



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA NÍVEL MESTRADO

Lucas Machado de Menezes

**Avaliação da precisão de guias cirúrgicos para implantes
osteointegrados obtidos a partir de prototipagem rápida.**

Belém
2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA NÍVEL MESTRADO

Lucas Machado de Menezes

**Avaliação da precisão de guias cirúrgicos para implantes
osteointegrados obtidos a partir de prototipagem rápida.**

**Trabalho de dissertação apresentado
ao programa de Pós Graduação em
Odontologia nível Mestrado do Centro
de Ciências da Saúde da Universidade
Federal do Pará para obtenção do grau
de Mestre em Odontologia.**

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Mesquita Tuji

Belém
2008

Lucas Machado de Menezes

**Avaliação da precisão de guias cirúrgicos para implantes
osteointegrados obtidos a partir de prototipagem rápida.**

**Trabalho de dissertação apresentado
ao programa de Pós Graduação em
Odontologia nível Mestrado do Centro
de Ciências da Saúde da Universidade
Federal do Pará para obtenção do grau
de Mestre em Odontologia.**

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Mesquita Tuji

Avaliada em 29 / 04 /2008

Banca examinadora:

Prof. Dr. Adriano Maia Correa. Universidade Federal do Pará.

Avaliação: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. Bruno Pereira Alves. Universidade Federal do Pará

Avaliação: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo. FOP-Unicamp

Avaliação: _____

Assinatura: _____

Dedicatória

Ao meu pai, Mauro Menezes, por ter sido o responsável pela minha formação moral e intelectual, que mesmo após seu falecimento permanece me influenciando pelo seu exemplo, do qual busco ser digno de orgulho todos os dias.

A minha mãe, Paula Machado, pelo apoio incondicional nos momentos difíceis do meu caminho até aqui, pelo seu estímulo constante para que eu busque os meus sonhos.

Aos meus irmãos Levi e Moirah pelo apoio e exemplo, e aos meus sobrinhos Aleph e Calil, pois eles são os elos entre o passado e o futuro da nossa família.

Agradecimento especial

Ao meu orientador Prof. Dr. Fabrício Mesquita Tuji, pelo apoio e paciência nos diversos momentos difíceis durante o programa de mestrado, agradeço pelo aprendizado e pela amizade.

A CAPES, pelo apoio na concessão de bolsa de estudos.

Agradecimentos

A Universidade Federal do Pará, na pessoa do prof. João Pinheiro, coordenador do programa de pós graduação em odontologia nível Mestrado.

Aos colegas de turma do mestrado pela ajuda, apoio, estímulo e companheirismo durante estes dois anos, estão todos de parabéns.

A coordenação do Departamento de Diagnóstico por Imagem do Hospital Ofir Loiola, pela autorização de utilização do tomógrafo e completo suporte para a realização deste estudo.

Ao sr. Toninho, técnico em radiologia do Hospital Ofir Loiola, pela ajuda incondicional na realização dos exames, mesmo em horários inconvenientes, meu sinceros agradecimentos.

A todos os meus mais sinceros agradecimentos.

Resumo

O planejamento implantodôntico exige precisão e confiabilidade. A prototipagem rápida oferece a possibilidade de transferir o planejamento para o campo operatório, sendo este um importante aliado no tratamento cirúrgico. O presente estudo tem por objetivo avaliar a precisão de guias cirúrgicos obtidos através de tomografia computadorizada, planejamento em software para implantodontia (Implantviwer – Anne Solutions Ltda.) e prototipagem rápida, avaliando a angulação e a posição horizontal dos implantes e ainda comparar guias com apoio ósseo e guias com apoio gengival. Foram selecionadas cinco mandíbulas humanas secas, que foram fixadas a um crânio e realizadas as tomografias computadorizadas, o planejamento dos implantes e os guias confeccionados a partir de prototipagem. Após a instalação de vinte implantes foram realizadas novas tomografias e comparação das medidas referentes a angulação e posicionamento horizontal dos implantes através da sobreposição das imagens pré e pós operatórias. Tais resultados foram submetidos a análise estatística pelo teste T para amostras dependentes e análise de variância de Friedman com índice de significância de 95%. Observou-se uma discrepância média de angulação de $2,60^\circ$ (DP = $3,20^\circ$) e de 0.40 mm (DP = 0,51 mm) para o posicionamento horizontal nos guias com apoio sobre gengiva artificial e $5,30^\circ$ (DP = $3,88^\circ$) e 0,70 mm (DP = 0,82 mm) para os guias com apoio ósseo. Os guias com apoio ósseo e gengival apresentaram diferença estatística entre si apenas quanto a angulação. Os guias cirúrgicos para implantes osteointegrados construídos a partir de prototipagem rápida oferecem precisão na transferência do planejamento para o campo operatório e sua

utilização poderá aumentar a previsibilidade dos resultados, assim como facilitar a cirurgia e minimizar a intervenção cirúrgica.

Palavras chave: Implante Dentário; Cirurgia Assistida por Computador; Tomografia Computadorizada.

Abstract

The implantodontic planning demands precision and trustworthiness, the rapid prototyping offers the possibility to transfer the planning to the surgical field, being this an important ally in the surgical treatment. The present study it has for objective to evaluate the precision of surgical guides constructed through computerized tomography, planning in software for implantodontics and fast prototyping and compare bone supported guides to gingival tissue supported guides. Five dry human mandibulas had been selected, who had been fixed to an ideal skull and carried through the computerized tomograph, the implant planning and the prototyped guides. After the installation of the twenty implants, had been carried through new tomographs and comparison of the referring measures the axis and horizontal positioning of the implantations through the overlapping of the images before and after surgery, such results forms submitted to the statistic analysis for test T for dependent samples and Friedman's variance analysis, with index of significance of 95%. An average discrepancy in axis of $2,60^{\circ}$ (SD = $3,36^{\circ}$) and of 0,40 mm (SD = 0,68mm) for the horizontal positioning was observed to the gingival tissue supported guides and $5,30^{\circ}$ (SD = $3,88^{\circ}$) and 0,70 mm (SD = 0,82mm) to bone supported guides, bone supported guides and gingival tissue supported guides did not demonstrated statistical differences. The surgical guides for osteointegrated dental implants constructed rapid prototyping offer precision in the transference of the planning for the surgical field and its use will be able to increase the previsibility of the results, as well as facilitating the surgery and minimizing the intervention.

Key words: Dental Implantation; Surgery, Computer-Assisted; Tomography, Computer-Assited.

Sumario.

1. Introdução.	12
2. Revisão bibliográfica.	15
2.1 Imaginologia em implantodontia.	15
2.2 Guias Cirúrgicos.	19
2.3 Stereolitografia.	23
3. Proposição.	34
4. Materiais e método.	35
4.1 Amostra.	35
4.2 Exames de Tomografia Computadorizada.	37
4.3 Reconstrução das imagens em 3D e planejamento dos implantes.	39
4.4 Confecção dos guias protótipo.	41
4.5 Cirurgia para inserção dos implantes.	44
4.6 Avaliação do posicionamento dos implantes planejados e colocados.	46
5. Resultados.	52
6. Discussão.	63
7. Conclusões.	69
8. Referencias bibliográficas.	71
9. Anexo.	80

1. Introdução

A terapia implantodôntica vem sendo cada vez mais comum nos consultórios odontológicos, assim como as técnicas de diagnóstico, cirúrgicas e protéticas têm se aperfeiçoado para atender às exigências de um público cada vez mais ansioso por resultados esteticamente favoráveis, com mínimo desconforto e melhor custo benefício.

O planejamento pré-cirúrgico é essencial para que se obtenham implantes estéticos e funcionais e atualmente uma variedade de técnicas está disponível para isso. Em casos de comprometimento de estruturas ósseas ou de grande demanda estética, informações mais detalhadas são imprescindíveis, o que por sua vez justifica o uso de técnicas de planejamento mais elaboradas (DI GIACOMO *et al.* 2005), além disso, sabe-se que o posicionamento de implantes deve ser executado levando em consideração não apenas a situação anatômica, mas também as demandas protéticas (SAMARTINO *et al.* 2004), o que exigirá uma visualização em 3D deste planejamento. Dentre as diversas alternativas para o cirurgião, deve-se avaliar: o volume de informação trazido, sua precisão, sua aplicabilidade, seu custo-benefício, a avaliabilidade dos resultados, a dose de radiação empregada e o grau de conhecimento necessário para aplicar e interpretar os dados de cada técnica diagnóstica (DOV *ET AL.* 2006).

As técnicas de diagnóstico por imagem, principalmente através da tomografia computadorizada, trazem significativo volume de dados quanto à anatomia e a medidas da área de interesse. Porém tais técnicas necessitam ser transferidas para o campo cirúrgico e este é o grande paradigma da implantodontia restauradora, que trabalha a favor do Cirurgião Dentista quando se utilizam guias para transferir

informações do planejamento para o campo operatório. É bom lembrar que o objetivo da odontologia implantodôntica não é o implante e sim o dente a ser reabilitado (GANZ 2005).

Criação por computador (CAD-Computed Aided Design) e fabricação assistida por computador (CAM-Computed Assited Manufacturing) já se apresentam sob a forma de softwares comerciais e equipamentos para o planejamento e colocação de implantes dentários e estes novos métodos ajudam o cirurgião a responder a demanda cada vez maior por benefícios ao paciente (VOITIK 2002). Desde 1991 a estereolitografia literalmente “imprime” um modelo 3D, revolucionando a manufatura comercial e a indústria aeroespacial em termos de desenvolvimento de produtos e otimização da forma e considerações funcionais, apresentando-se hoje como a principal técnica de CAM (MC ALLISTER 1998).

O processo estereolitográfico é um processo de prototipagem rápida que produz modelos físicos através de solidificação seletiva de resinas por meio de luz ultravioleta com uma ponta laser, podendo ser utilizado para simulação cirúrgica obtendo-se resultados predictivos, minimizando assim o tempo cirúrgico (SAMARTINO 2004). A análise do custo - benefício da utilização da prototipagem rápida é difícil, mas seu uso é crítico para responder algumas questões quanto ao planejamento e à anatomia da área de interesse e confecção de guias cirúrgicos potencialmente confiáveis e precisos (DOV 2006). O sucesso do tratamento implantodôntico consiste de osteointegração apropriada, assim como de ótimo posicionamento dos implantes para uma reabilitação estética e funcional, advento trazido pelas técnicas CAD e CAM que possibilitam planejamento 3D e transferência para o campo operatório através de guias extremamente confiáveis (WIDMAN 2005).

O conceito de cirurgia guiada mostra-se cada vez mais presente no meio odontológico, e este conceito trata de técnicas de diagnóstico e planejamento com auxílio de software e de computadores (SAMARTINO 2004). A utilização de aparelhos de tomografia computadorizada de alta definição provê imagens de alta qualidade das estruturas anatômicas do paciente, os softwares de planejamento de implantes hoje oferecem recursos como a reconstrução em 3D e a simulação cirúrgica dos implantes com correta relação com as estruturas anatômicas e as necessidades protéticas. A partir deste planejamento é possível criar um guia cirúrgico que oferece o posicionamento e o ângulo de entrada dos implantes e em seguida construir este guia em um aparelho de estereolitografia para a utilização em cirurgia guiada sem a confecção de retalho gengival (DI GIACOMO *et al.* 2005).

O presente estudo tem por objetivo avaliar a precisão de guias cirúrgicos construídos a partir de prototipagem rápida em mandíbulas humanas secas, quanto ao posicionamento horizontal e a angulação dos implantes em relação ao plano axial.

2. Revisão bibliográfica.

2.1 Imaginologia aplicada ao planejamento implantodôntico.

Jacobs *et al.* (1999) compararam a tomografia em 2D isoladamente com a tomografia 2D mais reconstrução 3D para planejamento de implantes osteointegrados. Para isso foram selecionados 33 pacientes para os quais foram utilizados tanto o planejamento 2D quanto o 3D. O número de implantes, os locais, os tamanhos e a ocorrência de complicações anatômicas foram correlacionados através do coeficiente de correlação de Kendall. Embora o planejamento tenha sido realizado em 33 pacientes os implantes foram instalados apenas em 21, dos quais 11 foram baseados no planejamento 2D mais 3D e 10 apenas no 2D. A concordância entre o planejamento e a instalação do implante quanto à localização do implante foi 68% para o 2D e 73% para o 2D mais o 3D; quanto ao tamanho o 2D atingiu 31% e o 2D mais 3D 44%, para as complicações anatômicas a concordância não foi significativa, 69% para o 2D e 71% para o 2D mais 3D. O planejamento 3D, assim como o 2D isolado, são relevantes para o planejamento implantodôntico, porém planejamentos baseados em imagens 3D são mais precisos em relação ao tamanho dos implantes.

Jacobs *et al.* (1999) publicaram outro trabalho com objetivo de avaliar a confiabilidade da tomografia 2D para o planejamento pré-operatório de implantes osteointegrados. Um total de 100 pacientes foi selecionado para o trabalho. Todos se submeteram a exame de TC e posterior instalação de implantes, em seguida os dados relativos ao tamanho, número e localização dos implantes, além da quantidade de osso e as complicações anatômicas oferecidas pelo planejamento

foram comparadas com o encontrado no campo operatório. A concordância entre o planejamento pré e pós-operatório foi boa quanto ao número de implantes (60%) e para a localização de 70% , porém, para o tamanho dos implantes foi de 44% e para as complicações anatômica foi de 46%, o que sugere que o planejamento para implantes baseado na tomografia 2D é válido para determinação do número e posição dos implantes, porém oferece resultados pobres em relação ao tamanho dos implantes e das possíveis complicações anatômicas.

Naitoh *et al.* (2000) avaliaram a precisão da transferência do planejamento de implantes na tomografia computadorizada para um guia cirúrgico específico construído com base na TC. Para este estudo foram selecionados 6 pacientes, nos quais foram instalados 21 implantes. Foi observado que para a angulação dos implantes houve uma discrepância de 5° entre o planejamento e o implante executado e quanto ao desvio horizontal a média foi de 0.3mm, discrepâncias estas estatisticamente insignificantes, o que sugere confiabilidade neste tipo de planejamento implantodôntico.

Klein *et al.* (2001) descreveram a instalação de dois implantes em região posterior de mandíbula através de um guia cirúrgico em acrílico confeccionado a partir do planejamento implantodôntico realizado em software específico para planejamento de implantes por de imagens de tomografia computadorizada. Os autores concluíram que a utilização de tomografias 3D e softwares para o planejamento dos implantes reduz o erro cirúrgico e aumenta a habilidade do cirurgião, além de ajudar em cirurgias menos invasivas e oferecer precisão na execução das osteotomias.

Dov *et al.* (2001) publicaram um artigo de revisão sistemática sobre a tecnologia ligada à tomografia computadorizada e à manipulação de suas imagens

com o objetivo de oferecer um argumento para o desenvolvimento de pesquisas baseadas em evidências sobre a utilização destes sistemas e suas implicações no prognóstico implantodôntico. Concluiu-se que a tomografia computadorizada oferece suporte à construção de guias cirúrgicos e que este procedimento, se executado com precisão e com a ajuda de aparatos como tubos de titânio acoplados ao ponto de entrada da fresa no guia, oferecem importantes informações para o cirurgião, relativas à posição e angulação dos implantes.

Jacobs *et al.* (2003) descreveram que a tomografia computadorizada oferece informações de três dimensões, possibilitando a visualização do campo cirúrgico. A fabricação de modelos estereolitográficos tridimensionais pode ser facilmente planejada, pois a utilização da tomografia computadorizada ajuda sobremaneira o planejamento implantodôntico, sobretudo quando se trata de uma área com comprometimento ou reabsorção óssea significativa.

Dov *et al.* (2006) descreveram a utilização da tomografia computadorizada para o planejamento de um implante unitário em um paciente jovem, a partir dos dados da tomografia e do planejamento utilizando um aparelho de fresagem ligado ao computador. Uma placa de acrílico moldada ao paciente e com apoio sobre os dentes remanescentes, foi perfurada pela máquina no local e ângulo indicados no planejamento. Em seguida foi fixada a esta perfuração uma anilha de titânio e esta levada ao paciente, instalada e a cirurgia realizada. Neste caso específico o resultado foi satisfatório, pois se conseguiu evitar lesão a estruturas importantes sem a necessidade de alterar o planejamento protético, porém a reprodutibilidade desta técnica não é simples e ainda dispendiosa devido à necessidade de equipamento específico.

