

## 1 INTRODUÇÃO

As radiografias periapicais e as panorâmicas convencionais são frequentemente utilizadas na avaliação pré-operatória para confecção de próteses implantossuportadas. No entanto, estas técnicas imaginológicas não fornecem informações anatômicas completas. Apesar de os guias cirúrgicos convencionais serem fabricados a partir de um modelo de diagnóstico que fornece referências sobre o ponto de entrada e de angulação das brocas, esses guias não fornecem a orientação tridimensional exata e informações à respeito das estruturas anatômicas subjacentes (WIDMANN *et al.*, 2005; WIDMANN; BALE, 2006). Com o intuito de superar essas limitações, as pesquisas têm buscado o desenvolvimento de técnicas que permitam o posicionamento ideal dos implantes com relação aos parâmetros anatômicos e à prótese dentária (JUNG *et al.*, 2009).

A introdução das tomografias computadorizadas, dos softwares de planejamento de implantes e da tecnologia CAD/CAM têm sido conquistas importantes neste domínio. As tomografias computadorizadas digitais permitem que as imagens possam ser convertidas em um modelo tridimensional virtual da área de tratamento. Dessa forma, uma visão realista da anatomia óssea do paciente é retratada, permitindo uma execução virtual ideal e precisa da cirurgia. Diferentes abordagens têm sido introduzidas para transferência do planejamento digital para a situação clínica. Dispositivos de posicionamento mecânico e máquinas que convertem o guia radiográfico em guia cirúrgico através de uma transformação algorítmica computadorizada já são utilizadas (WIDMANN *et al.*, 2005, WIDMANN; BALE, 2006).

Outras abordagens incluem a tecnologia CAD-CAM para gerar modelos de acompanhamento intra-operatório das brocas em tempo real, de acordo com a trajetória planejada. Esses sistemas de navegação permitem a visualização da posição real do instrumento na área cirúrgica por meio de imagens tridimensionais reconstituídas em uma tela. No entanto, o uso destas tecnologias assistidas por computador é, muitas vezes, restrito aos aspectos cirúrgicos do tratamento reabilitador, sendo o tratamento protético ainda realizado na sequência de protocolos tradicionais. Assim, o modo para transferir a informação protética para o paciente é de grande importância, e os pontos de referência exatos são necessário

para posicionar os implantes de tal maneira que as próteses pré-fabricadas tenham uma adaptação precisa (JUNG *et al.*, 2009).

Hoje em dia, encontra-se disponível uma literatura crescente sobre implantodontia assistida por computador. Os estudos relatam a respeito da precisão no posicionamento dos implantes, comparando as posições planejadas virtualmente com as posições reais obtidas e demonstrando os resultados clínicos das diferentes técnicas. Como muitas dessas técnicas já estão disponíveis na prática clínica ou encontram-se no caminho de se firmar como opções de tratamento rotineiras, é de grande importância analisar os diferentes sistemas atualmente disponíveis, discutindo as possibilidades e limitações da implantodontia assistida por computador e suas aplicações clínicas.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Avaliar a literatura científica com relação à precisão e ao desempenho clínico de diferentes aplicações de tecnologia de informática no campo cirúrgico da implantodontia.

### **2.2 Objetivos Específicos**

- Procurar entender os diferentes sistemas tecnológicos utilizados como auxiliares na implantodontia;
- Conhecer a infra-estrutura e técnica utilizada por esses sistemas;
- Avaliar as diferentes técnicas de cirurgias assistidas estáticas e dinâmicas com relação à efetividade e precisão.

### 3 MÉTODOS

O levantamento bibliográfico foi realizado em setembro de 2014, sendo consultadas as seguintes bases de dados eletrônicas: *Medline*, *Scielo*, *Pubmed*, *Lilacs* e *Bireme*. A busca retrospectiva se limitou aos artigos científicos indexados, originais como estudos clínicos, randomizados e não randomizados, transversais, prospectivos, de coorte e de base populacional, que envolveram seres humanos com idade igual ou superior a 18 anos e que foram publicados entre 1994 e 2014, escritos nas línguas inglesa ou portuguesa, tendo sido utilizadas a combinação das seguintes palavras-chave: “*computer-assisted implant technology*” AND “*implant systems*”. A busca resultou em 126 artigos, dos quais 88 foram excluídos com base no título. Dos 38 artigos restantes, 8 foram excluídos após a leitura do resumo ou texto completo. Outra estratégia utilizada foi a seleção manual de artigos com base nas referências bibliográficas dos artigos encontrados. Somando-se os artigos obtidos pela busca eletrônica aos estudos selecionados manualmente através das referências bibliográficas, 108 artigos foram utilizados para confecção da revisão de literatura e discussão do trabalho.

## 4 REVISÃO DA LITERATURA

### 4.1 Tomografias

#### 4.1.1 Aspectos históricos

A evolução científica e tecnológica tem proporcionado diversos recursos que contribuem para a melhoria da vida das civilizações. No campo tecnológico, tem-se buscado constantemente o aperfeiçoamento das várias etapas que compõem a tarefa de gerar produtos e recursos. As técnicas de tomografia computadorizada vêm ocupando cada vez mais espaço nas mais diversas áreas de aplicação tecnológica. Seu poder de aplicação está no mérito de se obter imagens internas de um objeto de maneira rápida e não invasiva, revelando com clareza o conteúdo da parte do objeto em estudo e fornecendo dados quantitativos das dimensões e das características do material (densidade e número atômico) relacionados a um mapeamento das interações entre a energia e a matéria (BROOKS, 1993).

Uma das técnicas mais tradicionais, com exceção da inspeção visual, é a radiografia. Ela fornece uma projeção do objeto como um todo, através da passagem dos raios-x pelo objeto e posterior incidência num detector de filme, onde a imagem fica gravada em forma de sombra. Essa projeção do objeto implica em algumas limitações. Uma vez que ocorre a superposição de aspectos internos do objeto ao longo do caminho do feixe de raios-x, as radiografias não conseguem informar a “profundidade” dos objetos avaliados. O caráter da superposição foi parcialmente solucionado por Bocage em 1921, o qual desenvolveu uma configuração onde um tubo de raios-x e um filme fotográfico se moviam simultaneamente durante a emissão do feixe, de tal forma que um determinado plano ou seção transversal do objeto fosse projetado no filme com mais destaque em relação aos outros planos. Após essa descoberta e com o passar dos anos, o diagnóstico por imagem passou por significativos avanços, resultando em exames de extrema qualidade, como os que temos atualmente (WELLS *et al.*, 1994).

Um dos momentos mais importantes dessa evolução foi em 1972 quando, Ambrose e Hounsfield apresentaram um novo método de utilização da radiação, onde os coeficientes de absorção dos raios-x pelos diversos tecidos do corpo

Humano seriam enviados a um computador onde seria calculados e apresentados em uma tela como pontos luminosos, variando do branco ao preto, com tonalidades de cinza intermediárias. Inicia-se, então, a era das tomografias computadorizadas (CARVALHO, 2007; RUPRECHT, 2008).

TABELA 1  
Unidades Hounsfield/Tecido

<b>Substância/Tecido</b>	<b>Unidade Hounsfield</b>
Ar	-1000
Pulmão	-500
Gordura	-100 a -50
Água	0
Fluido Cerebroespinal	15
Rim	30
Sangue	+30 a +45
Músculo	+10 a +40
Massa cinzenta	+37 a +45
Massa branca	+20 a +30
Fígado	+40 a +60
Tecidos moles, contraste	+100 a +300
Osso	+700 (osso esponjoso) a + 3000 (osso denso)

Fonte: HOUNSFIELD, 1973

Tomografia Computadorizada é um termo genérico dado a uma gama de tecnologias de diagnóstico por imagem que é capaz de reconstruir os dados coletados pelo equipamento e reconstruir volumetricamente, sendo possível a análise de cortes em diversos planos do corpo humano (BROOKS, 1993; COTRIM-FERREIRA *et al.*, 2008). Basicamente, as tomografias computadorizadas podem ser divididas em duas principais categorias, baseando-se na geometria do feixe emitido pelo aparelho: tomografia computadorizada Helicoidal (onde o feixe emitido é em forma de leque) e a tomografia computadorizada de feixe cônico (onde o feixe emitido é em forma de cone). A tecnologia das tomografias computadorizadas

permite a reconstrução volumétrica e manipulação das imagens por meio de softwares de computador, com extrema fidelidade e em escala real, onde a obtenção desses dados ocorre pela emissão de um feixe de raios-x que são colhidos por receptores de raios-x, sendo esses dados enviados ao computador, onde serão reconstruídos em imagens e manipulados pelo software (COTRIM-FERREIRA *et al.*, 2008; MOZZO *et al.*, 1998). É uma técnica imaginológica onde se obtém imagens em diversos planos com uma fidelidade de mensurações muito próximas à realidade. A formação da imagem é baseada na atenuação que os raios-x sofrem ao atravessar a matéria e é reconstruída através de múltiplas projeções. A maneira como os raios-x são atenuados e, portanto, o aspecto da imagem reconstruída, está associada basicamente à densidade do material. As informações obtidas podem ser armazenadas em computador e processadas posteriormente através de avançados softwares de processamento digital de imagens. Outras modalidades de tomografia estão sendo desenvolvidas como, por exemplo, a tomografia de raios gama, de emissão de nêutrons, tomografia por emissão pósitrons e tomografia de prótons de baixa energia (FARMAN; SCARFE, 2008).

Desde seu advento, por Ambrose e Hounsfield em 1972, o planejamento dos tratamentos com implantes ganhou um grande aliado, sendo nos dias de hoje indispensável. É uma técnica que permite obter a imagem digital de um determinado objeto em duas dimensões, a partir da emissão de raios-x que varrem o plano selecionado (WELLS *et al.*, 1994).

Cerca de uma década atrás, em 1998, surgiu o conceito de um novo aparelho de tomografia: a tomografia computadorizada de feixe cônico, conhecida também como TC Cone Beam. Segundo seus idealizadores, este novo tomógrafo, desenvolvido para a região Maxilo facial, diferentemente da tomografia computadorizada Helicoidal (TC Helicoidal) que adquiria os dados por fatias, baseava-se na emissão de um feixe cônico de raios-x em um único giro de 360° em torno da cabeça do paciente onde todo o volume das estruturas seria obtido. Após a aquisição dos dados as imagens seriam reconstruídas volumetricamente, bidimensionalmente e tridimensionalmente pelo programa de computador (MOZZO *et al.*, 1998; RESNIK *et al.*, 2008; GARIB *et al.*, 2007).

As doses de radiação efetiva da TC Cone Beam seriam mais baixas que na tomografia computadorizada de feixe em leque (MOZZO *et al.*, 1998; SADDY, 2006).

Alguns autores relatam que a dose de radiação seria até 40 vezes menor que na TC Helicoidal (RESNIK *et al.*, 2008; DANFORTH *et al.*, 2003) porém a maioria dos autores citam que, em média, as doses de radiação efetiva seriam cerca de quinze vezes menor (BISSOLI *et al.*, 2007). Autores afirmam que a qualidade das imagens produzidas pela TC Cone Beam são superiores as imagens produzidas pela TC Helicoidal, além de produzirem menos artefatos frente a artigos metálicos (SCARFE *et al.*, 2008).

**TABELA 2**  
**Comparação entre a TC tradicional e TC de feixe cônico**

	TC tradicional	TC de feixe cônico
<b>dimensão do aparelho</b>	- grande - permite exame do corpo todo	- mais compacto - permite apenas exame da região de cabeça e pescoço
<b>aquisição da imagem</b>	- diversas voltas do feixe de raios-x em torno do paciente - cortes axiais	- uma volta do feixe de raios-x em torno do paciente - imagens base semelhantes à telerradiografia
<b>tempo de escaneamento</b>	-1 segundo multiplicado pela quantidade de cortes axiais necessários - exposição à radiação ininterrupta	- 10-70 segundos de exame - 3-6 segundos de exposição à radiação
<b>dose de radiação</b>	- alta	- menor, aproximadamente 15 vezes reduzida em relação à TC helicoidal
<b>custo financeiro do exame</b>	- alto	- reduzido
<b>recursos do exame</b>	- reconstruções multiplanares e em 3D	- reconstruções multiplanares e em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais
<b>qualidade da imagem</b>	- boa nitidez - ótimo contraste - validação das avaliações quantitativas e qualitativas	- boa nitidez - baixo contraste entre tecido duro e mole - boa acurácia
<b>produção de artefatos</b>	- muito artefato na presença de materiais metálicos	- pouco artefato produzido na presença de metais

Fonte: GARIB *et al.*, 2007

#### 4.1.2 A evolução da tomografia computadorizada na Odontologia

A Odontologia tem revelado grandes avanços nos últimos tempos. Com o advento da Implantodontia, a Odontologia moderna alterou os objetivos da reabilitação oral e passou a oferecer aos pacientes tratamentos de melhor qualidade e longevidade. Um dos maiores desafios, sem dúvida, é a reposição de um único elemento dentário perdido. Na Implantodontia, essa máxima torna-se verdade absoluta, pois, além de ter que instalar o implante em uma posição ideal, a



restauração protética (*abutment*/elemento protético) deve reproduzir um dente natural com perfeição (HATCHER *et al.*, 2003).

Hoje em dia, a tomografia computadorizada de feixe cônico já é amplamente utilizada na Implantodontia e tem provado ser uma ferramenta extremamente útil para a avaliação pré-cirúrgica de implantes e deve desempenhar um papel de suma importância dentro da Odontologia, principalmente dentro da Implantodontia (HATCHER *et al.*, 2003).

Atualmente, a osseointegração de implantes dentários é considerada altamente previsível (PJETURSSON *et al.*, 2004). A partir do advento das técnicas de regeneração óssea, a instalação de implantes tornou-se possível mesmo em pacientes com atrofia óssea e em sítios anteriormente considerados inadequados. Os pacientes que antes procuravam obter a função e conforto com a instalação dos implantes, nos dias atuais preocupam-se com a estética da prótese (HAMMERLE *et al.*, 2002; CHIAPASCO *et al.*, 2006).

A Implantodontia trouxe para as reabilitações orais novas possibilidades de tratamento, independente da atrofia óssea, doença ou injúria existente. As pesquisas das últimas décadas mostram que a Implantodontia é uma ciência em evolução que não está totalmente consolidada; a cada ano surgem novos modelos de implantes, superfícies com melhores capacidades de osseointegração e novas situações para instalação de implantes anteriormente consideradas críticas. O surgimento de novos produtos e tecnologias tem contribuído muito para este avanço (LIU, 2005).

Apesar da alta dose de radiação despendida pelos aparelhos tomográficos Helicoidais, este tipo de exame foi e continua sendo, um dos exames de eleição, e muito requisitado pelos cirurgiões dentistas, para as cirurgias de instalação de implantes osseointegrados (RESNIK *et al.*, 2008; HATCHER *et al.*, 2003; DANFORTH *et al.*, 2003). Também é um exame muito utilizado em planejamentos de cirurgias de reconstrução maxilo-mandibulares e em cirurgias Bucomaxilo-Faciais. Desde o advento da TC Cone Beam, esta vem ganhando o espaço da TC Helicoidal, principalmente na Odontologia (RESNIK *et al.*, 2008; HATCHER *et al.*, 2003).

