

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

**AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS,
FEITAS A PARTIR DA TÉCNICA DE PROTOTIPAGEM
RÁPIDA, EM IMPLANTODONTIA.**

São Paulo

2003

Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

**AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS,
FEITAS A PARTIR DA TÉCNICA DE PROTOTIPAGEM
RÁPIDA, EM IMPLANTODONTIA.**

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro, para obtenção o Título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração em Implantodontia, sob orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo

2003

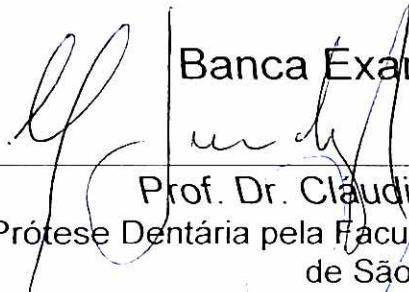
Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS, FEITAS
A PARTIR DA TÉCNICA DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA, EM
IMPLANTODONTIA.

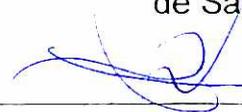
Dissertação apresentada à Universidade de
Santo Amaro, para obtenção o Título de
Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação
em Odontologia. Área de Concentração em
Implantodontia.

Aprovado em ____ / ____ / ____

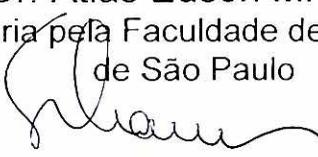
Banca Examinadora


Prof. Dr. Claudio Luiz Sendyk

Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade
de São Paulo


Prof. Dr. Atlas Edson M. Nakamae

Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade
de São Paulo


Profa. Dra. Silvia Rosana S. Carneiro

Doutora em Periodontia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de
São Paulo

Nota: _____ Observação: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Lílian e aos meus filhos Bruno e Felipe, que nutrem minha felicidade.

AGRADECIMENTOS

Aos professores graduados ou não que constroem ensinando.

Ao Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk pelo apoio e orientação.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk idealizador e coordenador do curso de pós-graduação.

Aos colegas do curso de Mestrado pela alegria compartilhada.

À Luciana Cristina Costa pela ajuda na biblioteca da UNISA.

À Materialise® pelo suporte material e técnico.

À 3i® (Implant Innovation) pelo suporte material.

A Luiz Carlos Soares Domingues pela paciência e contribuição.

Aos engenheiros Ailton Santa Bárbara e Jorge Vicente Lopes da Silva do Centro de Pesquisas Renato Archer – CenPRA pelo suporte.

À Méd Imagem - Departamento de Radiologia do Hospital da Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência de São Paulo pela colaboração.

Ao Dr. Rainer Guilherme Haetinger pela colaboração.

Às bibliotecárias da FOU SP pelo suporte.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram neste trabalho.

EPÍGRAFE

A curiosidade ilumina a escuridão.

RESUMO

Este estudo avaliou a utilização de guias cirúrgicas feitas pela técnica de prototipagem rápida (PR) para colocação de implantes. A avaliação foi feita através da sobreposição das imagens dos implantes no planejamento promovida pelo software SimPlant[®] e as imagens dos implantes (pós-operatório) geradas a partir da tomografia computadorizada (TC). Com base no enceramento diagnóstico foram confeccionadas guias radiopacas para demarcação dos elementos ausentes no exame de TC. Os dados destes exames foram armazenados em *compact disk* (CD) e enviados para Materialise[®] (Bélgica). Esta empresa converteu os arquivos que estavam na linguagem do tomógrafo (DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine) para a linguagem do software SimPlant[®] e foram realizados os planejamentos cirúrgicos virtuais. Recebemos as guias cirúrgicas feitas através da técnica de PR. Após a abertura dos retalhos cirúrgicos, estas foram estabilizadas através de suas extensões nas coroas dos dentes remanescentes ou no rebordo ósseo. Foram utilizados 6 conjuntos de guias cirúrgicas com a colocação de 21 implantes (Osseotite[®] - 3i[®]). As imagens obtidas com TC pós-operatórias foram sobrepostas àquelas do planejamento. Avaliou-se a distância da parte coronária do implante com a mesma região do implante virtual (planejamento) e o ângulo formado entre os dois longos eixos. As guias cirúrgicas produzidas a partir da técnica de

prototipagem rápida cumprem sua função na orientação do posicionamento dos implantes, propiciando a conjugação dos dados protéticos e cirúrgicos.

Palavras-chave: Guia Cirúrgica, Prototipagem Rápida, Implantes Dentários, Tomografia Computadorizada Espiral.

ABSTRACT

This study intends to assess the use of surgical templates manufactured by the rapid prototyping technique (RP) for implant placement. The assessment was made through the overlap of implants' images in the planning provided by SimPlant[®] software and the implants' images (post-operative) produced by computerized tomography (CT). Based on diagnosis waxing, radiopaque templates were made to bound the missing elements in the CT exam. The data of these exams were filed in CDs and sent to Materialise[®] (Belgium). This firm converted the files that were in the tomograph's language (DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine) into the SimPlant[®] software language, and the virtual surgical plannings were made. We received the surgical templates made by the rapid prototyping technique. After the surgical flaps opening, they were stabilized through their extensions on the crowns of remnant teeth or alveolar ridge. Six surgical templates were used and 21 implants (Osseotite[®] - 3i[®]) were placed. The images obtained with the post-operatives CTs were overlapped to the planning. The distance between the coronary part of the implant and the same part of virtual implant (planning) and the angle formed between the two long axes, was assessed. Based on these results we can conclude that the system appeared safe and permits better tuning between the prosthetics yearnings and surgical viability.

Key words: surgical templates, rapid prototyping, dental Implants, tomography spiral computed.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 3.1 - Princípio da estereolitografia. O modelo é concebido sobre um elevador dentro de um recipiente com monômero líquido. O laser solidifica o modelo camada por camada. Figura cedida pela Materialise®25
- Figura 3.2 – Tela principal do sistema IGI, observe na janela superior esquerda a representação do contra ângulo.....45
- Figura 4.1 - Guia radiográfica 48
- Figura 4.2 - Imagem da tela principal do Software SimPlant®50
- Figura 4.3 - Imagem do corte tomográfico vista no software. Implante virtual foto superior. Demarcação da região central da coroa, foto inferior.....50
- Figura 4.4 - Imagem 3D, verificar nas oclusais, em amarelo o prolongamento do eixo do implante.....51
- Figura 4.5 - Paciente 1: uma guia, com três perfurações para região de pré-molar e molares inferiores52
- Figura 4.6 - Paciente 2, uma guia com seis perfurações, sendo dois para cada região dos pré-molares esquerdos e direitos e dois para região dos incisivos.....52
- Figura 4.7 - Paciente 3, duas guias, com duas perfurações cada, para as regiões de pré-molares superiores53

Figura 4.8 - Paciente 4: duas guias, com quatro perfurações cada, para as regiões posteriores superiores.....	53
Figura 4.9 - Retalho e assentamento da guia cirúrgica.....	54
Figura 4.10 - Checagem das perfurações.....	55
Figura 4.11 - Perfuração com a freza cilíndrica de 2,0mm de diâmetro.....	56
Figura 4.12 - Avaliação das inclinações das perfurações de 2,0mm	56
Figura 4.13 - Alargamento com a freza piloto com a guia de 3,0mm.....	57
Figura 4.14 - Avaliação do posicionamento das perfurações após o uso da freza cilíndrica de 3,0mm.....	57
Figura 4.15 - Instalação do implante. (Osseotite [®] – 3i [®]).....	58
Figura 4.16 - Implantes instalados.....	58
Figura 4.17 - Método esquemático da mensuração, onde foi medida a distância entre os eixos a partir da parte cervical do implante no planejamento e o ângulo formado pela intersecção dos eixos.....	59
Figura 4.18 - (1) Imagem do posicionamento real.(2) Situação hipotética em que o implante se encontra instalado na profundidade do planejado. (3) Desvio apical hipotético– linha branca.	60
Figura 4.19 - Método esquemático onde o traço vermelho representa o implante no planejamento e o cinza no pós operatório.	60
Figura 5.1 - Paciente 1 vista vestibular (35, 36 e 37).....	62
Figura 5.2 - Paciente 1 vista lingual (35, 36 e 37).....	63
Figura 5.3 - Paciente 2, vista vestibular (45 e 46).....	64
Figura 5.4 - Paciente 2 vista lingual (45 e 46).....	64
Figura 5.5 - Paciente 2 vista vestibular (31 e 41).....	65

Figura 5.6 - Paciente 2 vista lingual (31 e 41).....	65
Figura 5.7 - Paciente 2 vista vestibular (35 e 36).....	66
Figura 5.8 - Paciente 2 vista lingual (35 e 36).....	66
Figura 5.9 - Paciente 3 vista vestibular (14 e 15).....	67
Figura 5.10 - Paciente 3 vista lingual (14 e 15).....	67
Figura 5.11 - Paciente 3 vista vestibular (24 e 25).....	68
Figura 5.12 - Paciente 3 vista lingual (24 e 25).....	68
Figura 5.13 - Paciente 4 vista vestibular (14,15,16 e 17).....	69
Figura 5.14 - Paciente 4 vista lingual (14,15,16 e 17).....	69
Figura 5.15 - Paciente 4 vista vestibular (24,25,26 e 27).....	70
Figura 5.16 - Paciente 4 vista lingual (24,25,26 e 27).....	70
Figura 5.17 - Imagem do implante com maior desvio do paciente 1.....	71
Figura 5.18 - Imagem do implante com maior desvio do paciente 2.....	71
Figura 5.19 - Imagem do implante (14) com maior desvio do paciente 3....	72
Figura 5.20 - Corte sagital destacando (seta) o implante 16 com maior desvio do paciente 4	72
Figura 5.21 - Imagem tomográfica panorâmica do pós-operatório do paciente 4.....	73
Figura 5.22 - Região dos implantes 25 e 26, verificar linha radiolúcida nos cortes entre as fixações do paciente 4	73
Figura 5.23 - Região dos implantes 15 e 16, verificar linha radiolúcida nos cortes entre as fixações do paciente 4	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados das mensurações dos desvios angulares e coronais e suas médias.....	63
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Porcentagem
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CAD	Computer Assisted Design
CAM	Computadorized Assisted Manufacturing
CAE	Computadorized Assisted Engineer
CD	Compact Disc
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EF	Elemento Finito
kV	kiloVolt
mAs	miliAmpéres
mm	Milímetro
PPR	Prótese Parcial Removível
PR	Prototipagem Rápida
PT	Prótese Total
RM	Ressonância Magnética
SLA	StereoLithography Apparatus
SLS	Selective Laser Sintering
STL	Standart Triangle Language
TC	Tomografia Computadorizada
UH	Unidade Hounsfield

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	15
2. PROPOSIÇÃO.....	17
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3.1. Tomografia	19
3.2. Prototipagem Rápida	21
3.3. Protótipos Médicos	26
3.4. Guia Cirúrgica	34
4. MATERIAL E MÉTODOS	47
5. RESULTADOS.....	62
6. DISCUSSÃO.....	75
7. CONCLUSÕES.....	84
REFERÊNCIAS	85
ANEXOS.....	93
AUTORIZAÇÃO.....	100

1 INTRODUÇÃO

O posicionamento ideal dos implantes, a otimização dos resultados biomecânicos, estéticos e fonéticos são os objetivos dos implantodontistas. Uma abordagem interdisciplinar integrando dados clínicos e radiológicos pode tornar esta busca mais previsível.

A TC tem ocupado um lugar de grande destaque no planejamento de implantes dentários e para este sistema de guias ela é imprescindível. Diversos pesquisadores têm publicado inúmeros trabalhos científicos comprovando a acurácia desse exame (CAVALCANTI, 2000).

Há muito tempo vem-se procurando artifícios para que os implantes sejam instalados em posições proteticamente ideais e para tanto surgiram várias propostas para confecção de guias radiográficas e cirúrgicas.

Muitos autores preconizam o uso das próteses totais (PT) ou suas réplicas, com sinalizadores radiopacos (BASTEN, 1995; BESIMO *et al.*, 1995; ISRAELSON *et al.*, 1992; SETHI, 1993; TAKESHITA *et al.*, 1997; TSAI *et al.*, 2001).

Outros sugerem a construção de estruturas específicas como fios ortodônticos presos à resina acrílica, que contornam a face vestibular dos espaços protéticos (SICILIA *et al.*, 1998), ou mesmo o uso de minimplantes para sustentar as guias radiográficas e cirúrgicas (SICILIA *et al.*, 2000).

Nos últimos anos surgiram guias que se baseiam em sistemas computacionais, com o uso de *Computer Assisted Design /Computadorized*

Assisted Manufacturing (CAD/CAM) proporcionando um planejamento tridimensional (3D) e a visualização dos cortes axiais, da panorâmica frontal e oclusal. A cada edição ou seja, inserção virtual de implante, as alterações aparecem nas várias janelas ao mesmo tempo. (BENJAMIN, 2002; FORTIN *et al.*, 2000; VAN STEENBERGHE *et al.*, 2002; VOITIK, 2002; FEUERSTEIN, WEISS, 2002; WANSCHITZ *et al.*, 2002; WATZINGER *et al.*, 1999).

Tendo em vista que esta tecnologia poderá fazer parte do arsenal disponível no sentido de otimizar o posicionamento dos implantes utilizamos o sistema SimPlant® (MATERIALISE®) que é constituído de um software para planejamento e guias cirúrgicas feitas pela técnica de PR. Este sistema possibilita que o planejamento seja feito com a integração dos dados protéticos que são imagens dos dentes geradas pelas guias radiográficas com informações anatômicas do tecido ósseo.

2 PROPOSIÇÃO

A proposição desta investigação é avaliar a utilização das guias cirúrgicas produzidas a partir da técnica de prototipagem rápida.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Como o processo de confecção de guias cirúrgicas pela técnica de PR, envolve várias etapas e tecnologias: tomografia computadorizada, prototipagem rápida, protótipos médicos e guias cirúrgicas, faremos a revisão da literatura seguindo estes tópicos.

3.1 Tomografia

Hounsfield (1973) introduziu nova técnica de diagnóstico por imagem, chamada exploração (scanning) axial transversa computadorizada. Valores para o coeficiente de atenuação dos raios X nos tecidos são calculados por computador e transformados em imagens pela associação com uma escala de tonalidades de cinza, denominada escala de Hounsfield, onde a água tem valor zero, ar e gordura valores negativos e ossos valores acima de 100 UH (Unidade Hounsfield). Essa técnica foi considerada um grande marco na evolução dos métodos de diagnóstico por imagem.

Todd *et al.* (1993) avaliou a acurácia da tomografia linear e TC em cadáveres. Nesse trabalho foram selecionados quatro observadores: um periodontista, um protesista, um cirurgião e um radiologista que reconheceram facilmente imagens do canal mandibular e contorno externo da mandíbula obtida na TC, entretanto, não foram tão hábeis em identificar o

canal mandibular em 14% a 50% das imagens obtidas por meio de tomografias lineares, em função do borramento dessas imagens.

Frederiken (1995) atestou que a precisão é um pré-requisito necessário para a imagem que será usada no diagnóstico e plano de tratamento para implante. O autor lembra que a decisão sobre qual técnica tomográfica a utilizar, convencional ou computadorizada, deve se basear, dentre outros fatores, no número de regiões a serem examinadas. Custo do exame e dose de radiação são fatores que devem ser considerados, mas não devem ser os únicos critérios para determinação da técnica.

Lownie *et al.* (1997) estudaram a eficiência da TC em pacientes que necessitavam de implantes na maxila, comparando-a com tomografias lineares, cefalométricas, panorâmicas, e periapicais. Concluíram que sem o uso da TC o cirurgião não pode obter as imagens tridimensionais, extremamente valiosas quando se necessita de uma precisa avaliação do volume ósseo.

A TC é tida hoje como um exame de alta precisão. Cavalcanti *et al.* (1998) concluíram que a nova tecnologia de computação gráfica combinada com imagens volumétricas 3D pela TC (Tomografia Computadorizada) espiral pode avaliar a anatomia craniofacial com grande precisão. Tal afirmação se deu a partir de um estudo feito com crânios humanos secos submetidos à tomografia computadorizada 3D e comparadas com as mensurações feitas diretamente na peça, onde não houve diferença significativa entre as medidas feita através das tomografias e as mensurações efetuadas no crânio.

Bou Serhal *et al.* (2002) compararam as medidas lineares relativas ao forame mentoal em radiografias panorâmicas, tomografia linear e tomografias computadorizadas. As medidas foram comparadas entre si e entre as medidas obtidas entre os implantes em pacientes no instante da cirurgia. Os resultados obtidos com as radiografias panorâmicas foram estatisticamente diferentes das mensurações feitas *in loco*. As tomografias lineares não apresentaram discrepâncias com significância estatística, mas um desvio padrão de 2,1 mm enquanto as tomografias computadorizadas apresentaram desvio padrão de 1,2 mm. Os autores consideraram a TC a modalidade de imagem de escolha para o planejamento de implantes dentários no que se refere à análise quantitativa.

Cavalcanti *et al.* (2002) avaliaram a acurácia das imagens de TC 3D multislice baseado em mensurações feitas por dois radiologistas na mandíbula de cinco cadáveres. Os pesquisadores não encontraram diferenças estatisticamente significantes, concluindo que esse exame possibilita a formulação de um preciso diagnóstico e plano de tratamento para implantes.

3.2 Prototipagem Rápida

Estritamente, são considerados com o nome protótipo, os primeiros exemplares de um produto construído para testes. No entanto, o nome popularizou-se tornando-se quase um sinônimo para modelo e nesse sentido

é muitas vezes empregado ao longo desta dissertação. Também está sendo utilizada a nomenclatura mais comum: prototipagem rápida PR (Rapid Prototyping), apesar de que na literatura apareçam os nomes: manufatura rápida; fabricação de firmas livres; manufatura de mesa e impressão tridimensional.

A PR é o processo pelo qual é criado um objeto a partir de uma imagem. Essa tecnologia é muito usada na indústria aeroespacial, automobilística proporcionando protótipos plásticos rápidos e de baixo custo. Na odontologia é mais usado para diagnóstico, planejamento e no transoperatório, proporcionando maior precisão e redução do tempo operatório (ARVIER *et al.*, 1994; GIROD *et al.*, 2001; MAZZONETTO *et al.*, 2002; ONISHI, MARUYAMA, 2001).

Bourell *et al.* (1994) definiram Solid Freeform Fabrication como “a produção de objetos sólidos de forma livre diretamente de um modelo computacional sem ferramental específico ou intervenção humana”. Usualmente os termos *Solid Freeform Fabrication* e Prototipagem Rápida são indistintamente usados para referenciar a fabricação de modelos físicos adicionando camadas de material.

O primeiro pré-requisito para utilização de um sistema de PR é a modelagem das formas e geometrias pretendidas através de um ambiente CAD. O modelo 3D consistente é usualmente exportado pelo pré-processador CAD, software que converte, os arquivos gerados pelo tomógrafo ou aparelho de RM (Ressonância Magnética), para um arquivo no formato STL (Standart Triangle Language). Esse formato é a

representação geométrica da peça a ser produzida, utilizando uma malha de triângulos. Várias ferramentas de conversão estão disponíveis, devido à diversificação de formatos para representação geométrica, permitindo a conversão de diferentes formatos em STL (VOLPATO, 1999).

Segundo Silva *et al.* (1999) a PR aponta para o desenvolvimento e integração de métodos, ferramentas, ambientes e tecnologias para automatizar projetos e produção. A integração permitirá ao projetista testar e simular o desempenho da peça num ambiente CAD e CAE (Computadorized Assisted Engeneer) antes mesmo da produção, detectando erros nos primeiros estágios do ciclo de desenvolvimento de produtos, quando mudanças ainda não são caras, reduzindo de forma significativa o tempo entre a concepção inicial de um produto e sua produção, trazendo benefícios no custo, eficiência e na qualidade do produto final. A PR vem reforçar a existência do paradigma da engenharia concorrente, na qual se planejam as mudanças a serem feitas o mais cedo possível no ciclo de vida do produto.

Segundo Kaminski e Oliveira (1999) a prototipagem rápida é uma tecnologia que produz protótipos e peças a partir de modelos tridimensionais feitos em um sistema CAD. Diferente de uma máquina de usinagem que é de natureza subtrativa, o sistema de RP compõe materiais, (Ex: líquidos e pós), natureza aditiva, formando as peças. Essas máquinas fabricam objetos de plástico, metal etc., camada por camada utilizando finas seções horizontais geradas a partir do modelo do CAD.

