua disposição para poder esclarecer qualquer dúvida a respeito desta pesquisa.

Se o (a) senhor (a) quiser participar, ou tiver dúvida a respeito desta questão, por favor, fale comigo:

Fone: (61) 3225 6844 ou (61) 8114 9923

Horário: 8:00 às 18:00 (segunda a sexta-feira).

Fico desde já agradecido com sua cooperação. Atenciosamente:

Nome: Saulo Silva Cruciol

C.R.O: 3939 - DF

Declaro que concordo em participar da pesquisa do Dr. Saulo Silva Cruciol por livre e espontânea vontade, sem qualquer despesa de minha parte e sem qualquer tipo de pagamento por esta participação.

Nome:

Assinatura:

R.G:

## ANEXO C- DIVULGAÇÃO DE TORNAR PÚBLICO OS RESULTADOS

Eu, Saulo Silva Cruciol, regularmente matriculado no Curso de Mestrado em Odontologia, área de Implantodontia no C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós – Graduação, declaro que tornarei público, pelos meios científicos, os resultados da minha dissertação de Mestrado, intitulada de **AVALIAÇÃO DE UMA TÉCNICA DE MOLDAGEM PARA ASSENTAMENTO PASSIVO NA CARGA IMEDIATA.**

Saulo Silva Cruciol

## **ANEXO D- RESULTADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Segundo Moore (2005), este é o teste de postos sinalizados de Wilcoxon para pares equiparados. Já para Triola (1999), o teste é conhecido como teste de postos com sinais de Wilcoxon para duas amostras dependentes.

Ref.: Moore, David. *A Estatística Básica e sua Prática*, 3a edição. Tradução Cristiana Filizola Carneiro Pessoa. Rio de Janeiro: LTC, 2005. 658p.

Triola, Mario. *Introdução à Estatística*, 7a edição. Tradução Alfredo Alves de Faria. Rio de Janeiro: LTC, 1999. 410p.



## ANEXO E - TABELAS

Tabela 3 - Antes de fundir

Paciente	Nº de implantes	Nº de transferentes	Nº de soldas	Gaps detectáveis	Torque em N
1	8	8	0	0	15N
2	12	12	0	0	15N
3	13	13	0	0	15N
4	6	6	0	0	15N
5	6	6	0	0	15N
6	7	7	0	0	15N
7	5	5	0	0	15N
8	9	9	0	0	15N
9	11	11	0	0	15N
10	6	6	0	0	15N
11	5	5	0	0	15N
12	6	6	0	0	15N
13	13	13	0	0	15N
14	7	7	0	0	15N
15	9	9	0	0	15N
16	5	5	0	0	15N
17	6	6	0	0	15N
18	5	5	0	0	15N
19	10	10	0	0	15N
20	8	8	0	0	15N
21	4	4	0	0	15N
22	11	11	0	0	15N
23	13	13	0	0	15N
24	15	15	0	0	15N
25	10	10	0	0	15N
26	10	10	0	0	15N
27	13	13	0	0	15N
28	6	6	0	0	15N
29	6	6	0	0	15N
TOTAL	246	246	0	0	15N

Tabela 4 - Depois de fundir

Paciente	Nº de implantes	Nº de transferentes	Nº de soldas	Gaps detectáveis	Torque em N
1	8	8	0	0	15N
2	12	12	0	0	15N
3	13	13	0	0	15N
4	6	6	0	0	15N
5	6	6	0	0	15N
6	7	7	0	0	15N
7	5	5	0	0	15N
8	9	9	0	0	15N
9	5	5	0	0	15N
10	11	11	0	0	15N
11	6	6	0	0	15N
12	13	13	0	1	20N
13	7	7	0	0	15N
14	9	9	0	2	20N
15	5	5	0	0	15N
16	6	6	0	0	15N
17	6	6	0	0	15N
18	5	5	0	0	15N
19	10	10	0	0	15N
20	8	8	0	0	15N
21	4	4	0	0	15N
22	11	11	0	0	15N
23	13	13	0	0	15N
24	15	15	0	2	20N
25	10	10	0	0	20N
26	10	10	0	0	15N
27	13	13	0	1	20N
28	6	6	0	0	15N
29	6	6	0	0	15N
TOTAL	246	246	0	7	16N

