



SORRISO SAUDÁVEL DA RECONSTRUÇÃO À EXPRESSÃO IMPLANTES: REABILITAÇÃO PROTÉTICA

CLÁUDIO LUIZ SENDYK*
WILSON ROBERTO SENDYK**
FLÁVIO ROSA DE OLIVEIRA***

A área de implantodontia desenvolveu-se bastante nos últimos 30 anos, principalmente após os estudos longitudinais apresentados por BRÅNEMARK e seu grupo. Com a utilização desta técnica em larga escala, percebe-se hoje a necessidade de seu uso de forma racional e com um compromisso de responsabilidade maior por parte do profissional cirurgião-dentista. Conhecimentos clínicos precisam ser correlacionados com aqueles obtidos através das pesquisas básicas. Além disto, o dentista não pode subestimar a importância de adquirir capacidade técnica e treinamento clínico adequado. Acreditamos que o profissional precise se tornar “biomecanicamente orientado”, já que na ausência de ligamento periodontal, a sobrevida dos implantes depende significativamente das variáveis mecânicas que são geradas. Evitando-se danos ao paciente e ao sistema estomatognático estaremos aumentando a longevidade das próteses dentárias confeccionadas e o sucesso dos tratamentos executados.

**Professor Doutor do Departamento de Prótese Dental da FO-USP.*

*Professor Assistente Curso de Mestrado em Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Unisa.
Ministrador do Curso de Pós-Graduação em prótese da FO-USP*

***Doutor em Periodontia e Mestre em Odontologia pela FO-USP.*

*Professor Titular da Disciplina de Periodontia e Implantologia Oral da Universidade de Santo Amaro
Conselheiro da Academia Americana de Osseointegração.*

****Técnico em Prótese Dentária e Acadêmico em Odontologia.*

Atualmente conhecemos alguns limites que a implantologia não consegue transpor. Problemas relativos à anatomia inadequada do rebordo ósseo alveolar acarretando conseqüências estéticas, fonéticas e funcionais, hoje são solucionados com cirurgias extensas e ou soluções protéticas mirabolantes. Os insucessos advindos do mal planejamento, com distribuição de carga não axial, ausência de passividade na adaptação entre os componentes utilizados, fazem do tratamento escolhido uma verdadeira panacéia. Não podemos nos esquecer do fator tempo total do tratamento reabilitador proposto, que considerando-se o tempo necessário para ocorrer parte do processo de osseointegração, irá representar para alguns pacientes uma limitação de indicação.

Embora muito já se tenha dito e escrito sobre planejamento cirúrgico protético é bom lembrar que só "enxergamos aquilo que sabemos". Isto significa que quanto mais aprendermos, melhores condições teremos para visualizar a solução de determinado caso clínico. Aliado ao conhecimento também está associado o bom senso. Usar o bom senso significa primeiro avaliar o prognóstico do tratamento a ser proposto em suas várias etapas e as possíveis intercorrências do ponto de vista cirúrgico e protético.

O prognóstico do implante é dependente também da quantidade e da qualidade do tecido ósseo. Quanto maior for o implante em seu comprimento melhor é o seu prognóstico. Quanto mais porosa for a estrutura óssea ou seja pior a sua qualidade também pior é o seu prognóstico. Os implantes de melhor prognóstico estão situados na sínfise da mandíbula. Os de pior prognóstico, na região da tuberosidade da maxila. Talvez este seja o fator mais importante para a determinação da extensão do "cantilever" de um determinado elemento protético. Convém lembrar que a extensão em balanço pode estar tanto no sentido mesiodistal como no vestibulolingual. A qualidade do osso da mandíbula permite uma extensão em torno de 15 a 20 mm, ao passo que na maxila é preferível extensões de no máximo 10 mm, uma vez que esta apresenta uma estrutura óssea mais porosa. O estudo das tensões sobre o tecido ósseo e suas conseqüências nos ajudam a compreender melhor o uso dos implantes osseointegrados. O tecido ósseo remodela sua estrutura segundo a carga que lhe é imposta. A variação desta carga poderá determinar no osso uma remodelação construtiva ou destrutiva. A ausência de carga no implante poderia resultar em atrofia semelhante à reabsorção alveolar após exodontia; e que um excesso de carga (por exemplo trauma oclusal), poderia resultar em "pressão com necrose" e perda do implante. A ausência de ligamento periodontal, nos implantes osseointegrados, provoca a transmissão de cargas ao

osso adjacente ao implante. Assim, quando cargas são aplicadas sobre implantes osseointegrados, estes se comportam diferentemente que os elementos naturais, transmitindo a carga ao tecido ósseo com maior intensidade e alterando o fenômeno de remodelação óssea de alguma maneira. As cargas horizontais ao implante causam maiores tensões no tecido ósseo cortical que o retém, fato este confirmado em estudos em elemento finito. Mecanicamente isto é desfavorável porque as margens do tecido ósseo precisam reagir como um elemento de suporte do implante, surgindo assim, o aparecimento de destruição óssea em forma de cratera ao nível coronário do implante. O estreitamento da mesa oclusal, o aumento do diâmetro do implante e o ajuste dos movimentos oclusais com liberdade como forma de atenuar o aparecimento de cargas horizontais, têm sido sugerido.

Implantes unitários na região de molar apresentam uma situação biomecânica singular, onde a importância do desenho da plataforma oclusal e os controles periódicos de manutenção dos contatos oclusais definidos devem ser rígidos. As próteses implanto suportadas unitárias apresentam três fatores biomecânicos de risco: valor do suporte 2:1 (molares deveriam receber implantes de maior diâmetro ou dois implantes unidos), pilares em linha reta no arco e presença de alavancas em decorrência do tamanho da coroa protética. Foi demonstrado que nestes casos, o contato cêntrico deve ser apenas leve. Assim, devemos ter a idéia de que independentemente do número ou do diâmetro do implante, a manutenção dos contatos oclusais é um procedimento de extrema importância. Ainda, paralelamente à análise biomecânica, existem os fatores relativos ao "hardware" como a má adaptação entre os componentes e a existência de pré-tensão, normalmente presente nos parafusos que compõem o sistema. O uso de componentes protéticos metálicos, fornecidos pelos fabricantes propiciam melhor adaptação e uma pré-carga menor que os componentes calcináveis.

A bioengenharia em implantologia está relacionada com o estudo da forma, da superfície e dos materiais que compõem os implantes. O sucesso do tratamento está relacionado ao modo como as cargas são transmitidas do implante ao tecido ósseo adjacente, sendo essencial que, nem o implante e nem o tecido ósseo sejam forçados além de sua capacidade.

Várias têm sido as formas propostas pelos fabricantes: cônicos (Frialit®), cônicos invertidos (BioHorizon®), cilíndricos, com roscas rasas ou mais profundas, perfurados ou não. Vários também, têm sido os estudos que tentam melhorar a longevidade dos implantes diminuindo a reabsorção da crista óssea marginal. Como os novos rumos caminham para

uma maior estabilidade inicial, também as superfícies têm sido aprimoradas. O recobrimento das superfícies com material rugoso possibilita um maior embriamento mecânico inicial. A rugosidade superficial pode ser obtida pela presença de plasma de titânio (TPS), pelo jateamento de óxido de titânio com ou sem revestimento de hidroxiapatita (HA), pelos tratamentos ácidos e pela SBM (Soluble Blasting Media). A porcentagem de contato entre a superfície do implante e o tecido ósseo é influenciada pela textura superficial, material, forma geométrica, qualidade óssea, técnica cirúrgica e tempo de reparação tecidual. Implantes rugosos integram-se mais rapidamente porém são menos resistentes à peri-implantite, e estão indicados para as situações onde o tecido ósseo é de baixa densidade (tipo III ou IV) e portanto de pior qualidade.

A quantidade óssea insuficiente gerou o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas reconstrutivas pré ou trans-operatórias no intuito de possibilitar o aumento de volume de tecido ósseo e assim permitir a colocação de implantes osseointegrados. Os pacientes que se submetem a este tipo de procedimento têm que ter conhecimento do prognóstico, do percentual de sucesso e das conseqüências mediatas e imediatas. As técnicas de maior respaldo científico são: enxerto de mento, enxerto de ramo da mandíbula, uso de membranas para guiar a reconstrução tecidual, expansões ósseas através de cinzéis, levantamento do assoalho do seio maxilar, reconstruções verticais com enxertias de volume ósseo maior.

