

UNIVERSIDADE TUIUTI DO PARANÁ

Luciano Andrei Francio

PROTOTIPAGEM RÁPIDA EM ODONTOLOGIA

CURITIBA

2009

PROTOTIPAGEM RÁPIDA EM ODONTOLOGIA

CURITIBA

2009

Luciano Andrei Francio

PROTOTIPAGEM RÁPIDA EM ODONTOLOGIA

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia, da Faculdade de Ciências Biológicas e de Saúde, da Universidade Tuiuti do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia.

Orientadora: Prof^a. Ms. Ligia Aracema Borsato.

CURITIBA

2009

TERMO DE APROVAÇÃO
Luciano Andrei Francio

PROTOTIPAGEM RÁPIDA EM ODONTOLOGIA

Esta monografia foi julgada e aprovada para obtenção do título de Especialista em Radiologia Odontológica e Imaginologia, no curso de especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia, da Faculdade de Ciências Biológicas e de Saúde, da Universidade Tuiuti do Paraná.

Curitiba, 12 de Janeiro de 2009.

Curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia
Universidade Tuiuti do Paraná

Orientadora:

Prof^a. Ms. Ligia Aracema Borsato
Universidade Tuiuti do Paraná
Coordenadora do Curso de Especialização em Radiologia
Odontológica e Imaginologia

Banca Examinadora:

Prof^a. Ms. Ana Claudia Galvão de Aguiar Koubik
Universidade Tuiuti do Paraná
Coordenadora do Curso de Especialização em Radiologia
Odontológica e Imaginologia

Prof^a. Paula de Moura
Universidade Tuiuti do Paraná
Coordenadora do Curso de Especialização em Radiologia
Odontológica e Imaginologia

DEDICATÓRIA

A Deus, que me deu sabedoria e a graça de concluir com sucesso mais uma etapa de minha vida.

Aos meus queridos pais, pelo exemplo de vida, carinho, amor e dedicação que foram fundamentais para minha vida e formação humana.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a força e a proteção de Deus, que nunca me faltaram, juntamente com sabedoria, discernimento e paciência.

A Prof^ª. Ms. Ligia Aracema Borsato, Coordenadora do Curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia, da Universidade Tuiuti do Paraná, que orientou com toda competência, paciência e dedicação, enriquecendo e tornando possível a realização deste trabalho.

A Prof^ª. Ms. Ana Claudia Galvão de Aguiar Koubik, minha excepcional mestra e amiga pessoal, pela confiança, paciência, sua incondicional amizade e principalmente, por estar sempre presente em minha vida e jamais medir esforços para o meu aprimoramento pessoal e profissional.

A toda equipe do curso, por abrir mão de suas vidas pessoais em troca do meu benefício profissional, preparando e realizando este curso com toda competência, proporcionando-me a oportunidade de ser um profissional, além de qualificado, diferenciado.

A minha família, por me apoiar incondicionalmente na minha incansável busca pelo conhecimento e aprimoramento profissional.

Ao grande amigo Clóvis Ricardo Klein, por sua incondicional amizade.

A grande amiga Neuza Basílio, que tanto incentiva a minha constante busca, não em apenas alcançar os meus ideais, mas sim em superá-los. Sua presença constante em minha vida, seja motivando, confortando ou me recolocando no meu próprio caminho, é o que permite a minha evolução pessoal e profissional.

Aos meus amigos que com grande compreensão, apoio, incentivo, carinho e amor, souberam contornar minhas constantes ausências, estando sempre ao meu lado me ajudando a trilhar mais este importante caminho.

Embora ninguém possa voltar atrás e
fazer um novo começo, qualquer um pode
começar agora e fazer um novo final.