Existem vários equipamentos e diferentes tecnologias como: esteriolitografia, sinterização seletiva a laser, deposição contínua, impressão

por jato de tinta, deposição de “gota sobre pó” e fabricação de objetos laminados (OLIVEIRA, 2001).

Enfatizaremos os processos mais utilizados no Brasil que são a sinterização seletiva a laser e a estereolitografia, sistema utilizado neste trabalho para a confecção das guias cirúrgicas.

1 Stereolitografia (SLA, stereolithography) : pioneira, tecnologia que possui mais equipamentos instalados no mundo. Há dois tipos comerciais de máquinas que utilizam a fotopolimerização: polimerização por laser - estereolitografia (*laser curing*) e iluminação mascarada (*masked lamp*). A primeira utiliza o reflexo de um feixe de laser para iluminar uma fina camada superficial de um recipiente cheio de resina fotopolimérica. As áreas iluminadas reagem quimicamente, solidificando-se. A performance do processo depende da energia e do comprimento de onda da radiação incidente, podendo utilizar laser ultravioleta para solidificar resina epóxi. O segundo tipo de máquina utiliza iluminação mascarada ao invés de um método do tipo ponto-por-ponto, iluminando completamente a camada do polímero de uma vez. As resinas a base de epóxi são atraentes para o uso por sua alta resistência mecânica e baixa contração volumétrica se comparadas às acrílicas. No espaço de trabalho, uma plataforma é coberta apenas por alguns décimos de milímetros ao ser mergulhada em um recipiente cheio de resina fotocurável à base de epóxi ou acrílico. A resina cura nas áreas iluminadas pelo laser ultravioleta (HeCd ou HeNe) que é guiado por um conjunto de espelhos, desenhando cada seção a partir do modelo computacional. Ao terminar de ser formada a camada, a plataforma

desce o equivalente à espessura de uma nova camada, sendo que a solidificação na etapa anterior fica recoberta por uma película de resina. Uma lâmina de varredura nivela e uniformiza a película. O laser solidifica essa nova camada após um tempo previsto para estabilização da camada antecedente (Figura 3.1). Requer previsão de suportes, construídos pelo próprio equipamento durante a fabricação do objeto, para o apoio de partes que não possuem sustento natural (OLIVEIRA, 2001).

Esse processo usa emissão de um laser, um conjunto óptico e resina líquida fotocurável para construir a peça camada por camada. Primeiramente o objeto CAD é fatiado em camadas. Uma varredura com feixe de laser ultravioleta contorna a camada de resina líquida fotocurável com apenas alguns décimos de milímetro suportada por um elevador. A cada ciclo a fatia curada submerge e nova camada é polimerizada unindo-se a anterior, até formar o objeto (KAMINSKI; OLIVEIRA, 1999) (Figura 3.1).

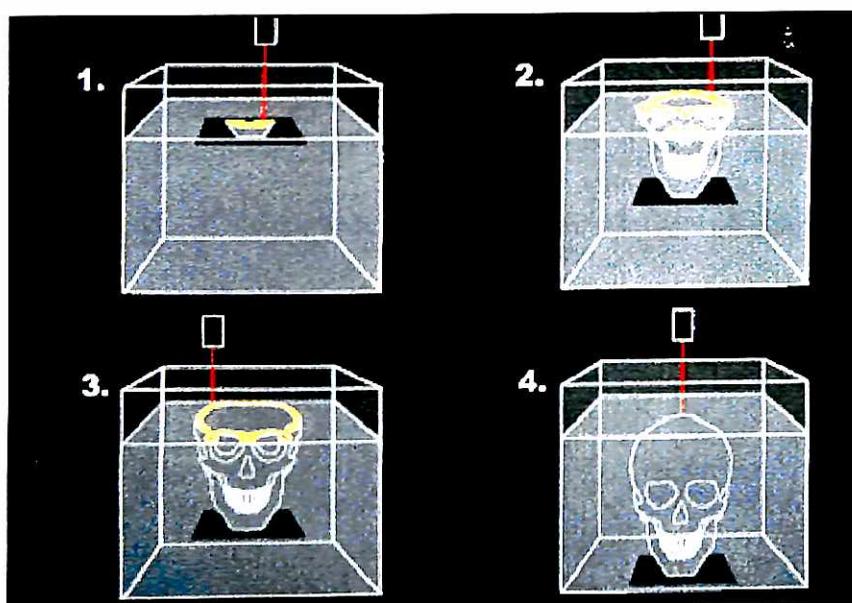


Figura 3.1 - Princípio da estereolitografia. O modelo é concebido sobre um elevador dentro de um recipiente com monômero líquido. O laser solidifica o modelo camada por camada. Figura cedida pela Materialise®.

2. Sinterização Seletiva a Laser (SLS, selective laser sintering): técnica, patenteada em 1989, que um raio de laser para fundir, de forma seletiva, materiais pulverulentos, tais como náilon, elastômeros e metais, num objeto sólido. As peças são construídas sobre uma plataforma localizada imediatamente abaixo da superfície de um recipiente preenchido com o pó fundível por calor. O raio laser traça a primeira camada, sinterizando o material. A plataforma é ligeiramente abaixada, reaplicando o pó e o raio laser traça a segunda camada. O processo continua até que a peça esteja terminada. O pó em excesso ajuda a dar suporte ao componente durante sua construção (GORNI, 2001).

3.3 Protótipos médicos.

Golec (1986) apresentou uma técnica com o intuito de evitar uma etapa cirúrgica, moldagem da superfície óssea, para colocação de implantes sub-periosteos. Esse processo associava a TC com a computação gráfica. Estes dados foram gravados em fita magnética e enviados para Calcitek Custom Services (CCS), que utilizando sistemas CAD/CAM, fabricavam uma réplica da mandíbula, e a partir desta, a estrutura metálica do implante sub-periosteos.

Truitt *et al.* (1986) utilizando um crânio humano seco demonstraram a precisão das réplicas feita a partir da TC para confecção da estrutura metálica de implantes sub-periosteos. Consideraram a técnica precisa e

viável, principalmente pela diminuição de riscos na primeira etapa cirúrgica, moldagem, tais como injúria do nervo mentoal e permanência de corpo estranho no campo operatório.

Palser *et al.* (1990) avaliaram a precisão do modelo em PR (esteriolitografia), comparando as maiores e menores medidas (Antero-posterior e latero-lateral) da abóbada craniana de um crânio seco com as correspondentes no protótipo. Os resultados foram: crânio seco com 163,0 \pm 0,5 mm e 114,0 \pm 0,5 mm e o protótipo com 161,0 \pm 0,5 mm e 111,0 \pm 0,5mm, sendo que a maior diferença foi de 1,5 mm, levando os autores a atestar o uso dos protótipos esteriolitografados em modelos médicos.

Lill *et al.* (1992) avaliaram a reprodutibilidade do modelo prototipado enfatizando sua importância no planejamento de cirurgia maxilo-facial. Trinta e uma mensurações foram feitas no modelo e no crânio seco. O modelo apresentou uma alteração média de 1,5 mm (1,6%) com variações de 0,0 e 3,6 mm. Geralmente o modelo apresentou-se maior que o original. Os autores concluíram que o cirurgião deve considerar essa discrepância no planejamento cirúrgico.

Karcher (1992) sugeriu o uso do modelo em PR do crânio como auxiliar na cirurgia de assimetria facial. Realizando a correção no modelo prototipado, o autor fez a transferência, com um tipo de arco facial, da posição ideal da maxila do paciente durante o ato operatório. Segundo o autor a acurácia do modelo é alta o suficiente para este procedimento.

Arvier *et al.* (1994) relatam as aplicações clínicas dos biomodelos

construídos através da estereolitografia (SLA). Utilizaram o software ANALISE 5.0[®] (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, USA) para conversão dos arquivos da linguagem do tomógrafo para arquivos STL. Os modelos foram construídos usando uma máquina de SLA. Os autores afirmaram que com esses modelos pode-se obter um diagnóstico mais preciso, além de facilitarem o planejamento pré-operatório e reduzirem o tempo cirúrgico. Os biomodelos em SLA possuem muitas aplicações em implantodontia, onde se consegue dar maior acurácia ao procedimento cirúrgico principalmente com relação às regiões alveolares inferiores. Com o uso de goteiras cirúrgicas precisas, pode-se colocar os implantes exatamente na posição desejada. A precisão do biomodelo está diretamente ligada à qualidade da TC e a presença de artefatos causados pela existência de estruturas radiopacas pode ser um fator limitante.

Barker *et al.* (1994) avaliaram a acurácia dos modelos confeccionados a partir da técnica de PR derivados de imagens de TC. O objeto radiografado foi um crânio seco. As medidas do objeto foram comparadas com as do protótipo. O software utilizado foi o ANALISE 5.0[®] (Biotechnology Computer Resource, Mayo Foundation, MN, USA) que transcodificou e editou as imagens. O equipamento de estereolitografia SLA 250 produziu o modelo em 20 horas. Foram definidas 11 distâncias para se fazer as comparações. Os resultados demonstraram uma diferença média de 0,47 mm a mais no protótipo, representando uma precisão de 97,70- 99,12%, demonstrando alta precisão. O ponto crítico está na qualidade da TC. Pequenos movimentos durante o exame, inabilidade do técnico em radiologia e qualidade do

tomógrafo são elementos fundamentais do processo.

Korves *et al.* (1995) listou algumas vantagens do uso de modelos e planejamentos cirúrgicos, em otorrinolaringologia, baseados em imagens: melhor entendimento das inter-relações anatômicas, possibilidade da simulação pré-cirúrgica, aumento da acurácia intra-operatória, fabricação de peças protéticas mais precisas e armazenagem de dados para reconstruções futuras.

Para Bill *et al.* (1995) os modelos anatômicos criados com a esteriolitografia melhoram o planejamento e diminuem o tempo cirúrgico. Com uso de um programa CAD os autores fizeram a reconstrução unilateral de um caso clínico em que a paciente havia perdido parte da calota craniana, sobrepondo a imagem espectral do lado oposto. O modelo foi produzido e utilizado como guia cirúrgica para a osteotomia da área doadora.

O uso de protótipos foi citado por Bianchi *et al.* (1997) como um importante método na cirurgia de levantamento de seio maxilar, proporcionando manipulação da estrutura e simulação da cirurgia.

Cranin *et al.* (1998) compararam a adaptação da estrutura de implantes subperiostais feitos através de duas técnicas de geração de modelos, uma utilizando o sistema CAD/CAM com a TC e a outra com a moldagem da superfície óssea de maxilas e mandíbulas secas. Os pesquisadores encontraram acurácia aceitável para os sete dos sete implantes confeccionados através da moldagem direta e cinco dos sete

implantes feitos a partir de modelos gerados pelo sistema CAD/CAM. A falta de adaptação se deu nas duas maxilas, os autores citam que a falha pode ter sido de procedimento ou o resultado de uma deficiência da tecnologia propriamente dita.

Gross *et al.* (1999) utilizando micro TC e micro RM, enfatizaram a importância dos protótipos para a reconstrução de macro modelos do trabeculado ósseo no estudo de alterações estruturais e para análise biomecânica.

Coward *et al.* (1999) fizeram uso de PR na confecção de uma prótese de orelha. A partir da inversão da imagem da orelha do lado oposto, obtida com a RM, os autores construíram um modelo através da estereolitografia. Com essa técnica pode-se obter uma parte do corpo do paciente dimensionalmente idêntica ao lado oposto.

Aung *et al.* (1999) apresentou um caso clínico em que fez uso de um modelo de um crânio feito em PR (Sinterização seletiva a laser) a partir de uma TC com os dados reformatados para STL, pelo software MIMICS® (Materialise®). O crânio apresentava grande fenda óssea na região temporal. O modelo foi utilizado para a confecção de uma prótese em titânio, que foi fixada na região durante a cirurgia. Os autores reforçam a idéia de que com estes biomodelos o cirurgião pode simular a cirurgia e confeccionar próteses precisas, reduzindo o tempo operatório.

Erickson *et al.* (1999) procuraram determinar os benefícios de modelos tridimensionais estereolitográficos em resina epóxi, produzidos por

dados gerados pela TC e RM. As opiniões foram colhidas de cirurgiões que fizeram implantes dentários ou outras cirurgias. Sessenta e cinco por cento dos cirurgiões disseram que os modelos mudaram a estratégia do tratamento, eles relataram também uma redução de vinte por cento do tempo operatório e de anestesia. Para sessenta e dois por cento dos cirurgiões os modelos foram importantes para formulação do diagnóstico.

Segundo Choi et al. (2000) os modelos RP na medicina são usados principalmente para o diagnóstico, planejamento e fabricação de próteses. Sua efetividade tem sido demonstrada em vários tipos de cirurgia. Considerando primeiro a cirurgia ortognática, as ferramentas tradicionais para diagnóstico e planejamento do tratamento cirúrgico são o cefalograma, modelos de estudo e fotos faciais. Entretanto, existem limitações quando da análise das relações espaciais de estruturas ósseas precisamente, especialmente quando há assimetria facial. Os cirurgiões normalmente contam com a estimativa visual subjetiva e experiência pessoal. O uso de um modelo PR em tais casos ajuda o cirurgião a planejar e realizar procedimentos cirúrgicos para alcançar melhores resultados operatórios, proporcionando um caminho fácil para medir discrepâncias, sendo uma oportunidade para estudar as estruturas ósseas do paciente e manipulá-las como necessário antes da cirurgia. Uma segunda colocação, os modelos PR também podem ser usados para simulação cirúrgica junto com um modelo de estudo montado em um articulador. A simulação pode prever resultados cirúrgicos. Além disso, o uso de modelos PR pode reduzir a duração da cirurgia, pois tais processos consumidores de tempo como as adaptações

das placas posicionadas e placas de metal podem agora ser realizadas no modelo, antes da cirurgia. Em terceiro caso, outra aplicação efetiva é na reconstrução de mandíbula após ressecção de tumor. Uma placa pode ser feita e adaptada sobre um modelo RP, que é usado como um molde padrão de adaptação precisa, reduzindo as complicações pós-operatórias, tais como mudanças na posição da ATM. A secção do modelo mandibular simulado pode também ser usada para a seleção pré-operatória das dimensões apropriadas do implante. Uma quarta colocação, a tecnologia PR pode ser aplicada na implantodontia. Os modelos proporcionam informação sobre o tamanho, direção, localização dos implantes, trajetória dos canais mandibulares e distância do seio maxilar. No mesmo artigo os pesquisadores analisaram a precisão dos modelos prototipados, onde realizaram 16 medições lineares, tanto na peça anatômica, crânio seco, como no protótipo. Encontraram um desvio médio de $0,62 \pm 0,35$ mm ($0,56 \pm 0,39$ %), sendo bem inferiores aos dados apresentados, em outras pesquisas. Os autores acreditam que um dos fatores responsáveis por tal resultado é o fato de usarem secções tomográficas mais delgadas.

Eppley (2001) citou que o uso de modelos médicos, feitos a partir de TC ou RM de partes do corpo humano, tem demonstrado serem muito úteis para diagnóstico ou método terapêutico para problemas cirúrgicos que envolvam tecido ósseo. Os defeitos de crânio e orbital tem sido os principais beneficiados com esses modelos.

Com o intuito de preparar leito receptor, para autotransplante dental Lee *et al.* (2001) utilizaram, como guia, modelos prototipados dos elementos

dentais a serem transplantados. A cada momento da osteotomia o protótipo era colocado no leito para aferir sua adaptação. Somente após a perfeita adaptação do protótipo prosseguia-se com a extração e adaptação do dente. Segundo os autores, esse procedimento minimiza o tempo de exposição do dente ao meio extra-oral e também a possibilidade de injúria ao dente durante o processo de autotransplante.

Onishi e Maruyama (2001) enfatizaram que os modelos tridimensionais sólidos são muito usados no planejamento e simulação das cirurgias buco-maxilo-faciais, mas como são feitos a partir das TCs, os artefatos, efeitos que os metais provocam na imagem radiográfica, podem dificultar a reconstrução precisa dos modelos nessas regiões.

Asami *et al.* (2001) avaliou a acurácia dos modelos prototipados (PR), construídos a partir de uma TC de um crânio seco. Foram feitas medidas, com base em 27 pontos anatômicos, na peça anatômica, no modelo prototipado (Estereolitografia SLA) e na imagem 3D. Os autores concluíram que o modelo de PR possui acurácia aceitável e se o custo e a radiação forem reduzidas, esse recurso poderia ser utilizado para simulação de cirurgias.

Borah *et al.* (2001) utilizando micro TC e micro RM do trabeculado ósseo, no estudo de osteoporose, associado a PR (estereolitografia) concluiu que as reconstruções através de modelos físicos proporcionam uma melhor compreensão das alterações que essa doença provoca no tecido ósseo.

Mazzonetto *et al.* (2002) afirmaram que o emprego dos modelos estereolitográficos, nos casos de reconstruções mandibulares, distração osteogênica e reconstruções totais da ATM, mostrou-se clinicamente útil, auxiliando no diagnóstico, planejamento e período transoperatório. Resultados previsíveis são encontrados com o uso desses modelos, no entanto, apesar de suas vantagens, a sua utilização não deve substituir os exames complementares de rotina, sendo que o custo elevado desses modelos ainda contra-indica o seu uso rotineiro.

Os modelos prototipados podem ser utilizados em várias áreas, Gaggl e Schultes (2002), estudaram a acurácia do sistema SMN (Zeiss, Oberkochen, Germany), de orientação da perfuração para colação de implantes em maxilas com pequena altura óssea. Com o uso desses modelos os autores puderam testar um equipamento, em uma situação real, sem o envolvimento direto do paciente.

3.4 Guias cirúrgicas

Israelson *et al.* (1992) descreveram uma técnica em que a prótese total do paciente, foi “pintada” com mistura de bário com verniz, antes do exame de TC. A prótese total foi reproduzida em resina e foram feitas as perfurações com análise dos cortes tomográficos. Com o retalho rebatido, a guia foi assentada e as demarcações foram feitas na cortical óssea.

Segundo os pesquisadores o método promove a colocação do implante na posição correta.

Sethi (1993) propõe técnica que consiste na confecção de uma guia de orientação para TC, em desdentados totais. Após a definição do arranjo dental, como estética e função, são feitas marcas com material radiopaco nas faces vestibulares da parte gengival de cada dente antes da TC. Com as informações dos cortes radiográficos e a réplica da total com perfurações nas regiões incisais dos anteriores e oclusais dos posteriores o cirurgião se orienta nas perfurações.

Nos planejamentos para cirurgia de colocação de implantes Basten (1995) propõe a confecção de dois conjuntos de provisórios, um para o uso do paciente e o outro feito com: 40% de Hypaque (Hypaque sodium; Winthorp Pharmaceuticals) e 60% de resina acrílica (Jet acrylic; Lang Dental) para ser usado durante a TC, como guia radiográfica. Após a análise da TC essa guia é transformada em guia cirúrgica, sendo perfurada nos pontos ótimos para colocação de implantes.

Besimo *et al.* (1995) descrevem o uso de uma prótese total com dentes radiopacos, objetivando planejar o posicionamento dos implantes com relação ao arranjo protético.

Sendyk; Bottino; Sendyk (1996) enfatizam que o uso de goteiras cirúrgicas (guias cirúrgicas) está indicado sempre que se fizer necessário uma vez que sua função é a de auxiliar na melhor localização do implante. Previamente confeccionada segundo o estudo do planejamento protético

como uma PT com dentes de acrílico numa base transparente com perfurações nas regiões palatinas. Nas grandes reabsorções do tecido ósseo, deve indicar apenas a direção dos implantes, nas reabsorções menores deve indicar a direção e a localização e nos casos unitários deve indicar a única posição possível para se obter a estética e função ideal.

Basten e Kois (1996) apresentam um caso clínico com o uso de uma reprodução de PPR provisória feita com material radiopaco, uma parte de sulfato de bário para duas partes de resina acrílica, para uso durante a TC. Os autores enfatizam que tal procedimento relaciona a posição do dente com o corte tomográfico.