A posição do implante no arco também origina prognósticos diferentes pelos mesmos motivos já relacionados anteriormente. Dificilmente pode-se utilizar implantes longos nas áreas de pré-molares e molares superiores e pré-molares e molares inferiores pela presença do seio maxilar e do canal dentário inferior respectivamente. A distribuição de pilares no arco deve estar de acordo com rígidos princípios de biomecânica para reduzir concentração de esforços ou aparecimento de cargas horizontais. As alavancas formadas são altamente comprometedoras em todas as situações clínicas criadas, sendo sempre potencializadas quando da oclusão.

Quanto à profundidade, o espelho do implante deve estar localizado no nível ou abaixo da crista óssea marginal. Isto irá assegurar o espaço necessário interoclusal quando da confecção da coroa protética e evitar a necessidade de utilizar-se um pilar intermediário cerâmico.

A carga gerada por uma prótese aos implantes a ela associados não pode ser precisamente conhecida, mas avaliações podem ser feitas através de modelos aproximados. Sem “cantilevers”, a força máxima vertical em qualquer implante osseointegrado será

geralmente menor que a força mastigatória. Com “cantilevers”, no entanto, a carga máxima sobre o implante próximo a região de “cantilever” poderá ser duas ou três vezes maior que a força de mordida que a gerou, enquanto que, o próximo implante vizinho a este, pode estar uma ou duas vezes abaixo da mesma força de mordida gerada. Estruturas metálicas da prótese devem ser precisamente construídas, produzindo boa adaptação, para termos certeza que os parafusos do sistema possam manter uma tensão de aperto entre os cilindros de ouro e os pilares intermediários. Desajustes de adaptação devem ser evitados, porque podem gerar pré-cargas aos implantes, mesmo antes que ocorram forças interoclusais sobre a prótese.

A tendência atual é a de melhorar as técnicas para obtenção de imagens do tecido ósseo, e possibilitar recursos auxiliares que complementem o planejamento cirúrgico/protético. A imagem digitalizada de um segmento ósseo, transferida a uma impressora de esteriolitografia, permitiria obtermos um modelo de estudo deste tecido ósseo que iríamos operar. Necessitamos de muito estudo e muita capacidade profissional, para que nossos planejamentos não sejam errôneos. Lembramos ainda que a futura prótese deve ser construída em materiais que tenham a capacidade de proteger o implante.

O tamanho da área edêntula (espaço protético) influencia diretamente o prognóstico, por haver uma relação nítida entre ela, o número de implantes, seu comprimento e seu diâmetro. A distribuição no espaço protético em relação ao tipo de prótese que será construída é fundamental. Assim, na maxila aceitamos hoje a idéia de que para cada elemento ausente utilizamos um implante respeitando-se a proporção 1:1, enquanto que para a mandíbula podemos seguir usando as próteses tipo protocolo definidas inicialmente por BRÄNEMARK e seu grupo, onde apenas 6 implantes posicionados na região de sínfise mandibular sustentam 10 elementos fixos. Para ambas as situações devemos manter os implantes ferulizados entre si sempre que possível. Qualquer discrepância nesta relação afeta negativamente o prognóstico implantológico.

Geralmente pouco considerado no momento do planejamento o antagonista desempenha considerável importância na longevidade do tratamento. A oclusão, a dimensão vertical, as interferências ou prematuridades funcionais, a intensidade da carga mastigatória gerada, entre outros, estão intimamente relacionados. Assim, se o antagonista for outra prótese implanto suportada, as componentes geradas terão valores mais altos, porém, se o antagonista for uma prótese mucosa suportada, devido à resiliência do tecido gengival, estes valores serão mais baixos.

Recomendamos então que em reconstruções extensas, maxila e mandíbula, nunca se faça próteses fixas implanto suportadas com as mesas oclusais em cerâmica (ocluidendo entre si), porque o *stress* gerado será tão alto, que a possibilidade de fraturas ou perda de osseointegração será muito grande.

Existem também outros fatores a serem observados tais como: a união da cerâmica ao metal; o uso de compomeros entre o elemento artificial e a estrutura metálica, o uso da técnica do “sanduíche”, onde a mesa oclusal é construída em metal do tipo III e não se une ao metal da sobre estrutura metálica existindo entre eles um recheio de resina acrílica; e por fim, a influência da resistência do bolo alimentar nos esforços mastigatórios. Embora a cerâmica seja o melhor material para se utilizar devido as suas características, tais como estabilidade de cor, resistência a abrasão, estética, união ao metal, etc., há problemas em relação a sua dureza superficial. Assim, fica difícil ao paciente desgastar seletivamente uma interferência ou prematuridade que tenha passado despercebida pelo profissional. Existem na realidade três perguntas para as quais ainda não possuímos as respostas definitivas: quais são as cargas que um implante deve suportar *in vivo*, o que determina como estas cargas são transmitidas aos tecidos vizinhos e qual é o significado biológico destas cargas transmitidas?

Para avaliarmos as cargas que incidem sobre os implantes devemos considerar três fatores:

- Tipo de mastigação: frequência, força de mordida, sequência do ciclo mastigatório, lado preferencial de mordida, movimentos mandibulares, atividades estáticas ou dinâmicas, etc.;
- Tipo de prótese: total ou parcial; muco suportada e implante retida, ou implante suportada; quantidade, tamanho e localização dos implantes; material restaurador oclusal e a angulação dos implantes;
- As propriedades biomecânicas das estruturas e materiais que compõem a prótese osseointegrada, o implante e o tecido ósseo adjacente, tais como: módulo de elasticidade, resiliências, tipo de conexão entre implantes e prótese (cimentada x parafusada), quantidade e qualidade de osso medular e cortical, calcificação destes e deflexão da mandíbula, quantidade de implantes, diâmetro e comprimento, distribuição no arco, padrão muscular e relacionamento com o antagonista (dentes naturais ou próteses).

Os problemas de sobrecarga mecânica e ou biomecânica que podem aparecer, devem-se à presença de parafunção, desenho errôneo da prótese e ou as-

sentamento impróprio da peça. As possíveis consequências de uma sobrecarga mecânica são: afrouxamento do parafuso que prende a prótese ou do parafuso que prende o pilar intermediário, fratura de um destes parafusos, fratura da prótese, perda da fixação (implante), isto é, perda da osseointegração e fratura da fixação por fadiga do metal

Freqüentemente, o indicador mais comum da presença de sobrecarga mecânica é justamente o afrouxamento constante do parafuso de ouro. A sobrecarga biomecânica, também, pode acarretar problemas mais sérios, afetando a parte biológica do sistema, i. é., o tecido ósseo. As possíveis consequências são:

Se a implantação ao tecido ósseo é fraca, pode ocorrer que o dano biomecânico precede o eventual dano mecânico. Isto nos alerta para a importância de uma avaliação do tecido ósseo como parte do planejamento inicial o qual irá definir um maior tempo de uso de prótese provisória sobre o implante conforme descrito anteriormente neste capítulo. Reabsorção óssea marginal contínua pode ser indicativa de sobrecarga biomecânica. Justamente por não sabermos os limites toleráveis de cargas, é que devemos nos preocupar com a superfície oclusal das próteses empregadas.

Nos dentes naturais, a distribuição de cargas depende de micromovimentos absorvidos pelo ligamento periodontal. A localização e a inclinação das cúspides altera qualitativamente o padrão da carga. Implantes osseointegrados não apresentam micromovimentos associados à distribuição de cargas, uma vez que seu sucesso depende justamente do fato de existir uma pseudo anquilose. A distribuição das forças geradas na interface de implantes osseointegrados é completamente diferente da conhecida em dentes naturais. Alguns autores têm sugerido alterações na localização e na própria inclinação das cúspides para limitar a sobrecarga no implante CARLSON *et al.* (1994). O módulo de elasticidade do tecido ósseo permite certo grau de deflexão deste em micrômetros, implantes de titânio são mais rígidos que o osso que os reveste. Mesmo assim esta deflexão do tecido ósseo não se compara com a apresentada pelo ligamento periodontal em dentição natural. Devido a esta falta de movimentação dos implantes osseointegrados a maior parte das forças dissipadas se concentram na crista do rebordo ósseo. As forças verticais aplicadas a implantes cilíndricos se concentram no ápice destes, enquanto que implantes rosqueados, apresentam concentração na região crestal e apical. Isto explica de certa forma o padrão inicial de perda óssea de 1,0 mm no primeiro ano e de mais 1,0 mm nos próximos 10 anos, após instalação da prótese, considerados como indicativos de sucesso na dissipação das cargas geradas pelo sistema reabilitador.