Rosenfeld *et al.* (2006) descreveram que a tecnologia interativa da tomografia computadorizada permite a incorporação de informações protéticas dentro do estudo tomográfico, que pode ser analisada sobre a anatomia do paciente e planejar suas necessidades cirúrgicas no pré-operatório. A possibilidade de intervenções minimamente invasiva torna-se uma realidade não apenas para a medicina, mas agora para a odontologia. Outro fato importante é que com a previsibilidade oferecida pela tomografia, a questão do consentimento livre e esclarecido por parte do paciente fica muito mais clara para o mesmo.

Aguiar *et al.* (2008) publicaram um estudo com o objetivo de avaliar a confiabilidade da ressonância magnética em comparação à tomografia computadorizada para o planejamento implantodôntico no que diz respeito a medidas do tecido ósseo. Foram utilizadas cinco mandíbulas humanas secas, as quais foram submetidas a exames de tomografia e ressonância magnética e cada mandíbula teve três pontos marcados com material radiopaco sob os quais foram realizadas as medições. Os exames foram enviados a quatro especialistas em radiologia maxilofacial, para que estes realizassem as medidas de osso nos locais pré-determinados. Em seguida as medidas foram feitas também diretamente nas mandíbulas. A discrepância observada nas medidas das mandíbulas secas e na tomografia variou de 0,13 a 1,67mm, enquanto que para a ressonância este valor foi de 0,02 a 1,25mm, o que sugere que a ressonância magnética, assim como a tomografia, é viável para a utilização no planejamento implantodôntico.

Diniz *et al.* (2008) publicaram um trabalho com o objetivo de avaliar as alterações do planejamento pré-cirúrgico implantodôntico no momento da cirurgia utilizando tomografia computadorizada em relação a radiografias convencionais. Foram avaliados 69 pacientes potenciais, nos quais seriam instalados 120

implantes. Os exames clínicos foram realizados por dois cirurgiões diferentes aos quais foram fornecidas inicialmente apenas as radiografias panorâmica e periapicais e somente após o primeiro planejamento foram fornecidas as tomografias computadorizadas, onde se tem as mudanças de planejamento em relação ao tamanho e espessura dos implantes e a necessidade de enxertos ósseos ou ainda a necessidade de outros procedimentos cirúrgicos. Observou-se que o planejamento em relação ao comprimento e espessura dos implantes foi alterado em 60,2% e 80,2% dos casos respectivamente. Quanto aos enxertos e outras cirurgias o planejamento mudou significativamente após a análise das tomografias e em 15,8% e 5,3% os enxertos e outras cirurgias respectivamente só foram incluídas no planejamento após a tomografia, concluindo que a tomografia computadorizada desempenha um importante papel no planejamento dos implantes e também na detecção de distúrbios anatômicos e planejamento de cirurgias.

2.2 Prototipagem rápida.

A primeira aplicação documentada da prototipagem em cirurgia oral e maxilofacial foi realizada por Brix e Lambert em 1985. Klein *et al.* (1992) descreveu que a prototipagem poderia ser aplicada ao planejamento médico no tratamento de deformidades craniofaciais pediátricas e também notou que a prototipagem, além de oferecer uma precisão maior na construção de modelos, poderia ser superior às técnicas de fresagem disponíveis naquele período. A única desvantagem desta técnica foi o tempo de execução que extrapolava 59 horas, devido à capacidade inadequada do computador, porém, com a tecnologia adequada este tempo poderia ser reduzido.

Em um estudo feito por Swalens *et al.* (1993) envolvendo a precisão de uma réplica de um crânio seco feito em prototipagem, foram medidas distancias entre pontos craniométricos predeterminados no crânio e na réplica com a utilização de paquímetro digital e estas medidas comparadas, tendo como resultado uma precisão de 97.7% a 99.12% que estatisticamente mostrou uma alta confiabilidade na precisão desta técnica.

Em um artigo de Anderl *et al.* (1994), onde foi descrita a utilização da prototipagem rápida para planejamento pré-cirúrgico de dois casos de fissuras faciais extensas, incluído desde o palato duro até a base do crânio e erniação cerebral, concluiu-se que a mesma oferece algumas vantagens no tratamento de malformações craniofaciais, como melhor visualização do esqueleto facial e redução do risco cirúrgico, através da mensuração das estruturas e contornos, medição detalhada das osteotomias e confecção de guias, tanto para osteotomias quanto para confecção de enxertos e melhor documentação pós-operatória e para objetivo de ensino.

Barker (1994) desenvolveu um trabalho com o objetivo de avaliar a precisão dimensional de réplicas anatômicas obtidas através de imagem tomográfica e estereolitografia. Um crânio foi escaneado para se obter sua réplica, medidas lineares foram tomadas no crânio e na réplica e a discrepância entre estas medidas calculada. Foi obtida uma discrepância máxima de 4,62mm e mínima de 0.1mm com média de 0.85mm. Estes resultados suportam a utilização de modelos estereolitográficos para casos de alta complexidade cirúrgica.

McAllister (1998) descreveram o processo de estereolitografia da seguinte forma: o primeiro passo no processo de prototipagem é a obtenção de dados precisos para facilitar a confecção do modelo, o que se dá através da Tomografia

Computadorizada ou Ressonância magnética e em seguida a conversão destes dados para um formato digital que venha a ajudar no processo. O segundo passo é transferir estes dados para o software e trabalhá-los para a criação de um modelo 3D e incluir o maior número de dados possíveis sobre pontos de referência internos e externos à estrutura. Os modelos podem ser construídos utilizando-se vários tipos de resinas foto-polimerizáveis. Esta resina é depositada sobre um anteparo através de um mecanismo semelhante a uma impressora a jato de tinta em delgadas lâminas que podem variar em espessura de 0.5 a 1mm. Ao completar a deposição de cada lâmina uma fonte de luz ultravioleta polimeriza a resina e uma nova camada será depositada até que se obtenha todo o modelo, em seguida são removidos o anteparo e os excessos de resina e o modelo submetido a uma câmara de luz ultravioleta para nova polimerização que concederá uma maior união entre as lamina e maior resistência ao modelo.

Em um trabalho publicado por Heissler *et al.* (1998), 15 pacientes com defeitos cranianos foram tratados e as próteses de titânio foram confeccionadas a partir de modelos stereolitográficos do crânio destes pacientes, quando foi observada uma taxa de sucesso de 100% e excelente adaptação das próteses tanto sob o ponto de vista anatômico quanto estético. Além de oferecer várias vantagens para o paciente e para o cirurgião, os resultados são previsíveis e esteticamente muito melhores, o tempo cirúrgico e o trauma causado são consideravelmente menores.

Santler *et al.* (1998) compararam a precisão de um modelo estereolitográfico com a de um modelo construído em aparelho de fresagem 3D. Dois modelos de uma mesma peça foram utilizados para comparação, sendo que as medidas da matriz foram medidas no modelo e comparadas. A variação média em relação ao original

foi de 0.81mm para estereolitografia e 0.54mm para o modelo de fresagem, sendo que as discrepâncias estavam abaixo de 1mm em 90% das medidas para o modelo de fresagem e 80% para o modelo estereolitográfico e um desvio máximo de 3.15mm foi observado para o modelo de fresagem e de 2mm para o modelo estereolitográfico. Ambos os métodos são válidos para utilização em biomodelagem médica, porém a estereolitografia oferece um detalhamento maior além de trabalhar com cavidades e estruturas ocas, como por exemplo o seio maxilar e o canal mandibular, enquanto os modelos de fresagem 3D não oferecem este recurso.

Naitoh *et al.* (2006) com o objetivo de avaliar a precisão de réplicas anatômicas construídas através de estereolitografia, construíram um modelo em material radiopaco semelhante ao osso, o qual foi escaneado e construída uma réplica deste modelo. Em seguida foram medidas as paredes do modelo e as da réplica para que se comparassem os valores. Obteve-se então uma discrepância média de 0.2 mm, o que sugere que modelos estereolitográficos em escala real podem ser utilizados em planejamento pré-cirúrgico, simulação cirúrgica e mesmo na confecção de guias cirúrgicos para tratamento implantodôntico.

2.3 Aplicação da prototipagem em implantodontia e cirurgia maxilofacial.

Stohler (1996) publicou um artigo no qual descreveu uma técnica de confecção de implantes subperiosteais para utilização em apenas um tempo cirúrgico. Nesta técnica ele escaneou a mandíbula de um paciente usando um tomógrafo helicoidal e as imagens foram convertidas para um formato compatível com uma fresadora guiada por computador através da qual se obteve um modelo em negativo da mandíbula do paciente e em seguida utilizou-se a mesma para obter

um modelo em material epoxy, sob o qual os implantes subperiosteais foram planejados e construídos. Neste mesmo artigo ele ainda descreve que a mesma técnica poderia ser realizada através de um aparelho de prototipagem. Stohler concluiu neste trabalho que as técnicas de CAD-CAM eram válidas para o planejamento e construção de implantes subperiosteais para uso em um único tempo cirúrgico.

Bianchi *et al.* (1997) utilizaram um modelo estereolitográfico para planejamento e realização de uma cirurgia de levantamento de seio maxilar com o objetivo de instalação de implantes osteointegrados em um paciente com atrofia severa da maxila posterior. Para tal foi realizada tomografia computadorizada em tomógrafo helicoidal, com o plano axial paralelo ao plano oclusal e os cortes foram realizados com espessuras de 1mm e incremento de 1mm. Os dados das tomografias foram então levados ao computador para a construção do modelo 3D e sua devida impressão no aparelho de estereolitografia. A seguir foi realizado o acesso cirúrgico de Caldwell & Luc para acesso ao seio maxilar no modelo segundo a melhor posição anatômica para realização de tal acesso cirúrgico e conseqüente enxertia no local, a cirurgia foi realizada no paciente com o acesso feito no mesmo local em foi feito no modelo. Embora os autores tenham identificando as fraquezas da técnica, a mesma se mostrou valida para a utilização em implantodontia devido sua ajuda no ensino, a melhora no planejamento e o impedimento de possíveis complicações trans-operatórias.

Em estudo realizado em 1998, Mc Allister descreve que a estereolitografia é amplamente aceita como uma das ferramentas mais precisas para a criação de modelos em prototipagem rápida e a precisão oferecida por esta técnica em conjunção com as imagens de tomografia computadorizada helicoidal mostra-se

extremamente relevante na obtenção de modelos biomédicos, principalmente para a construção de implantes subperiosteais, possibilitando a utilização de implantes subperiosteais em um único passo cirúrgico.

Van Stheenbergh *et al.* (2002) publicaram um artigo no qual descrevem uma pesquisa envolvendo guias cirúrgicos construídos a partir de prototipagem rápida testados em dois cadáveres e em seguida em oito pacientes humanos *in vivo*. Tanto para os cadáveres quanto para os humanos *in vivo*, foi feito um enceramento diagnóstico sobre os modelos de estudo em gesso, e em seguida foi confeccionada uma prótese considerada ideal para este paciente com a utilização de pontos radiopacos na prótese, em seguida foi realizada tomografia computadorizada do paciente usando a prótese e outra da prótese isoladamente. A seguir, no computador, as imagens do paciente e da prótese isolada foram sobrepostas usando como referência os pontos radiopacos e um modelo estereolitográfico da estrutura óssea e da prótese do paciente foi confeccionado, as perfurações dos implantes completadas na prótese são as mesmas utilizadas para a instalação dos implantes. Seguindo a instalação dos implantes, nova tomografia foi realizada e a posição dos mesmos analisada. Para os cadáveres foram colocados 10 implantes, onde houve um desvio médio de 0.8mm no sentido horizontal e de 1.8 graus na angulação dos implantes em relação ao planejamento. Para os humanos foram instalados 61 implantes entre os quais apenas um implante não pode ser utilizado devido a desvio erro na transferência do planejamento para o campo operatório. Após doze meses de pós-operatório todos os pacientes apresentavam próteses seguras e estáveis.

Runte *et al.* (2002) com o objetivo de estabelecer um protocolo de moldagem facial sem contato direto utilizaram um sistema com um projetor e duas câmeras

digitais acopladas a um computador desktop, com a utilização de um software específico as imagens foram sobrepostas e um modelo 3D obtido. A partir daí estas imagens 3D foram transferidas para um software apropriado para prototipagem, onde uma prótese foi construída por prototipagem rápida. Para isto foi utilizado um modelo e um paciente *in vivo* e foi possível observar que técnicas de reconstrução facial sem moldagem provêm mais detalhamento sem tensão das estruturas de tecido mole pela moldagem e a possibilidade de “espelhar” determinada estrutura pela hemiface contra-lateral é um artifício extremamente válido.

Wanschitz *et al.* (2002) avaliaram a precisão da instalação de implantes utilizando um sistema de navegação cirúrgica para planejamento e confecção de guias cirúrgicos em mandíbulas humanas secas. Foram instalados quatro implantes em cada uma das cinco mandíbulas utilizadas, todos na região interforaminal. Depois de tomada tomográfica pós-operatória uma discrepância 0.96mm com desvio padrão de 0.72mm foi observada para o posicionamento horizontal dos implantes, o que sugere a viabilidade e precisão do sistema empregado.

Em 2002, Kitai *et al.* utilizaram guias construídos através de prototipagem rápida para guiar cirurgias de colocação de micro implantes ortodônticos, onde foram construídas placas de mordida com cinco esferas radiopacas de cerâmica e com a placa em posição oclusal foram feitas tomadas radiográficas do terço médio da face do paciente em tomógrafo helicoidal *multislice* com cortes de 1 mm de espessura. O modelo 3D foi trabalhado de forma a criar um guia que mostrasse em vermelho as projeções radiculares e o soalho do seio maxilar, para que o cirurgião pudesse orientar-se e não lesar tais estruturas durante a cirurgia. Os autores concluíram que a fabricação de guias cirúrgicos utilizando prototipagem rápida com coloração seletiva é um artifício extremamente válido para a instalação de micro

implantes, pois provê informações extremamente importantes a respeito das variações anatômicas da região a ser abordada.

Sarment *et al.* (2003) compararam a precisão de guias cirúrgicos para implantes osteointegrados com guias cirúrgicos convencionais. Para isso utilizou cinco mandíbulas construídas com material epoxy radiopaco, com cinco dentes em acrílico acrescido de sulfato de bário instalados do lado esquerdo, dois grupos foram criados: um do lado direito de cada mandíbula, que utilizou um guia convencional e outro do lado esquerdo, que utilizou guias estereolitográficos. Foram realizadas tomadas tomográficas das mandíbulas com cortes axiais de 1mm de espessura e 1mm de incremento e em seguida, estas imagens foram transportadas para um software de planejamento de implantes e aquisição dos guias estereolitográficos e em seguida medidas referentes ao posicionamento horizontal dos implantes. Foi observado que os guias convencionais obtiveram um desvio médio de 1.5 mm com desvio padrão de 0.7mm enquanto os guias estereolitográficos obtiveram um desvio médio de 0.9mm com desvio padrão de 0.5mm, assim, os guias estereolitográficos mostraram-se mais precisos e viáveis para o planejamento implantodôntico.

Em outro estudo Sarment *et al.* (2003) utilizaram guias estereolitográficos para reabilitação de dois pacientes parcialmente edêntulos, a área reabilitada foi a região maxilar direita. Para os dois casos foram feitas tomadas tomográficas com o mesmo protocolo para os dois pacientes. O planejamento dos implantes foi realizado no mesmo software e os guias confeccionados com o mesmo protocolo de estereolitografia. Foram criados dois guias para cada paciente, um para utilização da fresa de 2mm e outro para a fresa de 3mm. Os autores concluíram que a utilização de guias estereolitográficos pode oferecer várias vantagens em relação aos guias convencionais, como por exemplo: análise precisa da topografia óssea,

avaliação e otimização da espessura e comprimento do implante relacionado às características anatômicas e desvios de normalidade ou limitações.

Sammartino *et al.* (2004) avaliaram a utilização de guias estereolitográficos para a reabilitação implantodôntica de uma paciente de 70 anos de idade com severa atrofia mandibular. Foi realizada tomada tomográfica conforme protocolo estabelecido pra estereolitografia e um modelo estereolitográfico da mandíbula do paciente obtido e em seguida foi obtido o guia, mostrando-se estável sob o tecido ósseo no momento da cirurgia. Os autores concluíram que o guia estereolitográfico oferece vantagens no planejamento de implantes e aperfeiçoa o ato cirúrgico proporcionando cirurgias mais rápidas e precisas.