Higginbottom e Wilson (1996) propuseram técnica de confecção de guias cirúrgicas para colocação de implantes. Utilizando os modelos de gesso, os autores confeccionaram guias, que são testadas com radiografias pré-operatórias quanto ao posicionamento intra-ósseo. Definido o posicionamento dos eixos de inserção nos modelos, faz-se o enceramento e a fundição das guias. Os autores afirmam que o método promove o menor custo para o clínico e para o paciente e provou ser preciso na colocação de implantes.

Takeshita *et al.* (1997) propuseram como guia para orientação do implantodontista, o uso de réplica das próteses totais, sendo a região dos dentes preenchidas com uma mistura de quatro partes de resina acrílica e uma parte de sulfato de bário. Foram colocados tubos metálicos nas regiões das prováveis perfurações e feita a TC. Através das imagens em que aparecem os dentes, os tubos e a estrutura óssea, o cirurgião define o

melhor posicionamento dos implantes. Os tubos são retirados, a peça é esterilizada e utilizada como guia cirúrgica.

Mizrahi *et al.* (1998) apresentaram um sistema de guias radiográficas e cirúrgicas para colocação de implantes. Partindo do enceramento diagnóstico, confecciona-se uma moldeira plástica no aparelho vacuoforme. A moldeira é perfurada, em um delineador, nas regiões oclusais dos dentes a serem implantados. Nos orifícios são colocados tubos metálicos que servem de guia na TC. Caso se faça necessária correção, uma nova tomografia será feita. Aprovado o posicionamento dos tubos, a guia será utilizada na cirurgia.

Sicília *et al.* (1998) sugeriram uma guia a ser utilizada tanto para a TC como para cirurgia. Após o planejamento protético a guia foi feita com fios ortodônticos, que contornavam as faces vestibulares dos dentes que foram encerados no espaço protético, e corriam paralelamente, um posicionado no terço médio e outro no terço incisal. Foram então presos em resina acrílica na região dental, que proporcionou retenção à guia, não exigindo que o auxiliar ou o cirurgião ficasse segurando. Essas guias possibilitaram boa visualização e abundante irrigação.

Kennedy *et al.* (1998) propõe a confecção de uma guia cirúrgica simplificada feita em resina acrílica com pequenos cilindros metálicos de 4,0 mm de diâmetro para orientação das fresas. O cilindro é posicionado por um delineador. A guia é totalmente confeccionada com base no modelo de gesso e quando houver uma discrepância acentuada com o remanescente ósseo pode ser alterado.

Com relação a planejamento pré-operatório Verstrecken *et al.* (1998) compararam o uso de imagens 2D com imagens 3D. Quando os planejamentos em 2D, em vinte pacientes, foram refeitos em 3D, realizou-se alterações dos posicionamentos de 21 dos 88 implantes, (24%). No grupo de nove pacientes em que se usou a sobreposição da imagem da futura prótese ao modelo 3D as alterações foram em 19 dos 38 implantes (50%). Os autores afirmaram que as alterações estão ligadas à qualidade e quantidade óssea, biomecânica, estética e são tão óbvias que o planejamento 3D se sobressai claramente ($p < 0.0005$). As melhorias freqüentemente evitam complicações tais como lesão no nervo mentoal, perfurações sinusais, fenestrações e deiscências.

Walker e Hansen (1999) sugerem a confecção de guias a partir do modelo com enceramento diagnóstico, usando placa de resina de 2,0 mm prensada em aparelho de vacuoforme, com a região dental de interesse preenchida com uma parte de sulfato de bário para quatro partes de resina acrílica. Após a TC essa guia é recortada na parte vestibular até a região oclusal do espaço protético para ser utilizado como guia cirúrgica.

Watzinger *et al.* (1999) propuseram um novo método para orientação do cirurgião durante a cirurgia dos implantes. O sistema permite a direta visualização em 3D no computador, da posição da freza durante as perfurações. Um sensor é preso no arco dental do paciente e outro no contra ângulo. O cirurgião será guiado pelas imagens, sendo capaz de visualizar a aproximação do nervo mentoal ou do assoalho do seio maxilar. Ainda existem limitações, como interferência na transmissão de dado entre os

sensores. Sendo a técnica restrita a desdentados parciais, pois a placa posicionadora do sensor é presa nos dentes vizinhos.

Jacobs *et al.* (1999 b) fizeram comparação entre o planejamento cirúrgico em 2D e 3D. Os autores concluíram que o planejamento pré-operatório em 3D ou 2D não apresenta diferença significativa para a escolha do número e local dos implantes, mas quando se tem complicações anatômicas o 3D se mostra superior. Para evitar erros deve-se ter à mão as imagens 3D em um sistema que possa ser usado no trans-operatório.

Cehreli *et al.* (2000) propuseram a confecção de uma guia radiográfica feita em vacuoforme, com pinos radiopacos inseridos nas regiões centrais das faces oclusais e palatinas para dentes anteriores. Confrontando com os cortes tomográficos, as angulações desses pinos foram corrigidas em um delineador e transferidas a duas novas guias, com diâmetros adequados a seqüência das frezas.

Sicilia *et al.* (2000) fizeram avaliação de guias com fios ortodônticos paralelos que delimitam o contorno vestibular dos dentes a serem implantados. Em três pacientes, desdentados totais superiores, foram utilizados as guias presas ao osso com microimplantes, o outro grupo, com desdentados totais na maxila, as guias ficaram apenas apoiadas na superfície óssea. Os enceramentos diagnósticos com demarcações para as perfurações e as reabilitações orais com as demarcações dos parafusos, foram fotografados. As fotos foram scaneadas e sobrepostas. A partir dos dados obtidos avaliou-se a coincidência da área da emergência do parafuso do abutment. O grupo em que utilizou a guia presa com minimplantes

apresentou coincidência de área de 61% e no outro grupo a coincidência foi de 38%. Isto representa considerável redução de problemas estéticos relativos ao posicionamento incorreto dos implantes, facilitando o trabalho restaurador.

Fortin *et al.* (2000) preconizaram uso de planejamento em 3D com programas CAD/CAM, que possibilitam a integração do planejamento protético com o cirúrgico, eliminando o distanciamento entre as guias radiográficas e cirúrgicas que os planejamentos convencionais podem promover. Usando um software Cadimplant (Praxim, Grenoble, France), com uma guia radiográfica com cilindros de titânio para orientação espacial, é feita a TC. O software é carregado com as imagens e o cirurgião posiciona virtualmente os implantes, esse planejamento orienta, no laboratório, a perfuração das guias. Segundo os autores o sistema Cadimplant minimiza a discrepância entre o abutment, o centro da coroa protética e a angulação do implante e ainda permite a difícil transferência do planejamento do tripoidismo.

Tsai *et al.* (2001) sugerem o uso da prótese total com marcadores radiopacos nas faces palatinas do dentes de estoque para sinalizar os pontos ótimos de colocação dos implantes na tomografia computadorizada.

Solow (2001) propôs a confecção de uma guia cirúrgica e radiográfica. Após o planejamento com enceramento diagnóstico, um modelo é produzido, a guia é construída com o uso de resina acrílica colocada sobre a face oclusal e palatina em todo arco. Essa peça é posicionada em um delineador e submetida a perfurações de 3,0 mm de

diâmetro nas regiões centrais das faces oclusais ou palatinas dos dentes anteriores. Os condutos são preenchidos parcialmente com resina composta radiopaca assim os pontos ótimos são marcados nas tomografias. As guias podem ser modificadas após a avaliação radiográfica.

Wat *et al.* (2002) preconizaram a seguinte técnica para confecção de guias radiográficas e cirúrgicas: foram feitas perfurações com um delineador nas áreas de interesse cirúrgico em uma guia de resina acrílica. Esses condutos foram preenchidos com guta percha e o paciente foi submetido à TC. Com angulações que os cones de guta percha imprimiram nos cortes tomográficos, os autores fizeram as devidas correções nas angulações na mesa do delineador e confeccionaram novas perfurações. A partir desse passo se obteve a guia cirúrgica com a orientação ideal.

Simon (2002) propôs o uso de implantes temporários no pré-operatório tanto para suportar uma prótese fixa provisória como também servir de apoio para a guia radiográfica e cirúrgica. Usando uma réplica prótese provisória com demarcações com sulfato de bário nos pontos de interesse cirúrgico, como no centro das faces oclusais, o paciente fez a TC. A guia radiográfica é transformada em guia cirúrgica com o desgaste da face lingual até a região onde fora colocado o sulfato de bário. Segundo o autor, essa guia é um eficiente meio para se obter resultados estéticos.

Wanschitz *et al.* (2002) avaliaram a acurácia de um sistema computadorizado que orienta o cirurgião durante a cirurgia para colocação de implantes. O sistema não utiliza guias. O trabalho foi realizado em cinco mandíbulas secas. Três micros parafusos cirúrgicos foram colocados em

cada peça, sendo dois nas regiões retromolar e um na região mentoal. Esses parafusos foram identificados na TC e na peça através de uma câmera. As duas imagens foram sobrepostas. Ao contra-ângulo foi acoplado um dispositivo integrado ao hardware, que transfere seu posicionamento para a tela do computador. O cirurgião é guiado pelas imagens do computador durante as perfurações. A acurácia do sistema satisfaz biomecânica e esteticamente. Nenhuma cortical foi perfurada, mas alguns implantes desviaram 3,5 mm, o que requer incluir esse valor como margem de segurança.

Shahrasbi e Hansen (2002) reforçam a tese de que as guias radiográficas são essenciais na otimização do posicionamento do implante e as guias cirúrgicas permitem a colocação na posição e inclinação ideais. Descrevem também técnica de confecção de uma guia radiográfica e cirúrgica. Após o planejamento fez-se a guia com uma placa de 2,0 mm de espessura no plastificador a vácuo, perfurou-se os pontos oclusais ou linguais, que foram preenchidos com guta-percha, estendendo, no sentido apical, um fino rolete pela face vestibular até o limite da guia. Este procedimento dita a inclinação méso distal e o ponto inicial da perfuração. A inclinação vestibulo lingual deve ser orientada pelo corte tomográfico.

Tomotake *et al.* (2002) utilizaram modelos prototipados da maxila e mandíbula para confecção de uma prótese sobre implantes imediata. Montaram os modelos em articulador e com uma guia fizeram a colocação de réplicas de implante. No laboratório foram feitas a montagem de dentes e a fundição da infraestrutura segmentada. A cirurgia foi realizada com a guia

utilizada nos modelos, os segmentos foram unidos com resina, e a moldagem de transferência foi feita no momento da cirurgia. No dia seguinte a prótese foi instalada.

Van Steenberghe *et al.* (2002) examinou a precisão do sistema LITORIM (Leuven information technology-based oral rehabilitation by means of implants) de planejamento 3D baseado em guias de perfuração e próteses rígidas. Foi pesquisado também, se tal procedimento permitiria a colocação de uma prótese fixa definitiva imediata. Tanto as guias como as próteses foram feitas através da PR. Foram colocados 61 implantes em oito pacientes. A diferença entre o eixo de inserção planejado e o conseguido foi de 1,8 graus. A discrepância foi maior na direção longitudinal dos implantes, no máximo de 1,10 mm. Todas as próteses foram colocadas, um pequeno espaço, entre a prótese e os implantes, foi evidenciado em cinco dos 61 pilares. Os resultados indicam uma combinação quase perfeita entre as posições dos implantes colocados e aqueles planejados. Segundo os autores, em curto prazo será possível alcançar suporte adequado para uma prótese fixa suportada por múltiplos implantes no final da cirurgia

Almog *et al.* (2002) analisaram o índice de uso de guias radiográficas para planejamento de implantes. Os dados, 630 exames, foram colhidos em um centro de radiologia odontológica. Os exames foram solicitados por: clínicos gerais (42,2%), periodontistas (35,1%), cirurgião buco-maxilo-facial (13,3%) e protesistas (7%). Em 52% dos pacientes não foi utilizado guia para o exame radiográfico contra 48% com uso dos mesmos. Destes últimos somente 26% serviam como guia cirúrgica.

Benjamin (2002a) enfatiza que o uso de um software com imagens 3D associado a guias em PR, proporciona a colocação de implante com o aproveitamento máximo do tecido ósseo. Esse sistema – SIM/Plant[®], Materialise[®] - suportam 15 anos de pesquisa e desenvolvimento usando CAD-CAM em imagens para implantes dentais. O software apresenta quatro janelas interativas com as imagens dos cortes axiais, panorâmica frontal, panorâmica oclusal e a imagem 3D. O software possui várias ferramentas como inserir a imagem do implante, variando o diâmetro e comprimento. Quando o implante é inserido, sua posição pode ser checada nas quatro janelas. Após a finalização do planejamento o arquivo é enviado para a Materialise[®] para confecção das guias cirúrgicas. As guias são produzidas através da estereolitografia (USP classe VI aprovado pelo Food and Drug Administration) em resina acrílica e possuem cilindros de aço que distanciam da superfície óssea em 5,0 mm. O uso desse sistema não é uma panacéia, ele não é indicado para todos os casos. Entretanto naqueles casos em que três ou mais implantes se fazem necessários, o diagnóstico em 3D e as guias cirúrgicas são imprescindíveis.

Segundo Voitik (2002) os métodos de planejamentos e guias cirúrgicas que usam CAD/CAM vem otimizando a relação custo benefício. O CAD oferece a simulação da cirurgia e o CAM promove as guias cirúrgicas com acurácia e resultados quase infalíveis, mas o 3D pode prover os modelos da mandíbula, maxila e outras regiões ósseas facilitando o planejamento de reconstruções protéticas ou cirúrgicas.

Segundo Feuerstein e Weiss (2002) o aperfeiçoamento dos sistemas

computacionais estão promovendo a otimização do diagnóstico, planejamento e tratamento. Inicialmente usava-se uma ligação mecânica entre a área cirúrgica, instrumentos e o computador. O sistema IGI, DenX, Tarzana, CA faz uso de câmara para captar o posicionamento espacial da estrutura óssea e transmite as informações por infravermelho, possibilitando ao cirurgião a visualização direta no monitor da posição da fresa nas imagens da tomografia durante as perfurações (Figura 3.2).

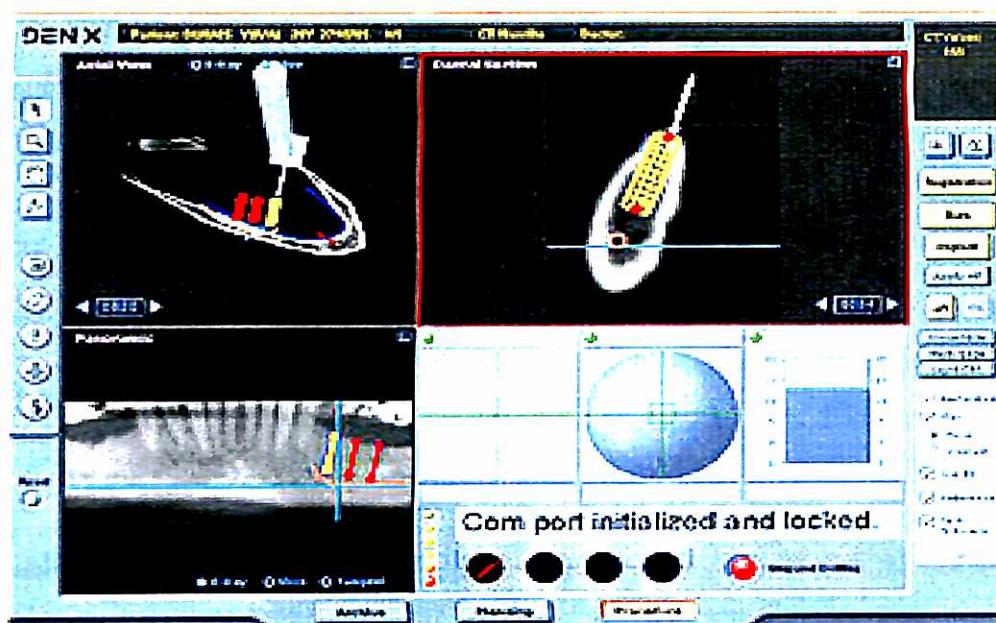


Figura 3.2 – Tela principal do sistema IGI, observe na janela superior esquerda a representação do contra ângulo.

Klein e Abrams (2002) apresentaram um sistema de guias cirúrgicas que são fresadas por computador. O planejamento protético é feito com o enceramento, e a partir deste a guia radiográfica em resina com linhas radiopacas. Os dados radiográficos foram inseridos no software (Simplant®, Columbia Scientific, Columbia, MD) que permite simulações tridimensionais das posições dos implantes. Os dados do planejamento são enviados ao laboratório que fresa a guia radiográfica com orifícios de 2,0 mm de diâmetro

e insere cilindros metálicos, promovendo a “Guia cirúrgica básica”. O sistema pode também produzir a “Guia cirúrgica avançada” que possui cilindros concêntricos, possibilitando a remoção destes a cada aumento do diâmetro das frezas. Segundo os autores a guia cirúrgica fresada por computador facilita a incorporação de procedimentos cirúrgicos menos invasivos, colocação de implante mais precisa e aumenta a integração cirúrgica e protética.

Em vista da necessidade de uma interação cirúrgico-protética nos procedimentos de instalação de implantes e após o que relatamos na revisão da literatura, nos propusemos a estudar o processo como descreveremos a seguir.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - CEP da Universidade de Santo Amaro - UNISA em 25/11/2002 (parecer n. 61/2002) como pode ser visto no ANEXO B.

A amostra estudada constituiu-se de quatro pacientes sendo três do sexo feminino e um do sexo masculino, adultos, na faixa etária entre de 23 a 65 anos, onde foram realizadas cinco cirurgias com a instalação de 21 implantes. A amostra foi composta por pacientes edêntulos parciais que não apresentavam restaurações metálicas. Usaremos os números 1, 2, 3 e 4 como referência para cada paciente. Todos receberam e assinaram carta de Informação e Consentimento Pós-Informação para Pesquisa Clínica (ANEXO C).

Esta avaliação será feita com a sobreposição das imagens do planejamento com as da TC pós-operatória.

Serão analisados:

1. os ângulos que se formam entre os longos eixos das imagens dos implantes virtuais (planejamento) com as dos implantes reais (pós-operatório).
2. a distância entre a posição central da região coronal dos implantes reais até o eixo da imagem do implante virtual.

Para tanto descreve-se o processo:

Os pacientes foram submetidos a anamnese, avaliação clínica, adequação oclusal e enceramento diagnóstico. A partir desses estudos foram feitas as duplicações dos modelos com enceramento diagnóstico e a posterior confecção de moldeiras em acetato (BioArte Equipamentos Odontológicos Ltda, com 1,0 mm de espessura) através do aparelho Vacuoforme[®] (BioArte Equipamentos Odontológicos Ltda). As moldeiras envolveram todo o arco dental.

Os espaços edêntulos das moldeiras, áreas de interesse cirúrgico, foram preenchidos com uma mistura de 90% de resina acrílica (copolímero metil metacrilato auto polimerizante, JET- Artigos Odontológicos Clássico) e 10% em peso de sulfato de bário (Fórmula e Ação - Farmácia de Manipulação), criando uma guia que o paciente usou durante o exame de TC (Figura 4.1).



Figura 4.1 - Guia radiográfica

Este artefato, guia radiográfica, apresenta radiopacidade suficiente para demarcar o local da coroa dental na imagem gerada pela TC. Os pacientes fizeram as TC em um aparelho HiSeed Speed CT/i advanced - General Electric® com Programa "Dentascan®" (marca registrada da GE® para dental scan) com 1,0 mm de espessura de corte e 1,0 mm de deslocamento entre as imagens (em média, 40 a 50 cortes por exame), 120 kV , 270 mAs e algoritmo de reconstrução para osso . Os exames foram feitos na Méd Imagem - Departamento de Radiologia do Hospital da Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência de São Paulo. Os dados das imagens foram armazenados no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) e gravados em *Compact Disk* (CD) e enviadas, via correio, para Materialise® (Bélgica). Esta empresa converteu os dados para arquivos tipo STL (Standart Triangle Language), em formato que é a representação geométrica da peça, utilizando uma malha de triângulos. Após recebermos via internet, os arquivos foram abertos no software SimPlant®, Materialise®. Com esta ferramenta podemos visualizar as imagens em 3D, cortes axiais, vista panorâmica vestibular e oclusal. Desta forma a tela do computador fica dividida em quatro partes, permitindo a visualização e manipulação em tempo real dos diferentes planos (Figura 4.2).