Tabela 5 - Diferenças (Antes - depois)

Paciente	Nº de implantes	Nº de transferentes	Nº de soldas	Gaps detectáveis	Torque em N
1	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0
12	0	0	0	-1	-5
13	0	0	0	0	0
14	0	0	0	-2	-5
15	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0
19	0	0	0	-1	0
20	0	0	0	-2	-5
21	0	0	0	0	0
22	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0
24	0	0	0	-2	-5
25	0	0	0	0	-5
26	0	0	0	0	0
27	0	0	0	-1	-5
28	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0
TOTAL	0	0	0	-9	-30

**Tabela 6 - Primeira variável: Número de implantes**

<b>Paciente</b>	<b>Antes</b>	<b>Depois</b>	<b>Diferenças</b>
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	0
11	0	0	0
12	0	0	0
13	0	0	0
14	0	0	0
15	0	0	0
16	0	0	0
17	0	0	0
18	0	0	0
19	0	0	0
20	0	0	0
21	0	0	0
22	0	0	0
23	0	0	0
24	0	0	0
25	0	0	0
26	0	0	0
27	0	0	0
28	0	0	0
29	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Resultado: Como não há qualquer diferença, não há o que ser testado.

**Tabela 7 - Segunda variável: Número de transferentes**

<b>Paciente</b>	<b>Antes</b>	<b>Depois</b>	<b>Diferenças</b>
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	0
11	0	0	0
12	0	0	0
13	0	0	0
14	0	0	0
15	0	0	0
16	0	0	0
17	0	0	0
18	0	0	0
19	0	0	0
20	0	0	0
21	0	0	0
22	0	0	0
23	0	0	0
24	0	0	0
25	0	0	0
26	0	0	0
27	0	0	0
28	0	0	0
29	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Resultado: Como não há qualquer diferença, não há o que ser testado.

Tabela 8 - Terceira variável: Número de soldas

Paciente	Antes	Depois	Diferenças
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	0	0
8	0	0	0
9	0	0	0
10	0	0	0
11	0	0	0
12	0	0	0
13	0	0	0
14	0	0	0
15	0	0	0
16	0	0	0
17	0	0	0
18	0	0	0
19	0	0	0
20	0	0	0
21	0	0	0
22	0	0	0
23	0	0	0
24	0	0	0
25	0	0	0
26	0	0	0
27	0	0	0
28	0	0	0
29	0	0	0
TOTAL	0	0	0

Resultado: Como não há qualquer diferença, não há o que ser testado.

Tabela 9 - Quarta variável: Número de *gaps* detectáveis

Paciente	Antes	Depois	Diferenças	Decréscimos	Postos	Aumentos	Postos
1	0	0	0		Ignorar		
2	0	0	0		Ignorar		
3	0	0	0		Ignorar		
4	0	0	0		Ignorar		
5	0	0	0		Ignorar		
6	0	0	0		Ignorar		
7	0	0	0		Ignorar		
8	0	0	0		Ignorar		
9	0	0	0		Ignorar		
10	0	0	0		Ignorar		
11	0	0	0		Ignorar		
12	0	1	1			1	2
13	0	0	0		Ignorar		
14	0	2	2			2	4,5
15	0	0	0		Ignorar		
16	0	0	0		Ignorar		
17	0	0	0		Ignorar		
18	0	0	0		Ignorar		
19	0	1	1			1	2
20	0	0	0		Ignorar		
21	0	0	0		Ignorar		
22	0	0	0		Ignorar		
23	0	0	0		Ignorar		
24	0	2	2			2	4,5
25	0	0	0		Ignorar		
26	0	0	0		Ignorar		
27	0	1	1			1	2
28	0	0	0		Ignorar		
29	0	0	0		Ignorar		
TOTAL	0	0	0			-9	