Ganz, (2005) descreveram que o fator de distorção inerente a uma radiografia panorâmica é muitas vezes superior a 7,5mm, distorção esta que pode acarretar sérias conseqüências para o planejamento reabilitador, como fenestrações, instalação de implantes em posições desfavoráveis, ou até mesmo perfurações sinusais e lesão ao feixe vasculo nervoso. Quando se utiliza a tomografia computadorizada aliada a software de planejamento implantodôntico e construção de guias por prototipagem é possível aproveitar as condições anatômicas do paciente ao máximo, otimizando o planejamento, diminuindo o tempo cirúrgico e evitando-se possíveis complicações trans-operatórias.

Di Giacomo *et al.* (2005) desenvolveram um trabalho com o objetivo de avaliar a precisão de guias cirúrgicos para implantes osteointegrados construídos a partir de prototipagem rápida. Foram instalados 21 implantes em quatro pacientes utilizando quatro guias. Para cada caso foram construídos três guias, um para a fresa de 2mm, um para a fresa de 3mm e outro para a fresa de 4mm, os guias foram utilizados com apoio em tecido ósseo. Após a cirurgia foram realizadas novas tomadas

tomográficas sob os mesmos parâmetros da tomada inicial para a avaliação dos resultados. Para a comparação entre o pré e o pós-operatório foram tomadas medidas lineares horizontais e o ângulo de entrada dos implantes. Como resultado obteve-se para a angulação dos implantes um desvio médio de $7,25^{\circ}$ com desvio padrão de $2,67^{\circ}$, enquanto que para o desvio horizontal no ponto de emergência do implante a média foi de 1,45mm com desvio padrão de 1,42mm, e para o ápice dos implantes o desvio médio foi de 2,99 com desvio padrão de 1,77mm. Os autores concluíram que os guias construídos a partir de prototipagem são viáveis, porém deve-se melhorar a estabilidade destes guias no momento da cirurgia para que não ocorram pequenos movimentos.

Kunal Lal *et al.* (2006) publicaram um estudo com o objetivo de estabelecer bases teóricas sobre a utilização da estereolitografia para a confecção de guias cirúrgicos em implantodontia. Neste estudo os autores descrevem as etapas de construção do guia estereolitográfico que compreende a moldagem e enceramento diagnóstico, confecção do guia tomográfico em acrílico, obtenção das imagens tomográficas como posicionamento adequado, planejamento dos implantes no software e o processo de prototipagem propriamente dito. Os autores concluíram que os guias estereolitográficos podem ser usados adequadamente tanto sobre apoio ósseo, do tecido gengival, quanto com suporte sobre os dentes remanescentes. O custo para a confecção de um guia estereolitográfico é alto em comparação ao de um guia convencional, porém para casos complexos e reabilitações extensas os benefícios compensam o seu uso.

Os mesmos autores publicaram no mesmo ano outro estudo com o objetivo de demonstrar o caso clínico de um paciente de 66 anos de idade que apresentava perda dos elementos 34, 35, 36, 37, 38, 44, 45, 46, 47 e 48. Para a reabilitação

deste paciente foram instalados oito implantes osteointegrados. Foram realizadas tomadas tomográficas em tomógrafo helicoidal multislice, com cortes de 1mm e ângulo de gantry igual a zero, as imagens foram convertidas para o software de planejamento e um guia estereolitográfico gerado, assim, como um modelo estereolitográfico da mandíbula do paciente. Os autores observaram que não houve necessidade de alteração de planejamento sob nenhuma circunstância durante o procedimento cirúrgico ou mesmo durante a fase protética, o que encoraja a utilização deste tipo de guia com o objetivo de resolução de casos complexos.

Sinn *et al.* (2006), descreveram a utilização de modelos estereolitográficos em dois pacientes acometidos por deformidades faciais. O primeiro foi uma menina de cinco anos de idade portadora da síndrome de Cruzon apresentando um quadro de severa hipoplasia de maxila, o segundo foi de outra menina de 12 anos de idade portadora de microssomia hemifacial acometendo principalmente o lado direito da mandíbula. Ambos os casos foram submetidos a tomadas tomográficas e posterior prototipagem dos modelos em aparelho estereolitográfico. Para o primeiro caso foi planejada nos modelos osteotomia de maxila do tipo Le Fort III e instalação de distrator osteogênico, para o segundo caso foi planejada uma prótese pré-fabricada para substituição do tecido ósseo ausente. Os autores observaram que modelos estereolitográficos oferecem detalhes anatômicos muito importantes para a construção de próteses pré-fabricadas para reconstrução facial ou mesmo para moldagem de sistemas de fixação ou de distratores osteogênicos.

Wittwer *et al.* (2006) desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar a instalação de implantes em mandíbulas edêntulas através de cirurgia guiada e sem incisão no tecido gengival. Foram avaliados 20 pacientes (11 homens e 9 mulheres) para os quais após tomadas tomográficas, planejamento dos implantes e confecção

dos guias estereolitográficos, quatro implantes foram instalados em cada paciente, todos na região interforaminal, utilizando-se as fresas diretamente sobre o tecido gengival, sem incisão ou mesmo utilização de *punch*. Depois de tomada tomográfica pós-operatória observou-se que em 95% das situações o planejamento pôde ser transferido para a cirurgia e a discrepância média entre a posição planejada e real foi de 0.9mm em média, sendo que no ápice do implante foi de 0.8mm com desvio padrão de 0.6mm e na porção coronal do implante foi de 1.1mm com desvio padrão de 0.7mm. A utilização de cirurgia guiada para inserção de implantes sem nenhum tipo de incisão mostrou-se válida e precisa, porém deve ter sua indicação ser bem avaliada para casos de rebordos alveolares irregulares.

Rosenfeld *et al.* (2006) publicaram um trabalho com o objetivo de estabelecer embasamento teórico para a utilização de implantodontia baseada em software de computador para instalação precisa de aparatos protéticos, através de revisão sistemática de trabalhos sobre a imaginologia aplicada à implantodontia e sobre a prototipagem e suas aplicações clínicas. Os autores concluíram que guias cirúrgicos estereolitográficos com apoio em tecido ósseo oferecem maior precisão nas osteotomias, o que diminui o tempo cirúrgico e a necessidade de mais material e de auxiliares, além de adequar o planejamento e instalação dos implantes em um mesmo padrão, e possibilitar a utilização de implantes e próteses imediatas.

Em outro trabalho, Rosenfeld *et al.* (2006) fazem uma análise da bibliografia sobre a utilização de guias cirúrgicos construídos através de prototipagem e a utilização de um sistema específico para este objetivo, tanto para o planejamento implantodôntico quanto para a confecção do guia. Os autores concluem que a utilização de guias cirúrgicos estereolitográficos com apoio sobre a mucosa gengival é viável para a realização de cirurgia sem retalhos e instalação de prótese imediata,

além de que o desempenho padrão para o tratamento implantodôntico pode agora ser prevista no pré-operatório, e o fato de oferecer ao paciente o advento da cirurgia sem retalhos é bem mais agradável e a possibilidade de instalação de prótese imediata é bem mais possível.

Wittwer *et al.* (2007) publicaram um estudo cujo objetivo foi avaliar se guias cirúrgicos criados por computador são viáveis para a instalação de implantes sem retalho em mandíbulas edêntulas. Neste estudo foram avaliados 20 pacientes (14 homens e 6 mulheres), nos quais foram instalados quatro implantes para cada caso. Todos os pacientes foram submetidos ao mesmo protocolo de tomadas tomográficas e planejamento implantodôntico em software específico, seguido da confecção de guias estereolitográficos para cada caso em particular. Após tomografia pós-operatória observou-se que o desvio médio entre o planejamento e o implante real foi de 0.7mm em todas as direções, o que sugere que a utilização da cirurgia guiada sem retalho é viável para a instalação de implantes na região interforaminal, diminuindo riscos e aumentando a precisão.

Sanna *et al.* (2007) publicaram um trabalho no qual foi avaliada a sobrevida de implantes instalados através da utilização de cirurgia guiada e prototipagem de guias cirúrgicos e a taxa de reabsorção óssea observada nos pacientes fumantes e não fumantes. Foram acompanhados 30 pacientes que receberam tratamento com implantes osteo-integrados em pelo menos 1 hemiarco, após a realização de tomadas radiográficas, planejamento dos implantes e a confecção dos guias cirúrgicos estereolitográficos e posterior instalação dos implantes estes pacientes foram acompanhados por um período de cinco anos. Observou-se que de um total de 183 implantes instalados, apenas 4.9% foram perdidos com uma taxa de sucesso de 95% no geral e para os pacientes não fumantes a taxa de sucesso foi de 98,9%

enquanto que para os fumantes foi de 81.2% e a taxa de reabsorção foi de 2.6 e 1,2 mm nos pacientes fumantes e não fumantes respectivamente, o que sugere que a utilização de cirurgia guiada e guias estereolitográficos oferecem condições para o sucesso do tratamento implantodôntico e também sugere que os efeitos do fumo são prejudiciais ao sucesso do tratamento reabilitador com implantes osteo-integrados.

3. Proposição.

Avaliar a precisão de guias cirúrgicos construídos a partir de reconstrução de imagens tomográficas em 3D, utilizando software para planejamento implantodôntico e prototipagem rápida através da discrepância observada entre o implante planejado e o implante instalado, no que diz respeito à angulação dos implantes e ao posicionamento horizontal.

Comparar a precisão de guias construídos a partir de reconstrução de imagens tomográficas em 3D, utilizando software para planejamento implantodôntico e prototipagem rápida utilizados com apoio sobre tecido gengival artificial àqueles utilizados com apoio sobre o leito ósseo.

4. Materiais e Método

O presente estudo trata-se de uma análise qualitativa da precisão de guias cirúrgicos confeccionados a partir de reconstrução de imagens em 3D e prototipagem rápida, sendo que para tal, após submissão e aprovação pelo comitê de Bioética do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (Carta:071/07 CEP-ICS/UFPa), os seguintes critérios foram seguidos:

4.1 Amostra.

Foram utilizadas cinco mandíbulas humanas maceradas, de indivíduos adultos, cedidas pelo departamento de Anatomia, do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Pará (figuras 1 e 2). Para estas mandíbulas foi criada uma gengiva artificial, simulada com silicone de adição (3M ESPE Express. 3M do Brasil Ltda. São Paulo-SP-Brasil) em um hemiarco das mesmas, deixando outro hemiarco com o osso exposto. Uma marcação em guta percha foi colocada na região de parasínfise, para que servisse como ponto de referencia nas imagens tomográficas (figuras 4 e 5). As mandíbulas foram numeradas de 01 a 05 e em seguida estabilizadas em um crânio seco considerado ideal, encaixando-as na cavidade articular e fixando-as com fita adesiva na região anterior e ainda no ângulo da mandíbula e no arco zigomático, com um bloco de mordida confeccionado em isopor entre a mandíbula e maxila. O Crânio, por sua vez, fixado pela sua porção posterior através de um suporte em forma de placa medindo 30cm x 15cm, construído com resina acrílica autopolimerizável. A utilização de tal suporte deverá garantir que a tomada tomográfica pré e pós-operatória dê-se de forma semelhante. Um total de 10 áreas foram selecionadas entre as mandíbulas (todos referentes à

região de molares), e em cada área foram instalados dois implantes, totalizando 20 implantes na amostra (conforme cálculo amostral realizado no Bioestat 5.0 utilizando dados do projeto piloto).



Figura 1: Mandíbula macerada, vista frontal. Figura 2: Mandíbula macerada, vista lateral.



Figuras 3 e 4: Mandíbula macerada com gengiva artificial e marcações com cone de guta percha, vista frontal e lateral.

As mandíbulas foram moldadas com alginato (Jeltrate. Dentsply Ltda.São Paulo-SP-Brasil), e obtido um modelo em gesso, sobre o qual foram construídos guias tomográficos em acrílico autopolimerizável (Dencor. Artigos odontológicos clássicos Ltda.São Paulo-SP-Brasil), simulando uma prótese para a região, com

marcações em guta percha que serão úteis no momento da confecção virtual do guia cirúrgico (figuras 5 e 6).



Figura 5: Moldagem funcional com alginato. Figura 6: Guia tomográfico em acrílico com marcações em guta percha

4.2 Exames de Tomografia Computadorizada.

Os exames foram realizados no setor de radiologia do Hospital Ofir Loiola e consistiram de tomada tomográfica axial em cortes de 1,0mm em tomógrafo helicoidal de uso médico (Siemens inc.Germany) (figura 7). As mandíbulas foram colocadas no tomógrafo fixas ao crânio e com a base da mandíbula perpendicular ao plano horizontal (figura 8), ajustado em relação à linha média e com as marcações laser do plano axial na base da mandíbula (figura 9). A mesa do tomógrafo ajustada em 0 grau (Gantry tilt = 0°) de inclinação (Figura 10), podendo o mesmo posicionamento (figura 11) ser repetido no exame pós-operatório. Em seguida foram realizadas tomadas tomográficas dos guias em posição semelhante ao que estariam quando em oclusão, isto feito com os guias fixos através de fita adesiva a uma base de isopor (figura 12). As imagens produzidas pelo tomógrafo foram arquivadas em

mídia digital (Print Life, Data CD-R. TDK) no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).



Figura 7: Console de operação do tomógrafo. Figura 8: posicionamento do crânio no tomógrafo.



Figura 9: Posicionamento do crânio utilizando a linha de referência para o plano sagital mediano.

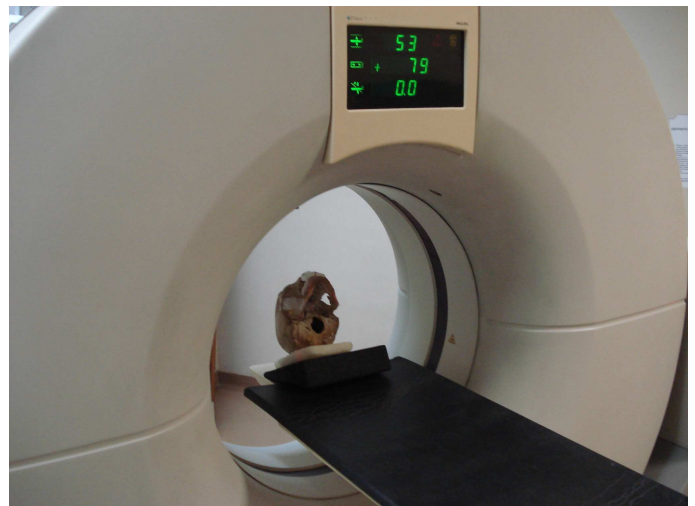


Figura 10: posicionamento do crânio no tomógrafo em relação à inclinação e posicionamento da mesa (Gantry tilt).

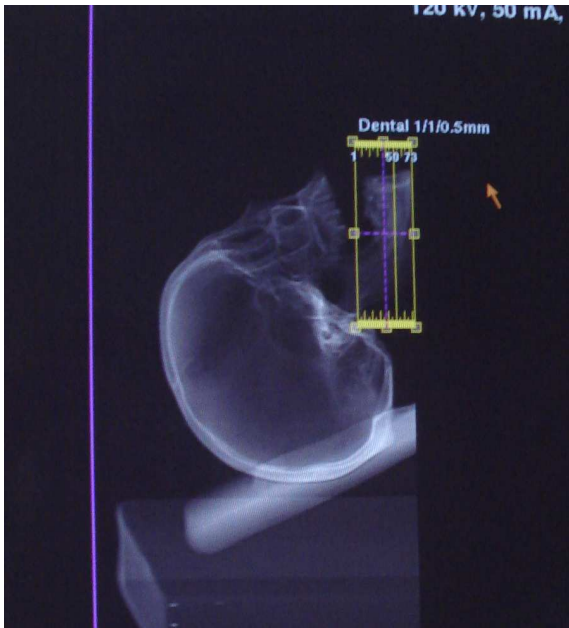


Figura 11: Imagem do posicionamento do crânio no tomógrafo

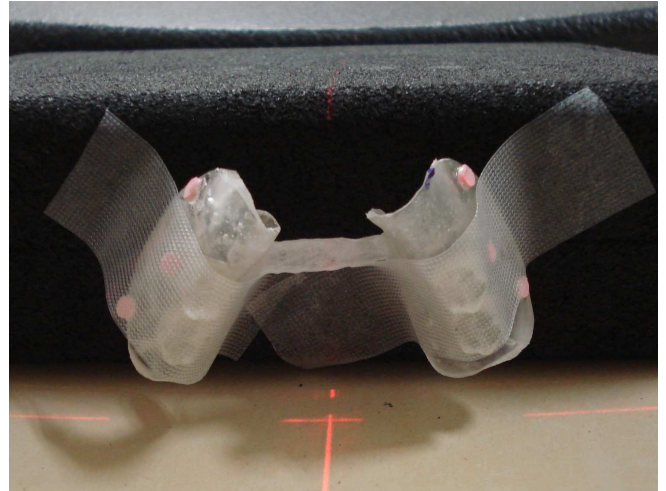


Figura 12: Posicionamento dos guias no tomógrafo computadorizado.