O exame radiográfico constitui uma parte importante no diagnóstico e tratamento da patologia dental. Dentes e ossos da mandíbula são tecidos duros que aparecem muito bem nas radiografias (POLETI *et al.*, 2010).

O desenvolvimento e os avanços nas imagens nos últimos anos é de tirar o fôlego. Apenas alguns anos atrás, imagens 3D e seccionais eram limitadas a TC helicoidal convencional. A reconstrução e reformatação multiplanar 3D só podiam ser feitas com estações de trabalho da TC. Todas as imagens tinham de ser impressas em filmes e visualizados utilizando-se uma caixa de luz na clínica. Hoje, a tomografia computadorizada é considerada essencial para múltiplas funções do implante dental. Atualmente, nos Estados Unidos, muitas clínicas estão equipadas com um software especial para planejamento de implante e Ortodontia (RODRIGUES *et. al*, 2014)).

Atualmente, o princípio da tomografia computadorizada está amplamente difundido e as possibilidades que ela apresenta estão se tornando cada vez mais promissoras no campo do diagnóstico por imagens. A radiografia digital também é um advento com potencial para ser aprimorado e tende a substituir a radiografia convencional. Assim, o conhecimento do cirurgião-dentista e do radiologista sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico e volumétrico deve ser amplo, especialmente no que se refere à suas aplicações nas diferentes especialidades odontológicas (RODRIGUES *et. al*, 2014).

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) é um método de diagnóstico por imagem, que utiliza a radiação X e que permite a obtenção da reprodução de uma secção do corpo humano nos planos axial, coronal e sagital. Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas radiografadas, a TCFC evidencia ainda as relações estruturais em profundidade do corpo humano (POLETI *et al.*, 2010).

A principal diferença está relacionada ao tempo de exposição, menor para a TCFC, com conseqüente diminuição da dose de radiação com custo menor. A principal limitação desta tecnologia está na visualização dos tecidos moles, melhor visualizada na TC convencional. O exame de TCFC é complementar e deverá ser solicitado após o exame clínico e quando houver boa relação custo-benefício, ou seja, quando o exame acrescentar informações para o diagnóstico que não são obtidas nas imagens radiográficas convencionais e que, alterariam significativamente o plano de tratamento escolhido. Em suma, as TCFC proporcionam a obtenção e a reformatação das imagens em 3-D através de um único escaneamento da região, apresentando uma maior especificidade e acurácia no diagnóstico odontológico, com

ausência de distorções, menores custos e exposição à radiação, mostrando-se uma tecnologia extremamente promissora e valiosa. Ainda que exista uma tendência mercadológica atual e um aumento crescente da utilização de tomografias, deve ficar claro para o clínico a importância das radiografias periapicais e panorâmicas para a elaboração do diagnóstico em clínica geral bem como os cuidados e critérios para prescrição de qualquer exame radiográfico, sempre considerando o custo-benefício da exposição do paciente às radiações ionizantes, estabelecendo protocolos adequados para cada avaliação (POLETI *et al.*, 2010).

## 4.2 Prototipagem

A prototipagem é um recurso tecnológico que encontra aplicação em diversas áreas, como por exemplo: engenharia, desenho industrial e arquitetura. Na engenharia, protótipo é uma peça única fabricada a partir das especificações de um projeto, com a finalidade de servir de teste antes da produção industrial (GOMIDE, 2000). Na área da saúde, principalmente na odontologia, sua utilização é relativamente nova. Dados obtidos por exames capazes de gerar imagens tridimensionais, como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética, podem ser utilizados para confeccionar protótipos, isso dá a possibilidade de construirmos biomodelos para servirem como auxiliares em planejamentos cirúrgicos e até mesmo nos próprios procedimentos. Os biomodelos são protótipos biomédicos obtidos a partir de imagens tomográficas computadorizadas axiais, que têm como finalidade auxiliar no tratamento das deformidades (JAMES *et al.*, 1998; GRELLMANN, 2001). Estes protótipos permitem ainda a obtenção de medidas das estruturas, simulações cirúrgicas e um completo planejamento dos mais diversos tipos de cirurgia da região afetada. Com isto, o tempo do procedimento cirúrgico tende a diminuir, sobretudo, o tempo de exposição a anestesia e o risco a infecção (MAZZONETO *et al.*, 2002; PECKITT, 1999).

O número de pessoas com algum tipo de deformidade facial e/ou mutilação bucal (edentulismo) é muito elevado no Brasil. Com o advento dos protótipos ou biomodelos, os profissionais podem ter em suas mãos uma réplica perfeita do crânio do paciente ou de outra parte óssea de interesse, permitindo visualizar, projetar a cirurgia, confeccionar próteses bucomaxilofaciais e, na área da implantodontia,

simular enxertos, próteses dentárias, guias cirúrgicos justa ósseos e guias cirúrgicos mucosos para cirurgias sem retalho tipo *flapless*. Portanto, estamos caminhando para a confecção das próteses antes mesmo da cirurgia acontecer (VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014).

A fabricação de protótipos é um marco na engenharia, sendo considerado um passo intermediário entre os estudos prévios de desenvolvimento e o produto final, auxilia na avaliação da viabilidade dos projetos evitando custos excessivos e possíveis defeitos de fabricação (RUSSETT *et al.*, 2007). Na área da saúde, o planejamento pré-cirúrgico baseado em exames de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, têm sido utilizado rotineiramente nos últimos anos. Através dessas técnicas é possível reproduzir estruturas tridimensionalmente, porém exibindo-as em superfícies bidimensionais (ex: tela do computador), esse fato as torna representações da estrutura em 3D e não uma estrutura verdadeiramente tridimensional (JACKSON *et al.*, 2009).

Em 1987, modelos prototipados foram utilizados pela primeira vez em uma cirurgia bucomaxilo-facial (MORRIS *et al.*, 2000). A Prototipagem Rápida permite converter os dados tridimensionais virtuais em modelos tridimensionais reais, para isso, utilizam técnicas de triangulação entre os planos de imagens 2D obtidos através de exames de tomografia computadorizada ou ressonância magnética. Existem vários formatos de imagens que podem ser interpretados pelos sistemas de prototipagem rápida, porém o mais utilizado e aceito como padrão, é a estereolitografia (SOUZA *et al.*, 2003). Na área médica esses modelos encontram aplicação no planejamento de procedimentos cirúrgicos complexos, treinamento e simulação cirúrgica, diagnóstico e confecção de implantes (MILOVANOVIC; TRAJANOVIC, 2007). Na odontologia são utilizados para planejamento cirúrgico, auxiliam na comunicação com os pacientes, permitem a confecção de guias cirúrgicas para implantes dentários, simulação de cirurgias, produção de próteses faciais individualizadas e permitem mensurações prévias de placas de fixação bem como sua pré-modelagem.

Etapas para a obtenção de um protótipo:

- Exame tomográfico computadorizado helicoidal ou volumétrico da região com cortes reformatados de milímetro a milímetro. A espessura dos cortes é o que determina a qualidade do modelo.

- Gravar as imagens no formato DICOM em uma das diversas mídias existentes.
- Enviar a mídia com as imagens para a empresa que produz o protótipo, podendo também ser enviada através da internet.
- Obtenção do protótipo Bio Modelo.

Nas tomografias mais modernas, que são as helicoidais e volumétricas, o tempo efetivo da obtenção das imagens axiais é de aproximadamente 60 segundos, dependendo do tomógrafo, proporcionando uma grande e valiosa gama de informações como medidas precisas e densidade óssea. As imagens obtidas são apresentadas em três diferentes cortes: axial, panorâmico e transversal (CHILVARQUER *et al.*, 2004; MAZZONETO *et al.*, 2002; SETTI; KAUS, 2005; BECHELLI, 2006).

#### 4.2.1 Tecnologias de prototipagem

Existem várias técnicas de prototipagem rápida. As mais utilizadas são a estereolitografia, a Sinterização Seletiva à Laser (SLS), a Impressão Tridimensional (*3D printing*), a Modelagem por Deposição Fundida (MDF), a *PolyJet* e a *Thermojet*. Todas elas baseiam-se no mesmo princípio: - sinterização, aglutinação, polimerização ou solidificação de materiais específicos (SANGHERA *et al.*, 2001).

As tecnologias de prototipagem podem ser divididas em dois grupos: prototipagem rápida aditiva, que produz as peças através de adição de material camada a camada, e prototipagem rápida subtrativa que trabalha por usinagem de blocos sólidos (SELHORST JUNIOR, 2008).

As imagens do modelo virtual são transportadas do computador para a máquina de Prototipagem e o protótipo será construído camada por camada independente da natureza do material, como pós (cerâmicos, plásticos ou metálicos), filetes plásticos, resina líquida ou outros. As máquinas de prototipagem apresentam basicamente as mesmas características: uma plataforma que se movimenta no sentido vertical, em que as fatias do modelo são construídas e empilhadas por um dispositivo distribuidor de material sobre a plataforma e polimerizada a laser CO<sub>2</sub>, Laser UV ou aglutinadas.

Os sistemas de prototipagem utilizados na construção de biomodelos podem ser classificados em: sistemas baseados em líquidos (estereolitografia), sistemas

baseados em pó (sinterização seletiva a laser e impressão tridimensional), sistemas baseados em sólidos (modelação por deposição de material fundido) e *Thermojet* ou Modelagem por Jato Múltiplo (GOMIDE, 2000; GRELLMANN, 2001).

Hoje em dia, o uso da tomografia computadorizada gerando protótipo rápido trouxe excelente precisão no planejamento. A execução dos implantes sobre o protótipo e a confecção do guia sobre estes implantes proporcionou fidelidade na instalação dos implantes no paciente, mesmo em cirurgia *flapless*, podendo-se confeccionar previamente a estrutura da prótese fixa. Novas técnicas estão em desenvolvimento, para que ainda mais previsibilidade possa ser alcançada a ponto de confeccionarmos, com simplicidade e a baixo custo, a prótese completa previamente à cirurgia de instalação de implantes no paciente (CHILVARQUER *et al.*, 2004; NIGRO *et al.*, 2006; KERNAN; WINSATT, 2000; BECHELLI, 2006).

#### 4.2.2 Estereolitografia

É a polimerização de uma resina líquida foto-sensível (acrílica, epóxica ou vinílica) composta de monômeros, fotoiniciadores e aditivos, com um feixe de laser ultravioleta. A máquina de estereolitografia contém uma cuba, que é preenchida com resina, contendo em seu interior uma plataforma móvel que se desloca verticalmente para baixo. O computador envia para a plataforma a primeira camada (fatia igual ao corte tomográfico) do modelo virtual a ser polimerizada e, para o feixe de UV, posiciona os espelhos galvanométricos que direcionam o feixe para a porção de resina correspondente a essa primeira camada. Quando essa camada é atingida pelo raio, os fotoiniciadores desencadeiam uma reação localizada que promove a formação de uma cadeia polimérica entre as moléculas do monômero dispersas na resina, ocorrendo a solidificação. Após a conclusão desse primeiro passo, a plataforma desce imergindo a primeira camada solidificada na resina líquida, para que a nova camada seja polimerizada sobre a primeira e, assim sucessivamente, até a conclusão do modelo (GRELLMANN, 2001).

#### 4.2.3 3D Printing

Esta técnica se assemelha ao sistema de impressão a jato de tinta dos computadores, tanto que a máquina é construída com peças de impressoras

convencionais adaptadas. A diferença é que, em vez de tinta, seu cabeçote expõe um aglutinante composto de uma solução aquosa e cola. A máquina tem um reservatório para um pó cerâmico ou polimérico, uma plataforma que se movimenta no sentido horizontal e descendente. A medida que o pó é solidificado, um rolo é acionado para a reposição e regularização da camada de pó a ser aglutinada pelo cabeçote abastecido com o aglutinante. O rolo avança e deposita uniformemente, uma camada do pó e o cabeçote se movimenta nas direções X - Y derramando um jato de fluido sobre o pó, aglutinando-o. A plataforma desce e a outra camada de pó depositada recebe novo jato de fluido. Esta segunda camada se aglutina aderindo à camada anterior até a obtenção do modelo. Ao término, o modelo é aspirado para eliminação do pó não aglutinado. Esse processo não confere grande resistência ao modelo (SANGHERA *et al.*, 2001).

#### 4.2.4 Sinterização seletiva a laser (SLS)

Como o próprio nome sugere, trata-se da sinterização localizada de um pó pela ação de um sistema de laser de CO<sub>2</sub> contido numa máquina específica. Existem atualmente dois sistemas de sinterização disponíveis: o DTM americano, e o EOS, antigo sistema alemão, hoje incorporado pela *3D System*. A máquina *Sinterstation 2500 Plus*, da DTM, aceita qualquer material, como elastômeros, cerâmica, termoplásticos, compósitos e metais. Ela se constitui das seguintes partes: 1) um laser de CO<sub>2</sub>, com sistema óptico e espelhos robóticos; 2) uma plataforma que se movimenta numa direção Z, e 3) um subsistema, que armazena o pó e o distribui sobre a plataforma uniformemente. O sistema funciona com o laser percorrendo ou “escaneando” a superfície da camada de pó depositada e regularizada pelo subsistema de alimentação, aquecendo as partículas e aglutinando-as até formar uma camada sólida. Uma vez solidificada a primeira camada, os espelhos apontam novamente o laser para um ponto específico, a plataforma se movimenta para baixo e o subsistema adiciona nova camada de pó, e assim, sucessivamente, até a solidificação da última camada (KERNAN; WINSATT, 2000).

São diversos os tipos de pó fornecidos pela DTM para a construção de modelos, entre eles a poliamida (plástico), o policarbonato (termoplástico) e os

elastômeros. Para os objetos metálicos utilizam-se pós com núcleos metálicos recobertos por polímeros. Entre esses, os mais utilizados são os de cobre-poliamida pela boa condutibilidade térmica. A confecção de modelos metálicos pelo sistema DTM apresenta algumas desvantagens: quando o pó é submetido à ação do laser, somente o material termoplástico se funde, grudando as partículas. Assim, depois de pronto, o modelo necessita de mais duas etapas para sua conclusão: a) aquecimento em um forno para queima e expulsão do polímero, que deixa lojas múltiplas entre os núcleos metálicos; b) novo aquecimento, para preenchimento dos espaços vazios com cobre, por efeito capilar. Obviamente, isso contribui para elevação do custo. Além disso, o equipamento da DTM é mais caro (KERNAN; WINSATT, 2000).

#### 4.2.5 Modelagem por Deposição fundida (MDF)

A Modelagem por Deposição Fundida baseia-se na deposição sobre uma plataforma de camadas resultantes do aquecimento e amolecimento de filamentos (arames) do material plástico destinado a confecção do modelo. Simultaneamente, outros fios amolecidos vão formando suportes para as superfícies livremente suspensas do modelo, a fim de que elas possam ser construídas. Os arames destinados ao modelo são de ABS, elastômeros ou cera, enquanto os destinados aos suportes são uma mistura de ABS + cal (SELHORST JUNIOR, 2008).