Normalmente as forças mastigatórias geram cargas no sentido axial dos pilares. No entanto, vetores transversais podem aparecer em decorrência dos próprios movimentos horizontais da mandíbula, ou mesmo, da inclinação das cúspides das mesas oclusais dentais. Estas forças são transmitidas da prótese para o implante e deste para o tecido ósseo. Devemos portanto, considerar duas forças em relação à implantação no tecido ósseo: cargas axiais e os movimentos de deformação decorrentes das cargas transversais. Estas cargas diferentes entre si, devem ser sempre lembradas no ato do planejamento cirúrgico-protético, principalmente por que as axiais são menos danosas que as transversais.

As forças transversais normalmente geram esforços do tipo "gangorra", ou seja, uma alavanca do tipo I. Claro está, que a situação ideal é aquela em que a resistência e a potência anulam-se no próprio fulcro, anulando portanto o efeito de deformação ANDERSSON *et al.* (1995).

Clinicamente este efeito é percebido conforme aumentamos a extensão do balanço da viga da prótese, isto é, o "cantilever". Este fato sobrecarrega as implantações na região anterior que irão absorver proporcionalmente a tensão gerada pelo sistema. Ou ainda, em implantações na região posterior, que estarão sujeitas a forças de compressão e que são a somatória da força oclusal aplicada mais a compensação das forças de tensão criadas BRAGGER *et al.* (1998).

A quantidade de força que será gerada irá depender também, da espessura do metal da prótese unitária ou fixa, da calcificação do tecido ósseo e da distribuição dos pilares implantados no arco. Quanto maior for a distância entre as implantações, a margem de sucesso será proporcionalmente maior, se um maior número de implantes puder ser planejado. Este raciocínio se aplica a todos os tipos de implantes ou mesmo de próteses quando se estuda a posição dos pilares de sustentação.

As várias cargas geradas concentram-se na maioria das vezes, no parafuso de ouro que prende a prótese ao pilar intermediário. Este parafuso de ouro funciona como um dispositivo de segurança, uma vez que, este é confeccionado em uma liga áurica que sofre fratura quando muito solicitada. Como ainda não são conhecidos os limites suportados pelo tecido ósseo, um sistema de segurança é altamente importante, uma vez que este pode garantir a longevidade da fixação implantada, diminuindo sobremaneira, o *stress* induzido na interface implante-osso. Sendo assim, para diminuir o *stress* no parafuso de ouro citado acima, é de fundamental importância o correto assentamento da prótese, unitária ou fixa, sobre os pilares implantados. Também é importante que o

parafuso seja rosqueado passivamente, isto é, sem induzir tensões, o que seria por si só um fator de *stress*, principalmente, quando associado ao trabalho mecânico gerado pelos contatos interoclusais do ciclo mastigatório. Oclusão é um fator determinante no prognóstico dos implantes osseointegrados. Sabemos que os implantes funcionam muito bem quando a carga que recebem tem uma direção paralela ao seu longo eixo. Todavia nem sempre é possível, pela quantidade óssea, deixar os implantes paralelos à força oclusal. Quando isto não for possível, devemos lembrar que quanto mais forças horizontais ou quanto maior esta força for, pior será o prognóstico para o implante. Devemos analisar as forças da mastigação, o padrão oclusal do paciente, assim como a presença de movimentos parafuncionais.

Pelo exposto anteriormente fica claro que é muito difícil dominarmos os esforços gerados. Resta-nos o bom senso e o conhecimento de que devemos sempre estar "biomecanicamente orientados".

Está claro, que além de todas as considerações feitas anteriormente devemos não nos esquecer de atender as expectativas do paciente. Estas expectativas se refletem basicamente em duas áreas, a função e a estética. A função mastigatória é a expectativa mais fácil de ser preenchida. A estética é mais difícil e exige do especialista uma relação bidirecional com o paciente na tentativa de estabelecer-se uma expectativa realista antes que o tratamento seja realizado. Uma expectativa realista traduz-se em um paciente colaborador e ativamente participante do tratamento. Isto facilita a obtenção de um resultado final satisfatório e por conseguinte de um prognóstico melhor.

Os problemas estéticos mais frequentes advêm da ausência de rebordo ósseo alveolar, fazendo com que nos casos de maior reabsorção, os elementos dentais da prótese sejam mais longos ou necessitem de uma "moldura" de gengiva rosa artificial (removível ou fixada) na própria prótese. Nas situações clínicas de menor perda de altura de rebordo ósseo, as limitações estéticas são mais delicadas restringindo-se à presença de papila gengival interproximal e ao nível em que se encontrará a margem gengival vestibular quando da finalização do tratamento. Técnicas cirúrgicas periodontais com finalidade estética vêm sendo aprimoradas para solucionar estas situações clínicas delicadas. Quanto ao material de recobrimento estético que envolve a estrutura metálica da prótese, devemos considerar que suas propriedades devem apresentar resistência suficiente para não se fraturar porém, capacidade de desgaste semelhante ao do esmalte dental, mesclando-se ao sistema oclusal como um todo. As alternativas protéticas são também determinantes no prognóstico. Ocasional-

mente uma sobredentadura pode ter prognóstico melhor que uma prótese total fixa. Da mesma forma trabalhos protéticos mistos, que combinem prótese fixa sobre implantes com próteses removíveis, podem ter prognóstico melhor em determinadas situações que próteses totais fixas. Avaliar os esforços originados nas fixações, a oclusão, a quantidade e qualidade dos dentes antagonistas, o suporte interno labial é uma necessidade ao se optar pelas várias alternativas protéticas.

Considerando, portanto, os aspectos discutidos anteriormente, as seguintes diretrizes são válidas para aplicações clínicas. É contra-indicada a confecção de "cantilever" em implantes unitários. A extensão máxima para "cantilever" em implantes de arranjo linear, usando duas ou três fixações é aproximadamente igual ao comprimento do implante. A extensão máxima para "cantilever" em implantes de arranjo curvo, usando quatro ou seis fixações é quase duas vezes o comprimento (ântero-posterior) do implante. Porém, algumas modificações podem ser feitas, dependendo da profundidade dos parafusos de fixação e da qualidade óssea.

Os pilares intermediários também podem influir na estética final da prótese. Para as situações clínicas onde o tecido gengival é muito fino e transparente ou o espelho do implante não está posicionado corretamente ao nível da crista óssea marginal, podemos utilizar os pilares de cerâmica aluminizada. CeraAdapt®, CeraBase® e Procera® são os pilares mais conhecidos para estas situações clínicas. Os pilares Procera® podem ser confeccionados em CAD-CAM e adaptados a várias situações clínicas. Porém lembramos que se o planejamento cirúrgico/protético for corretamente executado não haverá necessidade da utilização de pilares intermediários especiais (mais onerosos) e os cônicos ou cilíndricos serão suficientemente eficientes.

Vários são os desenhos geométricos de implantes oferecidos pelo mercado atualmente. A técnica cirúrgica e protética dos vários sistemas são muito semelhantes entre si. No afã de liderar o mercado de consumo, pesquisadores e fabricantes vêm propondo diferentes formas e tratamentos de superfície dos implantes, nem sempre testados corretamente e já comentados anteriormente. Também têm sido frequentemente propostas soluções, na verdade corretivas de cirurgias onde o posicionamento foi incorreto, e que com pilares intermediários acinturados, torneados, cônicos, cilíndricos, angulados, ou cerâmicos, possibilitam resultados surpreendentes.

Acreditamos que se o planejamento cirúrgico-protético for realizado corretamente, a distribuição e posicionamento dos implantes no arco serão satisfatórios, permitindo uma reconstrução protética facilitada com o uso de componentes padronizados.

Começamos a perceber hoje uma tendência à simplificação das técnicas cirúrgico/protéticas, fruto da globalização das informações e das fusões de algumas grandes empresas, fato que tem ocorrido nos últimos 5 anos. A simplificação advém da racionalização de uso, das necessidades de abaixar custos e diminuir o tempo para confeccionar tanto a cirurgia como a prótese.

Na tentativa de se reduzir o tempo necessário de espera pelo paciente para que ocorra a osseointegração, alguns autores têm proposto soluções como o carregamento imediato do implante logo após o 1º ato cirúrgico. É importante salientarmos que pouco se conhece ainda sobre o assunto e que uma quantidade pequena de artigos têm sido publicados com estatística significativa. Acredita-se que seja uma variação da técnica convencional, podendo ser aplicada para a região mandibular em situações muito bem definidas.

O tema carga imediata ainda é bastante controverso na literatura. BRÅNEMARK *et al.* (1969) recomendaram por vários anos o procedimento cirúrgico em dois tempos operatórios, onde o implante deveria permanecer submerso, evitando-se a migração apical de células epiteliais, microrganismos bucais e principalmente sem interferências de cargas precoces prejudiciais à osseointegração. O carregamento inicial deveria ocorrer após 6 meses para a maxila e após 4 meses para a mandíbula.