4.3 Reconstrução das imagens em 3D e planejamento dos implantes.

Os arquivos da tomografia foram transportados para o programa *Implantviwer* 2.22 (Anne Solutions Ltda. SP Brasil) (figura 13), utilizado em computador de uso convencional (Acer 3100-1551, AMD Sempron 3400, 512mB Ram, monitor cristal bright TFT. MG. Brasil). Este software cria automaticamente, a partir dos cortes tomográficos axiais, um corte panorâmico, cortes para-axiais e um modelo 3D (figura 14), nos quais foram selecionados os tamanhos e espessuras dos implantes a serem colocados levando em consideração as necessidades protéticas em cada caso, porém desconsiderando as relações com canal mandibular. Foram planejados dois implantes para cada área (numerados de 1 a 20), sendo que independentemente do tamanho do implante o conector do implante foi inserido no software com um comprimento de cinco milímetros, comprimento este importante para a determinação do ângulo de inserção do implante, foram ainda incluídos no planejamento dois parafusos de 2mm de espessura para fixação de cada guia no

momento da cirurgia. A seguir foi criado também um projeto no *implantviewer* para o guia em acrílico que foi escaneado separadamente para que fosse criado um modelo 3D deste guia (figura 15).

Figura 13: Diagrama de conversão dos arquivos do tomógrafo para o formato *.implant*.

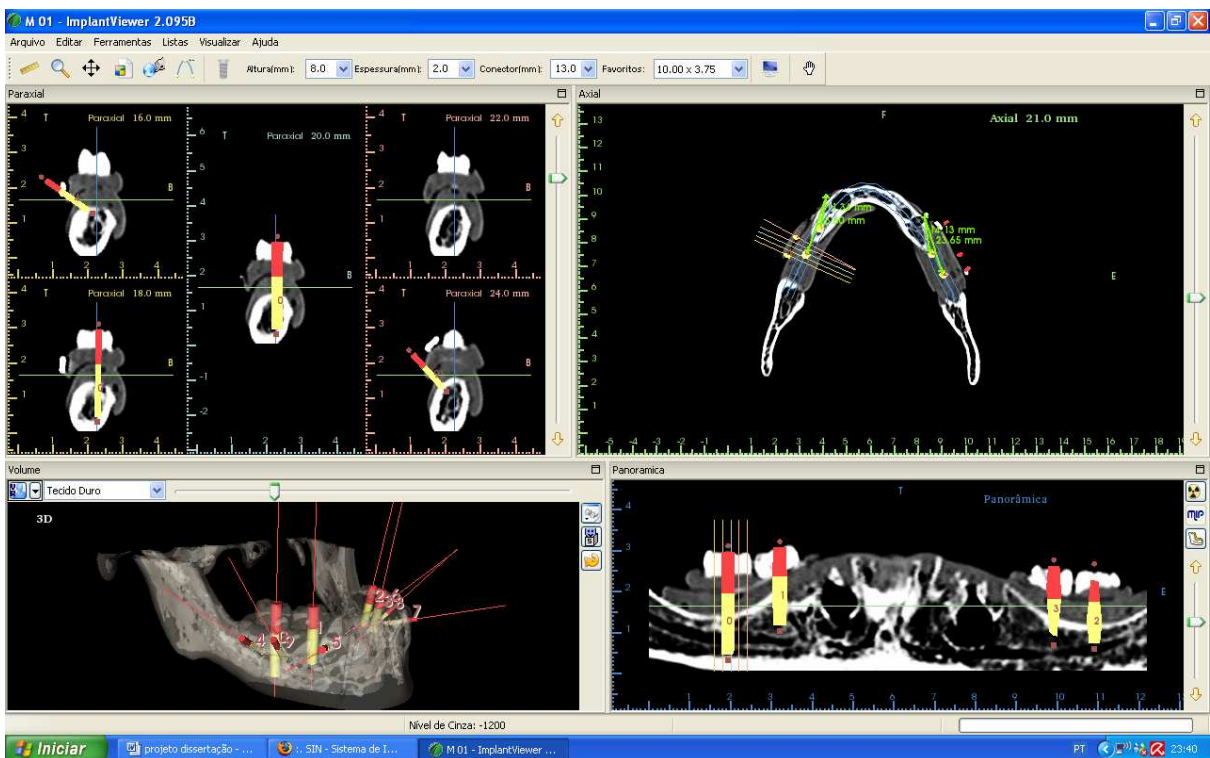
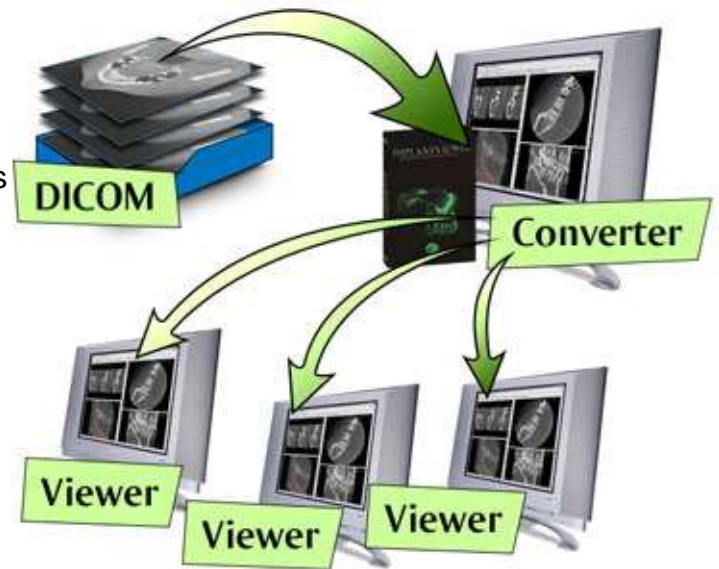


Figura 14: Imagem do planejamento de implantes no software *implantviewer*, com os cortes axial, panorâmico, paraaxial e reconstrução 3D.

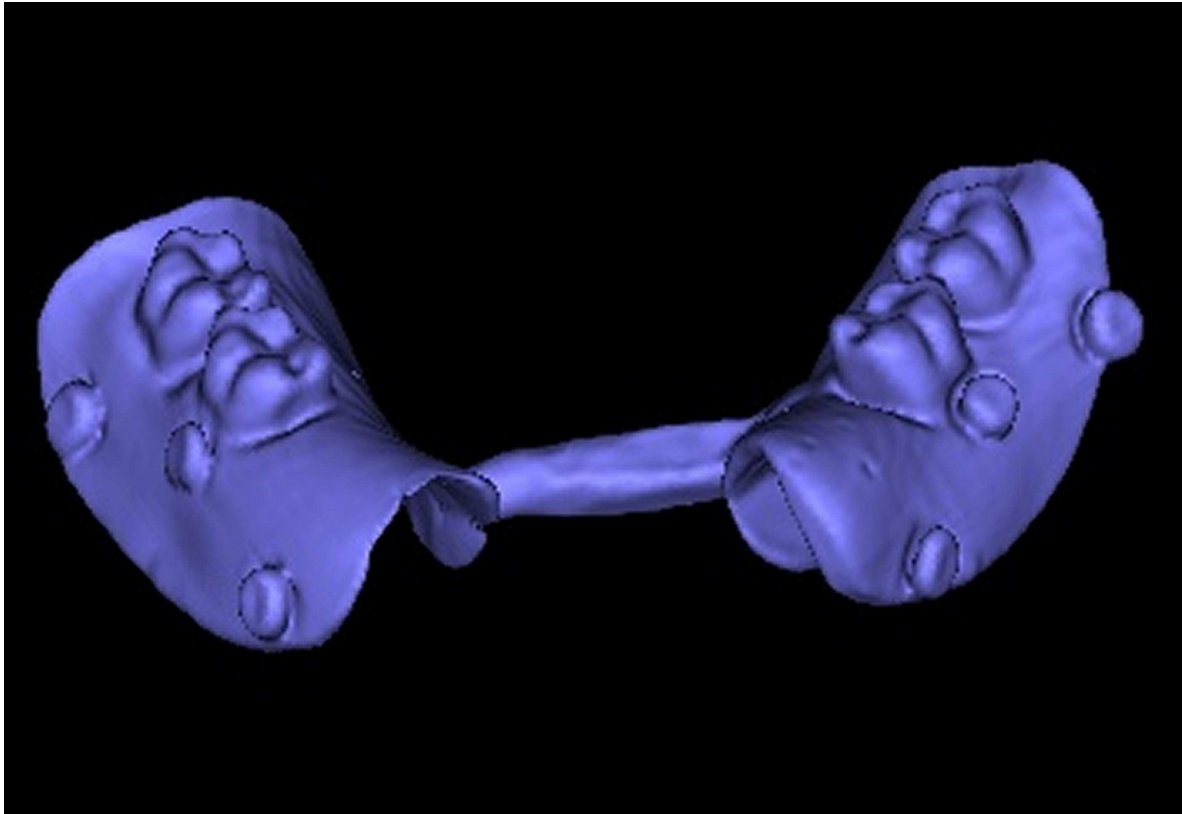


Figura 15: Modelo 3D do guia de acrílico escaneado pelo tomógrafo.

4.4 Confeção dos guias prototipados.

O planejamento feito para cada mandíbula e seus respectivos guias foram salvos no formato *.implant* e em seguida no mesmo software foi criado um arquivo *.stl* para o modelo 3D do guia acrílico o qual foi sobreposto sobre o modelo 3D da mandíbula com o planejamento e em seguida foi criado o arquivo *.stl* do guia cirúrgico baseado nos conectores para orientar os orifícios de inserção das fresas (Figura 16, 17 e 18). Posteriormente estes arquivos foram enviados a Anne Solutions Ltda. Para que fosse realizada a prototipagem dos mesmos (Polyjet Edenn 250. Objet inc. Israel).

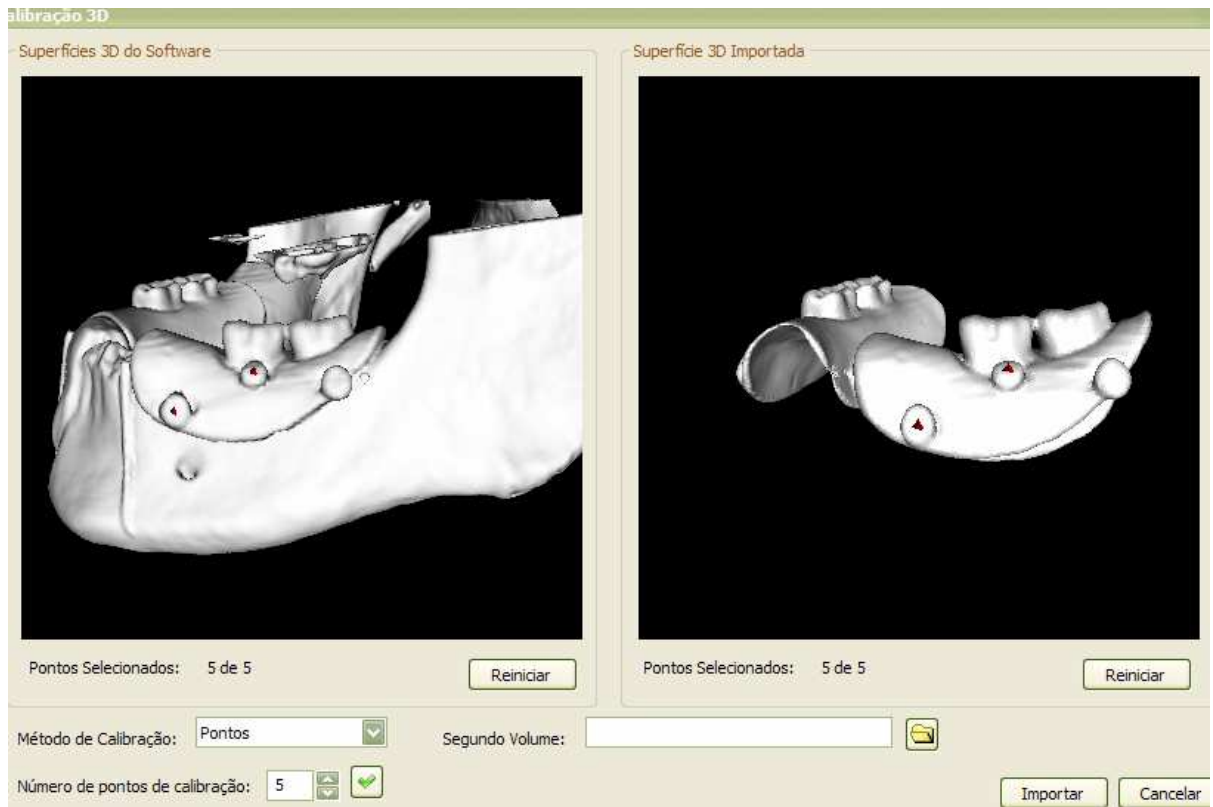


Figura 16: Ferramenta do software implantviwer, onde são marcados os pontos de referências e em seguida faz-se a sobreposição das imagens.

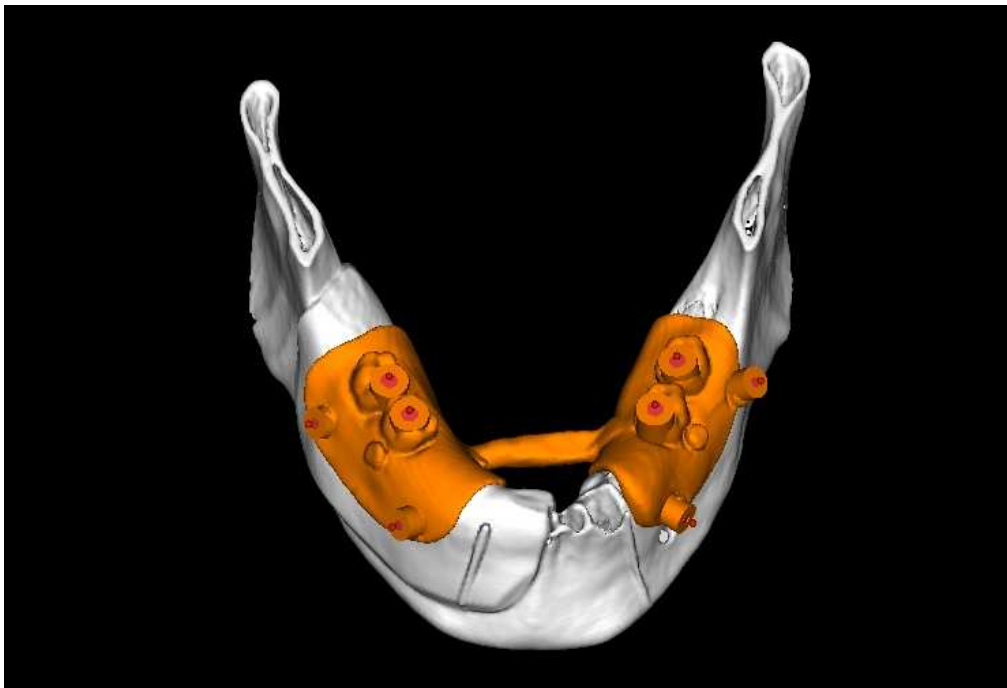


Figura 17: Sobreposição do guia acrílico sobre a mandíbula com os cilindros para inserção das fresas já em posição.