A seleção do comprimento dos implantes, inclinação nos cortes axiais e na vista panorâmica foram feitos através do mouse. Todas as modificações feitas em uma janela aparecem simultaneamente nas outras três partes da tela (Figura 4.2). A referência para demarcarmos os pontos

iniciais para perfuração foi a região central das faces oclusais das imagens geradas pelas guias radiográficas (Figuras 4.3 e 4.4).

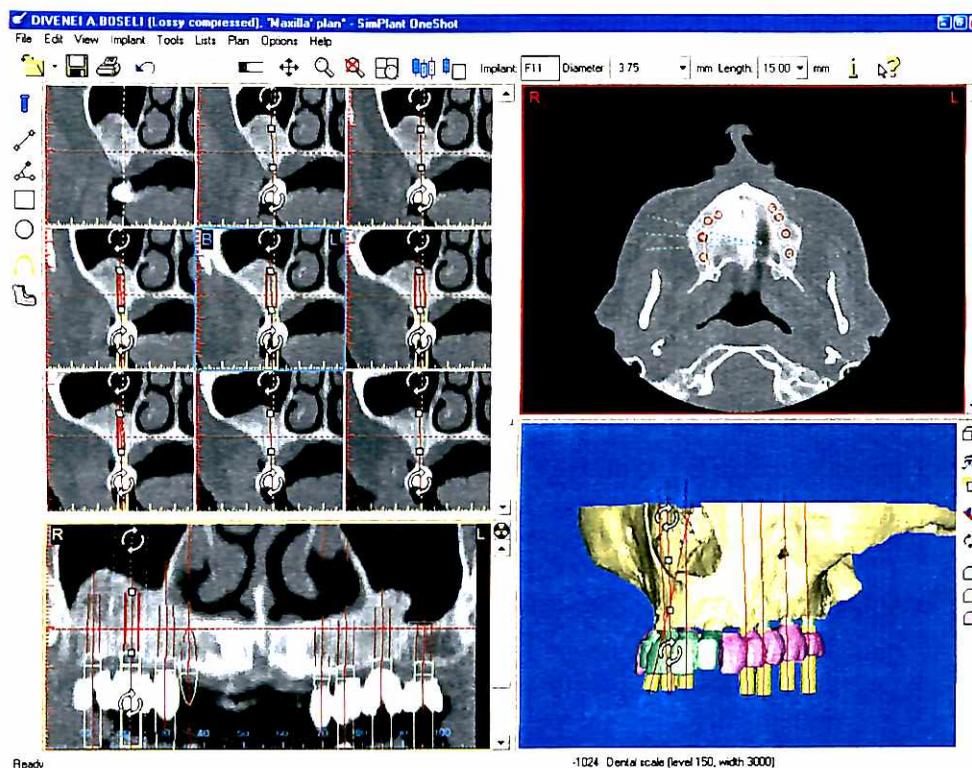


Figura 4.2 - Imagem da tela principal do Software SimPlant®.

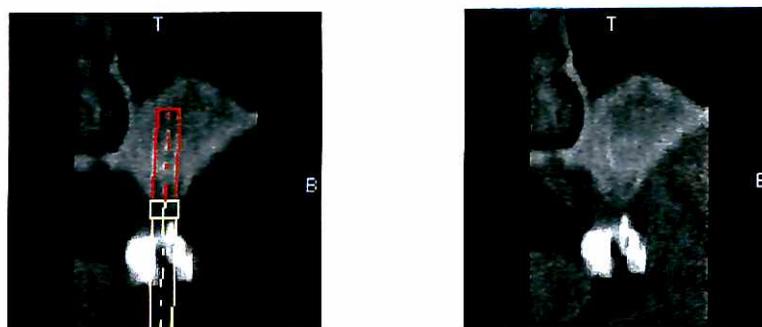


Figura 4.3 - Imagem do corte tomográfico vista no software. Implante virtual foto a esquerda. Demarcação da região central da coroa, foto a direita.

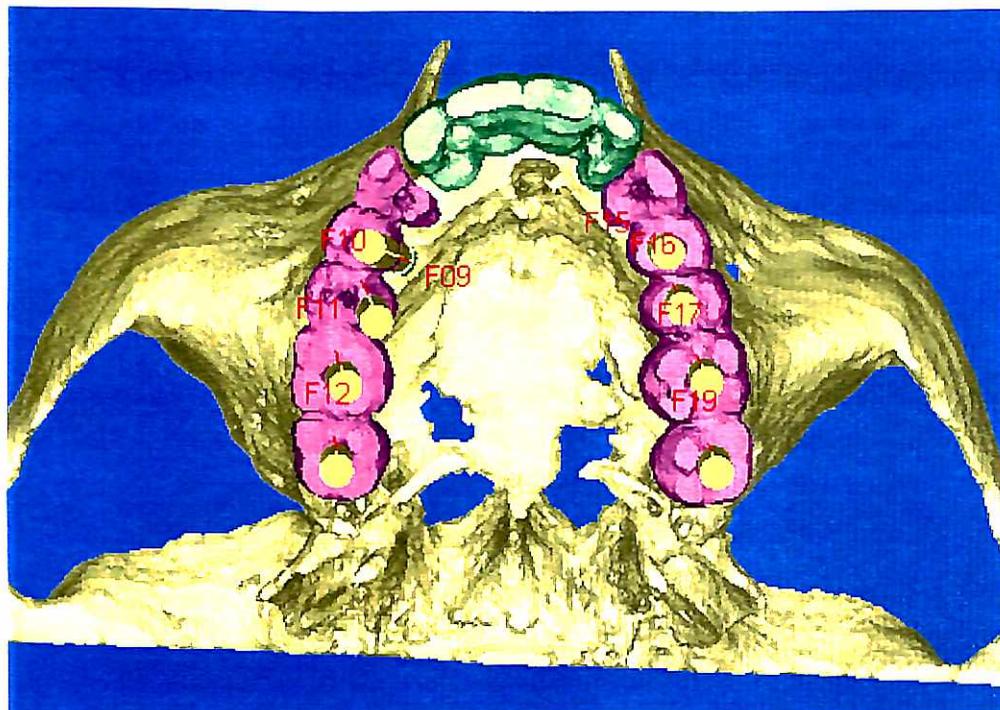


Figura 4.4.- Imagem 3D, verificar nas oclusais, em amarelo, os prolongamentos dos eixos dos implantes.

Os planejamentos feitos através do software SimPlant® foram enviados, via internet, para Materialise®, que confeccionou o modelo estereolitografados do arco dental e três guias cirúrgicas com resina epóxi (Stereocol H-C 9100R - Avecia, conforme FDA USP classe 23 parte 6), com o número de cilindros metálicos correspondentes ao número de perfurações exigidas pelo planejamento. Cada guia cirúrgica possui cilindros de aço inoxidável, com diâmetros definidos: a primeira guia com cilindros de 2,2 mm para o uso das frezas esférica e cilíndrica de 2,0 mm de diâmetro; o segundo com 3,2 mm para o uso da freza piloto e a cilíndrica de 3,0 mm e o terceiro com 4,0 mm para eventual necessidade.

As guias apresentam um platô ou stop, que fica a 5,0 mm da crista óssea servindo de referência para a profundidade de perfuração. Na face vestibular, há uma abertura para visualização e irrigação (Figura 4.9). Foram utilizadas seis guias cirúrgicas nos quatro pacientes:



Figura 4.5 - Paciente 1: uma guia, com três perfurações para a região de pré-molar e molares inferiores



Figura 4.6 - Paciente 2, guia com seis perfurações, sendo duas para cada região dos pré-molares esquerdos e direitos e duas para região dos incisivos



Figura 4.7 - Paciente 3, duas guias, com duas perfurações cada, para as regiões de pré-molares superiores

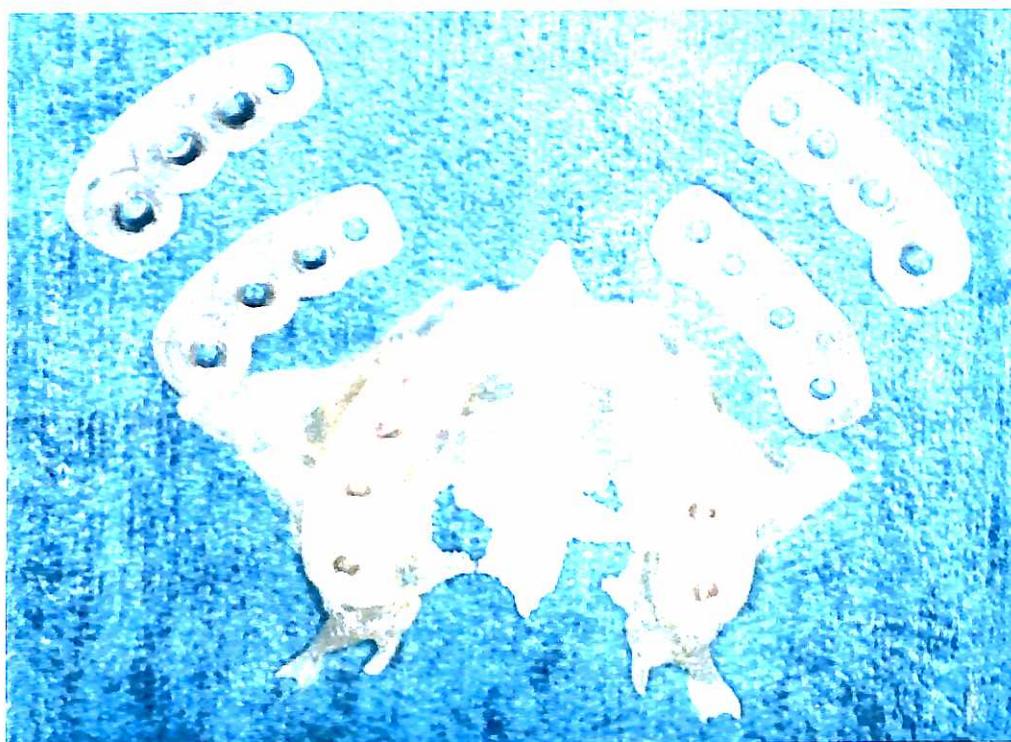


Figura 4.8 - Paciente 4: duas guias, com quatro perfurações cada, para as regiões posteriores superiores

As cirurgias foram realizadas pelo mesmo operador (Giovanni de A Prado Di Giacomo), sob anestesia local, com assepsia e esterilização apropriadas. As guias foram esterilizadas com gás óxido de etileno-ETO

(Sterileno - Alves Lima comércio e esterilização de materiais médicos Ltda – Sorocaba- SP).

As incisões foram crestais com relaxantes de aproximadamente 10,0 mm de cada lado proporcionando retalhos de espessura total, facilitando o assentamento das guias cirúrgicas no rebordo ósseo (Figura 4.9).

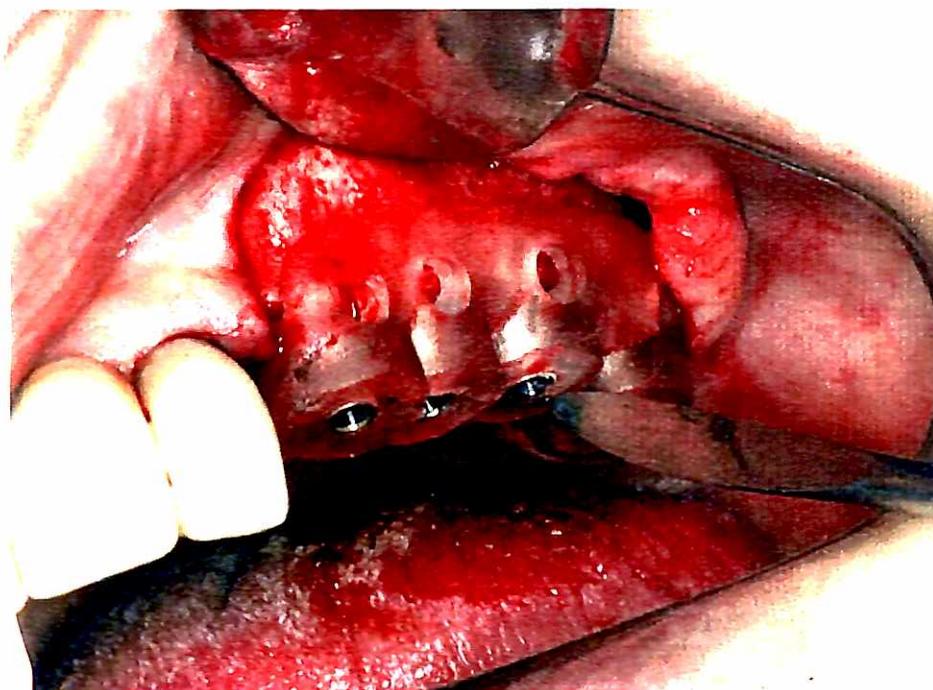


Figura 4.9 - Retalho e assentamento da guia cirúrgica (paciente 4)

Após a estabilização das guias com os dedos, as perfurações foram iniciadas com a freza esférica de 2,0 mm de diâmetro. A cada seqüência de uso de um tipo de freza, as guias eram removidas e o posicionamento das perfurações era checado (Figura 4.10).

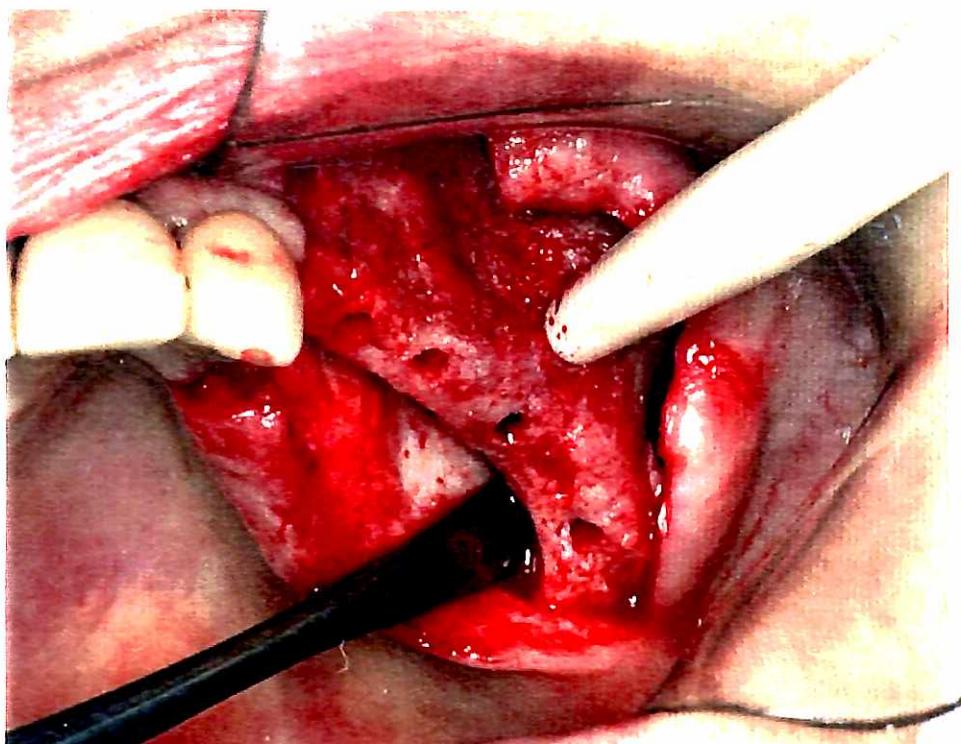


Figura 4.10 - Checagem das perfurações (paciente 4)

Avaliadas as demarcações o processo continuava com a freza cilíndrica de 2,0 mm (Figura 4.11). Neste passo era feita avaliação das inclinações das perfurações (Figura 4.12), a segunda guia de 3,0 mm foi assentada e utilizou-se a freza piloto (Figura 4.13). Com a mesma guia prosseguiu-se com o uso da freza cilíndrica de 3,0 mm. Com os indicadores de direção encaixados nas perfurações foi efetuada a avaliação final (Figura 4.14).

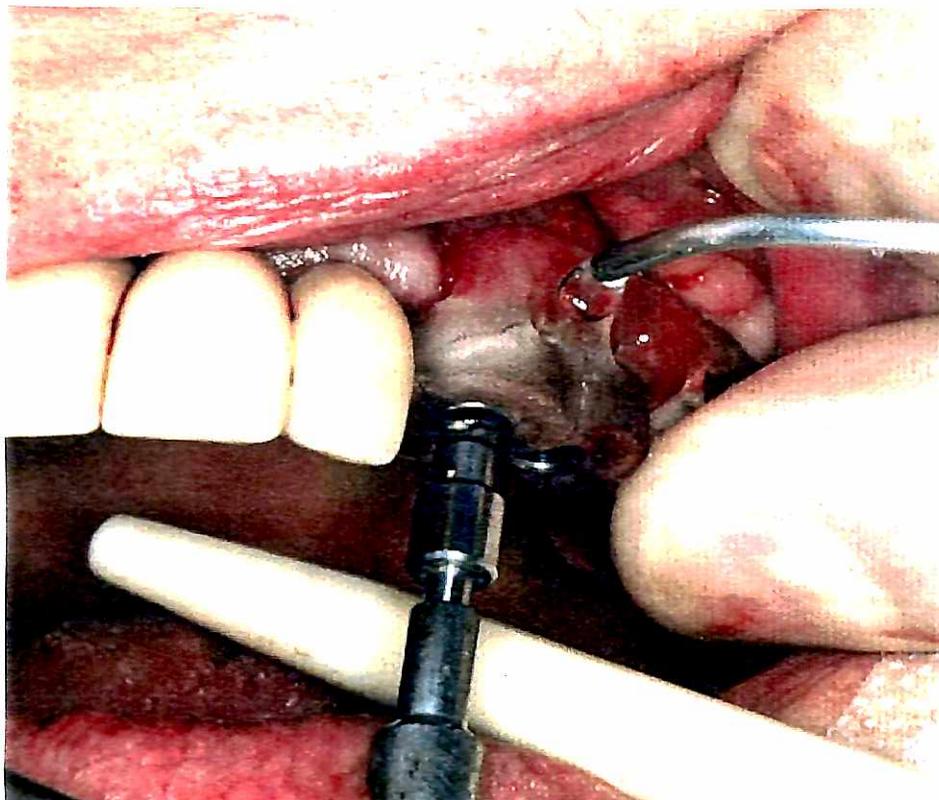


Figura 4.11 - Perfuração com a freza cilíndrica de 2,0 mm de diâmetro (paciente 4)

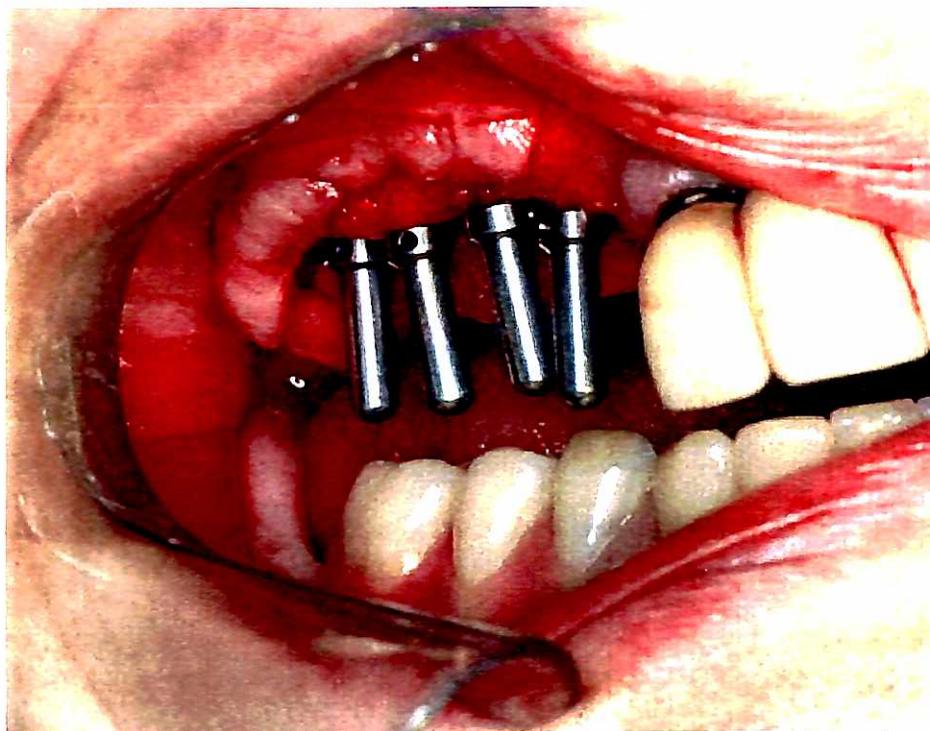


Figura 4.12 - Avaliação das inclinações das perfurações de 2,0 mm (paciente 4)