Em 1981, SCHROEDER *et al.*, publicaram uma variação da técnica onde em um único tempo cirúrgico, o espelho do implante permaneceria acima da crista óssea e em comunicação com o meio bucal, portanto não submerso e podendo sofrer alguns efeitos de uma carga precoce. Acreditavam que a completa submersão do implante não era necessária para ocorrer a osseointegração. Fato este posteriormente confirmado por vários estudos como os de BRÄGGER *et al.* (1998), BUSER *et al.* (1997), BUSER *et al.* (1992), VERSTEEGH *et al.* (1995). Também, foi demonstrado que o contato direto entre tecido ósseo e superfície do implante não dependeria de este estar submerso ou não ANDERSSON *et al.* (1995), BRÅNEMARK *et al.* (1969), BUSER *et al.* (1997), LIGGARTEN *et al.* (1992). Vários autores afirmaram que a perda de crista óssea periimplantar para ambas as técnicas cirúrgicas é equivalente ANDERSSON *et al.* (1995), BRÄGGER *et al.* (1998), BRÅNEMARK *et al.* (1969), RUNGCHARASSAENG *et al.* (1999), WEBER *et al.* (1992).

SCHNITMAN *et al.* (1997) relataram o uso de uma prótese provisória unindo os implantes instalados em osso denso e colocada no momento da cirurgia de implantes. O sucesso da técnica de esforço imediato está na dependência da qualidade óssea, da

fixação inicial do implante e da ausência de micro-movimentação durante a reparação biológica.

Alguns critérios também foram relatados por SALAMA *et al.* (1995) como o encaixe macroscópico do implante, o encaixe microscópico (tratamento da superfície), a estabilidade inicial com ancoragem bicortical, ótima distribuição dos implantes no arco e uso cuidadoso do “cantilever”. SCHNITMAN *et al.* em 1997, reportaram uma porcentagem de fracasso de 15% para implantes carregados imediatamente e 0% para os implantes submersos em 10 anos de uso. Assim, o conceito de carga imediata poderia ser aplicado em situações muito bem selecionadas com objetivos específicos de proporcionar saúde e bem-estar ao paciente.

Na verdade nada mudou, não se desenvolveu uma nova tecnologia ou produto que modificasse a especialidade da implantologia. O que os autores LEDERMANN *et al.* (1998), PIATTELLI *et al.* (1998) têm proposto pode representar novos rumos na implantologia atual, de forma a diminuir o tempo de espera para determinados pacientes. Tentado conhecer melhor os limites suportáveis e previsíveis entre tecido ósseo e carga aplicada os autores LAZZARA *et al.* (1998), RANDOW (1999), RICHTER (1989), TARNOW *et al.* (1997) sugerem os seguintes requisitos:

- Implantes tipo rosca (macroretenção);
- Tratamento de superfície (microretenção);
- No mínimo 4 implantes na região intermentoniana e bem distribuídos;
- Ancoragem bicortical;
- Implantes longos (13 mm mínimo) e de largo diâmetro;
- Osso tipo I ou II;
- Evitar “cantilevers”;
- Estabilidade primária no momento da colocação;
- Barra lingual promovendo estabilidade e rigidez à prótese;
- Tentativa de oclusão sem esforços laterais apenas axiais;
- Necessidade de concluir o tratamento em pouco tempo.

Podemos concluir do exposto anteriormente que, os novos rumos da implantodontia serão ditados pelas necessidades do presente. Tentamos neste capítulo resumir as deficiências e os limites encontrados em algumas situações clínicas para melhor ilustrar o assunto abordado. Em várias técnicas o futuro já se faz presente. Como a ciência é dinâmica, é muito importante estarmos sempre nos atualizando e aprimorando nossos conhecimentos.

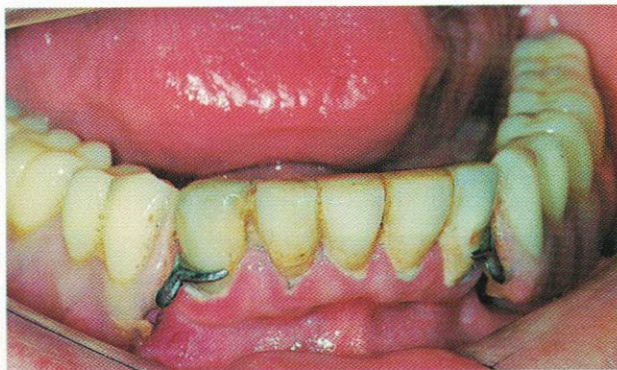


FIG. 1

Vista inicial.



FIG. 2

Elementos remanescentes condenados.



FIG. 3

Guia cirúrgica previamente confeccionada.

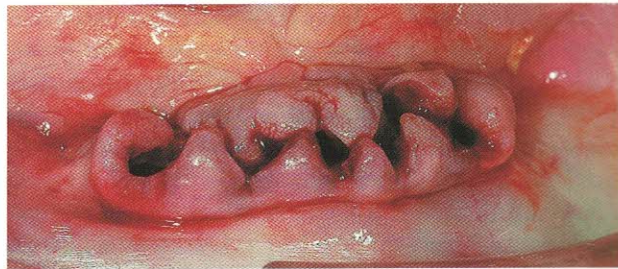


FIG. 4

Alvéolos cirúrgicos.

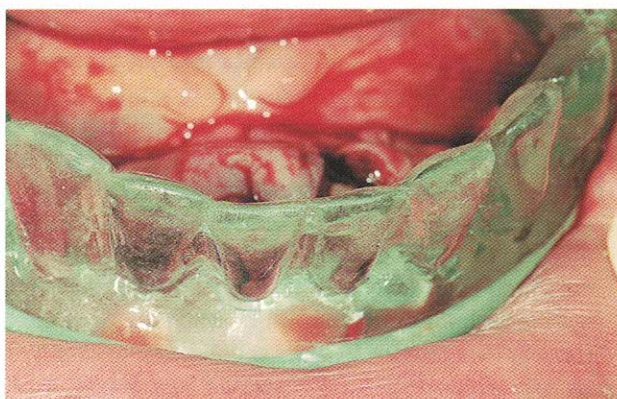


FIG. 5

Guia cirúrgico em posição.

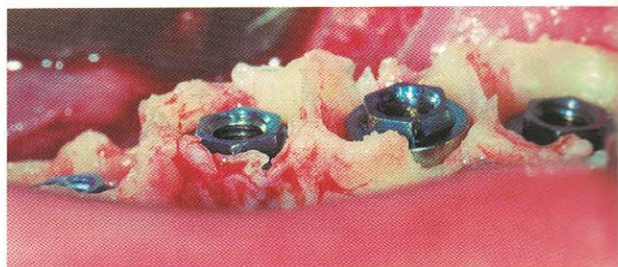


FIG. 6

Implantes posicionados.



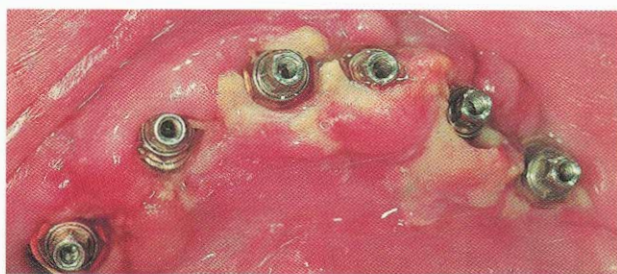
FIG. 7

Pilares intermediários fixados.

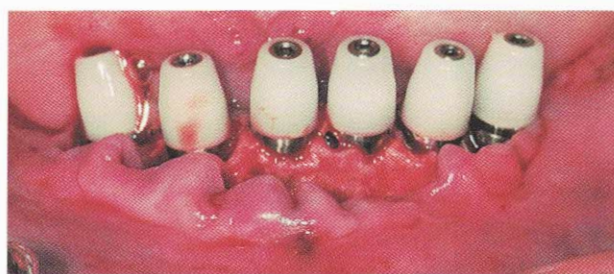


FIG. 8

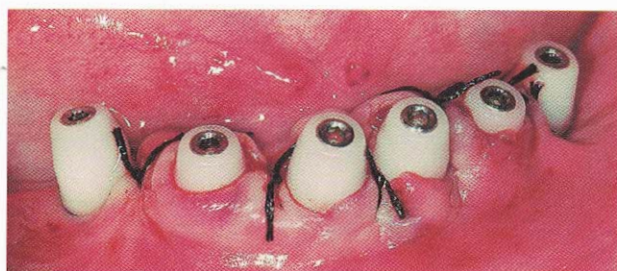
Detalhes dos pilares cônicos estéticos.

**FIG. 9**

Vista oclusal da colocação imediata.