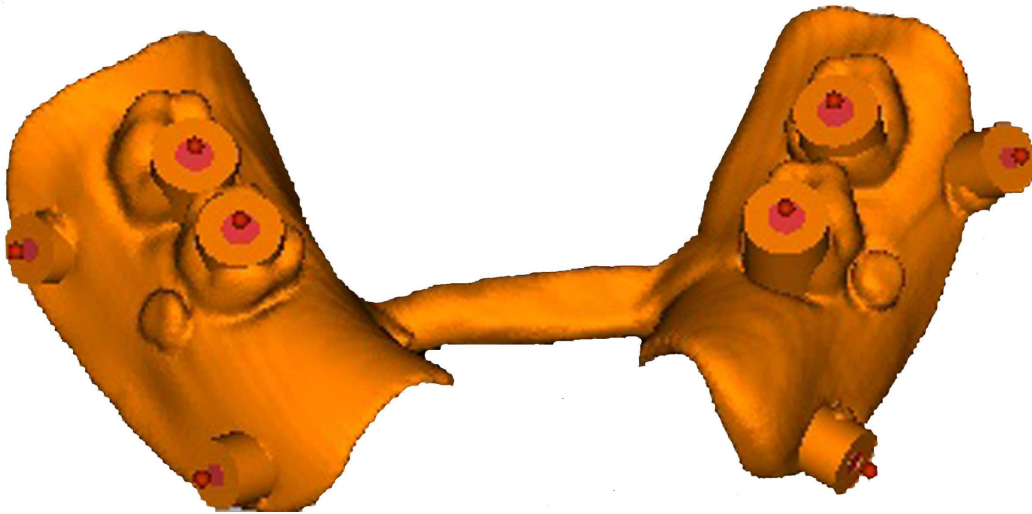


Figura 18: Imagem 3D do guia cirúrgico pronto para ser enviado para a prototipagem.

O guia confeccionado a partir da estereolitografia apresenta um cilindro para inserção da fresa de 3mm de espessura (figura 19), foi utilizada também uma anilha redutora de 3 para 2mm, para que utilize-se com o mesmo guia a fresa de 2 e de 3mm (figura 20), e 5mm de altura para cada implante (correspondente ao conector do implante no software implantviwer) de forma a oferecer uma correta angulação para a perfuração do tecido ósseo. O guia possui apoio sob o tecido gengival artificial circunvizinho ao ponto de inserção do implante (figuras 21 e 22) e fixado com a utilização de dois parafusos interfragmentários monocorticais de 2mm de espessura.

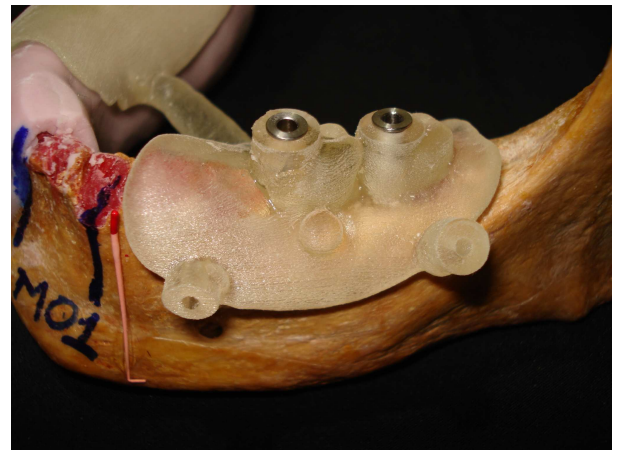
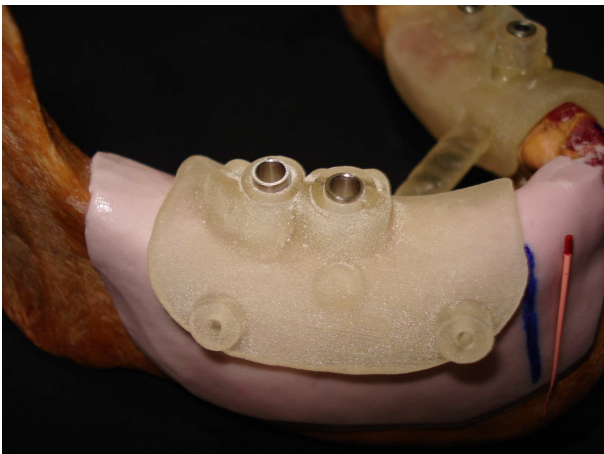


Figura 19: Guia protótipo com anilha de 3mm.

Figura 20: Guia protótipo com anilha redutora de 3 para 2 mm



Figura 21: Guias posicionados na mandíbula, vista oclusal

4.5 Cirurgia para inserção dos implantes.

As mandíbulas foram submetidas a um processo de re-hidratação através de imersão em solução fisiológica de cloreto de sódio a 5% por 12 horas e então o procedimento para inserção dos implantes foi iniciado. Os guias foram posicionados sobre a área receptora e após a fixação com parafusos (figuras 22 e 23), as mandíbulas foram fixadas sobre a base de um delineador (BioArt, São Carlos-SP-Brasil) e as peças de mão fixadas à haste móvel do delineador com o uso de um adaptador específico para este fim, objetivando eliminar erros relacionados à destreza do operador (figura 24).

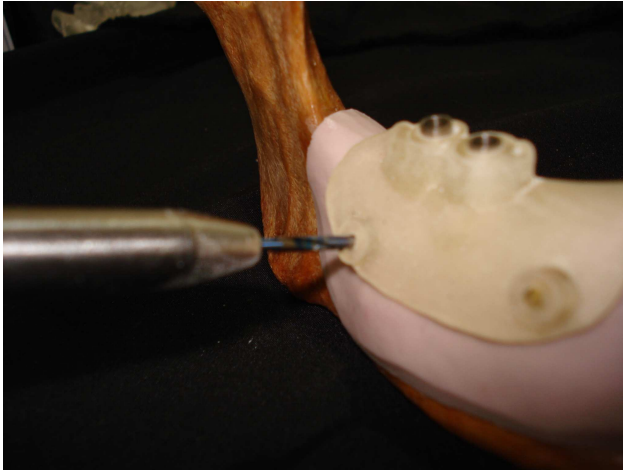


Figura 22: Perforação para inserção dos parafusos de fixação do guia.

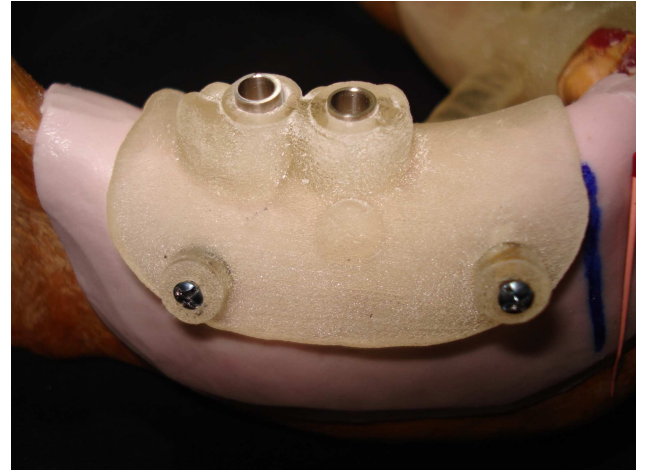


Figura 23: Inserção dos parafusos de fixação.

Em seguida, a primeira fresa em forma de lança, montada em peça de mão (Intra MX 64. Dentscler. SP-Brasil) e motor cirúrgico elétrico (Smart. Driller. SP-Brasil), foi utilizada sob irrigação abundante com soro fisiológico para evitar superaquecimento e possível deformação do guia (figura 24). Logo a seguir foi utilizada a fresa de 2,0mm até a altura planejada para o implante, em seguida removeu-se a anilha redutora e utilizou-se a fresa de 3,0mm (figura 25). A partir deste ponto o ângulo de inserção do implante já está estabelecido, sendo necessário apenas adequar às medidas do leito cirúrgico ao diâmetro do implante com a fresa correspondente. Nesta ultima fase não foi mais utilizado o guia. Os implantes foram inseridos até o seu travamento no comprimento planejado com utilização de contra ângulo e adaptador para o mesmo (figura 26 e 27). Todos os implantes utilizados neste trabalho são da marca SIN tamanho 10 x 3,75 x 4,1 (Sistema de Implantes Nacional. São Paulo-SP-Brasil).



Figura 24: guia fixado sobre a base do delineador e perfuração com a fresa em forma de lança.

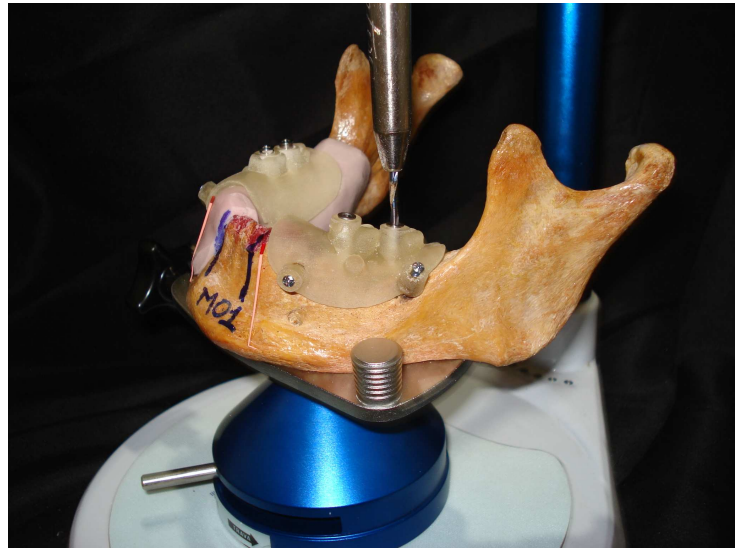


Figura 25: utilização do guia orientando a perfuração do tecido ósseo para inserção dos implantes



Figura 26: Inserção dos implantes com o uso de peça de mão e adaptador.



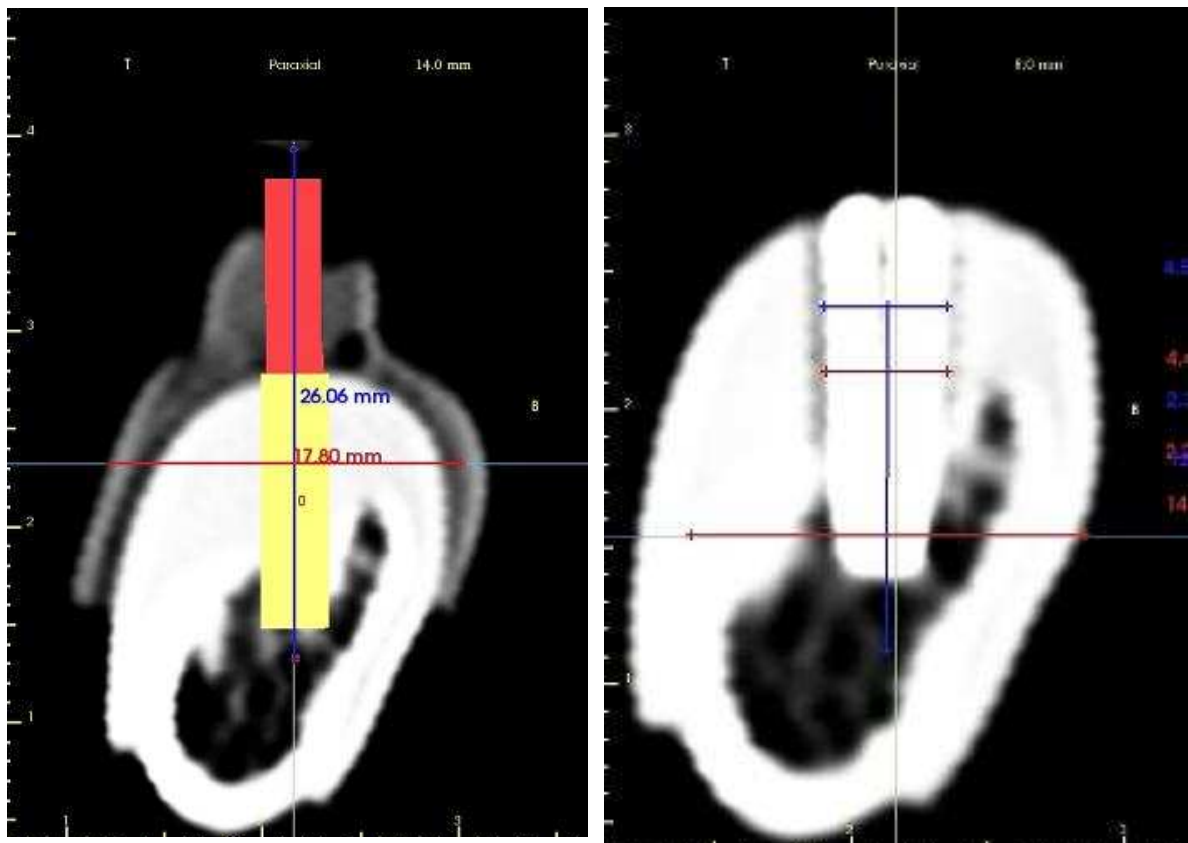
Figura 27: implantes colocados na mandíbula.

4.6 Avaliação do posicionamento dos implantes planejados e instalados.

Após a devida inserção dos implantes utilizando-se os guias confeccionados com a estereolitografia, foram realizados novos exames tomográficos das mandíbulas em estudo, dentro dos mesmos padrões das tomadas realizadas pré-

operatoriamente e da mesma forma os dados foram transferidos para o software *implantviwer*.

No corte para-axial central referente a cada implante foram demarcados o plano axial e o longo eixo do implante no próprio software *implantviwer* (Anne Solutions Ltda. SP-Brasil), através de medições e marcações de dois pontos distintos e o traçado da linha de referencia sobre estes pontos (figuras 28 e 29). Após isso as imagens foram sobrepostas (a imagem pós-operatória sobre a pré-operatória) obedecendo à referencia das corticais ósseas, com o auxílio do software Photoshop 7.0 (Adobe inc. USA) (figura 30).



Figuras 28 e 29: Cortes para-axiais centrais mostrando o posicionamento do implante planejado e instalado. O longo eixo do implante esta demarcado em azul e o plano

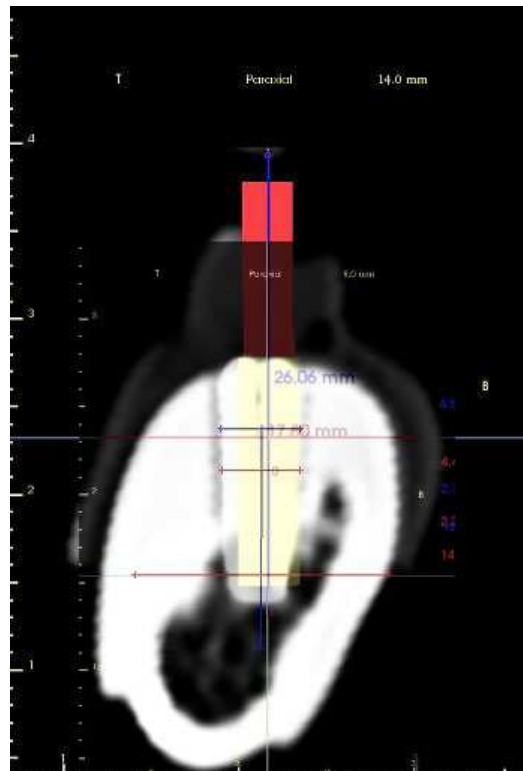


Figura 30: sobreposição do implante instalado sobre o implante planejado

Em seguida estas imagens foram transportadas para o software Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center. USA) onde foi tomada como referência o plano axial (linha vermelha) e o longo eixo (linha azul) do implante instalado e o planejado, calculando o ângulo entre o implante e o plano axial (figura 31). Para efeito de calibração do método, no próprio Image tool 3.0 foi utilizada uma ferramenta de calibração de medidas (mede-se uma estrutura com ângulo reto atribui-se o valor de 90° para calibração), e ainda as medidas foram tomadas por um mesmo avaliador em momentos distintos e a média entre estas obtida para tabulação.