A máquina para a MDF possui uma plataforma revestida de uma espuma densa e flexível, que se movimenta no sentido vertical (eixo Z) e um cabeçote provido de dois bicos extrusores de arames aquecidos: um para alimentar as camadas do modelo e outro para a construção automática dos suportes. Esses arames ficam estocados dentro da máquina, em ambiente a vácuo aquecido, pois a umidade do material dentro do bico extrusor poderia causar formação de bolhas, que impediria a continuidade de sua deposição pelo bico (SELHORST JUNIOR, 2008).

Os bicos extrusores funcionam como uma resistência e são alimentados por esses filamentos através de duas guias giratórias ligadas a um motor, que transferem para eles os arames estocados no rolo. O software da FDM é um misto CAD/CAM e não é integrado à máquina. Esta é conectada ao computador com o sistema CAM que monitora constantemente os comandos de construção. Para cada



camada geram-se coordenadas ou caminhos pelos quais o bico extrusor vai depositando os fios fundidos. Ao final de cada camada a plataforma desce e o cabeçote inicia a deposição de mais material para a outra camada, repetindo a operação até a conclusão do modelo (SELHORST JUNIOR, 2008).

#### 4.2.6 Modelagem por jato múltiplo (MJM)

A Modelagem por Jato Múltiplo é a técnica de prototipagem rápida conhecida como *Thermojet* e trata-se de um aperfeiçoamento da *Multi Jet Modeling*. Essa técnica é muito empregada para obtenção de modelos pelo processo da cera perdida. O mecanismo básico é um cabeçote que se movimenta numa direção X, e uma plataforma, que se movimenta nas direções Y e Z, conforme o tamanho do objeto. O material termoplástico aquecido é expelido pelo cabeçote através de 96 orifícios que se abrem e se fecham enquanto ele executa um movimento repetitivo de vai-e-vem. Simultaneamente, a plataforma se movimenta na direção Z para criar uma nova camada. No caso de objetos maiores do que o cabeçote, a plataforma se movimenta também na direção Y, para permitir a construção do modelo. Essa técnica é muito empregada para obtenção de modelos pelo processo da cera perdida (GOMIDE, 2000).

#### 4.2.7 PolyJet

É uma tecnologia israelense de prototipagem rápida capaz de fazer modelos tridimensionais de alta qualidade com rapidez e precisão, com as seguintes características:

- Produz modelos nas dimensões: 34 x 33 x 20 cm;
- Utiliza resina acrílica fotopolimerizável transparente que permite a visualização interna do modelo;
- Permite cortes e perfurações com serras e brocas, proporcionando a simulação cirúrgica;
- Imprime camadas extremamente finas, de 0,016 mm;
- Dispensa acabamentos de superfície;
- Suporte simples e de fácil remoção por meio de lavagem com água.

Nomenclatura utilizada para esta tecnologia:

- Fabricação em camadas (*layermanufacturing*);
- Prototipagem rápida (*rapidprototyping*);
- Manufatura rápida (*rapidmanufacturing*);
- Fabricação de formas livres (*solidfreeformfabrication*);
- Impressão tridimensional (*tridimensional printing*) (CHILVARQUER *et al.*, 2004).

### 4.3 O sistema CAD/CAM

Entre as evoluções na confecção das próteses implantosuportadas e das infraestruturas, destaca-se o emprego de materiais cerâmicos usinados com sistemas CAD/CAM e com os processos manuais equivalentes do tipo pantógrafo. A utilização de computadores na Odontologia proporcionou a chegada da tecnologia CAD/CAM, acompanhando uma tendência mundial (CONRAD *et al*, 2007). O termo CAD/CAM designa o desenho de uma estrutura protética num computador (*Computer Aided Design*) seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*). Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e que foi introduzida na Odontologia no final da década de 1970, com Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça. Os objetivos principais dessa tecnologia eram, então, a automatização de um processo manual de modo a obter material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção (CONRAD *et al*, 2007).

Durante os últimos 20 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM no que diz respeito à leitura das preparações dentárias (óptica, contato e digitalização laser), aos programas de desenho virtual, aos materiais (como, por exemplo, a alumina, a zircônia e o titânio) e à maquinação das restaurações protéticas, tornando importante a realização de uma revisão sobre alguns sistemas CAD/CAM disponíveis em Odontologia (LIU, 2005).

A tecnologia CAD/CAM compreende sistemas em que, por meio de um programa de manipulação virtual das imagens pelo computador, cria-se algum objeto. Os arquivos desse objeto são repassados para uma central que produz o objeto desenhado (modelado) por fresagem ou deposição e alta pressão nos mais

diversos materiais. Os primeiros sistemas CAD/CAM surgiram por volta de 1929, para serem utilizados em pesquisas aeronáuticas. Posteriormente, essa tecnologia foi sendo amplamente utilizada pelas indústrias na produção de protótipos, antes do início da produção em massa, também largamente utilizado pelas indústrias automobilísticas (CUNHA, 1987).

Atualmente, há dois tipos de sistema CAD/CAM segundo a disponibilidade de ceder os arquivos CAD: sistemas CAD/CAM abertos ou CAD/CAM fechados. A vantagem de um sistema aberto é a possibilidade de poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador. Os sistemas CAD/CAM fechados oferecem todo o sistema de produção (BRÂNEMARK *et al.*, 1969).

#### **4.4 Softwares/Hardwares**

A busca incessante dos cirurgiões por cirurgias mais rápidas e precisas, e com melhores pós-operatórios, levou ao desenvolvimento de softwares e hardwares para a realização de cirurgias guiadas por computador. Para tanto, realiza-se uma tomografia computadorizada no paciente, tendo alguns pontos de referência para a captura de imagens em um computador. Essas imagens são então manipuladas em um programa específico, que permite o planejamento da instalação dos implantes no próprio programa, e, a partir disso, a confecção de um guia cirúrgico de alta precisão, levando à possibilidade de realizar cirurgias sem retalhos, para a colocação dos implantes e da prótese em carga imediata nos pacientes (WIDMANN; BALE, 2006).

#### **4.5 Cirurgias guiadas em Implantodontia**

Como já foi abordado anteriormente, o planejamento pré-operatório ideal é realizado através de imagens tridimensionais, tornando-se possível através da tomografia computadorizada de feixe *multislice* ou cônico (BOU SERHAL *et al.*, 2002). A introdução da tomografia computadorizada de feixe cônico permitiu imagens de boa qualidade com baixas doses de radiação e custo relativamente baixo e, dessa forma, sua aplicabilidade e justificativa de utilização têm aumentado

significativamente (GUERRERO *et al.*, 2006). Através desse exame imaginológico, o cirurgião pode ainda ter acesso a um modelo que representa o planejamento da prótese e o posicionamento ideal dos implantes em uma realidade virtual. Quando a prótese é planejada a partir de exames de tomografia computadorizada, o planejamento pode levar em conta fatores anatômicos e estruturais e, dessa forma, tende a apresentar biomecânica e estética mais satisfatórias. Além disso, a interação entre o cirurgião e os profissionais do laboratório de prótese torna-se mais fácil (SETHI; SOCHOR, 1995).

Os softwares de formatação de imagens permitem que as imagens dos implantes, de diferentes tamanhos, possam ser "importadas" e posicionadas em um ambiente virtual, o que é realizado intuitivamente, da mesma forma que durante a cirurgia, a partir da parte coronal do osso maxilar para uma localização mais apical. Isto é realizado em cortes transversais, para visualizar a cortical e o osso trabecular. Ao mesmo tempo, a posição do implante colocado é verificada nos outros cortes e no modelo virtual tridimensional. Dependendo do software, estes pontos de vista podem ser exibidos em uma tela-dividida ou totalmente visualizados em três dimensões com vistas dos cortes trans-integrados. Neste último, não existe a necessidade de um novo cálculo. Os três planos do espaço são visualizados simultaneamente e dentro de uma única imagem. Pode-se comparar esta condição tridimensional com imagens de três câmeras que estão seguindo o implante, onde o clínico pode olhar para a imagem a qualquer momento em um, dois ou três câmeras, dependendo da necessidade (VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014).

#### 4.5.1 Guias Cirúrgicos Estáticos

Para a cirurgia guiada por computador, a guia cirúrgica estática é usada para transferir a posição virtual do implante, através de dados da tomografia computadorizada, para o local cirúrgico. Essas guias são produzidas por máquinas assistidas por tecnologias computadorizadas, como a estereolitografia, ou são confeccionadas manualmente num laboratório de prótese (usando dispositivos mecânicos de posicionamento ou máquinas de perfuração) (VAN ASSCHE *et al.*, 2012).

#### 4.5.1.1 Guias produzidos por estereolitografia

Uma prótese padrão de resina tem uma densidade similar aos tecidos moles circundantes, fazendo com que seja impossível segmentá-la facilmente nas imagens de tomografia computadorizada. Por esse motivo, uma prótese especial de escaneamento deve ser preparada. Isso pode ser realizado de diversas maneiras (VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014).

A primeira opção é preparar uma cópia da prótese em resina radiopaca (Figura 1). Escolhida essa opção, apenas um escaneamento é realizado com o paciente usando a prótese na boca. Um segundo método foi desenvolvido na metade da década de 1990, pela equipe de pesquisadores da Universidade de Leuven. Eles propuseram um procedimento de duplo escaneamento (o paciente com a prótese de escaneamento em boca; e em seguida escaneamento somente da prótese) seguido pela integração da prótese de escaneamento ou guia tomográfico planejado pelo dentista com o modelo (VERSTREKEN *et al.*, 1996; VERSTREKEN *et al.*, 1998). Para isso, a prótese de escaneamento deve conter pequenas esferas de gutta percha de aproximadamente 1 (um) mm de diâmetro (Figura 1).

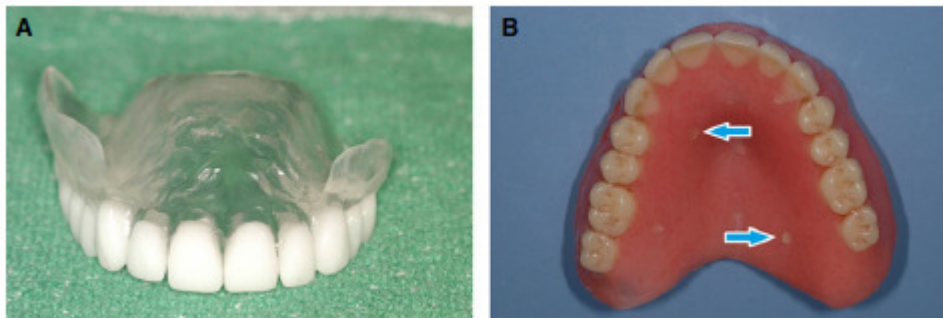


Figura 1: (A) Guia radiográfico com dentes radiopacos; (B) Guia radiográfico com marcações de gutta-percha. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

As imagens craniofaciais mostram as esferas de gutta percha em relação ao osso, sem a visualização da prótese sozinha. O guia tomográfico é escaneado sozinho com parâmetros de exposição alterados para permitir que a dentadura seja visualizada (Figura 2). Como as marcações são visíveis em ambos os arquivos de escaneamento, esses podem ser transformados e realinhados para fusão da prótese com as estruturas maxilofaciais. Além de um adequado modelo ósseo, derivado do

escaneamento do paciente com a dentadura em boca, o segundo escaneamento permite uma ótima visualização da prótese. Além disso, ambos os modelos podem ser visualizados separadamente, permitindo o planejamento sobre o osso ou sobre o modelo protético (Figura 3-A). Muitas vezes, pela fusão precisa, com a manutenção de excelente qualidade de imagem, o planejamento pode ser realizado e controlado sobre o modelo integrado (Figura 3-B) (JACOBS *et al.*, 1999; VAN STEENBERGHE, 2005).

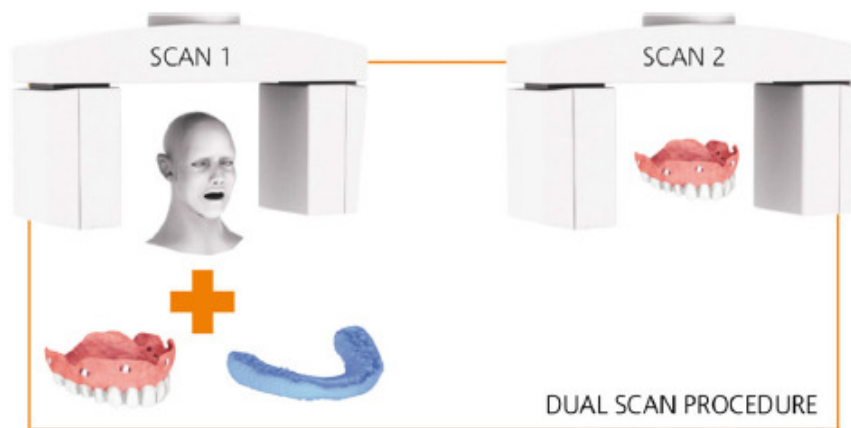


Figura 2: Exemplo de protocolo de duplo escaneamento. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014

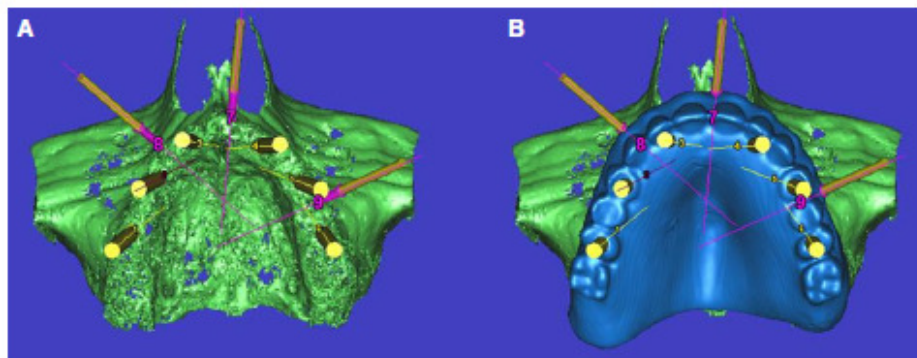


Figura 3: (A) Exemplo de modelo tridimensional em software de planejamento para estruturas ósseas; (B) Exemplo de um modelo tridimensional integrado e guia radiográfica em software de planejamento. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014

Independente do método utilizado, o correto posicionamento da prótese de escaneamento é muito importante. Para isso, um index é altamente recomendável para posicionar e estabilizar a prótese na boca do paciente durante o procedimento

de escaneamento. Uma ótima adaptação da prótese de escaneamento aos tecidos moles do paciente é crucial (Figura 4).