**FIG. 10**

Protetores.

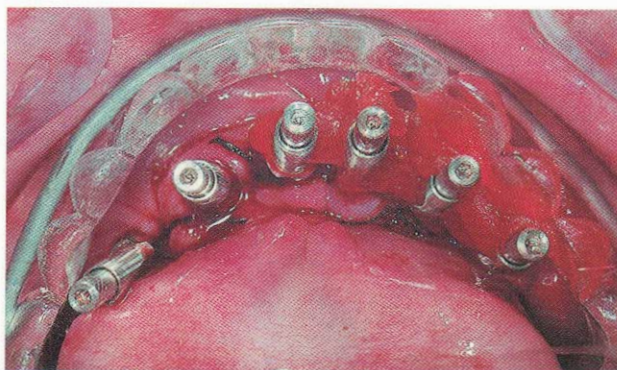
**FIG. 11**

Suturas.

**FIG. 12**

Posicionamento para transferência com a própria guia e as coroas de moldagem já em posição.

15
317

**FIG. 13**

União com resina entre a guia e os transferentes.

**FIG. 14**

Vista oclusal das uniões completas.

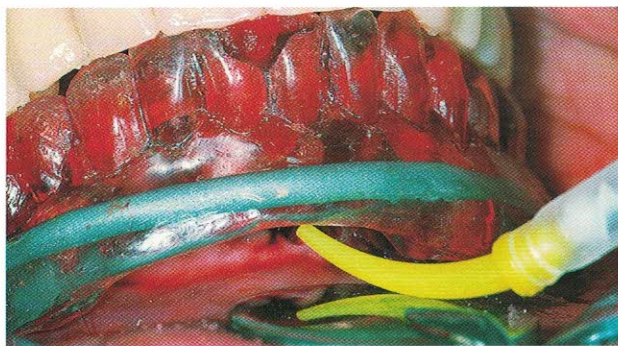


FIG. 15

Afastamento para injetar material de moldagem.

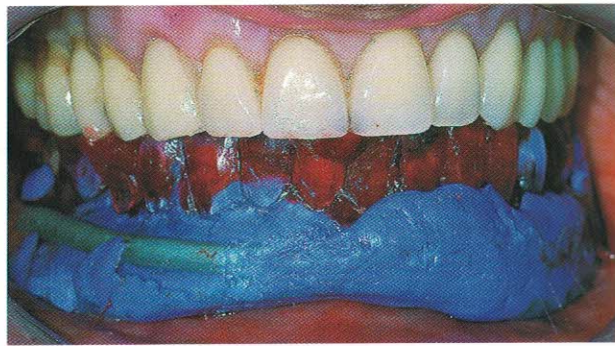


FIG. 16

Moldagem final com registro interoclusal em resina.

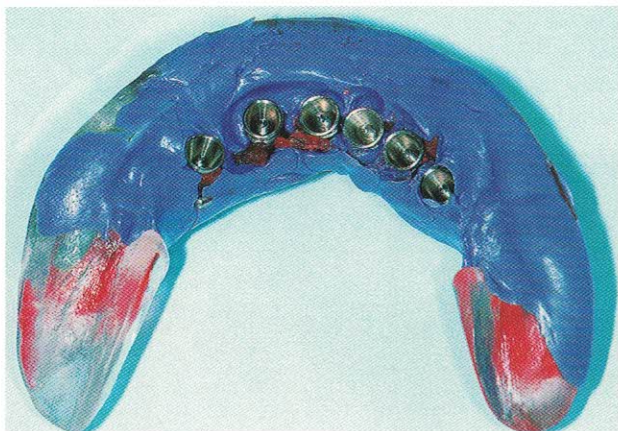


FIG. 17

Moldagem de transferência e registro interoclusal simultâneo.

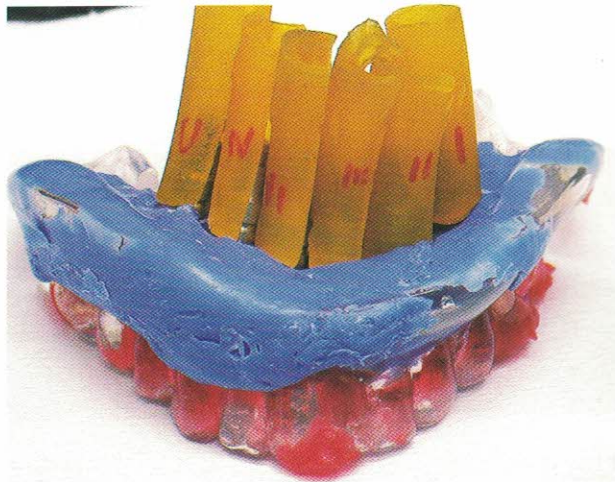


FIG. 18

Alívio ao redor das réplicas para evitar a distorção do gesso.

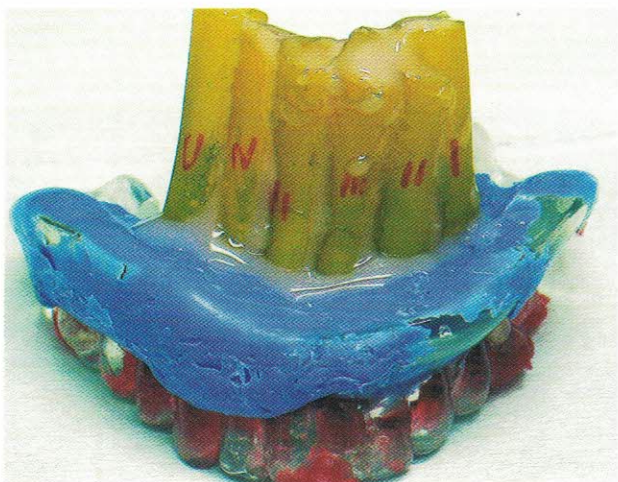


FIG. 19

Isolamento com cera.



FIG. 20

Vista lingual.



FIG. 21

Vista oclusal, note registros em resina.



FIG. 22

Muralha de cera.

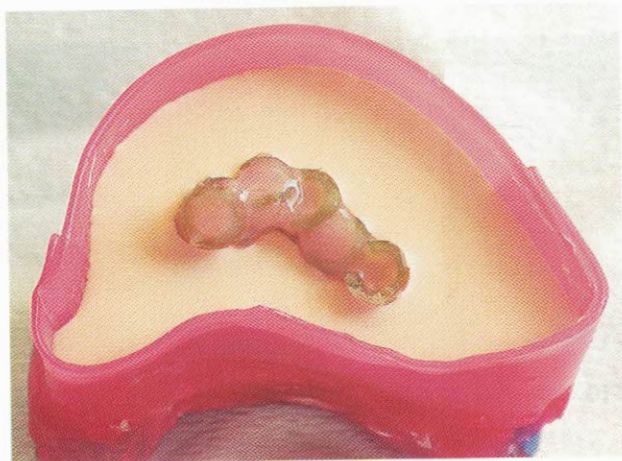


FIG. 23

Preenchimento com gesso especial.



FIG. 24

Preenchimento com gesso especial.

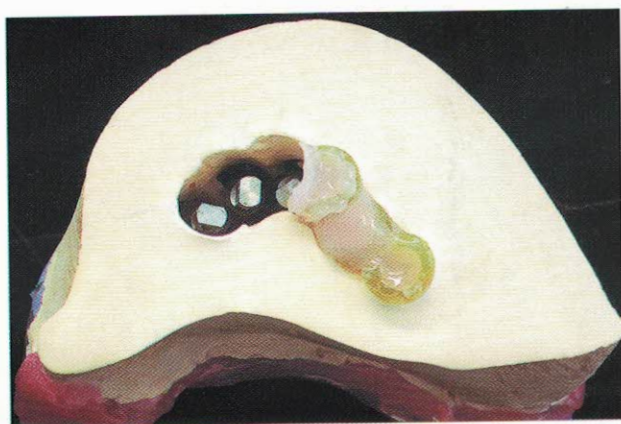


FIG. 25

Remoção dos alvíos.

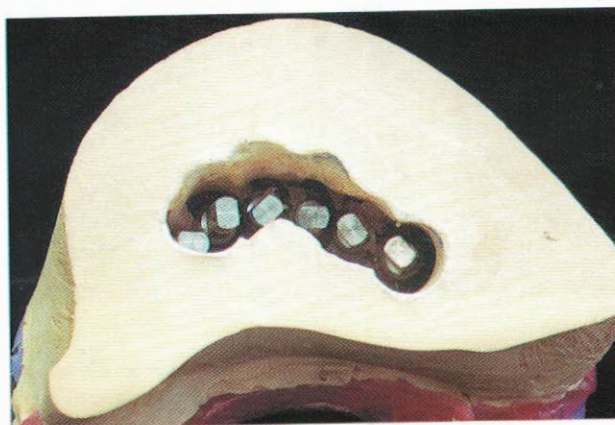


FIG. 26

Área de alívio ao redor das réplicas.