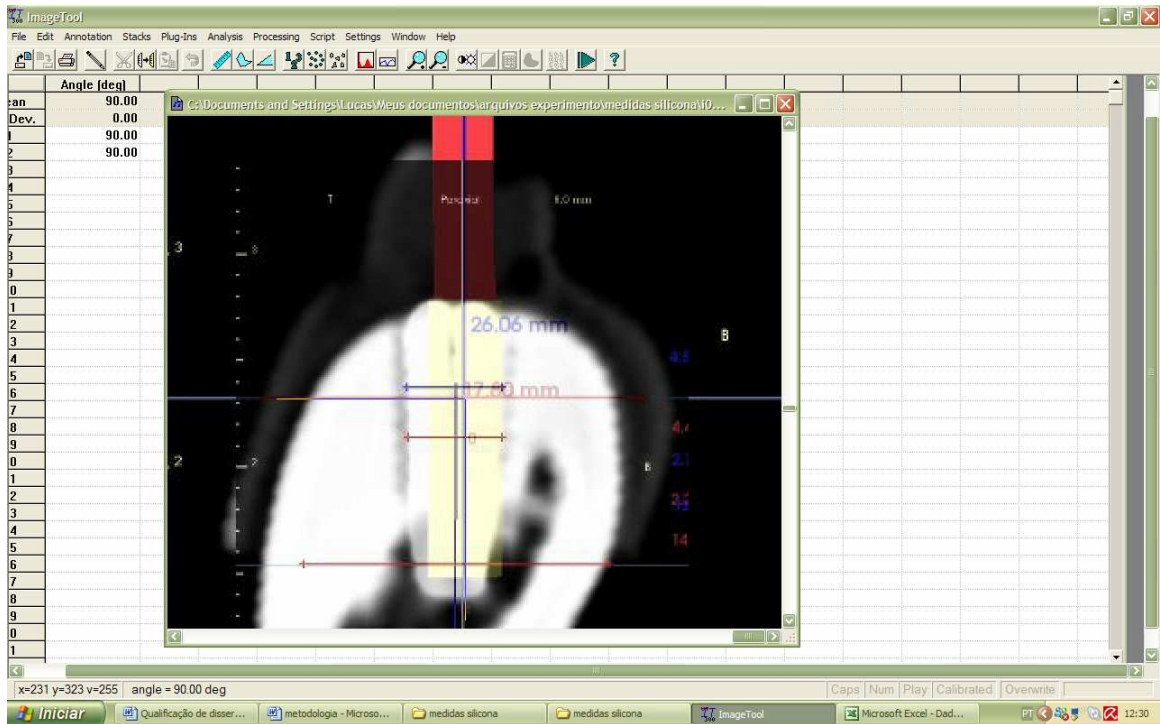


Figura 31: Software Image Tool, mostrando o calculo dos ângulos entre os implantes planejados e instalados e o plano axial (em verde).

Outra medida tomada foi a distância linear horizontal entre o centro do limite cervical do implante e uma marcação referencial em guta percha colocada na região de parasínfise, onde para tal a imagem do corte axial foi salva em arquivo .JPEG e em seguida as medidas foram tomadas no software Image Tool 3.0 (University of Texas Health Science Center USA) (figura 32 e 33). Para efeito de calibração do método, no próprio Image tool 3.0 foi utilizada uma ferramenta de calibração de medidas, e ainda as medidas foram tomadas por um mesmo avaliador em dias alternados e a média entre estas obtida para tabulação.

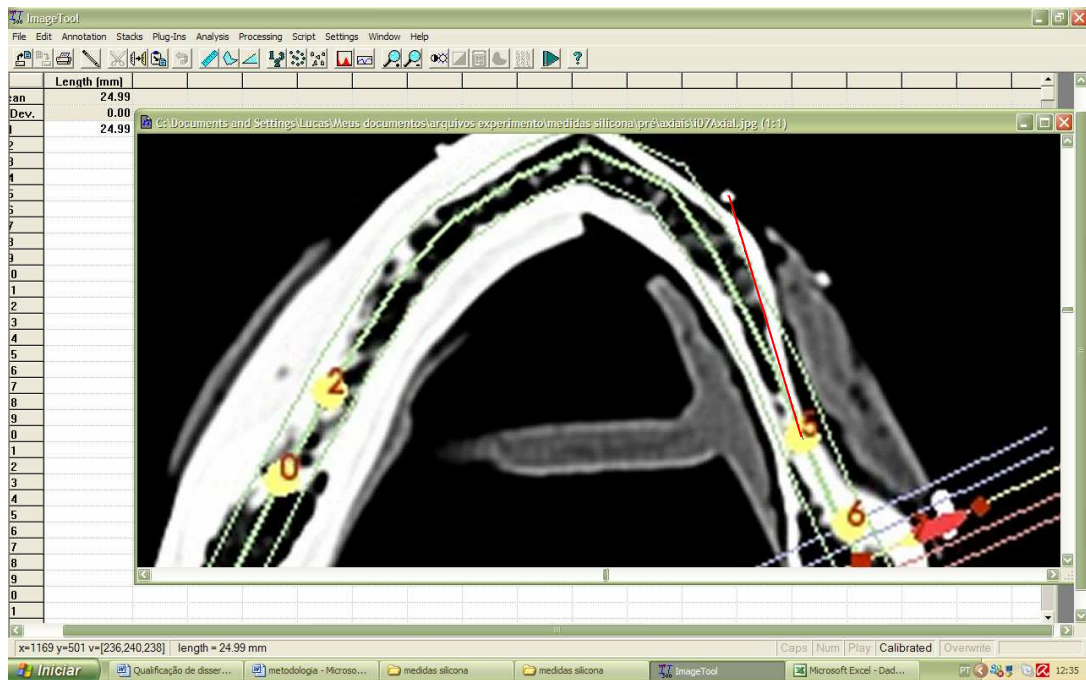


Figura 32: Medidas lineares pré-operatórias

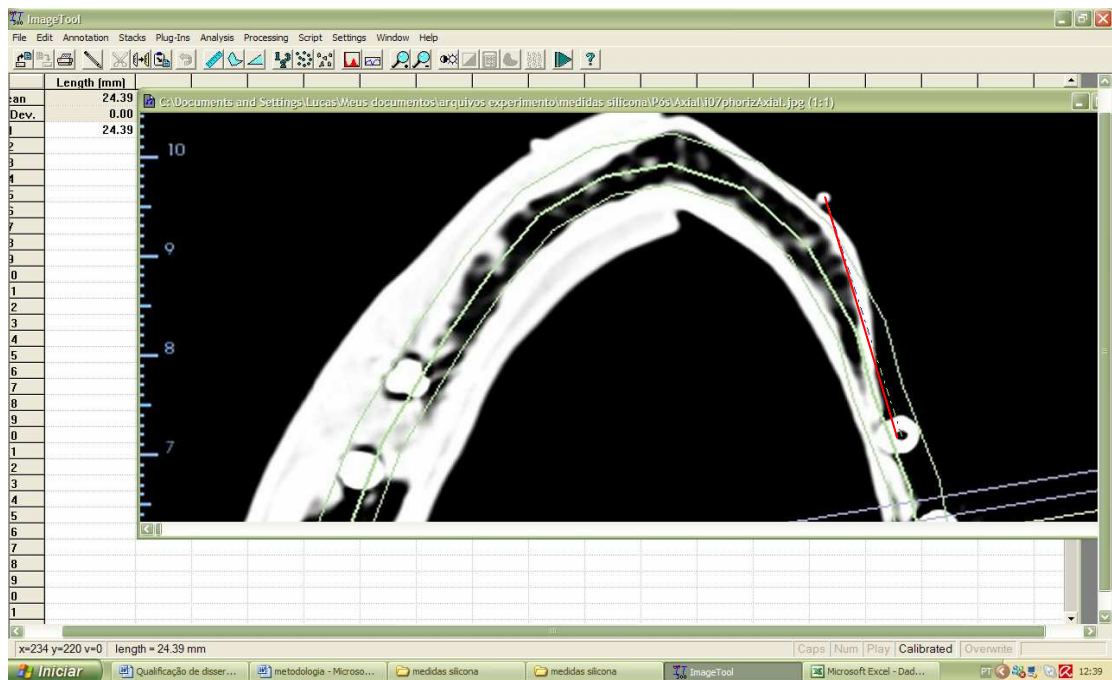


Figura 33: Medidas lineares pós-operatórias

Após a organização dos dados obtidos em tabelas e gráficos, partiu-se para a análise estatística dos mesmos, que após verificação da normalidade das amostras através do software Bio Estat 5.0 e o teste de Lilefors, os testes "T" para amostras dependentes e o teste de Friedman foram executados com índice de significância de 95%.

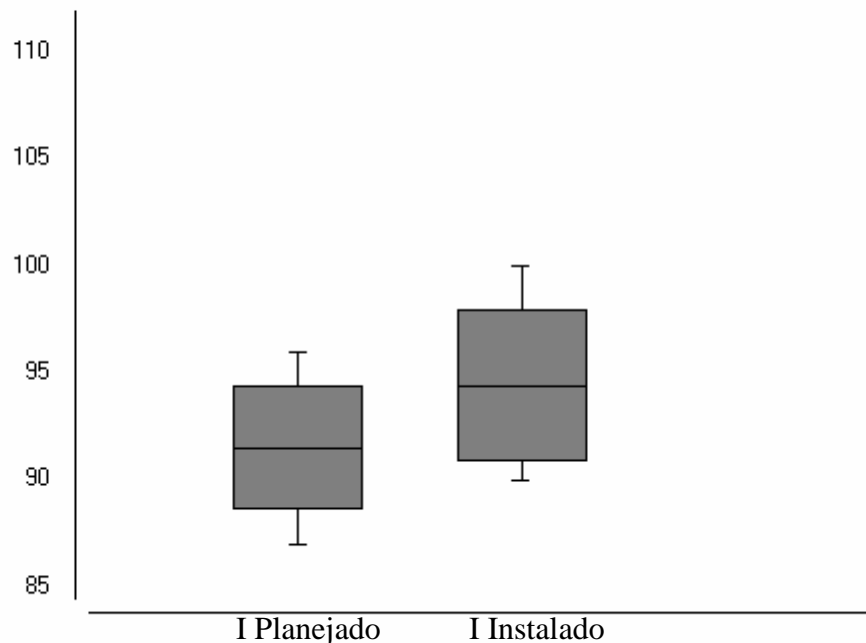
5. Resultados.

Através da metodologia previamente descrita foram obtidos os dados e estes organizados em tabelas e gráficos e posterior análise estatística como segue:

Tabela 01: Valores das medidas dos ângulos (em graus) dos implantes planejados e dos implantes colocados em relação ao plano axial e da discrepância entre estes ângulos com utilização de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Implante	Ângulo planejado	Ângulo obtido	Discrepância
01	90,0	95,53	5,53
02	90,0	100,74	10,74
03	90,0	90,0	0,00
04	90,0	91,1	1,10
05	96,00	96,00	0,00
06	93,69	98,75	5,06
07	95,91	97,43	1,52
08	94,76	95,19	0,43
09	87,71	90,00	2,29
10	90,00	92,60	2,6
Média			2,60

Gráfico 1: Medidas dos ângulos dos implantes planejados e colocados com uso de gengiva artificial(Bioestat 5.0).



Para a comparação entre a angulação do implante planejado e o instalado, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a anormalidade da mesma, o que apontou para a análise estatística pelo teste de análise de variância de Friedman.

Tabela 2: Dados referentes à análise estatística para os valores dos ângulos entre os implantes planejados e dos implantes colocados em relação ao plano axial, e da discrepância entre estes ângulos com uso de gengiva artificial, através do teste de Friedmann (Bioestat 5.0).

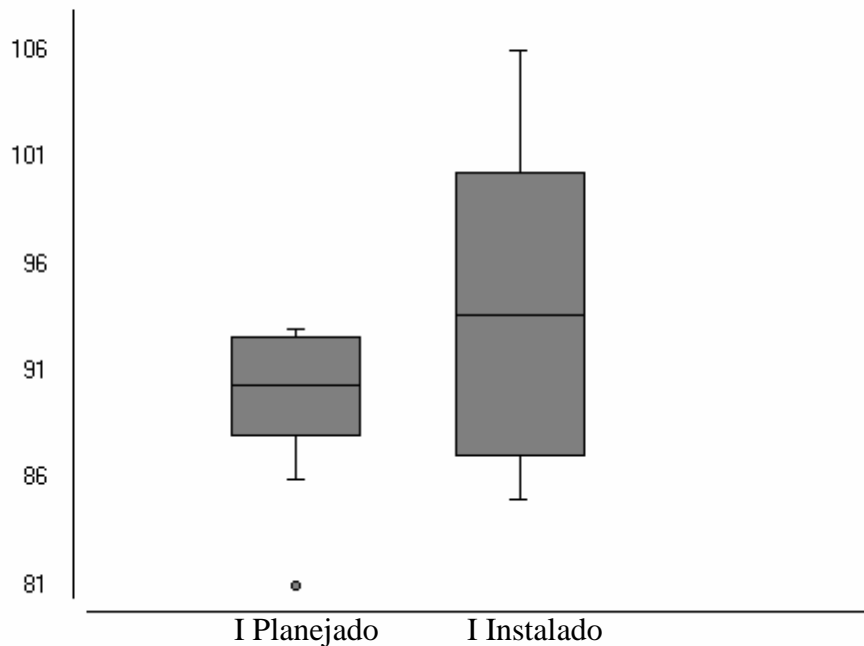
Soma dos Ranks =	11	19
Mediana =	90	95
Média dos Ranks =	1.1	1.9
Média dos valores =	91.5	94.4
Desvio padrão =	2.8382	3.5024
Friedman (Fr) =	6.4	
Graus de liberdade =	1	
(p) =	0.0114	

Após a análise pelo teste de análise de variância de Friedman, foi encontrado o valor $p = 0.0114$, o que determina diferença estatisticamente significativa entre as amostras, sendo que a média da discrepância entre as duas amostras foi de $2,60^\circ$, com um desvio padrão de $3,2^\circ$.

Tabela 03: Valores das medidas dos ângulos (em graus) dos implantes planejados e dos implantes colocados em relação ao plano axial e da discrepância entre estes ângulos com utilização de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Implante	Ângulo planejado	Ângulo obtido	Discrepância
01	86,5	90,25	3,75
02	81,67	85,6	4,07
03	90,0	97,13	7,13
04	93,88	101,89	8,01
05	92,6	90,0	2,6
06	91,79	87,27	4,52
07	90,0	93,58	3,58
08	93,58	106,67	13,09
09	88,49	98,37	9,88
10	90,00	90,00	0,00
Média			5,30

Gráfico 2: Medidas dos ângulos dos implantes planejados e colocados com uso de gengiva artificial(Bioestat 5.0).



Para a comparação entre a angulação do implante planejado e o instalado, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a normalidade da mesma, o que apontou para a análise estatística pelo teste de análise de variância de Friedman.

Tabela 4: Dados referentes à análise estatística para os valores dos ângulos entre os implantes planejados e dos implantes colocados em relação ao plano axial, e da discrepância entre estes ângulos sem o uso de gengiva artificial, através do teste “t” para amostras dependentes (Bioestat 5.0).

Indivíduos	10	10
Média	89.4	93.7
Desvio Padrão	3.6576	6.6341
Erro Padrão	1.1566	2.0979
Desv. Padrão da Diferença	5.3552	---
Erro Padrão da Diferença	1.6935	---
Média das diferenças	-4.3	---
(t)=	-2.5392	---

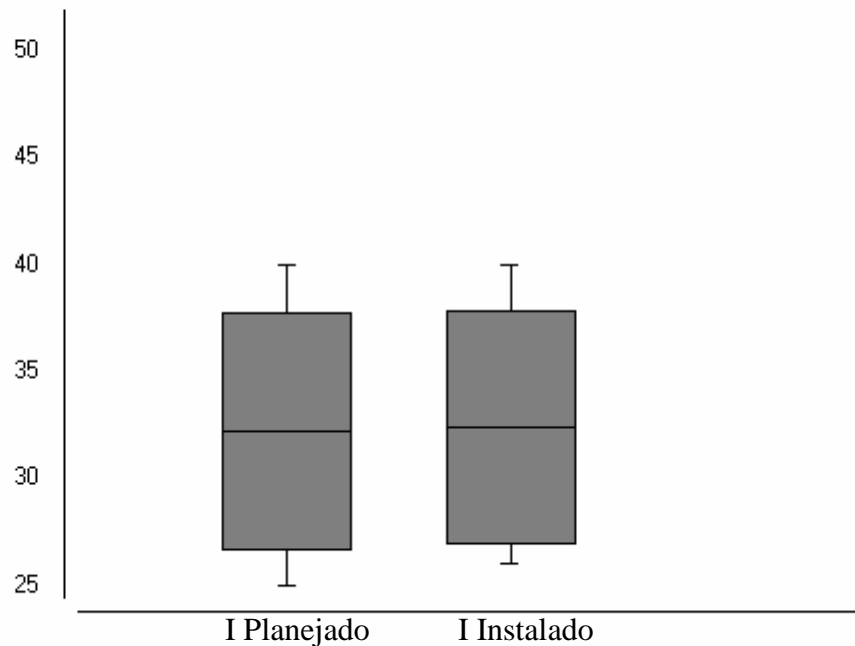
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0158	---
(p) bilateral =	0.0317	---
IC (95%)	-8.1306 a -0.4694	---
IC (99%)	-9.8037 a 1.2037	---

Após a análise pelo teste “t” para amostras dependentes, foi encontrado o valor $p = 0.0158$, o que determina diferença estatisticamente significativa entre as amostras, sendo que a média da discrepância entre as duas amostras foi de $5,30^\circ$, com um desvio padrão de $3,88^\circ$.