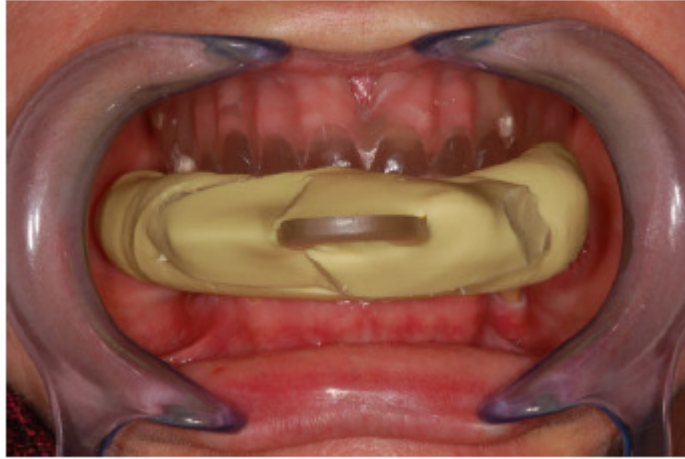


Figura 4: Paciente com guia radiográfico e índice posicionados na boca. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

As imagens DICOM são importadas em um software, a fusão da prótese de escaneamento é realizada através das marcas e o sítio cirúrgico ideal e as dimensões ótimas dos implantes são selecionadas. Uma vez que o planejamento esteja completo e tenha sido aprovado, o planejamento virtual é enviado a um fabricante para produção do guia usando estereolitografia. Quando o guia é terminado, ele é enviado de volta para o cirurgião. Antes da cirurgia, a guia cirúrgica é montada na boca. Depois de aplicar alguma compressão, os tecidos moles debaixo da guia devem tornar-se pálidos. A posição correta do guia é garantida pela utilização de um índice. Este índice é utilizado para estabilizar o guia e permitir a sua fixação. O processo de fresagem envolve o uso de chaves de broca inseridas dentro das mangas, as quais orientam as consecutivas brocas de diferentes diâmetros na posição e angulação corretas. A chave de broca pode, para alguns sistemas, estar ligada às brocas (Figura 5) ou podem ter formatos de colheres (Figura 6 e Figura 7). Diferentes chaves com diâmetros crescentes estão disponíveis para orientar cada broca separadamente. As brocas podem ter um stop físico ou visual (VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014).

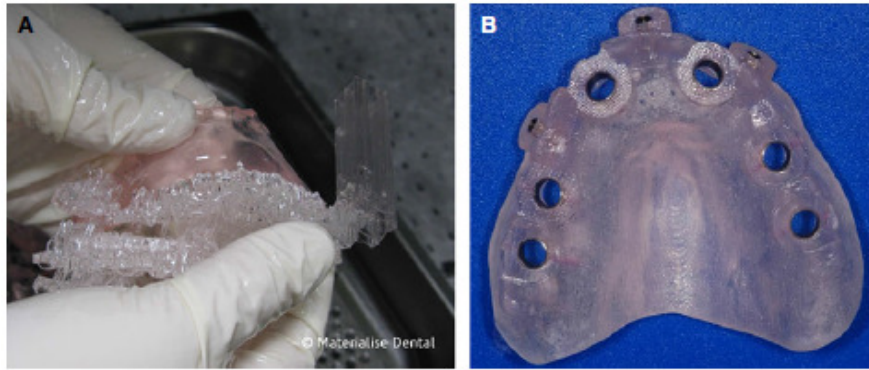


Figura 5: (A) Guia final com suportes que são manualmente removíveis; (B) Guia cirúrgico completamente desenvolvido. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.



Figura 6: Chave de broca com a broca chave na guia, de forma que esta se move através da chave. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.



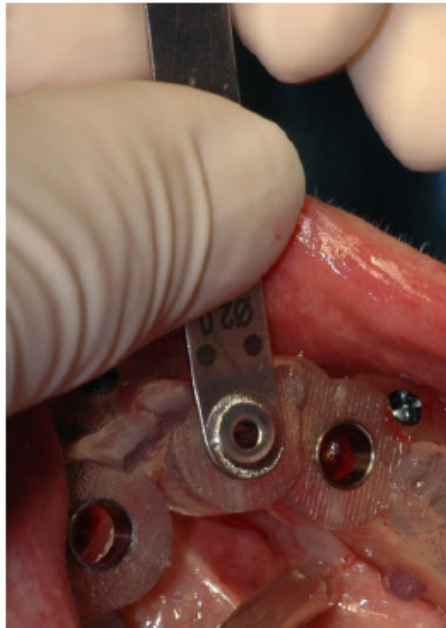


Figura 7: A chave de broca colocada na manga de guia para guiar a broca. Fonte: VERCRUYSEN *et al.*, 2014.

O guia pode ser apoiado pelos dentes, em osso ou mucosa. A escolha é feita baseada no número de dentes remanescentes para suporte da guia e na necessidade/desejo de uma abordagem sem retalho (VERCRUYSEN *et al.*, 2014). Esta técnica foi destinada principalmente para melhorar o diagnóstico, a precisão cirúrgica e protética, e tem alcançado sucesso relativo (VERCRUYSEN *et al.*, 2014). No entanto, como a tendência atual em implantodontia é concentrar-se principalmente na rapidez e simplicidade, vários sistemas disponíveis orientam a colocação de implantes de carga imediata sem retalho com próteses fixas “pré-fabricadas”.

O protocolo pode ser resumido em:

1. Prótese de escaneamento com dentes radiopacos (1 varredura) ou marcas de gutta percha (duplo escaneamento)
2. Tomografia computadorizada do paciente com o guia tomográfico e index na boca. Escaneamento da prótese (duplo escaneamento)
3. Planejamento dos implantes no software
4. Produção do guia cirúrgico usando estereolitografia
5. Prova do guia cirúrgico na boca e confecção de um novo index
6. Cirurgia: fixação do guia cirúrgico com parafusos; fresagem usando subsequentes chaves de brocas com aumento de diâmetro.

#### 4.5.1.2 Técnicas de Laboratório

A guia cirúrgica pode também ser produzida no laboratório de prótese através da utilização de um sistema mecânico em que o guia tomográfico é transformado num guia cirúrgico. Fortin e colaboradores (FORTIN *et al.*, 2002) publicaram estudos utilizando esta técnica.

O cirurgião-dentista faz uma prótese sobre um modelo de estudo, que representa a prótese definitiva. Após testar na boca do paciente, se a prótese estiver satisfatória ela é duplicada em resina acrílica e, em seguida, serve como um modelo de digitalização. Para ser claramente visível na tomografia, os dentes são feitos de resina radiopaca. Um cubo pré-fabricado, chamado X-cubo (KeystoneDental, Boston, MA), feito de resina acrílica, é então anexado à prótese de digitalização, antes dela ser computada ao exame de tomografia, de modo que, quando se está na boca, o cubo permanece de fora, em frente aos lábios. O X-cubo será utilizado para transferir as posições planejadas dos implantes para a prótese de digitalização através de uma máquina de perfuração. Os implantes são planejados com o *Software Easyguide TM* (Keystone Dental) (FORTIN *et al.*, 2000).

A posição do implante é visualizada em uma imagem tridimensional vista em três planos: o axial e mais duas visualizações reformatadas. Uma vez que as posições finais dos implantes são definidas, elas têm que ser transferidas para a prótese de escaneamento. Dessa forma, a prótese de digitalização está firmemente fixada a uma máquina de perfuração através do X-cubo. Os tubos de titânio no X-cubo são utilizados pelo sistema para estabelecer uma ligação matemática entre as imagens da tomografia computadorizada e a máquina de perfuração, de modo que as posições dos implantes planejados são perfuradas em uma guia com elevada precisão e no diâmetro desejado. Um estudo *in vitro* demonstrou que a precisão alcançada pela técnica é muito alta (FORTIN *et al.*, 2002). O X-cubo é então separado a partir do modelo, o que o torna um guia cirúrgico convencional. Os tubos de metal, utilizados como broca mangas, são inseridos através dos orifícios, anteriormente criados pelas máquinas de perfuração, na guia cirúrgica. Diferentes guias com diferentes diâmetros são preparadas e têm de ser colocadas consecutivamente. Em pacientes parcialmente desdentados, a guia é suportada

pelos dentes residuais. Em pacientes com maxilas completamente desdentadas, a guia é suportada pela mucosa, especialmente a área palato duro (Figura 8) (FORTIN *et al.*, 2002).

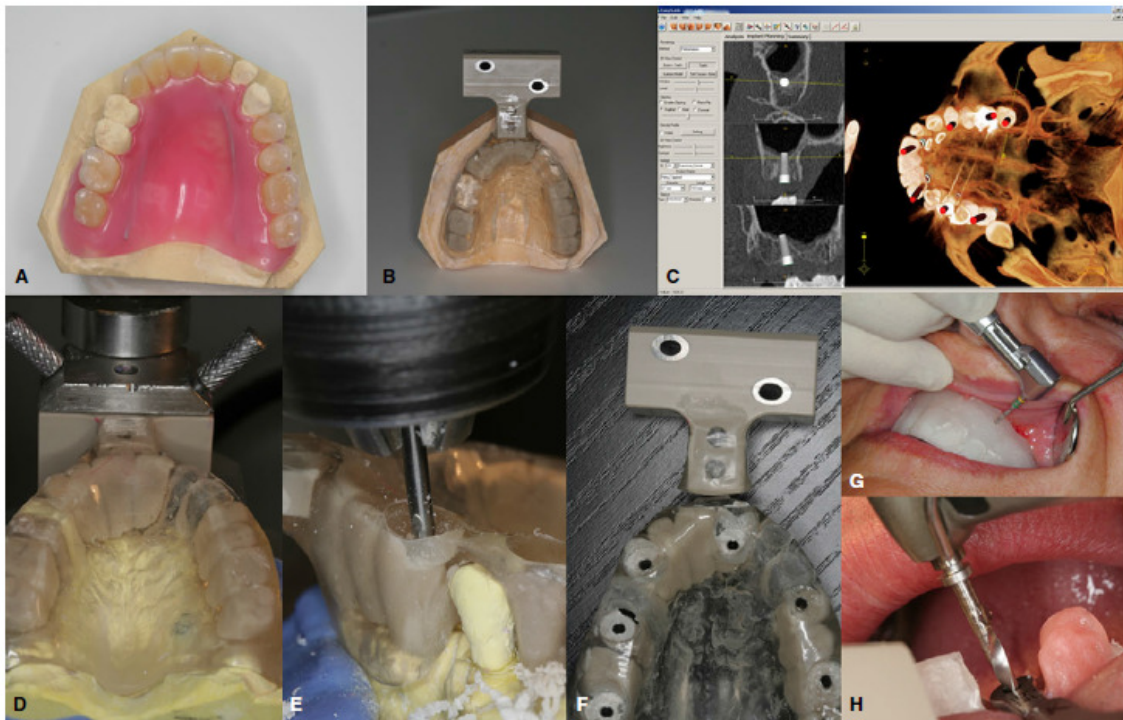


Figura 8: (A) A prótese de estudo é criada sobre um modelo de diagnóstico, o qual representa a prótese restauradora final; (B) Duplicação da prótese-estudo em resina acrílica. O Cubo-X é ligado a prótese de escaneamento, de modo que quando a prótese vai à boca, o cubo fica fora e em frente aos lábios; (C) Software de planejamento de implantes em uma visão tridimensional e em três planos: axial, tangencial e perpendicular; (D) A prótese de digitalização está firmemente ligada à uma furadeira, colocando a resina sobre um dispositivo e passando por duas hastes metálicas através os dois tubos de titânio; (E) A prótese de digitalização é perfurada de acordo com a posição do implante planejada por uma máquina de perfuração; (F) Para o procedimento cirúrgico o cubo é removido e a prótese de digitalização torna-se o guia cirúrgico; (G) Para os pacientes totalmente desdentados, o guia é fixado no osso com parafusos de fixação para evitar o movimento da guia; (H) A perfuração é realizada usando chaves de broca subsequentes e com diâmetro crescente. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

#### 4.5.2 Técnicas Dinâmicas ou Sistemas de Navegação

Como retalhos de tecido mole não são realizados durante a instalação de implantes, através da utilização de técnicas de cirurgia *flapless*, a quantidade e forma do osso onde os implantes serão instalados devem ser conhecidas no pré-operatório. Uma variedade de métodos estão disponíveis para esse propósito, incluindo palpação digital, calibradores e radiografias, porém, imagens seccionais têm sido um pré-requisito (TYNDALL; BROOKS, 2000; HARRIS *et al.*, 2002). Essas imagens seccionais podem ser obtidas por tomografia convencional espiral ou por tomografia computadorizada (FORTIN *et al.*, 2003).

Os sistemas de navegação cirúrgica são capazes de controlar a ferramenta cirúrgica em relação ao paciente e mostrar de maneira dinâmica a posição da ferramenta dentro da tomografia computadorizada do paciente, desde o período pré-cirúrgico bem como o acompanhamento da cirurgia em tempo real (EWERS *et al.*, 2004; EWERS *et al.*, 2005; HASSFELD; MUHLING, 2001; WIDMANN *et al.*, 2007). Dessa forma, os sistemas de navegação permitem: a localização de alvos cirúrgicos e estruturas anatômicas críticas; a orientação de instrumentos cirúrgicos dentro da anatomia do paciente; e a navegação de uma ferramenta cirúrgica ao longo de um plano cirúrgico pré-definido (VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014).

##### 4.5.2.1 Tecnologia de Rastreamento

Os sistemas de navegação para cirurgias orais e maxilofaciais são baseados em tecnologias de rastreamento ótico (EWERS *et al.*, 2004; WIDMANN *et al.*, 2007). Essa tecnologia pode ser comparada com a orientação de veículos usando o sistema de posicionamento global, como o GPS. Da mesma forma que o carro com o GPS é controlado por um satélite e guiado ao longo de uma rota pré-definida em um mapa, a broca cirúrgica com diodos emissores de luz ou elementos de rastreamento passivo, é monitorada por uma câmera óptica estereoscópica e guiada ao longo de um plano pré-definido sobre os dados de tomografia computadorizada. A precisão de rastreamento ótico atualmente se encontra dentro de uma gama de 0.1-0.4 mm (KHADEM *et al.*, 2000). A fim de controlar a posição da cabeça do paciente, evitando que ela se mova, uma armação é montada sobre o paciente, servindo

como uma referência dinâmica (WAGNER *et al.*, 1996; WAGNER *et al.*, 2003; WANSCHITZ *et al.*, 2002). O quadro de referência dinâmica pode ser fixado de forma invasiva ao osso do paciente ou de forma não invasiva, montado sobre um molde fixo (Figura 11) (CASAP *et al.*, 2005; CASAP *et al.*, 2006; WITTWER *et al.*, 2007).