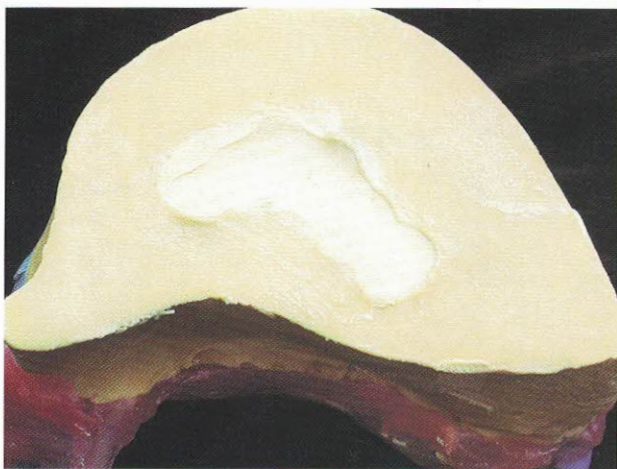


FIG. 27

Nova camada de gesso preenchendo as áreas de alvío.

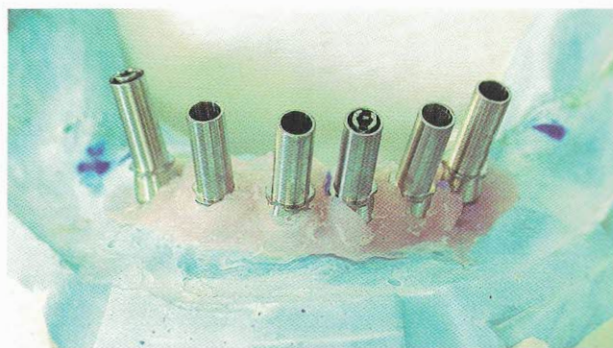


FIG. 28

Tubos de Titânio posicionados.

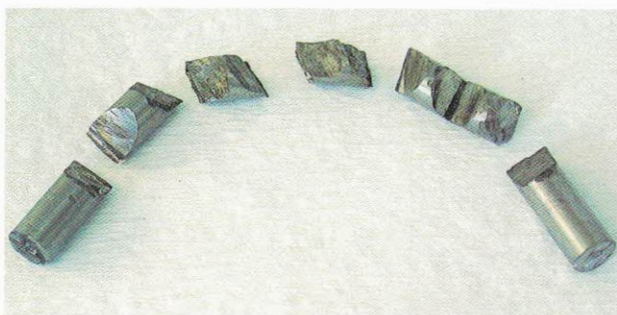


FIG. 29

Barras de Titânio recortadas.



FIG. 30

Barras posicionadas no modelo de trabalho.



FIG. 31

Início da soldagem.

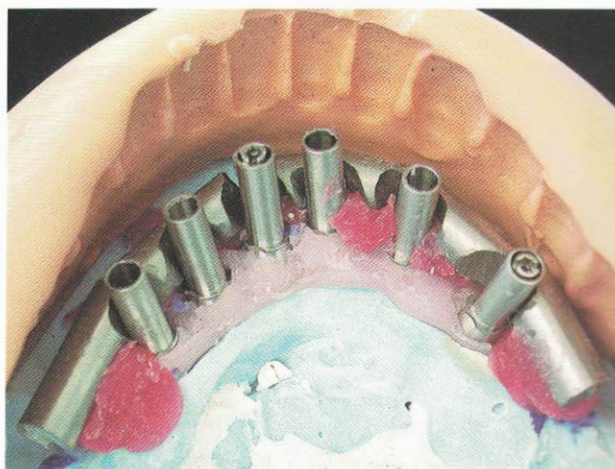


FIG. 32

Conferência com a muralha em posição.

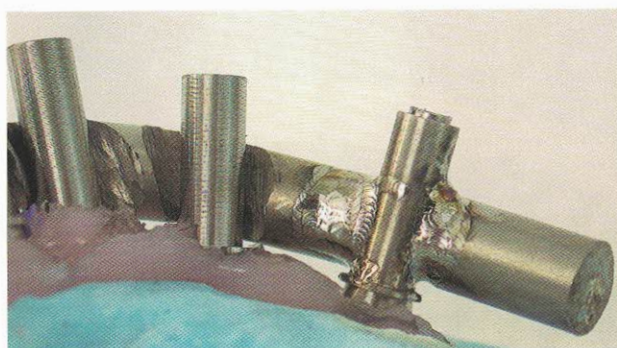


FIG. 33

Detalhe da soldagem a laser.

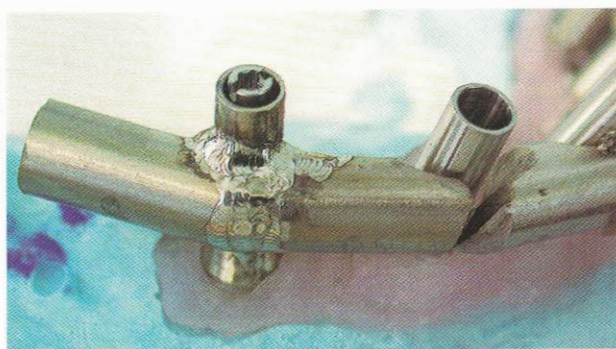


FIG. 34

Soldagem a laser.

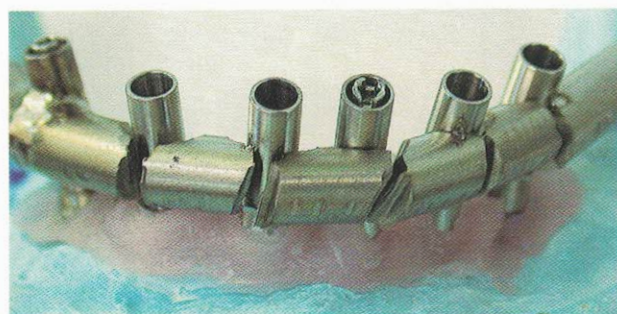


FIG. 35

Fixação da barra.



FIG. 36

Vista oclusal da viga de Titânio.



FIG. 37

Vista apical.

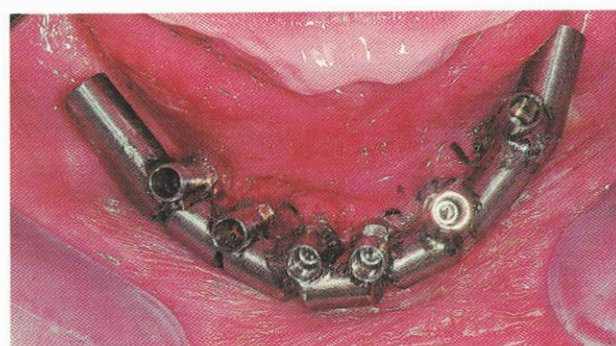


FIG. 38

Prova clínica da barra.



FIG. 39

Vista clínica frontal.



FIG. 40

Detalhe do espaço interoclusal.



FIG. 41

Refinamento da solda.



FIG. 42

Complementação das áreas soldadas.



FIG. 43

Barra terminada.

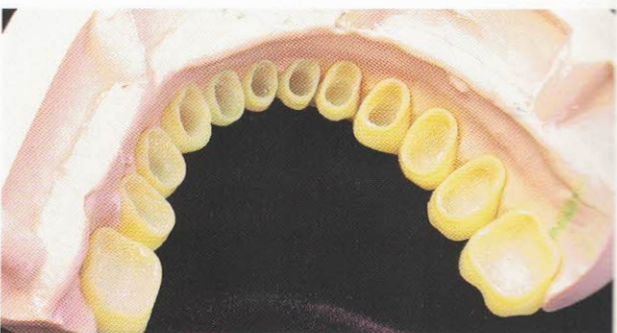
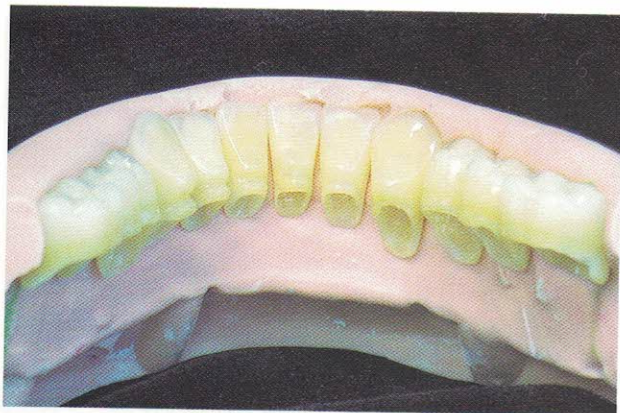
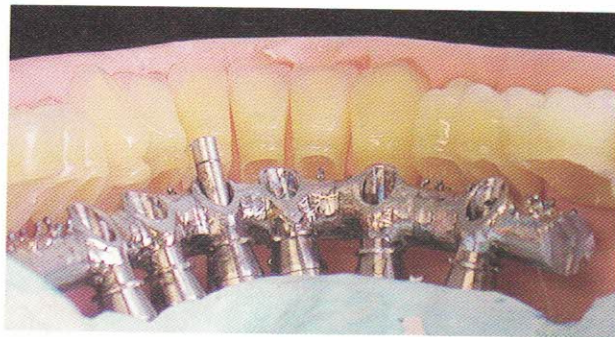


FIG. 44

Posicionamento das facetas na muralha de silicone.