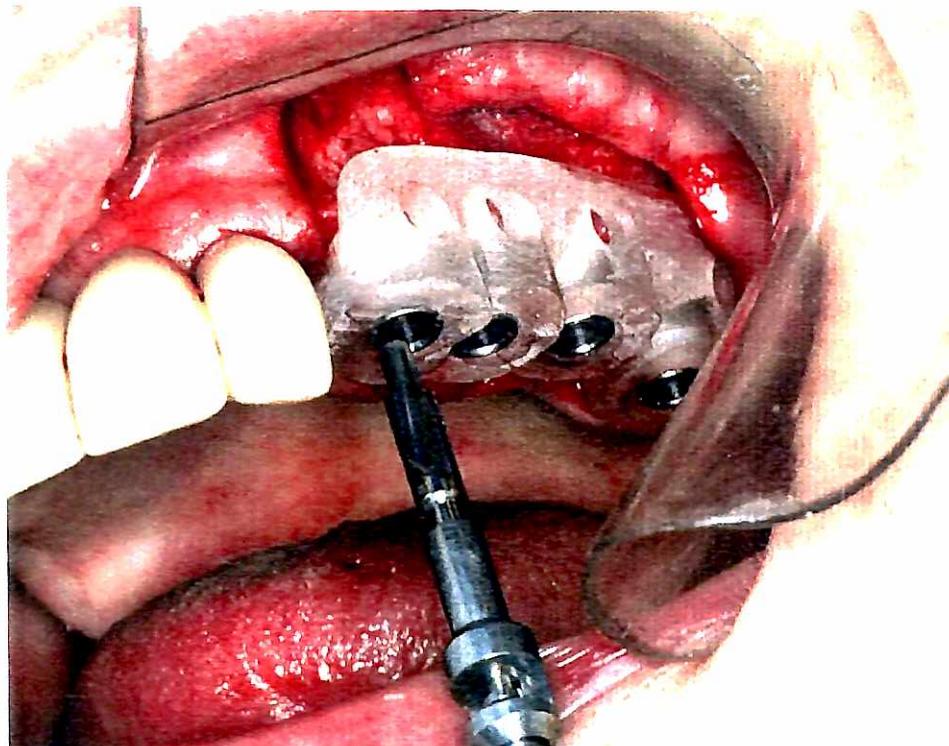


Figura 4.13 - Alargamento com a freza piloto com a guia de 3,0 mm (paciente 4)

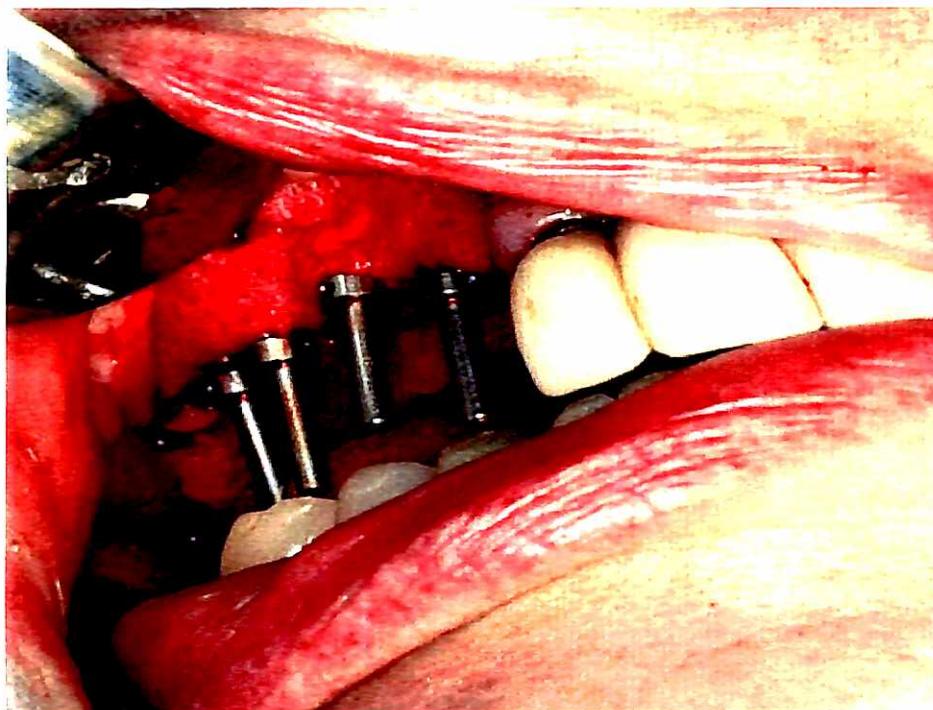


Figura 4.14 - Avaliação do posicionamento das perfurações após o uso da freza cilíndrica de 3,0 mm (paciente 4)

Nos casos de ossos tipo I ou II foi feito uso do macho de tarracha na cortical óssea e quando necessário utilizando o countersink.

Os implantes de superfície tratada (Osseotite® - 3i®) foram instalados (Figura 4.15).

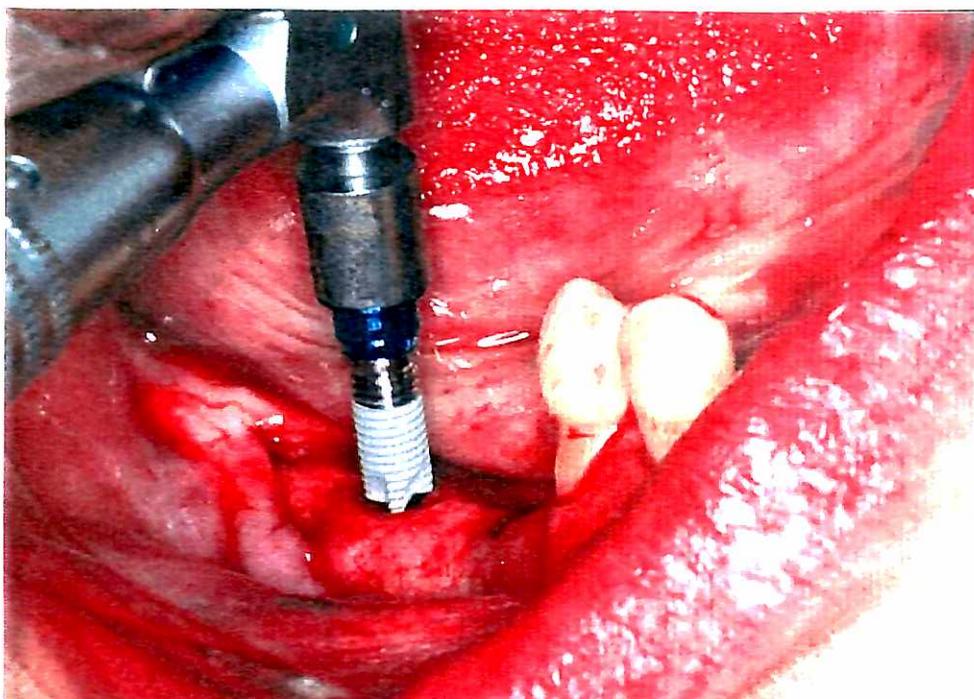


Figura 4.15 - Instalação do implante (paciente 2)



Figura 4.16 - Implantes instalados (paciente 2)

Os pacientes fizeram nova tomografia e os CDs foram enviados a Materialise®, que com a sobreposição das imagens do planejamento e do pós-operatório, realizou as mensurações quanto à distância da região central da face cervical das imagens dos implantes no planejamento, por uma perpendicular, até o eixo central das imagens dos implantes (pós-operatório), e dos ângulos formados pela intersecção destes eixos (Figura 4.17).

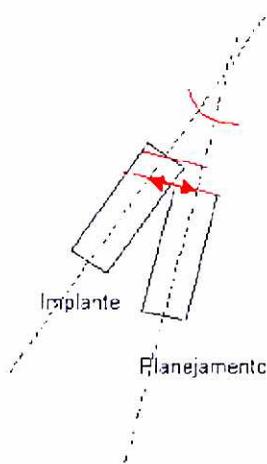


Figura 4.17 - Método esquemático da mensuração do desvio cervical onde foi medida a distância entre os eixos a partir da parte cervical do implante no planejamento e do desvio angular formado pela intersecção dos eixos

O deslocamento cervical somado a variação angular proporcionam um deslocamento do ápice do implante. Para termos noção aproximada desta variação, partimos da hipótese na qual o implante teria sido colocado na mesma profundidade que a estabelecida pelo planejamento (Figura 4.18).

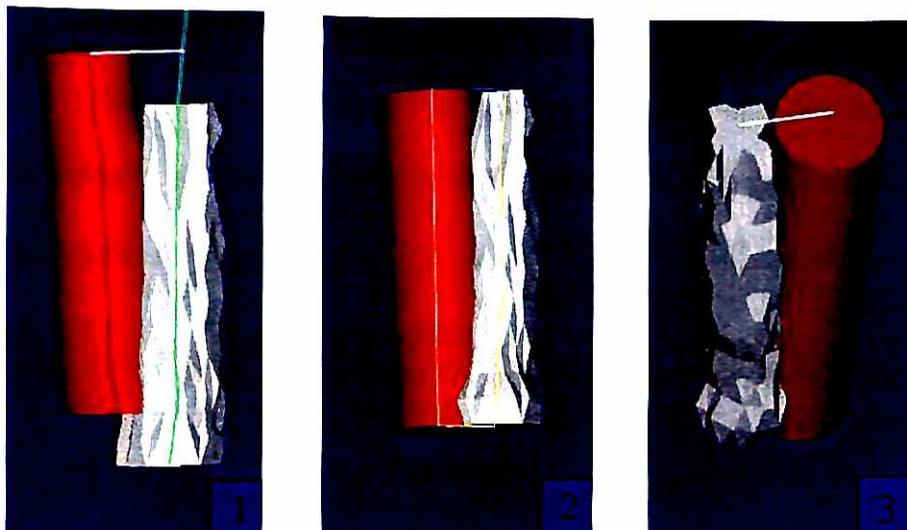


Figura 4.18 – (1) Imagem do posicionamento real. (2) Situação hipotética em que o implante se encontra instalado na profundidade do planejado. (3) Desvio apical hipotético – linha branca.

Sendo assim, temos um trapézio isósceles onde os lados (l) são iguais ao comprimento do implante a base menor (d) o deslocamento cervical e a base maior (D), o deslocamento apical hipotético.

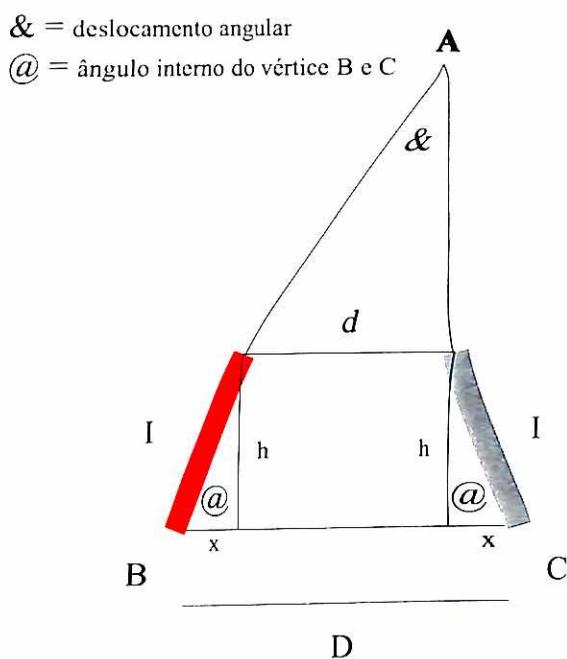


Figura 4.19 - Método esquemático onde o traço vermelho representa o implante no planejamento e o cinza no pós operatório.

Nesta situação:

1) Sabendo-se que o triângulo ABC é isósceles, temos:

desvio angular + $2@ = 180^0$, onde @ é o ângulo interno da base do triângulo.

$$@ = (180^0 - \text{desvio angular}) / 2$$

2) $\text{Sen } @ = h / l$, sabendo l e @ calcula-se h

3) Por Pitágoras: $l^2 = h^2 + x^2$, calcula-se x

4) Com a equação : $D = d + 2x$, encontraremos o desvio apical hipotético.

5 RESULTADOS

As imagens da maxila ou mandíbula com arquivos do pré-operatório e pós-operatório foram sobrepostas e analisadas com o uso do software Magics Communicator[®] 2.3 (Materialise[®]). Os cilindros em vermelho são os implantes no planejamento (pré-operatório) e as imagens em cinza são dos implantes (pós-operatório). Para ilustração optamos por mostrar as vistas vestibular e lingual e entre parênteses colocamos as referências das regiões correspondentes aos dentes (Figuras de 5.1 a 5.26).

Nas figuras de 5.1 a 5.20 os cilindros vermelhos representam os implantes no planejamento e os polígonos cinzas as imagens dos implantes pos-operatório.

O paciente 1 apresentou desvio médio da região coronal de 0,47 mm e 5,56 graus (Figuras 5.1 e 5.2 e Tabela 1).

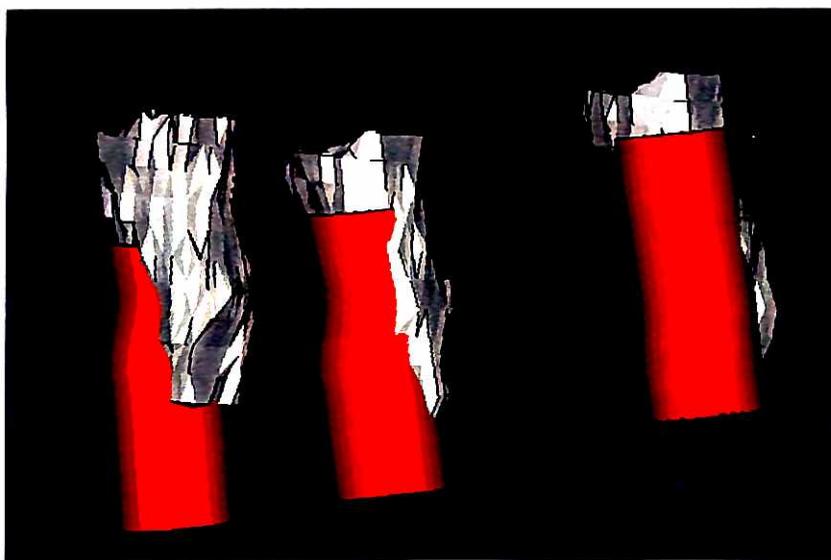


Figura 5.1 - Paciente 1 vista vestibular (35, 36 e 37)

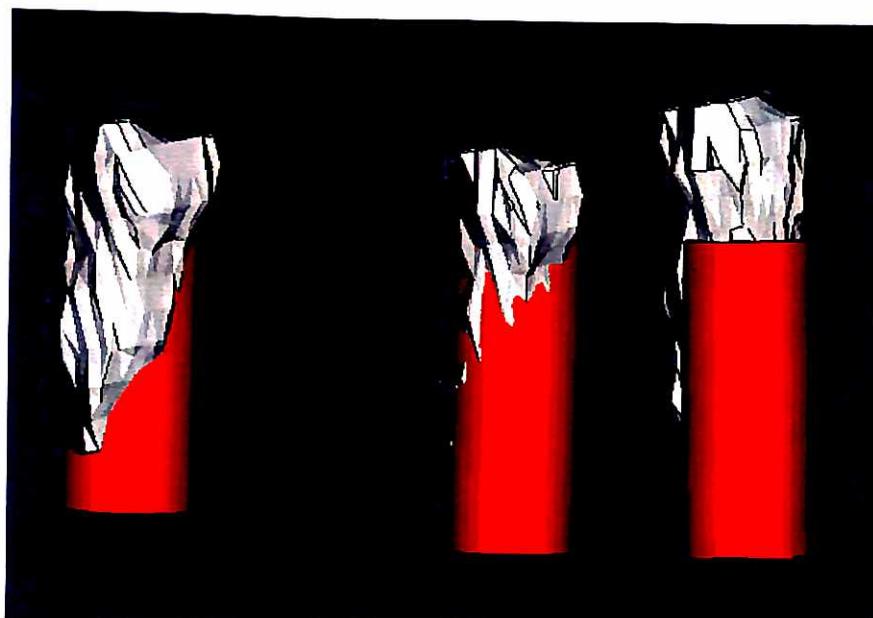


Figura 5.2 - Paciente 1 vista lingual (35, 36 e 37)

Tabela 1								
Pacientes	Número da região dental	Comprimento do implante (mm)	Desvio Coronario (mm)	Desvio Angular (°)	Acréscimo Apical por Desvio Angular (mm)*	Desvio Apical Total (mm)*	Média dos desvios por guia (mm)	Média dos ângulos por guia (°)
Paciente 1	35	10	0,7	3,6	0,6	1,3	0,47	5,56
	36	10	0,2	5,3	0,9	1,1		
	37	10	0,6	7,8	1,4	2,0		
Paciente 2	46	13	1,0	7,3	1,7	2,7	0,64	7,72
	45	11,5	0,4	10,8	2,2	2,6		
	41	13	0,7	7,3	1,7	2,4		
	31	13	0,1	7,1	1,6	1,7		
	35	13	1,1	6,7	1,5	2,6		
	36	10	0,5	7,1	1,2	1,7		
Paciente 3	15	13	0,3	10,0	2,3	2,6	0,21	11,09
	14	13	0,2	12,2	2,8	3,0		
	24	11,5	0,1	3,6	0,7	0,8	0,6	2,73
	25	10	1,1	1,9	0,3	1,4		
Paciente 4	17	15	4,1	8,7	2,3	6,4	4,15	9,66
	16	15	4,5	10,0	2,6	7,1		
	15	13	3,7	10,7	2,4	6,1		
	14	10	4,3	9,2	1,6	5,9		
	24	10	1,5	4,2	0,7	2,2	1,73	5,72
	25	11,5	1,5	7,7	1,6	3,1		
	26	13	1,7	7,1	1,6	3,3		
	27	10	2,2	3,9	0,7	2,9		
Média total		11,83	1,45	7,25	1,54	3,00		
Média sem a Pac. 4		11,62	0,54	6,98	1,45	1,99		

* Situação hipotética onde os implantes estariam na mesma profundidade que no planejamento.

Tabela 1. Dados das mensurações dos desvios angulares e coronais e suas médias.

O paciente 2 apresentou desvio médio da região coronal de 0,64 mm e de 7,72 graus (Figuras 5.3 a 5.8 e Tabela 1).