Figura 9: Sistema de navegação cirúrgico de orientação dinâmica. (A) Workstation, interface gráfica do usuário e câmera estereoscópica; (B) Broca cirúrgica com acompanhamento dos demais elementos; (C) referencial dinâmico montado numa dentadura. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

#### 4.5.2.2 Registro paciente-imagem

O pré-requisito para o processo de navegação é a transformação da imagem para o físico (ou seja, o registro). É necessária a transferência dos dados de CT (imagem) para o paciente (física). Isto é geralmente realizado com um guia tomográfico de registro, o qual contém elementos reconhecíveis na CT, tais como esferas de cerâmica ou uma pedra de referência. O guia de registro se encaixa

precisamente aos dentes remanescentes e é usado pelo paciente durante CT. No caso de pacientes edêntulos, marcadores ósseos fixos invasivos são usados. Afim de permitir o planejamento de implantes de acordo com os critérios protéticos sobre as imagens tomográficas, o guia de registro consiste em uma réplica do encerramento diagnóstico com diferentes marcadores radiopacos (WIDMANN *et al.*, 2007;BALE *et al.*, 1997; BOU SERHAL *et al.*, 2002)

Na sala de cirurgia, o guia de registro é novamente montado no paciente, mas é suportado adicionalmente com elementos de rastreamento para o sistema de navegação. Estes elementos de rastreamento consistem de diodos emissores de luz (LEDs) ou elementos passivos de reflexão para serem detectados pela câmera estereotática do sistema de navegação. Pelo reconhecimento dos elementos de referência do guia, geralmente pela indicação dos marcadores com uma sonda do sistema de navegação, o software liga os marcadores "virtuais" dos dados tomográficos sobre os marcadores reais na sala de operação e permite a transferência dos dados do planejamento virtual para o local da cirurgia. Adicionalmente, os elementos de rastreamento do guia de registro permitem o rastreamento intra-operatorio do paciente não imobilizado em tempo real (WIDMANN *et al.*, 2007).

Os marcadores mais precisos, considerado o padrão-ouro, são marcadores ósseos(por exemplo, microparafusos), os quais são ancorados de forma invasiva nos processos alveolares do paciente ou no osso frontal (WAGNER *et al.*, 1999;WITTWER *et al.*, 2007). Estes marcadores são invasivos, e necessitam, portanto, de uma cirurgia adicional para instalação, o que causa desconforto ao paciente e pode causar infecções e complicações (MARMULLA *et al.*, 2004). Dessa forma, as técnicas não-invasivas têm sido bastante recomendadas e exploradas (EWERS *et al.*, 2005).

Guias de digitalização radiográfica do tipo dentadura-fixa podem ser utilizados como marcadores fiduciais para servir como guias de registro (EGGERS *et al.*, 2005; EGGERS *et al.*, 2007). Como alternativa, quadros externos de registro podem ser montados a uma prótese de escaneamento ou um bocal de vácuo (BALE *et al.*, 1997;BALE *et al.*, 2000; WIDMANN *et al.*, 2007; WIDMANN *et al.*, 2009; WIDMANN *et al.*, 2012). Sob condições ideais, modelos de registro ou quadros externos de registro podem fornecer registros com precisão semelhante ao dos marcadores

ósseos, com média de erros no cadastro alvo de 0,93-0,94 mm para todos os três métodos (WIDMANN *et al.*, 2012). No entanto, os modelos de registro necessitam de um procedimento de reposicionamento e, portanto, podem perder-se no tempo de reposicionamento (WIDMANN; BALE, 2006; WIDMANN *et al.*, 2009). Em pacientes desdentados, a resiliência da mucosa oral se opõe ao posicionamento estável e invariante dos modelos de registro e quadros externos de registro (WIDMANN; BALE, 2006). O problema pode ser resolvido com sucesso, fixando o modelo no osso subjacente, por exemplo, através de um sistema de referência fixo, fornecido por três mini-implantes com esferas de adaptador (Figura 12) (HOLST *et al.*, 2007; WIDMANN *et al.*, 2010).

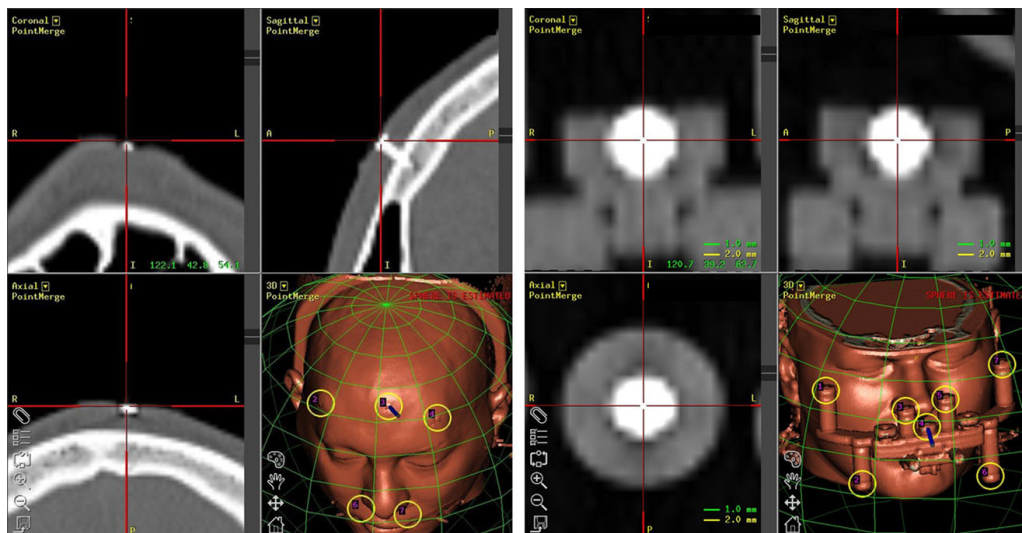


Figura 10: Imagem de inscrição do paciente. (A) Registo marcador de osso; (B) Quadro de registo externo. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

A qualidade de imagem afeta o resultado em dois pontos. Em primeiro lugar, o cirurgião faz o planejamento utilizando os dados de imagem para avaliar a situação anatômica e decidir sobre a posição dos implantes. Em segundo lugar, a qualidade da imagem afeta a qualidade do registro. Uma localização exata dos marcadores fiduciais nos dados de imagem é um pré-requisito para o registro preciso dos dados de imagem do paciente (BRIEF *et al.*, 2005).

Se um erro ocorre durante o registro, uma diferença entre a posição indicada e a posição real durante a implantação pode ocorrer. Isto é verdade para o registro do paciente na imagem, bem como para o registro do instrumento. Além disso, o sistema trabalha sob a suposição de que não há nenhuma mudança na relação

espacial entre o quadro de referência e a mandíbula do paciente, ou do quadro de referência e da broca. Se essa relação foi alterada, por exemplo pela flexão dos dispositivos de ligação ao quadro de referência ou mudança do guia na boca do paciente, pode resultar em erro, apesar de todas as etapas do registro ter sido realizada corretamente. No entanto, a extensão do erro não é necessariamente uniforme. Erros no registro podem resultar ainda no perfeito posicionamento em um ponto e desalinhamento bruto em outro ponto ao mesmo tempo (BRIEF *et al.*, 2005).

#### 4.5.2.3 Navegação Cirúrgica

Após o registro, o sistema de navegação está pronto para uso cirúrgico. A broca cirúrgica rastreada e o quadro de referência dinâmico tem que ser continuamente gravados pela câmera estereoscópica. Como são visualizadas na tela do computador, essas exibições ajudam a encontrar a localização planejada do implante e guiar sua trajetória no osso (MISCHKOWSKI *et al.*, 2006) (Figura 13). O software de navegação indica a precisão da posição da broca e angulações, mas a perfuração real ainda depende da destreza manual do cirurgião (WIDMANN *et al.*, 2009).

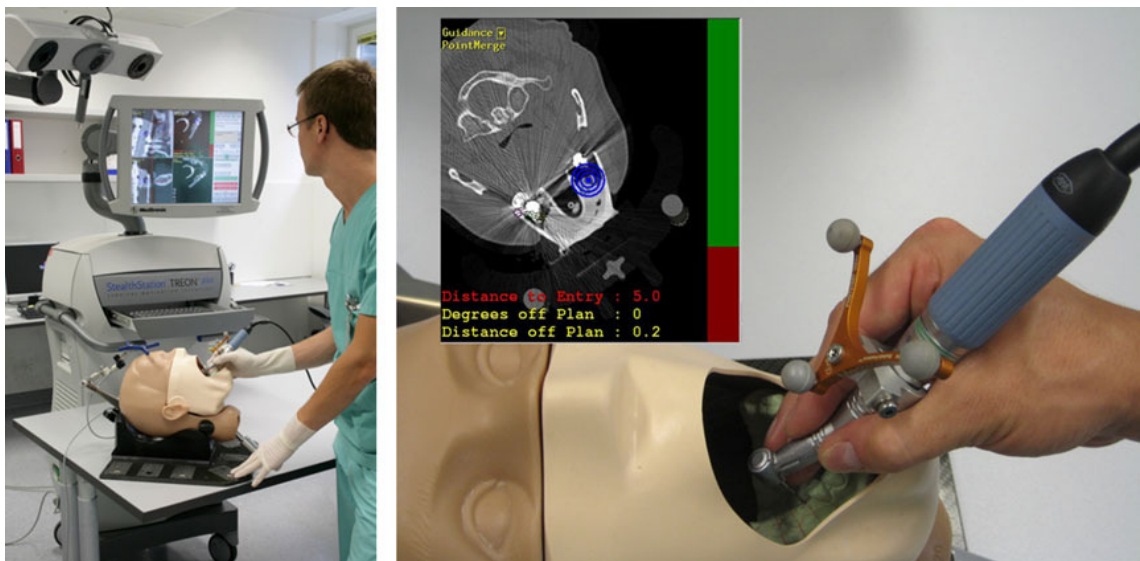


Figura 11: Orientação dinâmica. (A) Simulando cirurgia de implante em um manequim. Para orientação, o cirurgião tem de olhar para o sistema de navegação; (B) Vista indicando a localização, angulações e profundidade de perfuração; (C)



Broca cirúrgica rastreada dinamicamente pela movimentação da mão. Fonte: VERCRUYSEN *et al.*, 2014.

Chiue colaboradores (2006) relataram o uso de um sistema de navegação para a instalação de implantes em 3 pacientes. O sistema usado é conhecido como sistema CAN e foi fabricado pela DEN X Advanced Dental System Ltda (Jerusalem, Israel). É mais comumente utilizado para pacientes que tenham pelo menos 3 (três) dentes estáveis para suportar um dispositivo de localização. Esse dispositivo é montado sobre os dentes do paciente numa posição definitiva e fixado a um elemento em forma de ferradura que contém 8 bolas de cerâmica para formar um dispositivo de registo. Estas bolas de cerâmica são facilmente identificáveis na CT e agem como marcadores fiéis. Realiza-se a tomografia computadorizada com o dispositivo em boca e em seguida um planejamento pré-operatório digital do implante pode ser feito com base nas imagens de CT. No início da cirurgia, um processo de registo correlaciona os dados de imagem tomográfica e do campo cirúrgico real através dos marcadores situados no campo cirúrgico. O dispositivo de registo é depois fixado a um corpo de referência, que contém sete LEDs para o sensor de rastreamento da câmera infra-vermelha. A inserção do implante é então realizada com o auxílio do sistema, o qual guia o cirurgião quanto à localização, angulação e profundidade da posição do implante planejado. O sistema alerta o cirurgião quando estes parâmetros de perfuração desviam-se do planejado no pré-operatório.

#### 4.5.2.4 Fabricação de guia cirúrgico usando sistema de navegação

Widmann *et al.* (2007) descreveram e avaliaram *in vitro* a precisão de dois métodos para a produção de um guia cirúrgico por meio de um sistema de navegação. Modelos de gesso foram produzidos e bolinhas de chumbo de 2 mm colocadas nas regiões onde se acreditava ser o ápice radicular. Um *mouthpiece* foi carregado com modelos de gesso maxilares e mandibulares articulados utilizando material de impressão. Um quadro de referência com esferas marcadoras foi montado na extensão anterior do *mouthpiece*. Imagens tomográficas de todo o conjunto foram obtidas e os implantes dentários foram planejados de modo a ter o

ponto de entrada no centro das coroas planejadas e o ápice próximo as bolinhas de chumbo. Procedeu-se o procedimento de registro, onde os marcadores "virtuais" (CT) foram ligados aos correspondentes marcadores "reais" (SETUP). Para produzir um guia cirúrgico, o modelo de gesso é fresado usando um dispositivo de segmentação esteriotática. O dispositivo é um braço mecânico ajustável rastreado com seis graus de liberdade, o qual é alinhado com a trajetória planejada. No primeiro método os tubos cirúrgicos foram posicionados no modelo de gesso por uma haste metálica através do dispositivo de segmentação esteriotática e polimerizado junto a um guia pré-fabricado usando uma resina polimerizável por luz UV. No segundo método o modelo de gesso foi fresado, varetas de metal foram inseridas nos orifícios e utilizadas para posicionar os tubos cirúrgicos que foram fixados ao guia de resina em uma única sessão no laboratório dental. Os modelos de gesso fresados foram submetidos a um novo escaneamento e a precisão dos dois métodos foi avaliada. A precisão média (desvio normal das metas definidas) do método 1 foi de  $0,5 \pm 0,3$  mm (máximo 1,2 milímetros;  $n = 56$ ) e a precisão do método 2 foi de  $0,6 \pm 0,3$  mm (max 1,4 milímetros;  $n = 56$ ). Os autores concluíram que ambos os métodos podem representar um meio preciso para a produção do guia cirúrgico (Figura 12, Figura 13 e Figura 14).



Figura 12: Plataforma para registro e navegação. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

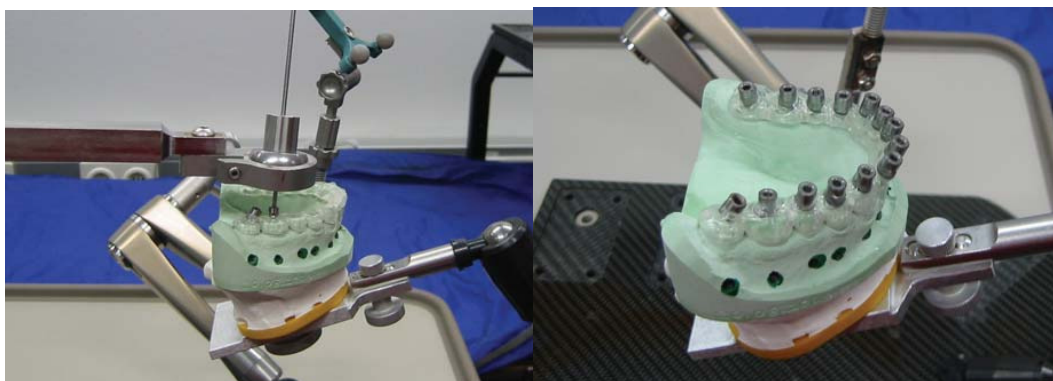


Figura 13: Método 1: (A) posicionamento direto dos tubos sobre os modelos de gesso (B) fixação a um guia pré-fabricado. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

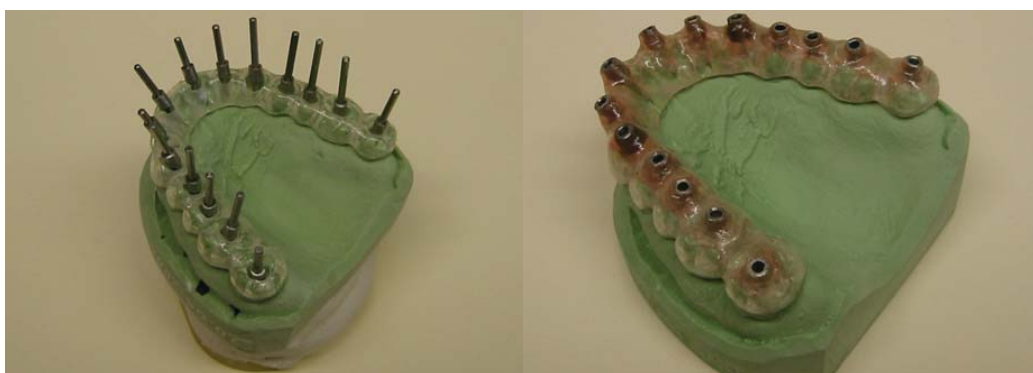


Figura 14: Método 2: (A) posicionamento indireto dos tubos sobre os modelos de gesso (B) fixação ao guia. Fonte: VERCRUYSSSEN *et al.*, 2014.