**FIG. 45**

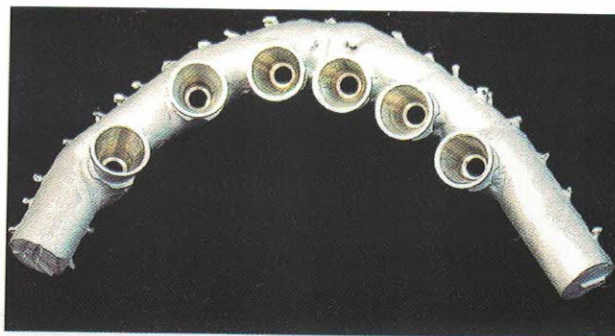
Posicionamento das facetas na muralha de silicone.

**FIG. 46**

Posicionamento sobre a barra para verificação dos espaços.

**FIG. 47**

Tratamento de superfície da barra pronta.

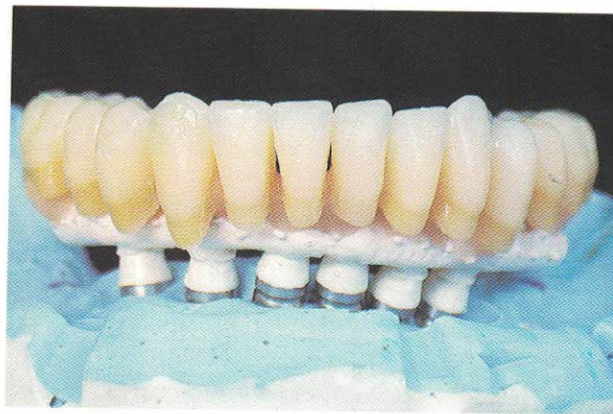
**FIG. 48**

Tratamento de superfície da barra pronta.

15
323

**FIG. 49**

Início da fixação das facetas à barra.

**FIG. 50**

Vista frontal.



FIG. 51

Detalhe da adaptação da viga metálica.

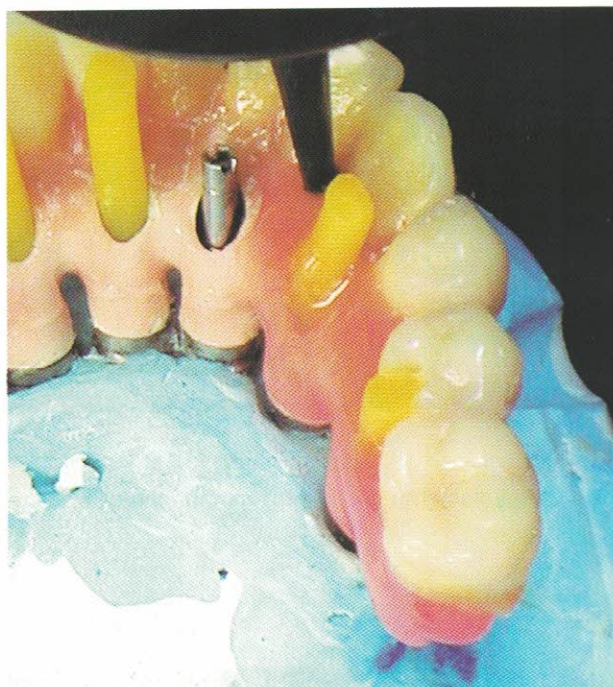


FIG. 52

Aplicação do revestimento estético.

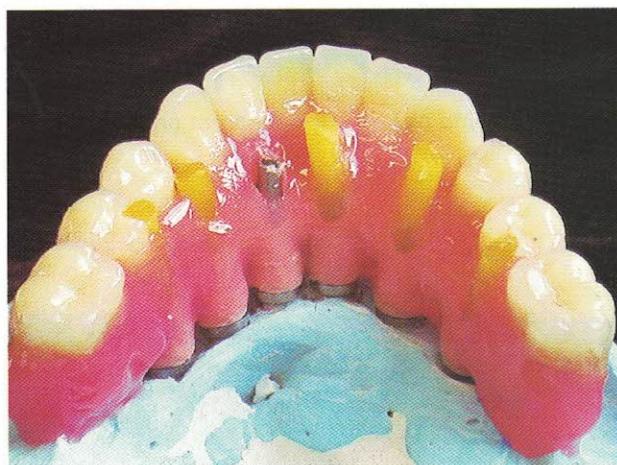


FIG. 53

Aplicação do revestimento estético vista lingual.

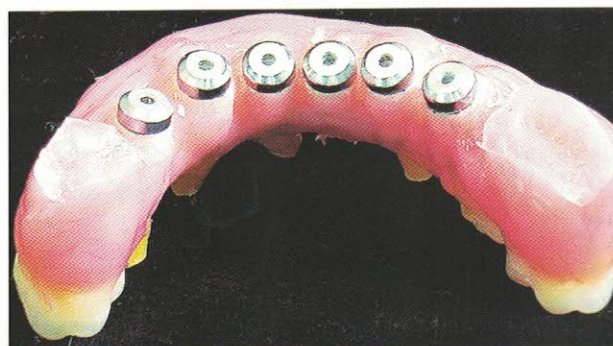


FIG. 54

Proteções cervicais para posterior acabamento.

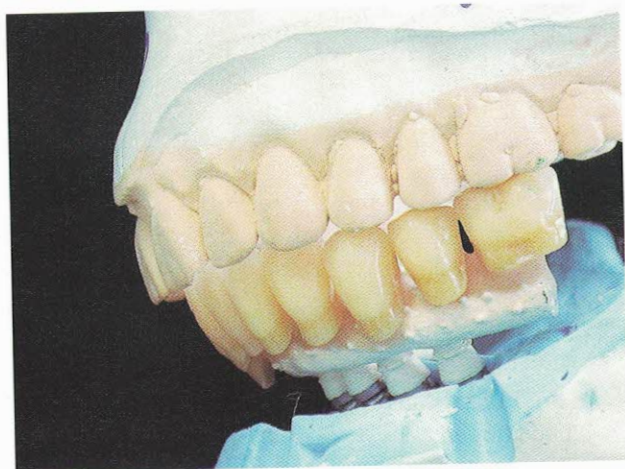


FIG. 55
Prova da montagem.

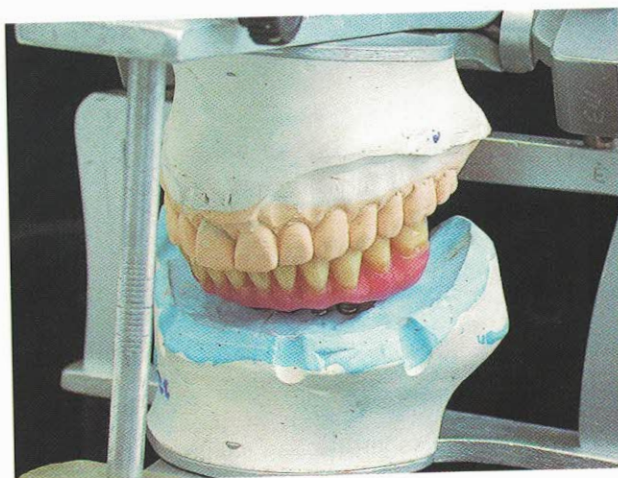


FIG. 56
Ajustes oclusais.