Tabela 5: Valores das distâncias entre o implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), e da discrepância entre estas distancias com o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Implante	Distancia planejada	Distancia obtida	Discrepância
01	33,52	35,16	1,64
02	25,86	26,11	0,25
03	37,17	37,04	0,13
04	27,07	26,68	0,39
05	36,43	34,84	1,69
06	26,46	26,16	0,30
07	29,85	31,24	1,39
08	39,82	40,90	1,08
09	30,39	30,33	0,07
10	40,25	39,86	0,39
Média			0,40

Gráfico 3: Medidas das distâncias entre o implante planejado e colocado e o ponto de referência em guta percha com uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).



Para a comparação entre posicionamento horizontal do implante planejado e o instalado, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a normalidade das mesmas, o que apontou para a análise estatística pelo teste “t” para amostras dependentes.

Tabela 6: Dados referentes à análise estatística para os valores das distâncias entre o implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), e da discrepância entre estas distâncias através do teste “t” para amostras dependentes (Bioestat 5.0).

Indivíduos	10	10
Média	32.2	32.4
Desvio Padrão	5.5538	5.3996
Erro Padrão	1.7563	1.7075
Desv. Padrão da Diferença	1.3166	---
Erro Padrão da Diferença	0.4163	---
Média das diferenças	-0.2	---
(t)=	-0.4804	---

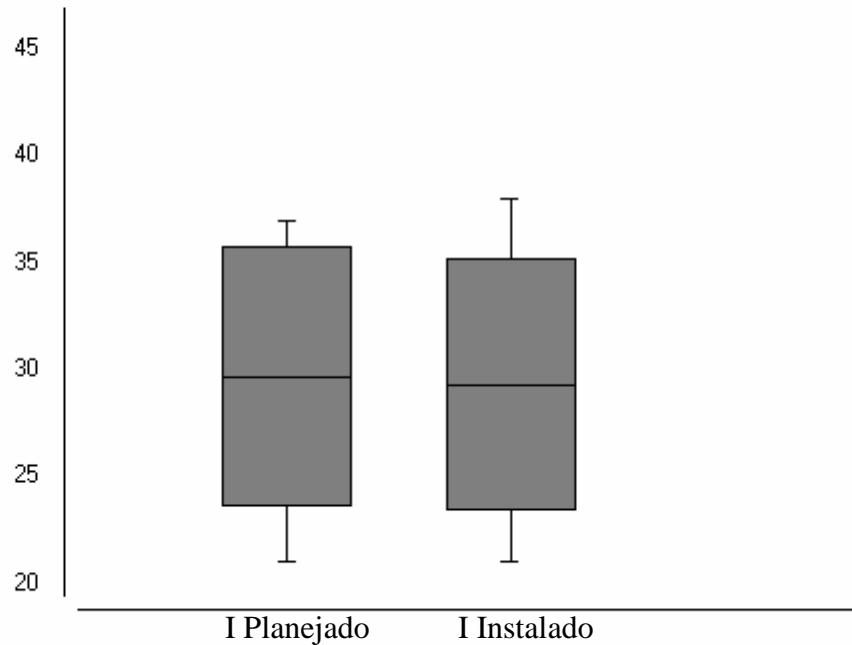
Graus de Liberdade	9 ---
(p) unilateral =	0.3212 ---
(p) bilateral =	0.6424 ---
IC (95%)	-1.1417 a 0.7417 ---
IC (99%)	-1.5531 a 1.1531

Após a análise pelo teste “t” para amostras dependentes, foi encontrado o valor $p = 0,3212$, o que demonstra não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras, sendo que a média da discrepância entre as duas amostras foi de 0,40 mm, com um desvio padrão de 0,51 mm.

Tabela 7: Valores das distâncias entre o implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), e da discrepância entre estas distancias sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Implante	Distancia planejada	Distancia obtida	Discrepância
01	21,47	21,19	0,28
02	33,59	33,08	0,51
03	26,18	24,17	1,99
04	36,15	34,47	1,63
05	22,78	22,18	0,60
06	32,54	31,51	1,03
07	37,90	38,07	0,17
08	26,88	29,60	2,72
09	37,87	35,29	2,48
10	27,04	26,23	0,81
Média			0,70

Gráfico 4: Medidas das distâncias entre o implante planejado e colocado e o ponto de referência em guta percha sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).



Para a comparação entre posicionamento horizontal do implante planejado e o instalado, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a normalidade das mesmas, o que apontou para a análise estatística pelo teste “t” para amostras dependentes.

Tabela 8: Dados referentes a análise estatística para os valores das distâncias entre o implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), e da discrepância entre estas distâncias através do teste “t” para amostras dependentes (Bioestat 5.0).

Indivíduos	10	10
Média	29.7	29.3
Desvio Padrão	6.0745	5.8509
Erro Padrão	1.9209	1.8502
Desv. Padrão da Diferença	1.5776	---
Erro Padrão da Diferença	0.4989	---
Média das diferenças	0.4	---
(t)=	0.8018	---

Graus de Liberdade	9 ---
(p) unilateral =	0.2217 ---
(p) bilateral =	0.4433 ---
IC (95%)	-0.7285 a 1.5285 ---
IC (99%)	-1.2214 a 2.0214

Após a análise pelo teste “t” para amostras dependentes, foi encontrado o valor $p = 0,2217$, o que demonstra não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras, sendo que a média da discrepância entre as duas amostras foi de 0,70 mm, com um desvio padrão de 0,82 mm.

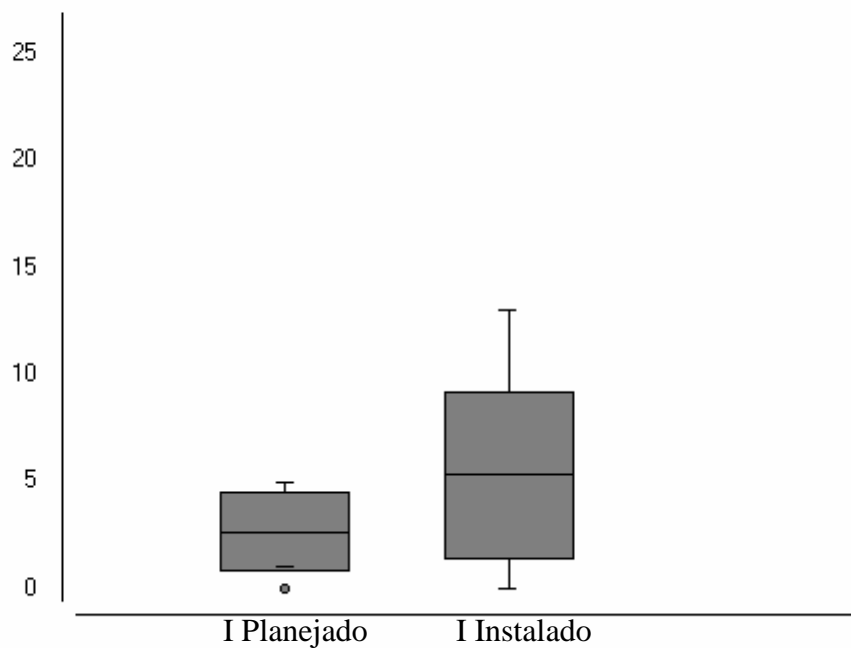
Os parâmetros sobre a angulação e o posicionamento horizontal dos implantes foram avaliados comparando-se a amostra com o uso de gengiva artificial e sem o uso de gengiva artificial.

Tabela 09: Valores das discrepâncias entre os ângulos entre os implantes planejados e instalados nas amostras com e sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Com gengiva artificial	Sem gengiva artificial
5,53	3,75
10,74	4,07
0,00	7,13
1,10	8,01
2,6	0,00
4,52	5,06
1,52	3,58
0,43	13,09

	2,29	9,88
	2,60	0,00
Média	2,60	5,30

Gráfico 3: Medidas da discrepância entre os ângulos dos implantes planejados e colocados, com e sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).



Para a comparação entre a discrepância na angulação do implante planejado e o instalado, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a normalidade da mesma, o que apontou para a análise estatística pelo teste “T” para amostras dependentes.

Tabela 10: Dados referentes a análise estatística para os Valores das discrepâncias entre os ângulos entre os implantes planejado e instalados, nas amostras com e sem o uso de gengiva artificial através do teste “T” para amostras dependentes (Bioestat 5.0).

Indivíduos	10	10
Média	89.4	93.7
Desvio Padrão	3.6576	6.6341
Erro Padrão	1.1566	2.0979
Desv. Padrão da Diferença	5.3552	---
Erro Padrão da Diferença	1.6935	---
Média das diferenças	-4.3	---
(t)=	-2.5392	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0158	---
(p) bilateral =	0.0317	---
IC (95%)	-8.1306 a	-0.4694 ---
IC (99%)	-9.8037 a	1.2037

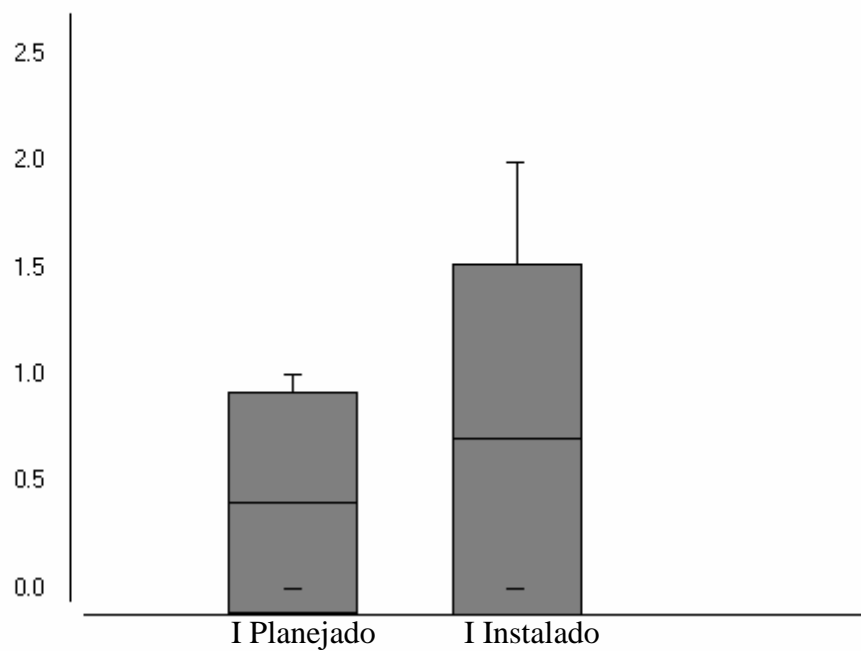
Após a análise pelo teste “T” para amostras dependentes, foi encontrado o valor $p = 0.0158$, o que demonstra haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras.

Tabela 11: Valores das discrepâncias entre as distancias do implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), nas amostras com e sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).

Com gengiva artificial	Sem gengiva artificial
1,64	0,28
0,25	0,51
0,13	1,99
0,39	1,63

	0,60	1,69
	1,03	0,30
	1,39	0,17
	1,08	2,72
	0,07	2,48
	0,39	0,81
Média	0,40	0,70

Gráfico 6: Medidas da discrepância entre a distância horizontal dos implantes planejados e colocados em relação a um ponto de referência, com e sem o uso de gengiva artificial (Bioestat 5.0).



Para a comparação entre a discrepância na distância do implante planejado e o instalado em relação a um ponto de referência, foi inicialmente avaliada a normalidade das amostras através do teste de Lillefors, que determinou a anormalidade das mesmas, o que apontou para a análise estatística pelo teste de Friedman, como segue:

Tabela 12: Dados referentes à análise estatística para os valores das discrepâncias entre a distâncias do implante planejado e o instalado e um ponto de referência (em mm), nas amostras com e sem o uso de gengiva artificial, através do teste de Friedman (Bioestat 5.0).

Soma dos Ranks =	14	16
Mediana =	0	0.5
Média dos Ranks =	1.4	1.6
Média dos valores =	0.4	0.7
Desvio padrão =	0.5164	0.8233
Friedman (Fr) =	0.4	
Graus de liberdade =	1	
(p) =	0.5271	

Após a análise pelo teste de Friedman, foi encontrado o valor $p = 0.5271$, o que demonstra não haver diferença estatisticamente significativa entre as amostras.

6. Discussão.

O posicionamento do paciente durante a execução do exame de tomografia computadorizada pode influenciar negativamente no momento da reconstrução das imagens realizadas pelo tomógrafo, pois pode causar distorções e alterações dimensionais que são fundamentais para um correto planejamento implantodôntico, assim como o posicionamento da mandíbula durante o exame irá influenciar na reconstrução das imagens e subsequentemente na obtenção do modelo estereolitográfico. É necessário ajuste do ângulo de Gantry em 0° e posicionamento da base da mandíbula perpendicularmente ao plano horizontal para uma correta aquisição de imagens e precisão no planejamento. O posicionamento executado durante o nosso estudo condiz com o preconizado na bibliografia estudada (Kim *et al.* 2003; Dantas *et al.* 2005; Choi *et al.* 2005).

Payer *et al.* em 2008, publicaram um trabalho com o objetivo de avaliar os fatores que influenciam no desvio angular na instalação de implantes osteointegrados. Foram realizadas 80 perfurações de diferentes diâmetros em costelas de bovinos, metade destas foi realizada utilizando um delineador e as demais a “mão livre”. Os autores concluíram que fatores relacionados à destreza do cirurgião estão diretamente relacionados ao significativo erro em relação à angulação de implantes osteointegrados, por este motivo optou-se pela perfuração e instalação dos implantes em nosso estudo com o uso do delineador e a peça de mão fixa a haste móvel do mesmo.

A utilização de meios diagnósticos que possibilitem a visualização máxima das estruturas de interesse tem se tornado cada vez mais comum. A imaginologia 3D com a tomografia computadorizada trazem mais precisão para o planejamento

implantodôntico e também melhor visualização de estruturas anatômicas (Jacobs *et al.* 1999). A inclusão de softwares de planejamento implantodôntico aliada às tomografias computadorizadas oferece ainda mais informações para o cirurgião, pois permite incluir ao modelo 3D os implantes planejados e observar sua relação com as estruturas anatômicas (Klein *et al.* 2001).

Os exames de imagem 3D possibilitam ainda a construção de guias cirúrgicos baseados nas informações anatômicas e oferecem um tratamento menos invasivo e coordenado com o planejamento (Besimo *et al.* 2000; Dov *et al.* 2001). A tomografia computadorizada pode ainda prover informações relevantes para a construção de modelos estereolitográficos, que são uma projeção real do modelo 3D da tomografia, o que permite planejamento e simulação cirúrgica confiável (Jacobs *et al.* 2003). Devido a relevância da tomografia computadorizada e da prototipagem rápida estas técnicas foram utilizadas na metodologia deste estudo.

O presente estudo obteve como resultados para a análise sobre a discrepância entre a angulação do implante planejado e o implante colocado uma discrepância média de $2,60^\circ$ com desvio padrão de $3,20^\circ$ para os guias com apoio sobre gengiva artificial e média de $5,30^\circ$ e desvio padrão de $3,88^\circ$ para os guias com apoio ósseo. Van Stheenberghe *et al.* em 2002, compararam o planejamento e a execução de implantes osteointegrados com o uso de guias estereolitográficos em cadáveres, onde obtiveram para a discrepância na angulação o valor médio de $1,8^\circ$ com desvio padrão de $1,0^\circ$, resultados mais precisos que os encontrados em nosso estudo.