#### 4.6 Indicações e propósitos da cirurgia auxiliada por computador

Uma revisão de literatura realizada por De Almeida *et al.* (2010) relataram em quais os casos a cirurgia guiada esta indicada. Nesse artigo, eles demonstram que a cirurgia guiada é indicada tanto para pacientes completamente edêntulos, quanto para os parcialmente edêntulos. Alguns autores descrevem que a cirurgia está indicada para maxila e mandíbula, outros indicam a técnica apenas para a maxila ou para a mandíbula. Dois propósitos foram relatados para a técnica: permitir um planejamento preciso para melhor posicionamento dos implantes de acordo com as imagens tomográficas ou fabricar um guia cirúrgico preciso para instalação de implantes numa posição previamente planejada para inserção de uma prótese imediata (ALMEIDA *et al.*, 2010).

## 4.7 Evidências Científicas

### 4.7.1 Técnicas dinâmicas

Estudo realizado por Brief e colaboradores (2005) avaliou a precisão de dois sistemas disponíveis comercialmente para a instalação de implantes guiados por imagem. Nesse estudo, a instalação de implantes por sistemas baseados em câmeras de monitoramento infravermelho foi comparada com a colocação a mão livre. Para tanto, os autores utilizaram mandíbulas artificiais parcialmente desdentadas. Em uma mandíbula mestre, orifícios piloto para implantes dentários foram realizados. Esses orifícios foram reproduzidos nas mandíbulas artificiais usando os sistemas de instalação guiados por imagem ou instalação manual. As posições resultantes foram determinadas usando uma medição coordenada por máquina e comparadas com o modelo mestre. Os resultados mostraram que, em comparação com a implantação manual, a diferença nas posições dos orifícios em relação a mandíbula mestre foi significativamente menor utilizando os sistemas de navegação. Dessa forma, os autores concluíram que a inserção de implantes dentários guiado por imagem é significativamente mais precisa quando comparadas à técnica não guiada. No entanto, os autores apontam que a precisão que pode ser alcançada com a implantação manual foi suficiente para a maioria das situações clínicas.

Ruppin *et al.* (2008) avaliaram a precisão da aplicação total de três diferentes sistemas de cirurgia assistida por computador (Artma virtual patient, RoboDent LapAccedo, Materialise SurgiGuide): dois caracterizam rastreamento ótico e um com guias fabricados por estereolitografia. Um total de 120 implantes foram colocados em 20 mandíbulas de cadáveres humanos. A tomografia computadorizada pré-operatória(CT) foi importada para o software correspondente e foram usadas para planejar as posições dos implantes no computador. A colocação do implante foi realizada usando rastreamento ótico ou guias estereolitograficos. Tomografias computadorizadas pós-operatórias foram usadas para obter as posições dos implantes alcançadas e compara-las com as posições planejadas. Os desvios entre as posições planejadas e alcançadas foram medidos para cada implante na posição (Delta xy), profundidade (Delta z) e eixo (Delta phi). Os autores concluíram que

apesar das diferentes técnicas de transferência, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos. A precisão obtida correspondeu bem com a resolução espacial do tomógrafo utilizado.

Casap *et al.* (2004) avaliaram a precisão do sistema de navegação DenX Advanced Dental Systems (Moshav Ora, Israel). Sete mandíbulas de acrílico foram submetidas a uma CT dental padrão. Cada mandíbula continha dois conjuntos de esferas cerâmicas especiais. Um conjunto de esferas (esferas de registro, agindo como marcadores fiduciais) fazia parte de um hemiarco e era usado inicialmente para registrar a posição espacial da mandíbula. O segundo conjunto de esferas (marcadores de referência) foi distribuído ao longo da arcada dentária dentro da crista óssea alveolar e utilizado para avaliar a precisão da navegação. O centro das coordenadas xyz de ambos os conjuntos de esferas de cerâmica foram identificadas na imagem CT usando um algoritmo especializado de processamento de imagem. Após o registro, a peça de mão foi posicionada ao longo de cinco esferas marcadoras localizadas em cada local. As coordenadas médias da peça de mão colocada em cada uma das esferas marcadoras foram calculadas e comparadas com as coordenadas reais das esferas identificadas anteriormente na imagem CT. Os resultados mostraram que o erro de navegação espacial médio foi de  $0,35 \pm 0,14$  milímetros e que a probabilidade de alguma medição ser superior a 0,75 milímetros foi menor do que 0,003, e superior a 1 mm, foi inferior a 0,0001. Os autores concluíram que o sistema fornece navegação de alta precisão, com menos de 0,73 milímetros de erro, o que é aceitável em implantodontia.

#### 4.7.2 Técnicas estáticas

Di Giacomo *et al.* (2005) avaliaram a correspondência entre as posições e os eixos dos implantes planejados e colocados quando um guia cirúrgico estereolitográfico é empregado. Para tanto, seis guias cirúrgicos utilizados em quatro pacientes (três mulheres, um homem, com idade 23-65 anos de idade) foram incluídos no estudo e 21 implantes foram instalados. Os implantes foram colocados virtualmente na imagem tridimensional resultante. Usando uma máquina estereolitográfica, o polímero líquido foi injetado, e de acordo com os dados da TC e com os implantes planejados, gerou-se três guias cirúrgicos. Com o aumento do

diâmetro do tubo correspondente para cada diâmetro de broca (2.2, 3.2, e 4.0 mm), para curar a laser cada área cirúrgica durante a operação de implante, o guia cirúrgico foi colocado no osso maxilar e/ou nos dentes. Após a cirurgia, uma nova TC foi realizada. Um software foi utilizado para fundir as imagens dos implantes planejados e colocados, e os locais comparados. Os resultados mostraram que em média as diferenças na distância entre as posições planejadas e colocadas na plataforma do implante foram de  $1,45 \pm 1,42$  mm e de  $2,99 \pm 1,77$  mm no ápice. Todos os implantes instalados apresentaram maiores desvios na região do ápice. Os autores concluíram que a prototipagem rápida de guias cirúrgicos pode ser útil na colocação do implante. No entanto, a técnica exige melhorias para proporcionar uma melhor estabilidade do guia durante a cirurgia nos casos de guias ósseos. Mais estudos clínicos, utilizando maior número de pacientes, são necessários para avaliar o impacto real do guia cirúrgico estereolitográfico sobre a terapia com implantes.

Schneider e colaboradores (2009) avaliaram a literatura odontológica a respeito da precisão e aplicação clínica da cirurgia de implante virtual guiada por computador. O estudo de revisão sistemática contou com uma busca eletrônica e manual da literatura, coletando dados sobre precisão cirúrgica, biológica e complicações relacionadas com a cirurgia de implante guiada por computador. Para a avaliação da precisão foi realizada análise de meta-regressão. Os resultados mostraram que dos 3.120 títulos encontrados, somente 8 artigos preencheram aos critérios de inclusão no que diz respeito à precisão e 10 ao desempenho clínico. Complicações cirúrgicas imediatas ocorreram em 9,1% dos casos e complicações protéticas iniciais em 18,8% e complicações protéticas finais em 12% dos casos. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 91-100%, após uma observação de 12-60 meses, de acordo com os resultados relatados em 6 estudos clínicos com 537 implantes. Os pesquisadores concluíram que a instalação de implantes através de técnicas guiadas por computadores apresentou altas taxas de sobrevivência que variaram de 91% a 100%. No entanto, um número considerável de complicações perioperatórias foram relatadas, merecendo a atenção do clínico.

Estudo realizado por Widmann e Bale (2006) avaliou a precisão e os fatores que limitaram tratamentos realizados através de softwares. Em seu artigo, eles relatam que a precisão dos sistemas de cirurgia guiada ou cirurgia virtual para a colocação de implantes dentários dependeu de uma série de fatores cumulativos e

interativos, que, se não forem bem executados, podem culminar em erros. Estes podem estar presentes: no processo de aquisição da imagem, no processo do registro (transformação imagem-físico); na navegação do software; na produção do guia cirúrgico e erro humano. Os autores recomendam que uma distância de segurança equivalente à pelo menos o desvio máximo de cada sistema seja observada. Comparadas à técnica tradicional, a colocação do implante com auxílio do computador requer um investimento e esforço substancialmente maiores, mas parece propiciar um bom resultado, no sentido de eliminar erros e sistematizar a reprodução de tratamentos com sucesso. Também permite a proteção de estruturas anatômicas críticas, bem como vantagens estéticas e funcionais que advém da colocação do implante no local determinado pela prótese. Baseado em dados clínicos, a cirurgia virtual não é indicada em casos fáceis, com suficiente orientação anatômica e volume ósseo. Entretanto, pode ser indicada em casos onde uma tomografia computadorizada esteja recomendada como meio diagnóstico, quando a colocação precisa do implante for imperativa, e quando implantes com comprimentos mais longos forem desejados para o uso otimizado do osso disponível. Todavia, estudos clínicos prospectivos ainda são necessários para examinar mais aspectos do sucesso do tratamento e confirmar o valor dessa estratégia, justificando a dose de radiação adicional e os custos dessa tecnologia.

Nickenig e Eitner (2007) investigaram a confiabilidade da colocação do implante após o planejamento virtual da posição dos implantes usando dados de tomografia computadorizada cone-beam e guias cirúrgicos. Os pesquisadores avaliaram um total de 102 pacientes (250 implantes, 55,4% mandibulares). Os pacientes foram tratados com um sistema que permite a transferência do planejamento virtual para modelos de guia cirúrgico. Os resultados mostraram que apenas em oito casos os guias cirúrgicos não foram utilizados porque a colocação do implante em atraso era necessária. Em quatro casos mandibulares posteriores a manipulação foi limitada por causa da distância interoclusal reduzida, exigindo encurtamento em 50% das guias de perfuração. A previsibilidade do tamanho do implante era elevado. Apenas um implante foi alterado para um diâmetro menor (por causa de osso insuficiente). Em todos os casos as estruturas anatômicas críticas foram protegidas e nenhuma complicação foi detectada nas radiografias panorâmicas pós-operatórias. Os autores concluíram que a colocação de implantes

após o planejamento virtual usando dados TC cone beam e guias cirúrgicos pode ser confiável para a avaliação pré-operatória do tamanho do implante, posição e em evitar complicações anatômicas. É também indicativo de casos passíveis de cirurgia sem retalho.

Estudo de revisão sistemática realizado por Tahmaseb e colaboradores (2014) analisou a literatura científica sobre a precisão, o desempenho clínico, as limitações e complicações da cirurgia estática de implantes dentários auxiliados por computador. Os pesquisadores recorreram a bases de dados eletrônicas e realizaram buscas bibliográficas manuais. Análise de meta-regressão foi realizada para compilar e resumir os resultados dos estudos de precisão. As taxas de fracasso e as complicações foram investigadas através de um modelo linear generalizado misto para resultados binários e uma equação log para modelar a taxa de falha dos implantes. A partir dos 2359 artigos, 14 estudos de sobrevivência e 24 estudos de precisão foram incluídos na revisão sistemática. Nove diferentes sistemas de orientação de imagem estática foram envolvidos. A meta-análise da precisão (24 estudos clínicos e pré-clínicos) revelou uma média de erro total de 1,12 milímetros (máximo de 4,5 mm) no ponto de entrada medido em 1530 implantes e um erro médio de 1,39 milímetros no ápice (máximo de 7,1 mm) medido em 1465 implantes. Uma precisão maior pode ser observada em estudos *invitro*, nas abordagens sem retalho e quando o guia cirúrgico é mantido durante a instalação do implante. A utilização de guias apoiados no osso demonstrou maiores desvios em comparação aos guias muco e dento-suportado. Nos 14 estudos de sobrevivência incluídos (total de 1.941 implantes), a taxa média de insucesso foi de 2,7% (0% a 10%) após um período de observação de pelo menos 12 meses. Em 36,4% dos casos tratados, complicações intra-operatórias ou protéticas foram relatadas e incluíram: fratura do guia durante a cirurgia, mudança no planejamento devido fatores como a baixa estabilidade primária, necessidade de procedimentos de enxerto adicionais, afrouxamento do parafuso protético, desadaptação protética e fratura da prótese. Os autores mostraram que diferentes níveis de evidência científica para a cirurgia estática de implantes assistida por computador encontram-se disponíveis, com altas taxas de sobrevivência dos implantes após 12 meses de observação em diferentes indicações e com uma precisão variável. Os autores concluíram que mais estudos, com dados clínicos de longo prazo, são necessários



para identificar as indicações clínicas, detectar a precisão, avaliar o risco e justificar as doses adicionais de radiação, esforço e os custos associados com a cirurgia estática de implante assistida por computador.