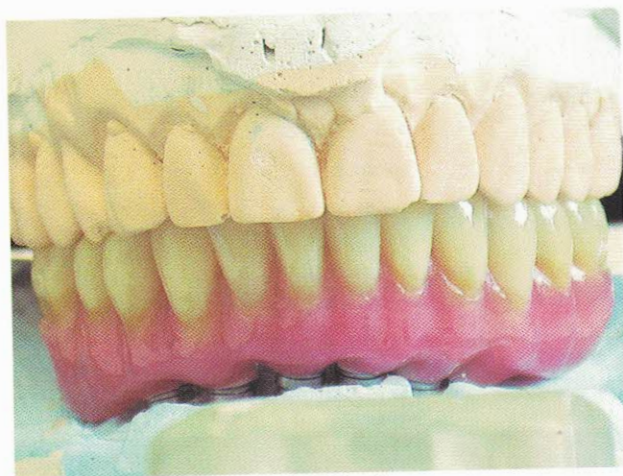


FIG. 57
Ajustes das guias.



FIG. 58
Instalação em boca.



FIG. 59
Detalhe da área operada no primeiro dia.

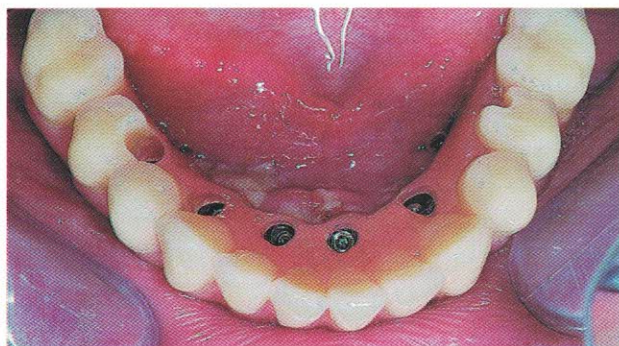


FIG. 60

Vista oclusal da instalação.



FIG. 61

Lado direito.



FIG. 62

Lado esquerdo.



FIG. 63

Lado direito.



FIG. 64

Lado esquerdo.



FIG. 65

Vista plano frontal.

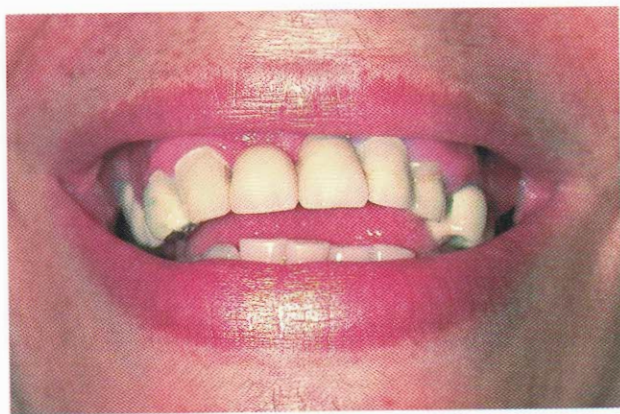


FIG. 66

Linha de sorriso da paciente em desarmonia.



FIG. 67

Plano oclusal em desarmonia.

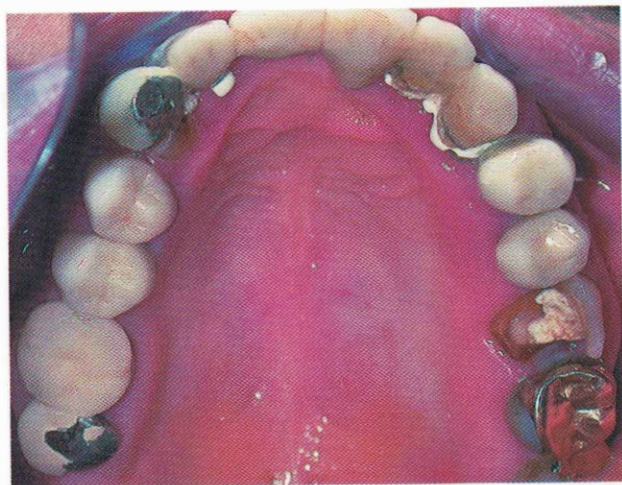


FIG. 68

Arco superior.

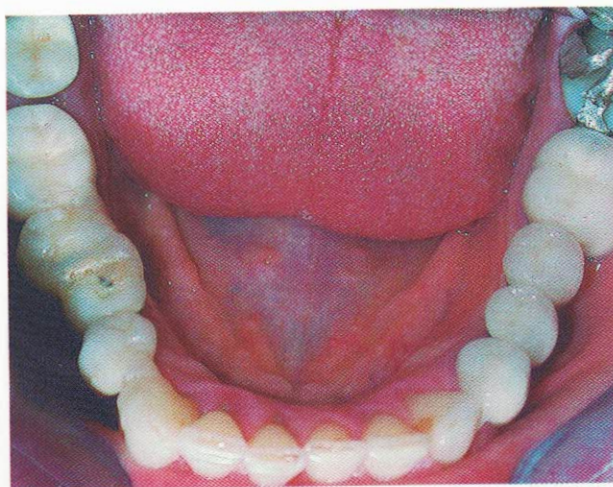


FIG. 69

Arco inferior.



FIG. 70

Lado direito paciente.

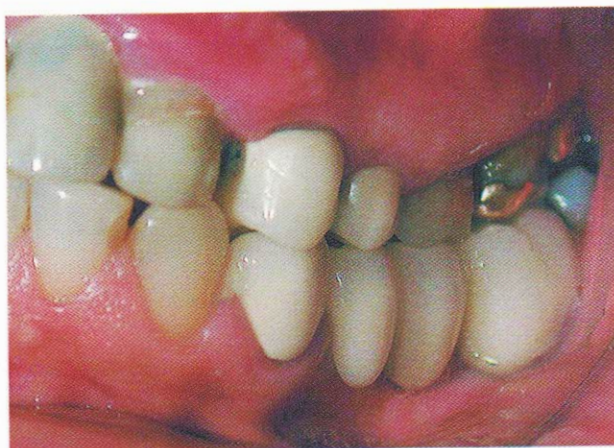


FIG. 71

Lado esquerdo paciente.



FIG. 72

Vista frontal preparos e implantes arco superior.



FIG. 73

Arco superior vista oclusal pilares protéticos.



FIG. 74

Prótese instalada vista oclusal.



FIG. 75

Prótese instalada vista frontal.



FIG. 76

Vista lateral direita recuperação do plano oclusal.



FIG. 77

Vista lateral esquerda recuperação do plano oclusal.

**FIG. 78**

Lado direito.

**FIG. 79**

Lado esquerdo.

**FIG. 80**

Harmonia final.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSSON, B.; ÖDMAN, P.; CARLSSON, G.E. A study of 184 consecutive patients referred for single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:232-237.
2. BALSHEI, T.J. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:660-666.
3. BRAGGER, U. *et al.* Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:218-224.
4. BRÅNEMMARK, P.-I.; HANSSON, B.; ADELL, R. *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;11(16):1-132.
5. BUSER, D. *et al.* Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161-172.

6. BUSER, D. *et al.* The ITI dental system: Basics, indications, clinical procedures and results. *Clin Oral Implants Res* 1992;5:1-23.
7. CARLSON, B.; CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-94.
8. LAZZARA, R.J. *et al.* A prospective multicenter study evaluating loading of osseotite implants two months after placement. One year results. *J Prosthet Den* 1998;10:280-9.
9. LEDERMANN, E. *et al.* Long lasting osseointegration of immediately loaded, bar-connected TPS screws after 12 years of function. A histologic case report of a 95 year old patient. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:553-563.
10. LISTGARTEN, M.A. *et al.* Light and transmission electron microscopy of the interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva. *J Dent Res* 1992;71:364-371.
11. PIATTELLI, A. *et al.* Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants. A histologic analysis in monkeys. *J Periodontol* 1998;69:321-27.
12. RANDOW, K. *et al.* Immediate funcional loading of Branemark dental implants: An 18-months clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:8-15.
13. RICHTER, E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J PROSTHET DENT* 1989;61:602-609.
14. RUNGCHARASSAENG, K. *et al.* Marginal bone change around immediately loaded threaded HA-coated implants. One year study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14: 602.
15. SALAMA, H. *et al.* Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics. A technique re-examined: Two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15:345-361.
16. SCHNITMAN, P.A. *et al.* Ten year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12: 495-503.
17. SCHROEDER, A.; ZYPEN, E.; STCH, H.; SUTTER, F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillfac Surg* 1981;9:15-25.
18. SENDYK, C.L. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados. Análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. [Tese de doutoramento]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.
19. TARNOW, D.P.; EMTIAZ, S.; CLASSI, I.A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reportes with 1- and 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:319-324.
20. VERSTEEGH, P. *et al.* Clinical evaluation of mandibular overdentures supported by multiple bar fabrication: A follow-up study of two implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:595-603.
21. WEBER, H.P. *et al.* Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to non-submerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:181-188.