Resultado: Soma dos postos com menor incidência: 0 (no caso, houve 5 para aumentos e nenhuma para diminuição).

$$\sqrt{\frac{n \times (n+1) \times (2n+1)}{24}}$$

Soma dos postos:

n= 5, então 5 x 6 /

$$4 = 7,5$$

$$Z_{\text{calculado}} = \frac{\text{Menor Soma de Postos} - \text{Soma de Referência}}{\text{Desvio Padrão}}$$

$$\text{Desvio padrão: } \sqrt{\frac{n \times (n+1) \times (2n+1)}{24}}$$

$$Z \text{ calculado} = -2,02259959$$

$$Z \text{ tabelado para um teste bilateral com nível de confiança de 95\%} = 1,959963985$$

$$Z \text{ tabelado para um teste bilateral com nível de confiança de 99\%} = 2,575829304$$

Este é um caso no qual há uma indefinição da seguinte natureza: para um confiabilidade de 95% é possível concluir pela rejeição de H0 (pois o valor calculado de -2,023 fica fora do intervalo delimitado por (-1,96; +1,96), então poderíamos afirmar que a situação posterior difere da situação anterior. Porém, com 99% de confiança (ou seja, de um ponto de vista mais conservador) ainda não é possível rejeitar H0, pois 2,023 pertence ao intervalo (-2,578; +2,578). Conseqüentemente, a situação em questão é de nítida indefinição pela aceitação ou rejeição de H0, logo o recomendável, caso possível, seria aumentar o tamanho da amostra e observar o que aconteceria em termos do valor de z calculado.



Tabela 10 - Quinta variável: Torque

Paciente	Antes	Depois	Diferenças	Decréscimos	Postos	Aumentos	Postos
1	15	15	0		Ignorar		
2	15	15	0		Ignorar		
3	15	15	0		Ignorar		
4	15	15	0		Ignorar		
5	15	15	0		Ignorar		
6	15	15	0		Ignorar		
7	15	15	0		Ignorar		
8	15	15	0		Ignorar		
9	15	15	0		Ignorar		
10	15	15	0		Ignorar		
11	15	15	0		Ignorar		
12	15	20	5			5	3
13	15	15	0		Ignorar		
14	15	20	5			5	3
15	15	15	0		Ignorar		
16	15	15	0		Ignorar		
17	15	15	0		Ignorar		
18	15	15	0		Ignorar		
19	15	15	0			5	3
20	15	15	0		Ignorar		
21	15	15	0		Ignorar		
22	15	15	0		Ignorar		
23	15	15	0		Ignorar		
24	15	20	5			5	3
25	15	20	5		Ignorar		
26	15	15	0		Ignorar		
27	15	20	5			5	3
28	15	15	0		Ignorar		
29	15	15	0		Ignorar		

Resultado: Soma dos postos com menor incidência: 0 (no caso, houve 5 para aumentos e nenhuma para diminuição).

$$\text{Soma dos postos: } \sqrt{\frac{n \times (n+1) \times (2n+1)}{24}} \quad n=5, \text{ então } 5 \times 6 / 4 = 7,5$$

$$Z_{\text{calculado}} = \frac{\text{Menor Soma de Postos} - \text{Soma de Referência}}{\text{Desvio Padrão}}$$

$$\text{Desvio padrão: } \sqrt{\frac{n \times (n+1) \times (2n+1)}{24}}$$

$$Z \text{ calculado} = -2,02259959$$

Z tabelado para um teste bilateral com nível de confiança de 95% = 1,959963985

Z tabelado para um teste bilateral com nível de confiança de 99% = 2,575829304

Como para a variável 5 a situação é idêntica àquela verificada para a situação 4, em termos das diferenças encontradas, o desdobramento também é idêntico, bem como a conclusão.