Estudo realizado por Tahmaseb *et al.* (2012) analisou o desempenho de um protocolo de planejamento tridimensional auxiliado por computador em combinação com mini-implantes previamente instalados e tecnologia CAD/CAM para restaurar pacientes completamente desdentados. O estudo avaliou a sobrevivência do implante e da superestrutura em um ensaio clínico prospectivo. O protocolo envolveu o tratamento de 35 pacientes desdentados em qualquer arco. Foram utilizados três mini-implantes por arco para estabelecer uma plataforma de tomografia computadorizada e permitir a fixação do guia cirúrgico. Um software de planejamento tridimensional foi utilizado para planejar o posicionamento ideal do implante, integrar digitalmente a futura prótese e situações anatômicas para desenhar a superestrutura definitiva. Do total de 35 pacientes, 20 possuíam maxilas desdentadas, 10 possuíam mandíbulas desdentadas e 5 pacientes eram desdentados totais. Todos os pacientes receberam próteses definitivas no dia da cirurgia. A maioria dos pacientes tratados na maxila foram submetidos a um procedimento de enxerto do seio maxilar para alcançar um nível ósseo suficiente para a instalação dos implantes. Um total de 40 superestruturas foram instaladas e imediatamente carregadas. Dos 240 implantes inseridos, a taxa de sobrevivência foi de 95,4% (229 implantes), sendo que 93,6% (146 implantes) eram na arcada superior e 98,8% (83 implantes) na arcada inferior. Dos 10 implantes que falharam na maxila, 9 foram instalados em pacientes que receberam enxerto para aumento do seio maxilar. Todas as reabilitações mostraram-se clinicamente aceitáveis. Os autores concluíram que na avaliação da sobrevivência do implante e da superestrutura, a cirurgia guiada parece ser uma opção de tratamento segura para pacientes desdentados. Além disso, a superestrutura CAD/CAM, inserida e carregada imediatamente após a inserção do implante guiado demonstrou um ajuste aceitável para os implantes subjacentes.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Tomografia computadorizada

O sucesso do tratamento envolvendo implantes osseointegrados depende de um correto planejamento, que só será conseguido utilizando exames de tomografia computadorizada, sendo esse exame essencial para o planejamento em Implantodontia, já que a avaliação das condições ósseas e a relação entre estruturas anatômicas importantes como o canal mandibular e o seio maxilar, somente são bem visualizados pelos vários planos visualizados nas tomografias (ANDRADE, 2000; COSTA *et al.*, 2005).

Em vista dos riscos em se realizar procedimentos inerentes à Implantodontia sem a utilização de exames tomográficos computadorizados, e a queda dos valores dos exames de diagnóstico por imagem, as tomografias computadorizadas se tornaram quase que uma obrigação no planejamento dos procedimentos cirúrgicos implantodônticos. (ANDRADE, 2000; COSTA *et al.*, 2005). Dessa forma, a obtenção de um exame TC inicial para o planejamento virtual não é atualmente um empecilho.

### 5.2 Prototipagem rápida

Os processos disponíveis para obtenção de protótipos dedicados a área odontológica utilizam a tecnologia aditiva, devido à complexidade das estruturas a serem reproduzidas. A estereolitografia supera as demais técnicas pela transparência, precisão e melhor acabamento do modelo, sendo, desta forma, a técnica mais amplamente utilizada (SELHORST JUNIOR, 2008).

### 5.3 Técnicas dinâmicas

Brief *et al.* (2005), Ruppinet *al.* (2008), Scheneideret *al.*(2009), Widmann e Bale (2006) e Casapet *al.* (2004) concluíram em seus trabalhos que a navegação cirúrgica proporciona uma boa precisão na instalação de implantes. Entretanto, Brief *et al.* (2005) apontaram que a precisão alcançada com a implantação manual é suficiente para a maioria das situações clínicas. Widmann e Bale (2006) relataram

que a cirurgia guiada deve ser reservada para casos em que a instalação precisa do implante for imperativa, e quando implantes longos forem desejados para o uso otimizado do osso disponível. Descreveram também que estudos clínicos prospectivos ainda são necessários para examinar mais aspectos do sucesso do tratamento e confirmar o valor dessa estratégia, justificando a dose de radiação adicional e os custos dessa tecnologia.

Widmann e Bale (2006) relataram ainda que a precisão é dependente de uma série de fatores cumulativos e interativos, que, se não forem bem executados, podem culminar em erros. Os autores recomendam que uma distância de segurança equivalente à pelo menos o desvio máximo de cada sistema seja observada.

O software de navegação indica a precisão da posição da broca e angulações, mas a perfuração real ainda depende da destreza manual do cirurgião (WIDMANN *et al.*, 2009).

Enquanto em certos casos a perfuração exata é imperativa, em outros casos, pequenos desvios em relação ao planejamento original ainda podem estabelecer uma posição aceitável para o implante. É o julgamento clínico do cirurgião que deve determinar, para cada paciente, se seguir o planejamento com precisão é crítico (CASAP *et al.*, 2004).

A principal vantagem dos sistemas de navegação é permitir que o implantodontista tenha uma maior flexibilidade. Se o planejamento do implante deve ser mudado, isso é facilmente realizado no sistema de planejamento e executado de imediato com o sistema de navegação. Por outro lado, se um sistema baseado na utilização de guias é utilizado, os novos guias devem ser produzidos.

#### **5.4 Técnicas estáticas**

Di Giacomo *et al.*(2005) concluíram que a prototipagem rápida de guias cirúrgicos pode ser útil na colocação do implante. No entanto, relataram que mais estudos clínicos, utilizando um maior número de pacientes, são necessários para avaliar o impacto real do guia cirúrgico produzido por estereolitografia sobre a terapia com implantes.

Nickenig e Eitner (2007) relataram confiabilidade na técnica, mas tiveram problemas inerentes a técnica devido a distância interoclusal reduzida em alguns casos.

A cirurgia guiada por computador consiste numa sequência de passos diagnósticos e terapêuticos, e erros podem ocorrer em diferentes estágios:

- 1- Aquisição de imagem tomográfica e processamento incorreto (REDDY *et al.*, 1994; VALENTE *et al.*, 2009).
- 2- Fabricação de guia cirúrgico com desvio de 0,1 a 0,2 mm (VALENTE *et al.*, 2009; VAN STEENBERGH *et al.*, 2002).
- 3- Posicionamento inadequado do guia resultando em deslocamento durante a perfuração (VALENTE *et al.*, 2009).
- 4- Erros mecânicos causados pela angulação das brocas durante as perfurações que podem causar desvios laterais (VALENTE *et al.*, 2009).
- 5- Reduzida abertura de boca que prejudica o posicionamento dos instrumentos cirúrgicos (VALENTE *et al.*, 2009).
- 6- Erros humanos como o não uso de todo o comprimento das brocas durante a perfuração (VALENTE *et al.*, 2009).

Os erros mais frequentes, na prática clínica, geralmente são o posicionamento inadequado do guia e os erros humanos. Casos de implantes complexos podem se beneficiar muito das tecnologias e informatização na implantodontia. Esses avanços forneceram aos implantodontistas ferramentas altamente sofisticadas para aperfeiçoar a instalação de implantes. Por exemplo, as indicações de guias cirúrgicos CAD/CAM incluem casos de limitações anatômicas complexas, patologias, altura óssea inadequada, ou proximidade da raiz. Estas são algumas das muitas situações que exigem o uso de TC e tecnologia CAD/CAM, proporcionando resultados previsíveis em casos de implantes mais complexos.

A colocação de implantes intra-ósseos apresenta uma série de restrições: a movimentação do paciente; tempo limitado para a cirurgia relacionado com a utilização de anestesia local; campo operatório de visualização restrita; e transferência mental de radiografias bidimensionais (utilizada no pré-operatório) para o tridimensional (ambiente cirúrgico), incluindo aspectos como: estética, biomecânica e limitações funcionais do tratamento protético. Assim, durante um período de tempo limitado e com uma visão restrita, o cirurgião deve tomar inúmeras

decisões, enquanto mantém o paciente em condições assépticas. Portanto, o completo planejamento pré-operatório do número implantes a serem instalados, seus tamanhos, posições e a inclinação deles permite que o cirurgião tenha um controle preciso sobre o paciente e sobre o tecido a ser manuseado.

Algumas preocupações são necessárias para a precisão e qualidade das próteses fixas quando a técnica de cirurgia sem retalho e usada através do planejamento virtual (LAL, 2006; BALE, 2006; BALSHEI, 2008).

- 1- Adequada fabricação de uma dentadura removível com precisa moldagem funcional e adequada determinação das relações maxilo-mandibular e posicionamento dental.
- 2- Adequado posicionamento do guia tomográfico em relação ao arco antagonista e a anatomia dos tecidos moles durante a tomografia computadorizada. O paciente deve ser orientado para o uso de um adesivo que promova estabilização da dentadura durante o escaneamento. A dentadura deve apresentar marcas radiopacas de sulfato de bário.
- 3- O relacionamento virtual do guia tomográfico superposto a anatomia óssea durante o planejamento dos implantes.
- 4- Detalhadas e meticulosas técnicas laboratoriais
- 5- Encaixe do guia cirúrgico no arco e forças uniformes penetrando no registro oclusal do guia.
- 6- Instalação do implante em todo comprimento planejado
- 7- Adequado torque e conexão de abutment aos implantes.

### **5.5 Técnicas estáticas versus técnicas dinâmicas**

A navegação cirúrgica possibilitou uma significativa melhoria na precisão de fresagem em comparação às perfurações manuais não-guiadas (BRIEF *et al.*, 2005; HOFFMANN *et al.*, 2005; KRAMER *et al.*, 2005). Por outro lado, quando comparado o uso de guias cirúrgicos produzidos por estereolitografia com dois sistemas de navegação cirúrgica, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas (RUPPIN *et al.*, 2008). Em um ensaio clínico randomizado prospectivo comparando dois sistemas de navegação, foi encontrada uma média de erros laterais de 0,7-0,8 mm (máximo 1,6-2 mm) para o implante ombro e 1,0-1,2 mm

(máximo 2,4-3,4 mm) para o ápice do implante foram relatados (EGGERS et al., 2005).

## 6. CONCLUSÃO

As melhorias na qualidade de imagem pré-operatória, a utilização de softwares para planejamento, as tecnologias de prototipagem e a realização de cirurgias com auxílio de sistemas de navegação ou guias cirúrgicos fizeram com que a instalação dos implantes alcançasse maior precisão.

Mesmo com o uso de tais tecnologias, desvios entre as posições planejadas e as posições reais dos implantes ocorrem para ambas as técnicas. O clínico deve estar atento ao desvio máximo relatado para a técnica empregada.

Abordagens inovadoras são continuamente introduzidas no campo da odontologia. Cabe aos clínicos avaliarem com critério as diferenças e limitações, buscando entender o custo-benefício das modalidades de tratamento e as evidências científicas relacionadas aos mesmos.

Embora existam evidências da maior precisão alcançada através da utilização das tecnologias imaginológicas e cirúrgicas, ainda não existem evidências suficientes sobre o sucesso cirúrgico e protético em longo prazo. Dessa forma, faz-se necessário a realização de estudos clínicos controlados e com desenhos longitudinais, para que alguns aspectos com relação à longevidade dos implantes/próteses possam ser esclarecidos.

## REFERÊNCIAS

ANDRADE LM. **Aplicações da tomografia computadorizada ao diagnóstico odontológico.** [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Escola de Engenharia da UFMG; 2000.

BALE RJ, VOGELE M, FREYSINGER W, GUNKEL AR, MARTIN A, BUMM K, THUMFART WF. Minimally invasive head holder to improve the performance of frameless stereotactic surgery. **Laryngoscope** 1997; 107: 373–377.

BALE RJ, BURTSCHER J, EISNER W, OBWEGESER AA, RIEGER M, SWEENEY RA, DESSL A, GIACOMUZZI SM, TWERDY K, JASCHKE W. Computer-assisted neurosurgery by using a noninvasive vacuum-affixed dental cast that acts as a reference base: another step toward a unified approach in the treatment of brain tumors. **J Neurosurg** 2000; 93: 208–213.

BEHELLI HB. **Carga imediata em Implantodontia Oral: Protocolos Diagnósticos, Cirúrgicos e Protéticos.** São Paulo: Editora Santos; 2006.

BISSOLI CF, ÁGREDA CG, TAKESHITA WM, CASTILHO JCM, MEDICI FILHO E, MORAES MEL. Importancia y aplicaciones del sistema de tomografía computarizada cone-beam (cbct). **Acta Odontol Venez** 2007;45(4):589-92.

BOUSERHAL C, JACOBS R, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. **Clin Implant Dent Relat Res** 2002; 4: 156–172.

BISSOLI CF, ÁGREDA CG, TAKESHITA WM, CASTILHO JCM, MEDICI FILHO E, MORAES MEL. Importancia y aplicaciones del sistema de tomografía computadorizada cone-beam (cbct). **Acta Odontol Venez.** 2007; 45 (4):589-92

BRÂNEMARK PI, ENGSTRANDP, OHRNELL LO, ET AL. BRÂNEMARKNOVUM: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary



results from a prospective clinical follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res** 1969; 1:2-16.

BRIEF J, EDINGER D, HASSFELD S, EGGERS G. Accuracy of image-guided implantology. **Clin Oral Implants Res** 2005; 16: 495–501.

BROOKS SL. Computed tomography. **Dent Clin North Am.** 1993 Oct;37(4):575-90.

CARVALHO ACP. História da tomografia computadorizada. **Rev Imagem** 2007;29(2):61-6.

CASAP N, WEXLER A, PERSKY N, et al: Navigation surgery for dental implants: Assessment of accuracy of the image guided implantology system. **J Oral Maxillofac Surg** 62:116, 2004 (Suppl 2).

CASAP N, TARAZI E, WEXLER A, SONNENFELD U, LUSTMANN J. Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2005; 20: 92–98.

CASAP N, KREINER B, WEXLER A, KOHAVI D. Flapless approach for removal of bone graft fixing screws and placement of dental implants using computerized navigation: a technique and case report. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006; 21: 314–319.

CAVERSACCIO M, NOLTE LP, HAUSLER R. Present state and future perspectives of computer aided surgery in the field of ENT and skull base. **Acta Otorhinolaryngol Belg** 2002; 56: 51–59.

CHIAPASCO M, ZANIBONI M, BOISCO M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. **Clin Oral Implants Res** 2006;17(suppl 2):136–159.

CHILVARQUER I; CHILVARQUER L W; HAYEK JE; PINTO AVSA. Estereolitografia na implantodontia avançada: conceitos, indicações e usos. **Implantnews** 2004; 1:1.

CHILVARQUER I, CHILVARQUER L W, HAYEK JE, SADDY MS. **A prototipagem na odontologia do novo milênio. Implantes Osseointegrados** – Inovando Soluções Artes Medicas (4: 2004: Sao Paulo cap.17 p. 317-328).

CHIU WK, LUK WK, CHEUNG LK. Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006;21:465–470.

CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J Prosthet Dent** 2007;98:389–404.

COSTA DM, LEDERMAN HM, CHILVARQUER I, CERRI A, LIMA AMC. Índice de discrepância de imagens reformatadas na TC helicoidal para o planejamento de implantes osseointegrados. **RPG Rev Pós-Grad.** 2005;12(4):423-9.

COTRIM-FERREIRA FA, LASCALA CA, COSTA C, GARIB DG, CHILVARQUER I, CAVALCANTI MGP, FERREIRA RI. Modernos métodos de radiologia e Imaginologia para uso ortodôntico. **Ortodontia.** 2008; 41(1):62-71.

CUNHA J.et al. **Computação gráfica e suas aplicações em CAD.** São Paulo, Atlas, 1987. 199p.

DANFORTH RA, PECK J, HALL P. Cone Beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. **J Calif Dent Assoc** 2003;31(11):847-52.

DE ALMEIDA EO, PELLIZZER EP, GOIATTO MC, MARGONAR R, ROCHA EP, FREITAS AC JR, ANCHIETA RB. Computer-guided surgery in implantology: review of basic concepts. **JCraniofac Surg.** 2010;21(6):1917-21.