Naitoh *et al.* em 2000, trabalhando com um guia cirúrgico em acrílico construído a partir de tomografias computadorizadas e realizando a análise dos resultados sobre modelos de gesso, obteve quanto à angulação dos implantes uma

média de 5° de discrepância e desvio padrão de 3,5°, discrepância esta que foi maior do que a encontrada no presente estudo. Sarment *et al.* em 2003, avaliando a precisão de guias cirúrgicos estereolitográficos com guias convencionais utilizados em mandíbulas construídas em material epóxi e dentes de estoque, obteve uma discrepância média na angulação dos implantes de 8° com desvio padrão de 4.5° para os guias convencionais e de 4.5° com desvio padrão de 2° para os guias estereolitográficos. Di Giacomo *et al.* em 2005, teve como resultado para a angulação dos implantes um desvio médio de 7,25° com desvio padrão de 2.67°.

Em comparação a estes dados as médias encontradas pelo presente estudo mostraram-se significativamente menores, porém ainda mostra-se necessária a realização de mais estudos para comprovar a eficácia da técnica quanto à angulação dos implantes.

Walton *et al.* em 2001, publicaram um trabalho com o objetivo de avaliar a angulação entre dois implantes e entre um único implante e os planos anatômicos e ainda e sua influência na necessidade de alterações no planejamento protético em *overdentures*. Os autores concluíram que a alteração de ângulos entre dois implantes não influencia na necessidade de alterações do planejamento protético, porém, a angulação dos implantes em relação ao plano axial (inclinação lingual ou bucal do implante), quando extrapola uma margem de discrepância de 12,5° influencia na necessidade de alterações no planejamento protético. Os dados obtidos pelo presente estudo apontam para que a utilização de guias construídos a partir de prototipagem rápida oferece precisão suficiente para a manutenção do planejamento protético pré e pós-operatório.

Quanto à análise da discrepância horizontal no posicionamento dos implantes em relação ao ponto de marcação em guta percha o presente estudo obteve como

resultado a discrepância média de 0,40 mm com desvio padrão de 0,51mm para os guias com apoio sobre gengiva artificial e 0,70mm de média e 0,83 de desvio padrão para os guias com apoio sobre as bases ósseas. Besimo *et al.* em 2000, teve como resultado a média de 0.3mm com desvio padrão de 0.4mm para a mandíbula e de 0.6mm com desvio padrão de 0.4mm para a maxila, resultado este que mostrou-se semelhante ao encontrado no presente estudo. Da mesma forma Naitoh *et al.* em 2000, analisando guias tomográficos convencionais encontraram um desvio médio de 0.3mm com desvio padrão de 0.6mm, resultado também semelhante ao encontrado no presente estudo.

Porém, Van Stheenbergh *et al.* em 2002, analisando guias cirúrgicos construídos por prototipagem rápida obtiveram quanto ao desvio horizontal uma discrepância média de 0.8mm com desvio padrão de 0.3mm, resultados estes que mostram-se menos precisos que os encontrados no presente estudo. Sarment *et al.* em 2003, avaliando a precisão de guias cirúrgicos estereolitográficos com guias convencionais utilizados em mandíbulas construídas em material epóxi e dentes de estoque, encontrou uma média no desvio horizontal do posicionamento dos implantes de 1.5mm com desvio padrão de 0.7mm para os guias convencionais, enquanto que para os guias estereolitográficos o desvio médio foi de 0.9mm com desvio padrão de 0.5mm.

Os testes estatísticos comprovaram uma diferença significativa entre o guia estereolitográfico e os guias convencionais, o que sugere que os guias estereolitográficos apresentam um maior grau de precisão quanto ao desvio horizontal e também quanto a angulação do implante instalado, maior que o apresentado pelos guias tomográficos convencionais. Neste caso, tanto as

discrepâncias médias dos ângulos quanto do posicionamento horizontal foram maiores do que as encontradas em nosso estudo.

Di Giacomo *et al.* em 2005 teve como resultado para o desvio horizontal no ponto de emergência do implante a média de 1,45mm com desvio padrão de 1,42mm, e para o ápice dos implantes o desvio médio foi de 2,99 com desvio padrão de 1,77mm; discrepância esta significativamente maior do que a encontrada em nosso estudo.

Wittwer *et al.* em 2006, desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar a instalação de implantes em mandíbulas edêntulas através de cirurgia guiada e sem incisão no tecido gengival. O desvio horizontal médio observado pelos autores foi de 0.8mm com desvio padrão de 0.6mm para o ápice dos implantes e de 1,1mm com desvio padrão de 0,7 mm na porção cervical dos implantes, discrepâncias estas superiores as encontradas no presente estudo.

No presente estudo foram ainda avaliados separadamente os guias apoiados sobre o leito ósseo diretamente e os apoiados sobre uma gengiva artificial e as discrepâncias encontradas nos dois grupos comparados, o que mostrou uma média para a angulação dos implantes de 2,6° para o grupo com gengiva artificial e 5,3 ° para o grupo com apoio ósseo, resultado este que após análise estatística mostrou presença de diferença estatisticamente significativa. Tais resultados foram mais precisos que os observados por Di Giacomo *et al.*; Sarmant *et al.* e Naitoh *et al.* tanto para os guias com apoio em gengiva artificial quanto para os guias com apoio ósseo. Os grupos foram ainda avaliados com relação à discrepância no posicionamento horizontal, cujas médias foram de 0,4mm para o grupo com gengiva artificial e de 0,7mm para o grupo com apoio ósseo, que mostrou ausência de diferença estatisticamente significativa, resultado este mais preciso que o observado por Van

Stheenberghe *et al.*; Sarment *et al.* e Di Giacomo *et al.* que trabalharam com guias sobre apoio ósseo. Tais resultados foram igualmente mais precisos que os encontrados por Wittwer *et al.* (2006) e Wittwer *et al.* (2007), que trabalharam com guias cirúrgicos com apoio sobre tecido gengival.

Os guias com apoio sobre gengiva artificial mostraram-se mais precisos, o que viabiliza a sua utilização em pacientes, porém, ainda são necessários mais estudos clínicos sobre esta técnica, as condições do tecido ósseo macerado são diferentes do tecido ósseo vivo e este fator pode alterar o posicionamento dos implantes.

7. Conclusões.

O presente estudo teve por objetivo avaliar a precisão de guias cirúrgicos para implantes osteointegrados construídos a partir de prototipagem rápida. Através dos resultados obtidos após experimentação destes guias em mandíbulas humanas maceradas pôde-se observar:

1. Com relação ao planejamento implantodôntico e seu transporte para o campo cirúrgico, os guias construídos a partir de prototipagem rápida mostraram-se eficazes com relação à angulação do implante planejado, embora estatisticamente haja uma diferença entre os valores dos ângulos planejados e dos obtidos.
2. Em relação ao posicionamento horizontal dos implantes com o uso dos guias construídos a partir de prototipagem rápida, estes se mostraram extremamente precisos apresentando uma discrepância mínima e ausência de diferença estatística entre o planejamento e a instalação dos implantes, sugerindo que os guias são extremamente confiáveis para o planejamento e execução de implantes osteointegrados.
3. Quando comparados os guias com e sem a utilização de gengiva artificial, não se encontrou diferença estatística significativa entre o planejamento e a execução dos implantes, podendo-se concluir que com ou sem a confecção de retalho mucoperiosteal o grau de confiabilidade do guia será praticamente o mesmo.

4. Embora ainda haja a necessidade de mais estudos clínicos sobre a precisão dos guias cirúrgicos construídos a partir de tomografias computadorizadas, softwares de planejamento implantodôntico e prototipagem rápida, estes guias mostraram ser capazes de transferir o planejamento para o campo cirúrgico com excelência, apresentando-se como uma alternativa perfeitamente viável para utilização em casos anatomicamente complexos ou mesmo por exigir uma solução protética específica.

8. Referências bibliográficas.

1. Aguiar MF, Marques AP, Carvalho AC, Cavalcanti MG. Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. Clin Oral Implants Res. 2008 Feb 11.
2. Anderl H, Zur Nedden D, Muhlbauer W, Twerdy K, Zanon E, Wicke K, Knapp R. CT-Guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery. British Journal of Plastic Surgery. 1994;47:60-64.
3. Arvier JF, Barker TM, Yau YY, D'Urso PS, Atkinson RL, McDermant GR. Maxilofacial biomodeling. Br J oral and maxilofacial surg 1994;32:276-283
4. Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. Australas Radiol. 1994 May;38(2):106-11.
5. Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS. Accuracy of implant treatment planning utilizing template guided reformatted computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology 2000;29:46-51
6. Bianchi SD, Lojaco A, Nevins M, Ramieri G, Corrente G, Martuscelli G, Fiorellini JP. The use of replicate resin models in the treatment of maxillary sinus augmentation patients. Int J Periodontics Restorative Dent. 1997 Aug;17(4):348-57.

* Normas segundo: International comitee of medical journal editors (Vancouver Style) 2006.

7. Bou SC. Validation of 3D-CT based stereolithographic for implant placement in a ex vivo atrophic mandible. Clin oral implants res. 2002;12:230-236.
8. Brix VF, Hebbinghaus D, Meyer W. Verfahren und Vorrichtung für den Modellbau in Rahmen der orthopädischen und traumatologischen Operationsplanung. Roentgenpraxis. 1985; 38: 290-292.
9. Choi SC, Ann CH, Choi HM, Heo MS, Lee SS. Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site: analysis of the image distortion related to the gantry angle change. Dentomaxillofac Radiol. 2002 Jul;31(4):273-7
10. Dantas JA, Montebello Filho A, Campos PS. Computed tomography for dental implants: the influence of the gantry angle and mandibular positioning on the bone height and width. Dentomaxillofac Radiol. 2005 Jan;34(1):9-15.
11. Di Giacomo GAP, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. J periodontol 2005;76:503-07.
12. Diniz AF, Mendonça EF, Leles CR, Guilherme AS, Cavalcante MP, Silva MA. Changes in the pre-surgical treatment planning using conventional spiral tomography. Clin Oral Implants Res. 2008 Mar;19(3):249-53.

13. Dov AM, Torrado E, Meitner SW. Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. *The J of Prostetic Dentistry*. 2001;85:504-508.
14. Dov AM, LaMar J, LaMar FR, LaMar F. Computerized tomography-based imaging and surgical guidance in oral implantology. *Journal of oral implantology*. 2006;32:14-18.
15. Dov AM, James LM, Frank RLM. Cone beam computerized tomography based dental imaging for implant planing and surgical guidance, Part 1: Single implant in the mandibular molar region. *Journal of oral implantology*. 2006;32:77-81.
16. Ganz SD. Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. *J oral and maxillofacial surg*. 2005;63:59-71
17. Heissler E, Fischer FS, Bolouri S, Lehmann T, Mathar W, Gebhardt A, Lanksch W, Bier J. Custom made cast titanium implants produced with CAD-CAM for the reconstruction cranium defects. *Int J oral and maxillofacial surg*. 1998;27:334-338.
18. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D. Predictability of a three-dimensional planing system for oral implant surgery. *Dentoaxillofacial radiology* 1999;29:105-111.
19. Jacobs R, Adriansens A, Naert I, Quirynen M, Hermans R, Van Steenberghe D. Predictability of reformed computed tomography for preoperative planning of endosseous implants. *Dentoaxillofacial radiology* 1999;28:37-41.

20. Kim KD, Jeong HG, Choi SH, Hwang EH, Park CS. Effect of mandibular positioning on preimplant site measurement of the mandible in reformatted CT. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Apr;23(2):177-83.
21. Kitai N, Yasuda Y, Takada K. A stent fabricated on a selectively colored stereolithographic model for placement of orthodontic mini-implants. *Int J Adult Orthod and orthognatic surg.* 2002;17:264-266.
22. Klein HM, Schneider W, Alzen G, Voy ED, Günther RW. Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. *Pediatric radiol.* 1992;22:458-460
23. Klein M, Abrams M. Computer guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *Pract Proced Aesthetic Dent.* 2001;13(2): 165-169.
24. Kunal L, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planing. Part I; the concept. *Journal of Prosthodontics* 2006;15:51-58
25. Kunal L, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planing. Part II: A clinical report. *Journal of Prosthodontics* 2006;15:117-122.
26. McAllister MLM. Application of stereolithography to subperiosteal implant manufacture. *Journal of oral implantology.* 1998;24:89-94.

27. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T. Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11:409-414.
28. Naitoh M, Kubota Y, Katsumata A, Ohsaki C, Arijji E. Dimensional accuracy of a binder jet model produced from computerized tomography data for dental implants. *J Oral Implantol.* 2006;32(6):273-6.
29. Payer M, Kirmeier R, Jakse N, Pertl C, Wegscheider W, Lorenzoni M. Surgical factors influencing mesiodistal implant angulation. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Mar;19(3):265-70.
30. Poukens J, Haex J, Riedger D. The use of rapid prototyping in preoperative planning of distraction osteogenesis of cranio-maxillofacial skeleton. *Comp Aid Surg* 2003;8:146-154
31. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 1: diagnostics, imaging, and collaborative accountability. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Jun;26(3):215-21.
32. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 2: rapid-prototype medical modeling and

- stereolithographic drilling guides requiring bone exposure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Aug;26(4):347-53.
33. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 3: Stereolithographic drilling guides that do not require bone exposure and the immediate delivery of the teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(5):493-99.
34. Runte C, Dirksen D, Deleré H, Thomas C, Runte B, Meyer U, von Bally G, Bollmann F. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):129-32.
35. Sammartino G, Della Valle A, Marenzi G, Gerbino S, Martorelli M, di Lauro AE, di Lauro F. Stereolithography in oral implantology: a comparison of surgical guides. *Implant Dentistry.* 2004;13:133-138.
36. Sanna AM, Molly L, Van Steenberghe D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 331-339.
37. Santler G, Kärcher H, Gaggl A, Kern R. Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy. *Comput Aided Surg.* 1998;3(5):248-56.

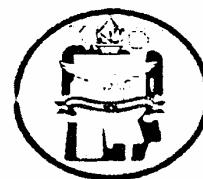
38. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:571-577.
39. Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Jun;23(3):287-95.
40. Sinn DP, Cillo JE, Milles BA. Stereolithography for craniofacial surgery. *The journal of Craniofacial surgery.* 2006;17:869-875.
41. Stoler A. Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *J Oral Implantol.* 1996;22(3-4):247-57.
42. walens B, Kruth JP. Medical application of rapid prototyping techniques. *Proceedings of the fourth international conference on rapid prototyping.* Dayton, 1993;107-120.
43. Van Cleynembreugel J. Intra-operative transfer of planned zygomatic fixtures by personalized templates: a cadaver validation study. *Lecture notes in computer science.* 2001;2208:1147-1148
44. Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynembreugel 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

45. Voitik AJ. CT data and its CAD and CAM utility in implant planing: part I. *Journal of oral implantology* 2002;28:302-304.
46. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14(6):523-30.
47. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Feb;13(1):59-64.
48. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale RJ. In vitro accuracy of a novel registration and technique for image-guided template production. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:502-508.
49. 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 Sep-Oct;22(5):801-7.
50. Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Gigovic N, Turhani D, Enislidis G. Computer-guided flapless transmucosal implant placement in the mandible: a new combination of two innovative techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006 Jun;101(6):718-23. Epub 2006 Mar 30.

Anexo.



Universidade Federal do Pará



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS DO INSTITUTO DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ**

Carta: 071/07 CEP-ICS/UFPA

Belém, 24 de agosto de 2007.

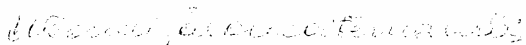
Ao: Mestrando Lucas Machado de Menezes.

Senhor Pesquisador.

Temos a satisfação de informar que seu projeto de pesquisa intitulado: **“Avaliação da precisão de guias cirúrgicos para implantes osteointegrados obtidos a partir de prototipagem rápida** , sob o protocolo nº **088/07 CEP-ICS/UFPA**. foi apreciado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará na reunião do dia 22 de agosto de 2007.

Assim, Vossa Senhoria tem o compromisso de entregar o relatório do mesmo até o dia 30 de dezembro de 2007, no CEP-ICS/UFPA, situado no Campus Universitário do Guamá, Campus profissional, no Complexo de sala de aula do ICS – sala 13 (Altos).

Atenciosamente,


Prof.^a M. Sc. Maria da Conceição S. Fernandes.
Coordenadora do CEP-ICS/UFPA