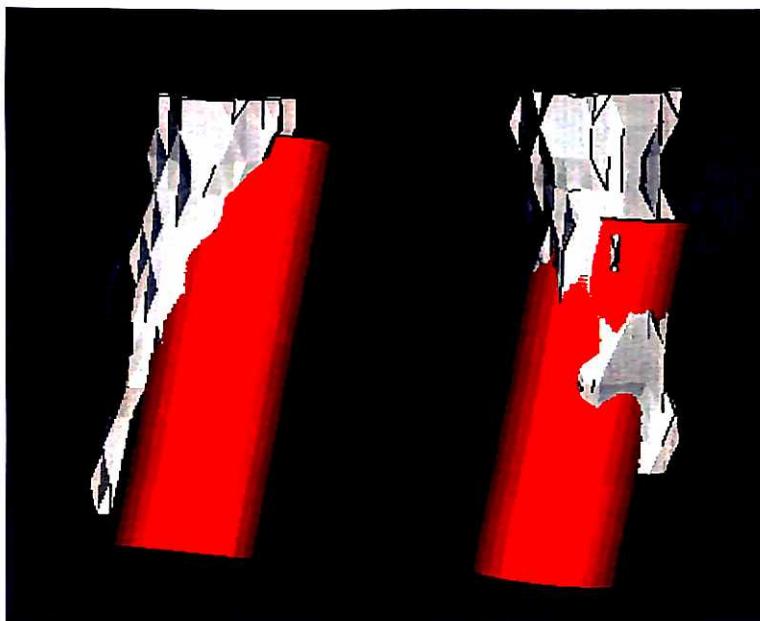


Figura 5.3 Paciente 2, vista vestibular (45 e 46)

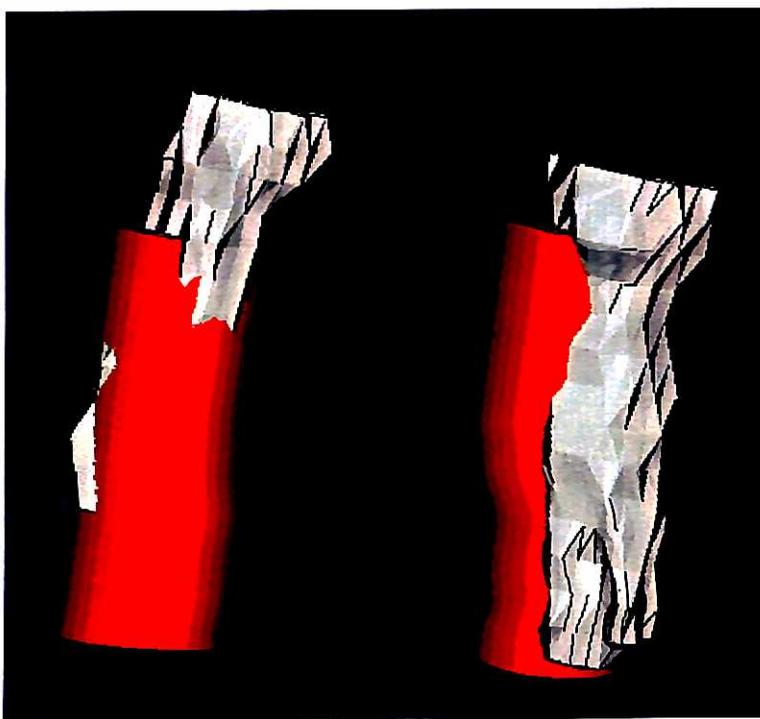


Figura 5.4 Paciente 2 vista lingual (45 e 46)

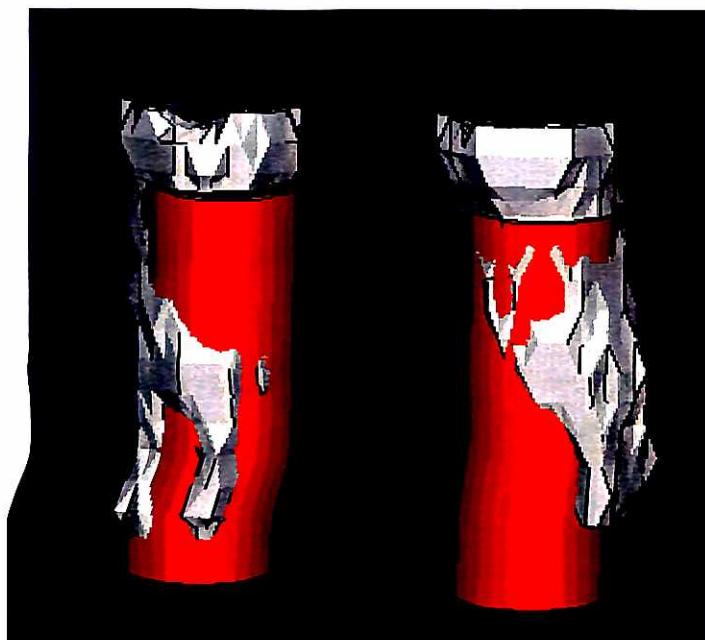


Figura 5.5 - Paciente 2 vista vestibular (31 e 41)

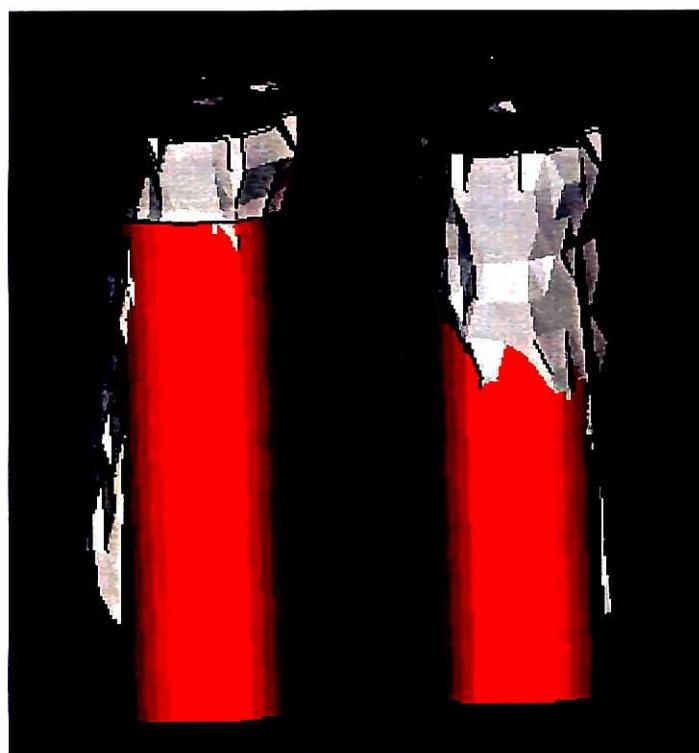


Figura 5.6 Paciente 2 vista lingual (31 e 41)

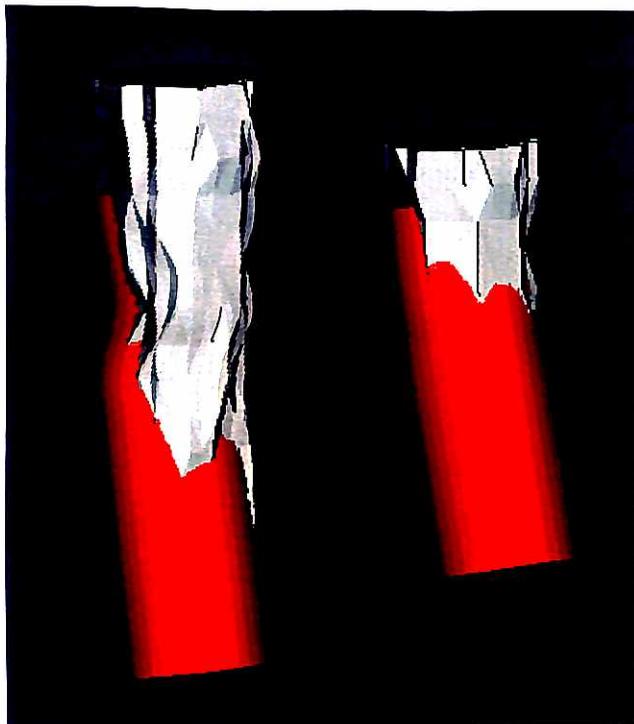


Figura 5.7 - Paciente 2 vista vestibular (35 e 36)



Figura 5.8 - Paciente 2 vista lingual (35 e 36)

Os implantes do paciente 3 (lado esquerdo) apresentaram desvio médio da distância coronal de 0,21 mm e de 11,09 graus (Figuras 5.9 e 5.10 e Tabela 1).

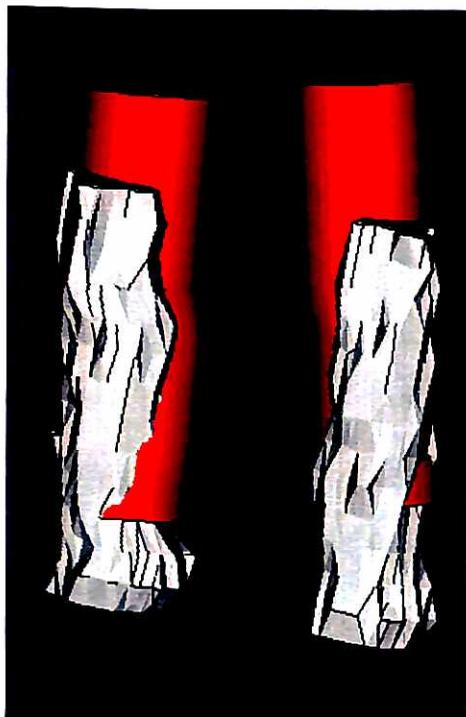


Figura 5.9 - Paciente 3 vista vestibular (14 e 15)

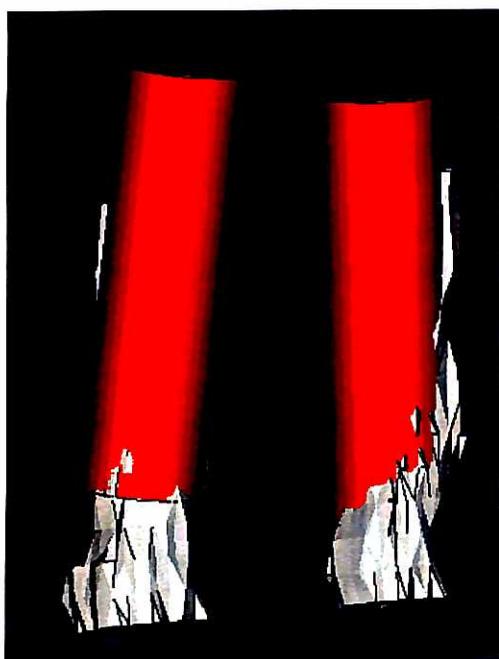


Figura 5.10 - Paciente 3 vista lingual (14 e 15)

A posição dos implantes do lado esquerdo do paciente 3 apresentou desvio coronal de 0,6 mm e angulação de 2,73 graus (Figuras 5.11 e 5.12, Tabela 1).

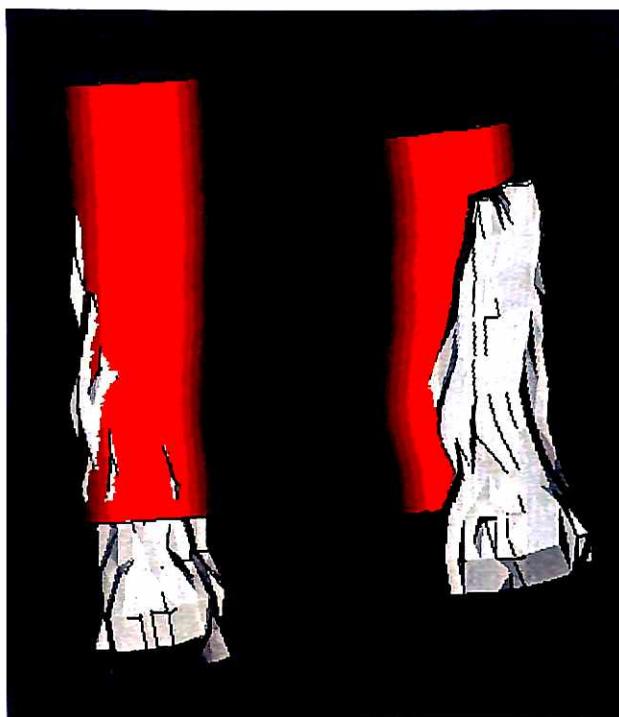


Figura 5.11 - Paciente 3 vista vestibular (24 e 25)

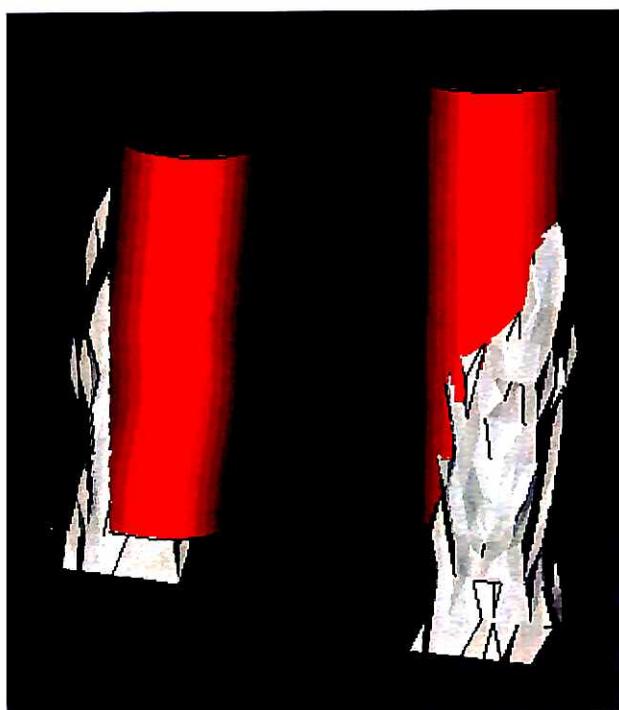


Figura 5.12 - Paciente 3 vista lingual (24 e 25)

Os implantes do lado direito do paciente 4 tiveram um deslocamento coronal de 4,15 mm e desvio médio dos ângulos de 9,66 graus (Figuras 5.13 e 5.14 e Tabela 1).

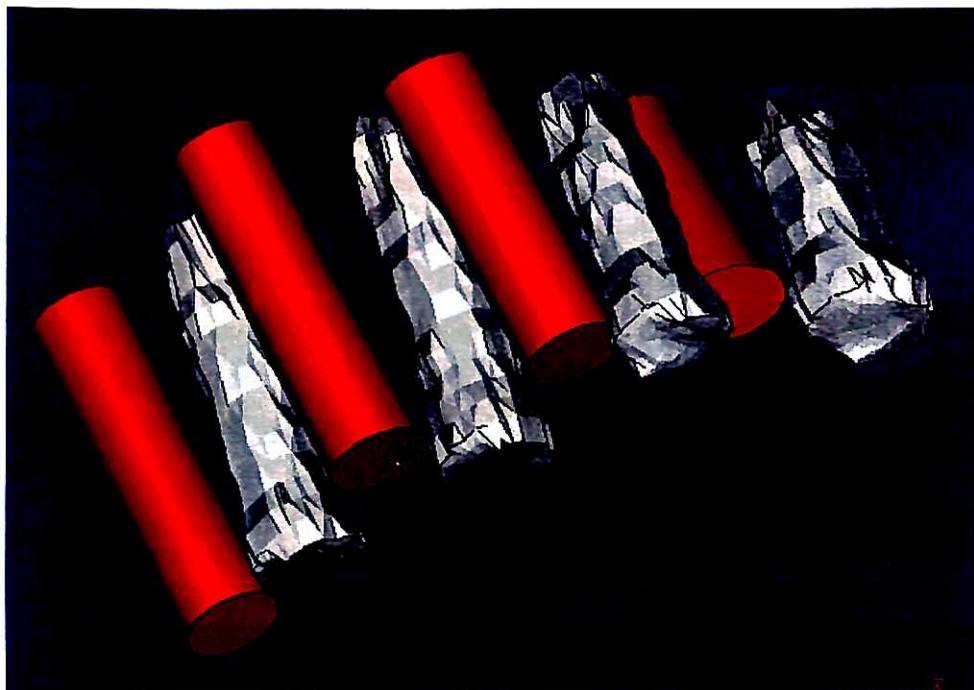


Figura 5.13 - Paciente 4 vista vestibular, implantes 14,15,16 e 17



Figura 5.14 - Paciente 4 vista palatina implantes 14,15,16 e 17

Para o lado esquerdo do paciente 4 o desvio coronal médio foi de 1,73 mm e angulação média de 5,72 graus (Figuras 5.15 e 5.16 e Tabela 1).

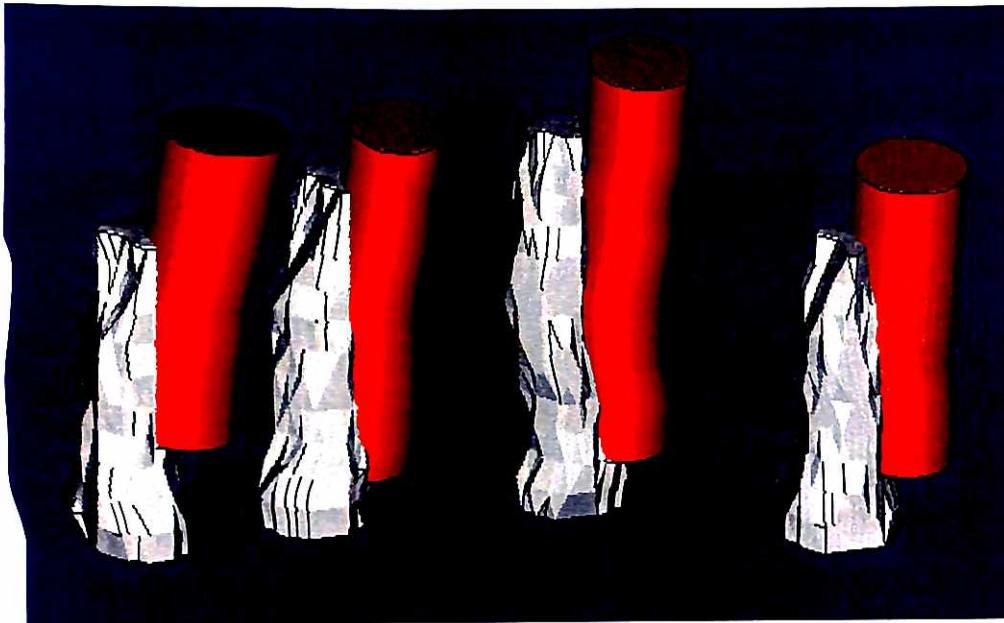


Figura 5.15. - Paciente 4 vista vestibular, implantes 24,25,26 e 27

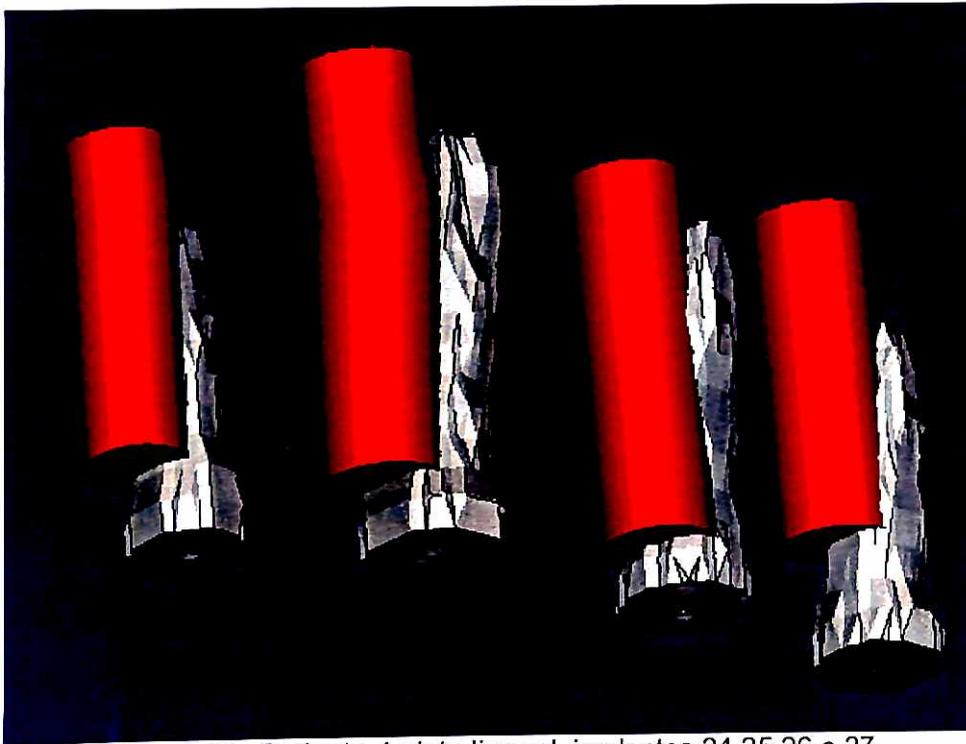


Figura 5.16 - Paciente 4 vista lingual, implantes 24,25,26 e 27

Foi selecionada uma imagem dos implantes com maior desvio para cada paciente (Figuras 5.17, 5.18, 5.19 e 5.20).



Figura 5.17 – Paciente 1 imagem do implante com maior desvio.



Figura 5.18 – Paciente 2 imagem do implante com maior desvio.



Figura 5.19 – Paciente 3 imagem do implante (14) com maior desvio.



Figura 5.20 – Paciente 4 corte sagital destacando (seta) o implante 16 com maior desvio.

As mensurações dos ângulos e distâncias entre a imagem pré-operatória e pós-operatória feitas pela Materialise® foram colocadas na Tabela 1.