DI GIACOMO G, CURY P, DE ARAUJO N, SENDYK W, SENDYK C. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. **J Periodontol** 2005;76:503-7.

EGGERS G, HAAG C, HASSFELD S. Image-guided removal of foreign bodies. **Br J Oral Maxillofac Surg** 2005; 43: 404–409.

EGGERS G, MUHLING J, MARMULLA R. Template-based registration for image-guided maxillofacial surgery. **J Oral Maxillofac Surg** 2005; 63: 1330–1336.

EGGERS G, MUHLING J, MARMULLA R. Image-to-patient registration techniques in head surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2006; 35: 1081–1095.

EGGERS G, MUHLING J. Template-based registration for image-guided skull base surgery. **Otolaryngol Head Neck Surg** 2007; 136: 907–913.

EWERS R, SCHICHO K, TRUPPE M, SEEMANN R, REICHWEIN A, FIGL M, WAGNER A. Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. **J Oral Maxillofac Surg** 2004; 62: 329–334.

EWERS R, SCHICHO K, UNDT G, WANSCHITZ F, TRUPPE M, SEEMANN R, WAGNER A. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2005; 34: 1–8.

FARMAN AG, SCARFE WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2006;130(2):257-265.

FORTIN T, BOSSON JL, COUDERT JL, ISIDORI M. Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003; 18: 886–893.

FORTIN T, BOSSON JL, ISIDORI M, BLANCHET E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006; 21: 298–304.

FORTIN T, CHAMPLEBOUX G, LORMEE J, COUDERT JL. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. **J Oral Implantol** 2000;26: 300-303.

FORTIN T, CHAMPLEBOUX G, BIANCHI S, BUATOIS H, COUDERT JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. **Clin Oral Implants Res** 2002; 13: 651–656.

FORTIN T, COUDERT JL, CHAMPLEBOUX G, et al. Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography. **J Image Guid Surg.** 1995;1:53-58.

FORTIN T, ISIDORI M, BLANCHET E, PERRIAT M, BOUCHET H, COUDERT JL. An image-guided system-drilled surgical template and trephine guide pin to make treatment of completely edentulous patients easier: a clinical report on immediate loading. **Clin Implant Dent Relat Res** 2004; 6: 111–119.

FORTIN T, ISIDORI M, BOUCHET H. Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2009; 24: 96–102.

GARIB DG, RAYMUNDO JR R, RAYMUNDO MV, RAYMUNDO DV, FERREIRA SN. Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press OrtodonOrtop Facial.** 2007 mar./ abr.12(2):139-56.

GOMIDE RB. **Fabricação e componentes injetados em insertos produzidos por estereolitografia**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2000.

GRELLMANN DA. **Utilização das tecnologias de estereolitografia e microfusão para aplicações em prototipagem rápida e ferramental rápido**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.

GUERRERO ME, JACOBS R, LOUBELE M, SCHUTYSER F, SUETENS P, VAN STEENBERGHE D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Investig** 2006; 10: 1–7.

HAMMERLE CH, JUNG RE, FELOUTZIS A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. **J Clin Periodontol** 2002;29(suppl 3):226-231.

HARRIS D, BUSER D, DULA K, ET AL. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. **Clin Oral Implants Res** 2002;13:566–570.

HASSFELD S, MUHLING J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2001; 30: 2–13.

HATCHER DC, DIAL C, MAYORGA C. Cone Beam CT for Pre--Surgical Assessment of Implant Sites. **J Calif Dent Assoc**. 2003 Nov.;31(11):825-33.

HEILAND M, HABERMANN CR, SCHMELZLE R. Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. **J Oral Maxillofac Surg** 2004; 62: 1059–1063.

HOFFMANN J, WESTENDORFF C, GOMEZ-ROMAN G, REINERT S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. **Clin Oral Implants Res** 2005; 16: 609–614.

HOLST S, BLATZ MB, EITNER S. Precision for computer-guided implant placement: using 3D planning software and fixed intraoral reference points. **J Oral MaxillofacSurg** 2007; 65: 393–399.

HOUNSFIELD GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. **Br J Radiol** 1973; 46:1016–1022.

JACKSON I ET AL. **Stereolithography Model in Presurgical Planning of Craniofacial Surgery**. Disponível em:

[http://74.125.155.132/scholar?q=cache:Yz5E2\\_tWzTQJ:scholar.google.com/+author:%22Jackson%22+intitle:%22Stereolithography+model+in+presurgical+planning+of+..%22+&hl=pt-BR&as\\_sdt=2000](http://74.125.155.132/scholar?q=cache:Yz5E2_tWzTQJ:scholar.google.com/+author:%22Jackson%22+intitle:%22Stereolithography+model+in+presurgical+planning+of+..%22+&hl=pt-BR&as_sdt=2000). Acesso em: 15 de jul. 2014.

JACOBS R, ADRIANSENS A, NAERT I, QUIRYNEN M, HERMANS R, VAN STEENBERGHE D. Predictability of reformatted computed tomography for pre-operative planning of endosseous implants. **DentomaxillofacRadiol** 1999; 28: 37–41.

JAMES WJ ET AL. Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. **Journal of Oral and MaxillofacialSurgery** 1998; 56(4):512-7.

JUNG RE, SCHNEIDER D, GANELES J, WISMEIJER D, ZWAHLEN M, HÆAMMERLE CH, TAHMASEB A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2009; 24: 92–109.

KERNAN BT; WINSATT JA. Use of a stereolithography model for accurate, preoperative adaption of a reconstruction plate. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery** 2000: 58(3):349-51.

KHADEM R, YEH CC, SADEGHI-TEHRANI M, BAX MR, JOHNSON JA, WELCH JN, WILKINSON EP, SHAHIDI R. Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. **Comput Aided Surg** 2000: 5: 98–107.

KLUG C, SCHICHO K, PLODER O, YERIT K, WATZINGER F, EWERS R, BAUMANN A, WAGNER A. Point-to-point computer-assisted navigation for precise transfer of planned zygoma osteotomies from the stereolithographic model into reality. **J Oral MaxillofacSurg** 2006: 64: 550–559.

KOOP R, VERCRUYSSSEN M, VERMEULEN K, QUIRYNEN M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery. **Clin Oral Implants Res** 2013: 24: 630–634.

KRAMER FJ, BAETHGE C, SWENNEN G, ROSAHL S. Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. **Clin Oral Implants Res** 2005: 16: 60–68.

LIU PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compendium**. 2005;26:507-16.

MARMULLA R, LUTH T, MUHLING J, HASSFELD S. Markerless laser registration in image-guided oral and maxillofacial surgery. **J Oral MaxillofacSurg** 2004: 62: 845–851.

MAZZONETTO R, MOREIRA R W F, MORAES M, ALBERGARIA-BARBOSA JR, PASSERI LA, SPAGNOLI DB. Uso de modelos estereolitográficos em cirurgia buco-maxilo-facial. **Revista da Apcd** 2002:56(2).

MILOVANOVIV J,TRAJANOVIC M. Medical applications of rapid prototyping. **FactaUniversitatis: mechanical engineering** 2007; 5(1):79-85.

MISCHKOWSKI RA, ZINSER MJ, NEUGEBAUER J, KUBLER AC, ZOLLER JE. Comparison of static and dynamic computer- assisted guidance methods in implantology. **Int J Comput Dent** 2006: 9: 23–35.

MORRIS CL, BARBER RF, DAY R. Orofacialprothesisdesingn and fabrication using stereolithography. **Australian Dental Jornal** 2000:45(4):250-253.

MOZZO P, PROCACCI C, TACCONI A, MARTINI PT, ANDREIS IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol.** 1998;8(9):1558-64.

NICKENIG HJ, EITNER S. Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. **J CraniomaxillofacSurg** 2007; 35:207–211.

NIGRO F, CHIVARQUER I, XIMENEZ M. Um novo método para avaliação da espessura gengival por meio de tomografia computadorizada helicoidal. **Implantnews** 2006: 3(4).

PECKITT NS. Stereoscopic lithographic customizes titanium implants in orofacial reconstruction. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery** 1999: 37 (5): 353-69.

PJETURSSON BE, TAN K, LANG NP, BRAGGER U, EGGER M,ZWAHLEN, M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (fpds) after an observation period of at least 5 years. **Clinical Oral Implants Research** 2004:15: 625–642.



POLETI ML ET AL. Imagens obtidas por Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico: o que são, quando e como usá-las? **Rev. Assoc. Paul CirDent** 2010;64(6):462-63.

RESNIK RR, KIRCOS LT, MISCH CE. TÉCNICAS E DIAGNOSTICO POR IMAGEM. IN: MISCHCE. **Implantes dentais contemporâneos**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. p. 38-67.

RODRIGUES SJ, MUNDATHAJE M, RAJU M, QURESHI S. Three-dimensional Imaging in Implant Assessment for the Prosthodontist: Utilization of the Cone Beam Computed Tomography. **International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry** 2014;4(1):23-33.

RUPPIN J, POPOVIC A, STRAUSS M, SPUNTRUP E, STEINER A, STOLL C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. **Clin Oral Implants Res** 2008; 19: 709–716.

RUPRECHT A. Oral and Maxillofacial Radiology: Then and Now. **J Am Dent Assoc.** 2008;139:5S-6S.

RUSSETT S. ET AL. An Experimental method for stereolithic mandible fabrication and image preparation. **The Open Biomedical Engineering Journal** 2007:1:1-8.

SADDY MS. **Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem**. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

SANGHERA B. ET AL. Preliminary study of rapid prototype medical models. **Rapid Prototyping Journal** 2001; 7(5): 275-84.

SCARFE WC, FARMAN AG. What is cone-beam CT and how does it work? **Dent Clin North Am** 2008;52:707-30.

SCHNEIDER J, DECKER R, KALENDER WA. Accuracy in medicinal modelling. **Phidias Nesletters** 2002; 8: 5–14.

SELHORST JUNIOR A. **Análise comparativa entre os processos de Prototipagem Rápida na concepção de novos produtos**. 111f. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas, Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2008.

SETTI S, KAUS T. **Practical Implant Dentistry: Diagnostic, Surgical, Restorative and Technical Aspects of Aesthetic and Funcional Harmony**. Ed. Quintessence; 2005.

SCHNEIDER D, MARQUARDT P, ZWAHLEN M, JUNG RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computerguided template-based implant dentistry. **Clin Oral Implants Res** 2009;20:73-86.

SETHI A, SOCHOR P. Predicting esthetics in implant dentistry using multiplanar angulation: a technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10: 485–490.

SOUZA MA, CENTENO TM, PEDRINI H. Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica** 2003;19(2):103-115.

TAHMASEB A, DE CLERCK R. Digital protocol for reference-based guided surgery and immediate loading: a prospective clinical study. **Int. J. Oral Maxillofacial implants** 2012;27:1258–1270.

TAHMASEB A, WISMEIJER D, COUKE W, DERKSEN W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. **Int. J. oral maxillofacial implants**, 2014; 29 (suppl):25–42.

TYNDALL AA, BROOKS SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2000; 89: 630–637.

VAN ASSCHE N, VERCRUYSSSEN M, COUCKE W, TEUGHEL W, JACOBS R, QUIRYNEN M. Accuracy of computer aided implant placement. **Clin Oral Implants Res** 2012; 23(Suppl 6): 112–123.

VANSTEENBERGHE D, NAERT I, ANDERSSON M, BRAJNOVIC I, VAN CLEYNENBREUGEL J, SUETENS P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: A clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2002; 17: 663–670.

VAN STEENBERGHE D, MALEVEZ C, VAN CLEYNENBREUGEL J, ET AL. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. **Clin Oral Implants Res** 2003; 14: 131–136.

VAN STEENBERGHE D, GLAUSER R, BLOMBÆCK U, ANDERSSON M, SCHUTYSER F, PETTERSSON A, WENDELHAG I. A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. **Clin Implant Dent Relat Res** 2005; 7: 111–120.

VERCRUYSSSEN M, HULTIN M, VAN ASSCHE N, SVENSSON K, NAERT I, QUIRYNEN M. Guided surgery: accuracy and efficacy. **Periodontol** 2000; 2014; 66: 214–227.

VERSTREKEN K, VAN CLEYNENBREUGEL J, MARCHAL G, NAERT I, SUETENS P, VAN STEENBERGHE D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11: 806–810.

VERSTREKEN K, VAN CLEYNENBREUGEL J, MARTENS K, MARCHAL G, VAN STEENBERGHE D, SUETENS P. An image-guided planning system for endosseous oral implants. **IEEE Trans Med Imaging** 1998; 17: 842–852.

WAGNER A, PLODER O, ENISLIDIS G, TRUPPE M, EWERS R. Image-guided surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg** 1996; 25: 147–151.

WAGNER A, WANSCHITZ F, BIRKFELLNER W, ZAUZA K, KLUG C, SCHICHO K, KAINBERGER F, CZERNY C, BERGMANN H, EWERS R. Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. **Clin Oral Implants Res** 2003; 14: 340–348.

WANSCHITZ F, BIRKFELLNER W, FIGL M, PATRUTA S, WAGNER A, WATZINGER F, YERIT K, SCHICHO K, HANEL R, KAINBERGER F, IMHOF H, BERGMANN H, EWERS R. Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery. **Clin Oral Implants Res** 2002; 13: 610–616.

WELLS P, DAVIS I, MORGAN M. **Computed Tomography**. *Materials Fórum* 1994; 18:111-133.

WIDMANN G, BALE RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery – a review. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006; 21: 305–313.

WIDMANN G, WIDMANN R, WIDMANN E, JASCHKE W, BALE RJ. In vitro accuracy of a novel registration and targeting technique for image-guided template production. **Clin Oral Implants Res** 2005; 16: 502–508.

WIDMANN G, WIDMANN R, WIDMANN E, JASCHKE W, BALE R. Use of a surgical navigation system for CT-guided template production. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007; 22: 72–78.

WIDMANN G, WIDMANN R, STOFFNER R, WIDMANN E, RIEGER T, REMENSBERGER S, GRUBWIESER G, PUELACHER W, BALE R, VERCRUYSSSEN ET AL. Multipurpose navigation system-based concept for surgical template production. **J Oral MaxillofacSurg** 2009; 67: 1113–1120.

WIDMANN G, ZANGERL A, KEILER M, STOFFNER R, BALE R, PUELACHER W. Flapless implant surgery in the edentulous jaw based on three fixed intraoral reference points and image-guided surgical templates: accuracy in human cadavers. **Clin Oral Implants Res** 2010; 21: 835–841.

WIDMANN G, ZANGERL A, SCHULLIAN P, FASSER M, PUELACHER W, BALE R. Do image modality and registration method influence the accuracy of craniofacial navigation? **J Oral MaxillofacSurg** 2012; 70: 2165–2173.

WITTWER G, ADEYEMO WL, SCHICHO K, FIGL M, ENISLIDIS G. Navigated flapless transmucosal implant placement in the mandible: a pilot study in 20 patients. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007; 22: 801–807.