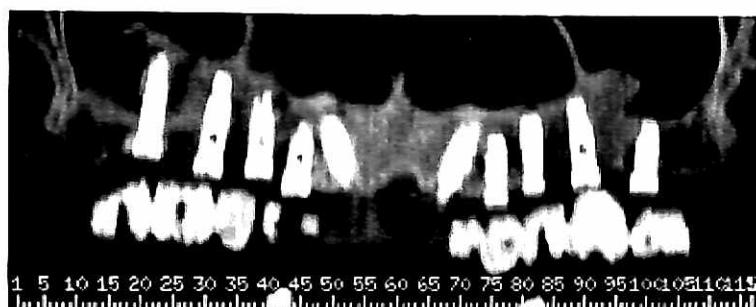


Figura 5.21 – Paciente 4 imagem tomográfica panorâmica do pós-operatório.

As imagens a seguir sugerem que houve diferença no posicionamento entre as guias de 2,0 mm e de 3,0 mm, tanto no lado esquerdo (Figura 5.22) como no lado direito (Figura 5.23).

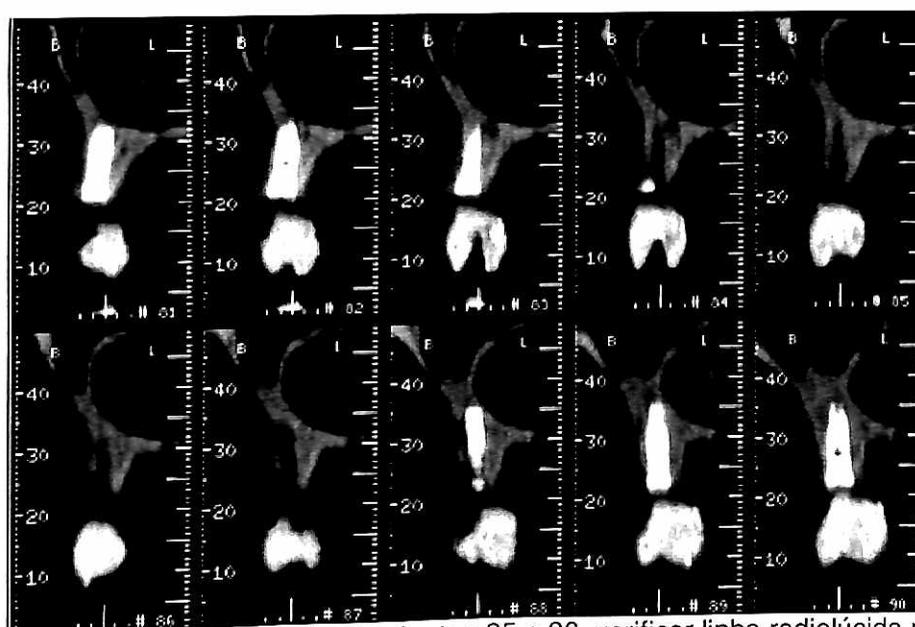


Figura 5.22 – Paciente 4 região dos implantes 25 e 26, verificar linha radiolúcida nos cortes entre as fixações.

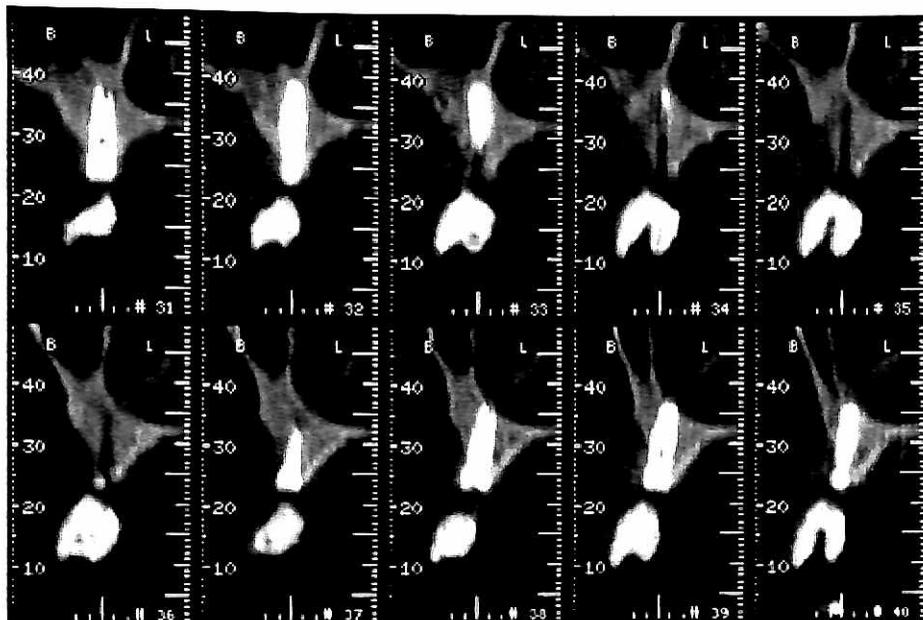


Figura 5.23 – Paciente 4 região dos implantes 15 e 16, verificar linha radiolúcida nos cortes entre as fixações.

6 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste estudo revelam que o sistema de planejamento e guias cirúrgicas SimPlant[®], apresentou-se como uma ferramenta na instalação de implantes, possibilitando a aglutinação dos objetivos protéticos com os cirúrgicos. Outro aspecto relevante neste sistema foi a visualização simultânea, no monitor, das alterações realizadas em quatro janelas, uma para cada plano do objeto; a inserção do implante no corte axial, era projetada nos outros planos, dando-nos uma abordagem espacial ao planejamento.

O uso da guia radiográfica foi imprescindível para uma avaliação cirúrgica, acrescentando o elemento protético nas imagens tomográficas. Independente do uso do software 3D a avaliação não é completa sem este dispositivo para mapeamento da TC (BASTEN, 1995; SETHI, 1993; SIMON, 2002 TAKESHITA *et al.*, 1997). Sua utilidade foi evidenciada nas reconstruções 3D, quando iniciamos o planejamento, usando o centro das faces oclusais como referência para o posicionamento dos implantes. Com relação ao grau de radiação que o paciente recebe com o exame de TC compartilhamos da posição de Benjamin (2002a) que afirma que devemos avaliar o risco cirúrgico, ou seja, quando o caso envolve mais que dois implantes e as regiões se avizinham dos seios maxilares, áreas com enxertia e próximas ao nervo mentoal, devemos lançar mão de um exame mais

preciso (BOU SERHAL *et al.*, 2002; CAVALCANTI *et al.*, 2002; LOWNIE *et al.*, 1997).

O uso de guias cirúrgicas convencionais com orifícios produzidos manualmente como preconizado por Cehreli *et al.* (2000); Kennedy *et al.* (1998); Shahrabi e Hansen (2002), Sicilia *et al.* (1998); Sicilia *et al.* (2000); Simon (2002) Solow (2001); Takeshita *et al.* (1997); Wat *et al.* (2002), feitas somente com estudo dos modelos de gesso e as radiografias, proporcionam estudos independentes entre a avaliação oclusal, posição dentária ótima e a avaliação da radiografia, exigindo do cirurgião grande experiência para conciliar estes dados e definir a melhor posição para colocação dos implantes. A tendência atual está centrada no uso de softwares CAD para o planejamento, onde é possível conciliar a posição ideal protética com a melhor posição óssea, proporcionando melhores resultados biomecânicos e estéticos (BENJAMIN, 2002b; FEUERSTEIN e WEISS, 2002; FORTIN *et al.*, 2000; VAN STEENBERGHE *et al.*, 2002; VERSTREKEN *et al.*, 1996; VERSTREKEN *et al.*, 1998; VOITIK, 2002; WATZINGER *et al.*, 1999).

Atualmente existem no mercado alguns sistemas de planejamento cirúrgico para implante que produzem guias cirúrgicas: Cadimplant (Praxim, Grenoble, France), LITORIM (Leuven information technology-based oral rehabilitation by means of implants) e SimPlant[®] (Materialise[®]).

Os protótipos das estruturas ósseas que acompanham as guias cirúrgicas facilitaram o entendimento espacial da região de interesse

cirúrgico. Essa importância foi demonstrada no trabalho de Erickson *et al.* (1999) que procuraram determinar os benefícios desses biomodelos.

Em nosso trabalho as guias que possuíam apoios dentais (duas do paciente 3 e uma do paciente 1) e a guia que se sustentava em tecido ósseo, paciente 2, se mostraram mais estáveis.

As guias para o paciente 1 com apoios mesiais apresentaram fácil adaptação e boa estabilidade. Verificamos nas figuras 5.1, 5.2 e 5.17, que o sistema promoveu a colocação dos implantes com precisão. Os dados da Tabela 1 mostram uma diferença coronal média de 0,47 mm e variação angular média de 5,56 graus.

No caso do paciente 2 a guia utilizada apoiava-se somente na superfície óssea, mas como envolvia mais que um segmento do arco, as paredes vestibulares e linguais das guias propiciaram estabilidade. Ao analisarmos os dados da Tabela 1 encontramos as médias dos desvios coronais de 0,64 mm e angular de 7,72 graus, o que parece ter pouca importância clínica como podemos verificar na figura 5.18 do implante com maior variação angular (10,76 graus). Nas figuras 5.3 a 5.8 e 5.18 verificamos as sobreposições.

Com dados colhidos do paciente 3, onde utilizamos um conjunto de guias para cada região de pré-molares superiores, observamos no lado superior direito que os implantes sofreram pequena rotação; a guia não se encaixou perfeitamente no canino direito, promovendo uma fenda de 1,5 mm no apoio da face distal. Tal alteração proporcionou a variação média angular de 11,09 graus de rotação dos implantes para vestibular e 0,21 mm de

deslocamento coronal. No lado esquerdo o desvio médio dos ângulos foi de 2,73 graus e o coronal de 0,60 mm, discrepância com pequena importância clínica.

No caso do paciente 4, foram utilizados dois conjuntos de guias, um para cada lado das regiões posteriores da maxila, e que não apresentavam apoios nos dentes remanescentes. Ao tentarmos adaptá-las no rebordo ósseo, não conseguimos estabilizá-las, gerando insegurança, principalmente quanto ao posicionamento ântero-posterior. Apesar de recorrermos às imagens do software no transoperatório para medirmos a distância entre a primeira perfuração e coroa remanescente, as guias não ficaram na posição estabelecida no planejamento, conseqüentemente os implantes também não.

Analisando a Tabela 1 podemos verificar que o deslocamento médio para mesial da guia do lado direito foi de 4,15 mm com variação de angular de 9,66 graus, o que promoveu uma grande discrepância na posição de todos os implantes (Figuras 5.13, 5.14 e 5.20).

Para o lado esquerdo do paciente 4, a discrepância foi menor, mas superior a dos outros pacientes, sendo que o deslocamento coronal médio foi de 1,73 mm e o angular foi de 5,72 graus.

Neste paciente os rebordos apresentavam-se homogêneos, sem grandes alterações anatômicas, não houve travamento das guias, aliado a este, o fato de não possuírem apoios nos dentes remanescentes, dificultou seu posicionamento. Segundo a Materialise®, não foi possível confeccionar extensões mesiais para o apoio nos remanescentes, porque a imagem dos

elementos destas coroas (prótese fixa em resina acrílica com sulfato de bário 10%) apresentava artefatos, gerando uma imagem não confiável. Este é um fator limitante do sistema, pois na maioria das arcadas envolvidas com reabilitações com implantes há presença de restaurações metálicas, o que também provoca artefatos nas imagens do arco dental.

Estas variações médias totais da angulação de 7,24 graus ficaram muito distantes dos 1,8 graus encontrado por Van Steenberghe *et al.* (2002), que utilizaram sistema de guias prototipadas com cilindros concêntricos, mas devemos ter em mente que o sistema acima utiliza guias que se apóiam em todo o arco como a do paciente 2, o que promove estabilidade. Outro fato importante é que no sistema de Van Steenberghe *et al.* (2002) os dois primeiros implantes instalados servem de suporte para a guia tornado-a fixa.

Todos os implantes ficaram aquém da posição do planejamento, ou seja, ficaram mais coronais. A definição de profundidade foi decidida no transoperatório através da avaliação visual. Esta variável não é controlada por este sistema.

Outro dado de relevância cirúrgica foi o momento da troca das guias. Como a visualização da posição da primeira perfuração é dificultada pela presença das abas laterais das guias, gerou-nos certa apreensão, o que se justificou, pois nos dois lados do paciente 4 pode-se verificar a diferença de posição entre as perfurações de 2,0 mm com a posição dos implantes. Portanto, a posição da guia de 2,0 mm não coincidiu com os guias de 3,0 mm (Figuras 5.22 e 5.23).

Esta é uma das limitações do sistema que promove a troca da guia a cada perfuração. O sistema LITORIM, proposto por Van Steenberghe *et al.* (2002) e o de Klein e Abrans (2002), com cilindros concêntricos, faz com que a guia não seja trocada a cada perfuração e sim os cilindros de orientação, reduzindo o risco de incongruência entre as perfurações.

Para avaliarmos o risco que estas distorções representam, elaboramos uma equação para obtermos os desvios dos ápices dos implantes e podermos quantificar a margem de segurança que cada variação angular significa.

Assim criamos uma situação hipotética, em que tivéssemos colocado os implantes na profundidade eleita pelo planejamento. O desvio apical total seria igual ao desvio promovido pelo ângulo, ou seja, a corda do arco, somado ao desvio coronal. A corda, para ângulos pequenos é igual ao ângulo (desvio angular) em radianos vezes o raio (comprimento do implante) (Tabela 1). O desvio angular médio foi de 7,25 graus com um desvio apical médio de 3,0 mm. Se desconsiderarmos os dados do paciente 4, utilizando somente as mensurações das sobreposições onde as guias apresentaram estabilidade, teremos o desvio médio angular de 6,98 graus e uma média de desvio apical de 1,99mm variando de 3,0 mm a 0,8 mm, fato que possibilita uma abordagem clínica aos dados.

Concordamos com Benjamin (2002a) que afirma que um bom prognóstico em implantodontia está calcado na boa regeneração óssea, otimização do contato implante-osso e na precisa transferência do

planejamento. O aperfeiçoamento do sistema de guias em PR poderá nos orientar com segurança neste sentido.

Concordamos com Van Steenberghe *et al.* (2002) quando enfatizam que as guias de perfuração permitem tratamento de pacientes que apresentam rebordos estreitos que de outra maneira seria cirurgicamente desafiante, se não impossível.

Os programas para planejamento cirúrgico, dentre outras vantagens, podem nos orientar do início ao final das perfurações, informação importante também nas cirurgias feitas em pré- maxilas atróficas, onde as TC nos dão informações dos cortes sem nos orientar quanto à possibilidade de tocarmos um implante no outro na região apical. Essa limitação foi citada também por Jacobs *et al.* (1999a)

Como a maioria dos implantodontistas (48%) não faz uso de guias radiográficas e um menor número não utiliza guias cirúrgicas (ALMOG *et al.*, 2002), e o fato desse sistema de planejamento estar centrado nas imagens 3D, faz-se necessária uma adaptação do cirurgião. O uso das guias, faz com que o cirurgião esteja confiante no planejamento, enquanto nas cirurgias tradicionais, as determinações são ditadas pela sua experiência cirúrgica e capacidade de aglutinar as informações radiográficas com os dados clínicos durante todo ato operatório.

Quando analisamos o trabalho de Verstreken *et al.* (1998) verificamos que o uso de imagens 3D possibilita uma apreciação mais refinada e precisa, sendo que os resultados deste trabalho evidenciam o fato. Os planejamentos em 2D sofreram alterações em 21% dos posicionamentos

dos implantes, quando analisados em 3D e quando usado uma guia radiográfica as alterações chegaram a 50%.

A incorporação da computação está promovendo a otimização do diagnóstico, planejamento e tratamento. Inicialmente usava-se uma ligação mecânica entre a área cirúrgica, instrumentos e o computador. Já se encontram sistemas que utilizam comunicação direta, através de infravermelho, entre o contra ângulo, câmeras e o monitor, não necessitando do uso ou confecções de guias, que mantém o cirurgião com uma das mãos ocupada. A orientação do cirurgião pode ser feita diretamente no vídeo com o sistema IGI, DenX, Tarzana, CA. O aperfeiçoamento desses sistemas proporcionara a colocação de implantes com o uso de robôs (FEUERSTEIN; WEISS 2002).

Este estudo proporcionou um aumento do conhecimento a respeito de: processamento de arquivos para trabalho em 3D, CAD/CAM, tecnologia de PR, guias radiográficas, e guias cirúrgicas. Estes elementos e a experiência clínica vivenciada motivou-nos a prosseguir neste caminho, que otimiza o trabalho em implantodontia. Este conhecimento e material podem ser utilizados como um valioso instrumento didático na área de implantodontia.

Com o amadurecimento destas informações poderemos inserir os dados de um planejamento cirúrgico protético em um software CAE, e realizar uma avaliação do seu comportamento mecânico.

Os planejamentos realizados com o software SimPlant® (Materialise®) proporcionaram a colocação de implantes com relativa acurácia para os

casos em que utilizamos guias com apoios dentais e para guias sem este tipo de apoio mas que envolveram mais de um segmento do arco. Também sugerem que quando do uso de guias retilíneas e sem apoio dental o clínico deva estar com atenção redobrada para certificar-se do correto posicionamento da guia.

O número de guias utilizadas neste trabalho não permitiu uma análise estatística. As médias foram utilizadas como referência e novos estudos devem ser feitos para uma abordagem mais precisa.

7 CONCLUSÃO

As guias cirúrgicas produzidas a partir da técnica de prototipagem rápida cumprem sua função na orientação do posicionamento dos implantes, propiciando a conjugação dos dados protéticos e cirúrgicos.

Cuidados adicionais devem ser tomados no uso de guias cirúrgicas sem apoio dental e que envolvam segmentos retilíneos do arco.

Este sistema de guias cirúrgicas exige do cirurgião um período de familiarização.

REFERÊNCIAS¹

ALMOG, D. M. et al. Use of imaging guides in preimplant tomography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 93, n. 4, p. 483-487, Apr. 2002.

ARVIER, J. F. et al. Maxillofacial biomodelling. **Br. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Edinburgh, v. 32, n. 5, p. 276-283, Oct. 1994.

ASAUMI, J. et al. Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 30, n. 6, p. 330-335, Nov. 2001.

AUNG, S.C.; TAN, B. K.; LEE, S. T. Seletive laser sintering: application of a rapid prototyping method in craniomaxillofacial reconstructive surgery. **Ann. Acad. Med. Sinapore**, v. 28, n. 5, p. 739-43, 1999.

BARKER, T. M.; EARWAKER, W. J. S.; LISLE, D. A. Accuracy of stereolithographic models human anatomy. **Australasian Radiology.**, v. 38, p. 106-11, 1994.

BASTEN, C. H. The use of radiopaque templates for predictable implant placement. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 26, n. 9, p. 609-612, Sep. 1995.

BASTEN, C. H.; KOIS, J. C. The use of barium sulfate for implant templates. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 4, p. 451-454, Oct. 1996.

BENJAMIN, L. (a) The evolution of multiplanar diagnostic imaging: predictable transfer of preoperative analysis to the surgical site. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 3, p. 135-144, Apr. 2002.

¹ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Seriados em Ciências da Saúde)

BENJAMIN, L. (b) Using a customized surgical template for computer-guided implant surgery. Interview by Arun K. Garg. **Dent. Implantol. Update**, Atlanta, v. 13, n. 7, p. 49-53, Jul. 2002.

BESIMO, C.; LAMBRECHT, J. T.; NIDECKER, A. Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 24, n. 4, p. 264-267, Nov. 1995.

BIANCHI, S. D. et al. The use of replicate resin models in the treatment of maxillary sinus augmentation patients. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 17, n. 4, p. 348-357, Aug. 1997.

BILL, J. S. et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 24, n. 1 pt 2, p. 98 -103, Feb. 1995.

BORAH, B. et al. Three-dimensional microimaging (MRmicrol and microCT), finite element modeling, and rapid prototyping provide unique insights into bone architecture in osteoporosis. **Anat. Rec.**, Philadelphia, v. 265, n. 2, p. 101-110, Apr. 2001.

BOU SERHAL, C. et al. Perioperative validation of localisation of the mental foramen. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 31, n. 1, p. 39-43, Jan. 2002.

CAVALCANTI, M. G. et al.(a) Validation of spiral computed tomography for dental implants. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 27, n. 6, p. 329-333, Nov. 1998.

CAVALCANTI, M. G. P. Tomografia computadorizada:reconstruções em 2D e em 3D. In: FREITAS, A.; ROSA, J. E.; SOUZA, I. F. **Radiologia Odontologica**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. cap. 37, p. 681-726.

CAVALCANTI, M. G.; RUPRECHT, A.; VANNIER, M. W. 3D volume rendering using multislice CT for dental implants. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 31, n. 4, p. 218-23, Jul. 2002.

CEHRELI, M. C.; ASLAN, Y.; SAHIN, S. Bilaminar dual-purpose stent for placement of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 1, p. 55-58, Jul. 2000.

CHOI, J.Y. et al. Analysis of erros in medical rapid prototyping model. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 31, n. 1, p. 23-32, Feb. 2000.

COWARD, T. J.; WATSON, R. M.; WILKINSON, I. C. Fabrication of a wax ear by rapid-process modeling using stereolithography. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 1, p. 20-27, Jan-Feb. 1999.

• CRANIN, A. N. et al. An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 24, n. 2, p. 74-79, Fev. 1998.

DOLCE, O. e POMPEO, J. N. **Fundamentos de matemática elementar, 9: geometria plana.** 7 ed. São Paulo, 1993, cap 12, p. 183-197.

EPPLEY, B.L.; SADOVE, A.M. Computer- generated patient models for the reconstruction of cranial and facial deformities. **J. Craniofac. Surg.**, Stuttgart, v.12, n. 1, p. 96, 2001.

• ERICKSON, D. M. et al. An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 57, n. 9, p. 1040-1043, Sep. 1999.

FEUERSTEIN, O.; WEISS, E. Image-guided navigational implantology. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, New York, v. 14, n. 3, p. 242, Apr. 2002.

• FORTIN, T. et al. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 26, n. 4, p. 300-303, 2000.

• FREDERIKSEN, N. L. Diagnostic imaging in dental implantology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 80, n. 5, p. 540-554, Nov. 1995.

GAGGL, A.; SCHULTES, G. Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 263-270, Mar-Apr. 2002.

GIROD, S. et al. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Stuttgart, v.29, n. 3, p. 156-158, mar, 2001.

• GOLEC, T. S. CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 30, n. 1, p. 85-95, Jan. 1986.

• GORNI, A. A. Prototipagem rápida: o que é, quem faz e porque utilizá-la. **Plástico industrial**, São Paulo, v. 3, n. 31, mar. 2001.

GROSS, G. J; MIELEWSKI, P. A.; BORAH, B. Bone architecture and image synthesis. **Morphologie**, Ohio, v. 83, n. 261, p. 21-24, 1999.

• HIGGINBOTTOM, F. L.; WILSON JR, T. G. Three-dimensional templates for placement of root-form dental implants: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 11, n. 6, p. 787-793, Nov-Dec. 1996.

HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. **Br. J. Radiol.**, London, v. 68, n. 815, p. 166-172, Nov. 1995.

• ISRAELSON, H. et al. Barium-coated surgical stents and computer-assisted tomography in the preoperative assisted of dental implants patients. **Int. J. Periodont. Dent.**, v. 12, n. 1, Jan. 1992.

• JACOBS, R et al. (a). Predictability of reformatted computed tomography for pre-operative planning of endosseous implants. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 28, n. 2, p. 37-41, Mar. 1999.

• JACOBS, R. et al. (b). Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Stoneham, v. 28, n. 2, p. 105-111, Mar. 1999.

• KAMINSKI, P. C.; OLIVEIRA, J. H. A prototipagem rápida aumenta a produtividade. **Revista Oesp Metal-Mecanica**, São Paulo, out/nov. 1999.

KARCHER, H. Three-dimensional craniofacial surgery: transfer from a three-dimensional model (Endoplan) to clinical surgery: a new technique (Graz). **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Stuttgart, v. 20, n. 3, p. 125-131, Apr. 1992.

KENNEDY, B. D.; COLLINS JR, T. A.; KLINE, P. C. Simplified guide for precise implant placement: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 13, n. 5, p. 684-688. Sep-Oct. 1998.

KLEIN, M.; ABRANS, M. Computer-guided utilizing a copumter-miller surgical template. **Dental Implant Update**. Atlanta, v. 13, n.7, p. 49-53, 2002.

KORVES, B. et al. Image- and model-based surgical planning in otolaryngology. **J. Otolaryngol.**, Toronto, v. 24, n. 5, p. 265-270, Oct. 1995.

LEE, S. J. et al. Clinical application of computer-aided rapid prototyping for tooth transplantation. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 17, n. 3, p. 114-119, Jun. 2001.

LILL, W. et al. Reproducibility of three-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area. **Br. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Edinburgh, v. 30, n. 4, p. 233-236, Aug. 1992.

LOWNIE, J. F. et al. Multi-planar and cross-sectional oblique scanning (CT) in implant surgery. **J. Dent. Assoc. S. Afr.**, Cape Town, v. 52, n. 4, p. 213-216, Apr. 1997.

MAZZONETTO, R. et al. Uso de modelos esteriolitográficos em cirurgia Buço-Maxilo-Facial. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 56, n. 2, p. 115-118, mar/abr. 2002.

MIZRAHI, B.; THUNTHY, K. H.; FINGER I. Radiographic/surgical template incorporating metal telescopic tubes for accurate implant placement. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New York, v. 10, n. 6, p. 757-766, Aug. 1998.

OLIVEIRA, J. H. S. A. **Avaliação das mudanças ocorridas no desenvolvimento de produtos devidas à utilização de modelos produzidos por prototipagem rápida.** 2001 40f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Faculdade de Engenharia da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

ONISHI, K.; MARUYAMA, Y. Three-dimensional solid model integrated with dental model for maxillofacial surgery. **Plast. Reconstr. Surg.**, Baltimore, v. 108, n. 6, p. 1696-1699, Nov. 2001.

PALSER, R. et al. Three-dimensional lithographic model building from volume data sets. **Can. Assoc. Radiol. J.**, Ottawa, v. 41, n. 6, p. 339-341, Dec. 1990.

SENDYK, W. R.; BOTTINO, M.A.; SENDYK, C. L. Aplicações clínicas dos implantes osseointegrados. **Livro do Congresso Paulista de Odontologia**. São Paulo, 1996, cap. 12, p. 299-341, Jan.

SETHI, A. Precise site location for implants using CT scans: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 4, p. 433-438, Oct. 1993.

• SICILIA, A. et al. Profile surgical template: a systematic approach to precise implant placement. A technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 13, n. 1, p. 109-114, Jan-Feb. 1998.

• SICILIA, A. et al. Evaluation of the precision obtained with a fixed surgical template in the placement of implants for rehabilitation of the completely edentulous maxilla: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 272-277, Mar-Apr. 2000.

SILVA, J. V. L. et al. Prototipagem rápida: conceitos e aplicação. Centro de pesquisas Renato Archer – CenPRA. Adaptação ao português do original "Rapid prototyping : concepts, applications and potencial utilization in Brazil" apresentado no "15th International Conference on CAD/CAM Robotics & Factories of the Future 99"., 1999.

SIMON, H. Use of transitional implants to support a surgical guide: enhancing the accuracy of implant placement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 2, p. 229-232, Feb. 2002.

SHAHRASBI, A. H.; HANSEN, C. A. Surgical oral radiographic guide with a removable component for implant placement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 3, p. 330-332, Mar. 2002.

SOLOW, R. A. Simplified radiographic-surgical template for placement of multiple, parallel implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 26-29, Jan. 2001.

TAKESHITA, F.; TOKOSHIMA, T.; SUETSUGU, T. A stent for presurgical evaluation of implant placement. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 1, p. 36-38, Jan. 1997.

TODD, A. D. et al. Interpretation of linear and computed tomograms in the assessment of implant recipient sites. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v. 64, n. 12, p. 1243-1249, Dec. 1993.

TOMOTAKE, Y. et al. Immediate implant-supported oral rehabilitation using a photocurable plastic skull model and laser welding. A technical note on the screw-retained type: Part 1. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 303-306, May-Jun. 2002.

TRUITT, H. P.; JAMES, R.; BOYNE, P. Noninvasive technique for mandibular subperiosteal implant: a preliminary report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 55, n. 4, p. 494-497, Apr. 1986.

TSAI, T. P. et al. Interim denture used as a guide for presurgical radiographic evaluation of dental implant therapy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 3, p. 324-325, Sep. 2001.

VAN STEENBERGHE, D. et al. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 17, n. 5, p. 663-70, Sep-Oct. 2002

VERSTREKEN, K. et al. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 6, p. 806-810, Nov-Dec. 1996.

· VERSTREKEN, K. et al. An image-guided planning system for endosseous oral implants. **IEEE Trans. Med. Imaging.**, New York, v. 17, n. 5, p. 842-852, Oct. 1998.

VOITIK, A. J. CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 6, p. 302-303, 2002

VOLPATO, N. Prototipagem rápida: ferramental rápido no processo de desenvolvimento de produto. **Máquinas e Metal**, São Paulo, p. 76-89, junho, 1999.

· WANSCHITZ, F. et al. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 13, n. 1, p. 59-64, Feb. 2002.

· WALKER, M.; HANSEN, P. Dual-purpose, radiographic-surgical implant template: fabrication technique. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 47, n. 2, p. 206-208, Mar-Apr. 1999.

WAT, P. Y. et al. Precision surgical template for implant placement: a new systematic approach. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, Hamilton, v. 4, n. 2, p. 88-92, Fev. 2002.

· WATZINGER, F. Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Stuttgart, v. 27, n. 2, p. 77-81, Apr. 1999.

ANEXOS

ANEXO A - Tabela original feita pela Materialise®

Validation Study Dr. Giovanni Di Giacomo - Project Brasil					
Implant	N°	Length	Deviation Coronal Point (mm)	Angle (°)	Remarks
Bezerra Mand	35	10 mm	0,66	3,63	Guide OK
Bezerra Mand	36	10 mm	0,17	5,27	
Bezerra Mand	38	10 mm	0,57	7,79	
Grigoletto Mand	46	13 mm	1,02	7,34	Bridged Guide OK
Grigoletto Mand	45	11,5 mm	0,44	10,76	
Grigoletto Mand	41	13 mm	0,69	7,33	
Grigoletto Mand	31	13 mm	0,10	7,06	
Grigoletto Mand	35	13 mm	1,11	6,72	
Grigoletto Mand	36	13 mm	0,46	7,08	
Lopes Max	15	13 mm	0,26	9,97	Right Guide: Small rotation versus lingual side of the mouth
Lopes Max	14	13 mm	0,15	12,21	
Lopes Max	24	11,5 mm	0,14	3,59	Left Guide OK
Lopes Max	25	10 mm	1,06	1,86	
Boselli Max	17	15 mm	4,11	8,69	Right Guide: Big translation (4 mm?) versus mesial side of the mouth
Boselli Max	16	15 mm	4,48	10,03	
Boselli Max	15	13 mm	3,69	10,74	
Boselli Max	13	10 mm	4,31	9,19	
Boselli Max	23	10 mm	1,45	4,20	
Boselli Max	25	11,5 mm	1,51	7,72	Left Guide: Big translation (1,5mm?) versus mesial side of the mouth
Boselli Max	26	13 mm	1,74	7,09	
Boselli Max	27	10 mm	2,22	3,85	
Average All	21		1,44	7,24	
Stdev All	21		1,46	2,75	
Average (no Boselli)	13		0,53	6,97	Errors of previously performed studies are in the following range: Deviation Coronal Point: ca. 0,7 mm Angle deviation: ca. 6°
Stdev (no Boselli)	13		0,36	2,94	
Average Mand	9		0,58	7,00	
Stdev Mand	9		0,34	1,92	
Average Max (no Bc)	4		0,40	6,91	
Stdev Max (no Boselli)	4		0,44	4,97	

ANEXO B – Parecer da CEP.



CONSELHO DA SAÚDE
Conselho Nacional de Saúde
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP



UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
Comitê de Ética em Pesquisas
Registro CONEP n.º 208
Aprovado em 09/02/2000

PARECER N.º 61/2002

REGISTRO CEP UNISA N.º 83/2002 – Apresentado em 25/11/2002

Projeto de Pesquisa “Avaliação da Precisão de Guias Cirúrgicas, feitas à partir da Técnica de prototipagem rápida, em implantodontia.”

Pesquisador Responsável : Prof. Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

Área Temática : Implantodontia

Prezado Pesquisador:

Ao se proceder à análise do processo em questão, cabe a seguinte consideração:

As informações apresentadas atendem aos aspectos fundamentais das Resoluções CNS 196/96, 251/97 e 292/99, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos.

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisas – CEP UNISA, de acordo com as atribuições da Resolução 196/96, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto a ser desenvolvido e conduzido no Departamento de Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk.

Situação: Aprovado em 25/11/2002

São Paulo, 27 de Novembro de 2002

PROF. DR. LIBERATO JOHN ALPHONSE DI DIO
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisas
UNISA - Universidade de Santo Amaro

ANEXO C – Carta de consentimento

**INFORMAÇÃO E CONSENTIMENTO PÓS-
INFORMAÇÃO PARA PESQUISA CLÍNICA**

As informações contidas neste documento são fornecidas com o objetivo de firmar um acordo escrito no qual o paciente autorize por livre-arbítrio a sua participação nos procedimentos envolvidos na pesquisa, sem qualquer coação. O paciente terá todo o conhecimento necessário sobre os procedimentos clínicos envolvidos, inclusive sobre riscos envolvidos. Esta pesquisa está sendo orientada pelo Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk e organizada pelo Mestrando Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

Título do estudo:

“Avaliação da aplicação de guias cirúrgicas, feitas a partir da técnica de Prototipagem Rápida, em Implantodontia”.

Objetivo:

Avaliar o sistema de guias cirúrgicas para colocação de implantes.

Justificativa:

Um dos problemas enfrentados pelos protesistas é a incongruência entre o posicionamento do implante e a posição ideal para as coroas, proporcionando resultados mecanicamente desfavoráveis e esteticamente desanimadores.

Atualmente, para colocação de implantes lançamos mão da avaliação da “película (filme) do exame de Tomografia Computadorizada, ou seja, uma análise em duas dimensões. O planejamento cirúrgico é complementado com guias confeccionadas a partir do enceramento diagnóstico, que é baseado nos dentes remanescentes e antagonistas. As duas ferramentas citadas são

independentes e a adequada aglutinação (associação) esta diretamente ligada à capacidade de visualização do cirurgião.

O sistema avaliado otimiza o planejamento com a conjugação da imagem do corte tomográfico com a posição ideal da coroa dental.

Com esta pesquisa poderemos:

- 1 Atestar o sistema de guias cirúrgicas para cirurgia de Implantes dentários.
- 2 Conhecer o processo de confecção de guias a partir de programa tipo CAD/CAM.
- 3 Incrementar o conhecimento e domínio do uso de protótipos em cirurgias com o objetivo do desenvolvimento de tecnologia.
- 4 Facilitar e tornar este tipo de cirurgia acessível e segura a um maior numero de profissionais.

O sistema a ser avaliado pode proporcionar ao cirurgião maior segurança na colocação dos implantes

Procedimentos:

O trabalho se inicia com a anamnese, avaliação clínica, adequação oclusal e enceramento diagnóstico. A partir destes estudos será feito a duplicação do modelo com enceramento e a posterior confecção de uma moldeira em acetato (BioArte Equipamentos Odontológicos LTDA, com 1,00mm de espessura) através do aparelho Vacuoforme®. Esta moldeira deverá envolver toda a arcada.

Os espaços edêntulos das moldeiras, áreas de interesse cirúrgico, serão preenchidos com uma mistura de 90% de resina acrílica (copolímero metil metacrilato auto polimerizante, JET- Artigos Odontológicos Clássico) e 10% em peso de sulfato de bário (Fórmula e Ação - Farmácia de Manipulação). Criando uma guia para o paciente usar durante o exame de TC. Este artefato apresenta radiopacidade

suficiente para demarcar o local da coroa dental na Tomografia Computadorizada. O paciente fará TC com programa Dentascan[®] na MEDIMAGEM no Hospital Beneficência Portuguesa (High Speed Helicoidal -General Electric). As imagens geradas pelas centrais de processamento (*workstation*) serão gravadas em Compact Disk e enviadas para Materialise[®] (Bélgica). Após o processamento (conversão dos arquivos que estão na linguagem do Tomógrafo para linguagem do software – SurgiCase[®]), um arquivo será enviado de volta para o pesquisador (Brasil) e “aberto” no software (SurgiCase[®] da Materialise[®]) possibilitando a visualização da imagem 3D. O trabalho com a imagem será analisado em um computador pessoal (PC). Realizado o planejamento, ou seja, escolhendo o ponto para colocação, angulação e comprimento adequado do implante para o caso clínico, enviaremos este arquivo, via internet, para a Materialise[®] (Bélgica). Após 10 dias úteis receberemos as guias cirúrgicas feitas a partir de nosso planejamento, ou seja, prototipadas (objeto concebido a partir de uma imagem 3D).

As guias são de material plástico com espaço para colocação de tubos metálicos (Titânio) de vários diâmetros, que nos guiarão na seqüência de fresas para a perfuração do tecido ósseo e na colocação do(s) implante(s).

Uma nova Tomografia Computadorizada, pós-operatória, será feita e enviada para Materialise (Bélgica). Após a conversão faremos a comparação com as imagens do planejamento, avaliado assim a precisão do sistema.

Risco esperado:

Todos os procedimentos serão feitos segundo técnicas consagradas, com rigoroso controle de higiene e equipamento totalmente esterilizado. O risco de perda do implante sempre existe, sendo da ordem de 3-8%, em procedimentos cirúrgicos e protéticos convencionais. Se por acaso houver implante perdidos, a colocação de um outro implante não é descartada.

Benefícios para os voluntários:

Durante o período de estudo você terá assegurada, o acompanhamento e a manutenção do(s) seu(s) implante(s) ao estudo. Em caso de complicações, será dada prioridade ao seu atendimento por profissionais qualificados, na Clínica da Faculdade de Odontologia da UNISA, de forma a contorná-los da melhor forma possível.

Obrigações dos voluntários:

Deverão comparecer nos dias e horários marcados para atendimento, já que a falta do paciente prejudicará o resultado da pesquisa. O paciente deve se comprometer a realizar a segunda tomografia, pois sem este exame o projeto não se completará.

Informações e sigilo: Os voluntários têm a garantia que receberão respostas às suas dúvidas sobre o andamento do estudo. No futuro, somente os resultados numéricos obtidos serão divulgados. Tanto sua identidade como sua imagem e seus dados pessoais permanecerão sob sigilo.

Retirada do consentimento: Os voluntários possuem total liberdade de se retirar da pesquisa por motivos que poderão permanecer de foro íntimo, a qualquer momento e sem qualquer penalização. Pedimos que nesse caso nos avise com antecedência para que possamos substituí-lo por outro paciente.

Em caso de urgência, recomenda-se procurar o atendimento aberto ao público de urgência odontológica da Faculdade de Odontologia da UNISA, de segunda a sexta das 8:00 às 19:30h, ou ligar para o Dr. Giovanni de A. P Di Giacomo no tel: 32620875.

Consentimento Pós Informação

Eu,

_____ certifico

que, tendo lido as informações prévias e tendo sido suficientemente esclarecido pelo Cirurgião-Dentista Dr Giovanni de A P Di Giacomo, estou plenamente de acordo com a realização desses procedimentos descritos em meu caso, e como paciente me candidato voluntariamente à participação nesse estudo.

São Paulo, ___ de _____ de 20__.

Assinatura do paciente

Nome legível de testemunha / N° RG

Assinatura da testemunha

Elaborado com base na Resolução 196 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde, publicada no Diário Oficial em 10/10/1996

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte e comunicada, ao autor, a referência em que consta a citação.

Giovanni de Almeida Prado Di Giacomo

Assinatura

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro

Departamento: Implantodontia

Local e data: 20/05/3003

E-mail: ggiacomo@apcd.org.br

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

Di Giacomo, Giovanni de Almeida Prado
D569a Avaliação da aplicação de guias cirúrgicas, feitas a partir da
técnica de prototipagem rápida, em implantodontia / Giovanni
de Almeida Prado Di Giacomo. Orientação do Prof. Dr.
Cláudio Luiz Sendyk. -- São Paulo: 2003.
100 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da Universidade de
Santo Amaro.

1. Implantes Dentários
 2. Tomografia Computadorizada Espiral
 3. Guia Cirúrgica
 4. Prototipagem Rápida
- I.
Título