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

A prototipagem rápida é uma técnica que possibilita a construção de uma estrutura a partir de dados tridimensionais que, associada aos exames imaginológicos, permite a reprodução de estruturas anatômicas em escala real, podendo ser aplicada à Odontologia, principalmente nos procedimentos cirúrgicos. Os dados 2D adquiridos nos exames devem ser reconstruídos em 3D, segmentados e convertidos para um arquivo de formato compatível com o equipamento de prototipagem rápida, que construirá o protótipo por aposição, camada a camada, de acordo com este arquivo. A partir de uma revista da literatura, este trabalho se propõe a apresentar a definição, o funcionamento e aplicação da tecnologia de prototipagem rápida em Odontologia e se conclui que, dentre os benefícios do uso desta técnica, destacam-se o diagnóstico, planejamento e simulação cirúrgica que, além de aumentar a segurança do operador e diminuir o tempo cirúrgico e o risco do paciente, facilita a comunicação pré-operatória entre este e aquele. As desvantagens são o custo e a restrição de disponibilidade da tecnologia.

Palavras-chave: prototipagem; protótipos; estereolitografia; biomodelos.

ABSTRACT

Rapid prototyping is a technique that permits the construction of a structure from three-dimensional data that associated to the imaging exams allows the reproduction of anatomical structures in real scale, being able to be applied to Dentistry, mainly in the surgical procedures. The acquired data 2D in imaging exams must be reconstructed in 3D, segmented and converted to a compatible file format of the rapid prototyping machine, that will construct the prototype by apposition, layer by layer, in accordance with this file. In such a way, from a review of literature, this study is to present the definition, operation and application of rapid prototyping in Dentistry. The conclusion says that amongst the benefits of the use of this technique, the diagnosis, planning and surgical simulation are distinguished, beyond increasing the security of the operator and decreasing the surgical time and the risk of the patient, it facilitates the communication between them. The disadvantages are the cost and restriction of technology's availability.

Keywords: rapid prototyping; prototype; stereolithography; bio-models.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CAD	<i>Computer Assisted Design</i> (Projetos auxiliados por computador)
CD	<i>Compact disc</i> (Disco compacto)
CenPRA	Centro de Pesquisa Renato Archer
cm	Centímetro
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Formato de arquivo padrão para imagens e comunicações em Medicina)
FOV	<i>Field of view</i> (Campo de visão)
FTP	<i>File Transfer Protocol</i> (Protocolo de transferência de arquivos)
HU	Escala de Hounsfield
kVp	Quilovoltagem pico
kB	Quilobyte
mAs	Miliamperagem por segundo
mm	Milímetro
mB	Megabyte
Pixel	<i>Picture element</i> (Elemento de figura)
STL	<i>Stereolithography file</i> ou <i>Structured Triangular Language</i> (formato de arquivo padrão para prototipagem rápida)
Voxel	<i>Volume element</i> (Elemento de volume)

SUMÁRIO

RESUMO.....	vi
ABSTRACT.....	vii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	viii
1 INTRODUÇÃO.....	10
1.1 OBJETIVOS.....	12
1.1.1 Geral.....	12
1.1.2 Específicos.....	12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
3 DISCUSSÃO.....	46
4 CONCLUSÃO.....	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53

1 INTRODUÇÃO

A prototipagem rápida é uma técnica que permite a construção de objetos físicos a partir de dados digitais tridimensionais, possibilitando desta forma, a reprodução de uma estrutura anatômica do paciente, a partir de um exame imagiológico (FREITAS *et al.*, 2005).

Os sistemas de prototipagem rápida surgiram em 1987 com o processo de estereolitografia da empresa americana 3D *systems* que, inicialmente, tiveram seu emprego restrito à área industrial com o objetivo de melhorar a qualidade dos produtos. Somente nos meados de 1990 iniciou-se, na Bélgica, o desenvolvimento dos protótipos médicos que posteriormente estenderam-se a prática odontológica (FREITAS *et al.*, 2005).

Na Odontologia, este procedimento foi utilizado pela primeira vez por Brix e Lamprechet, em 1987, no planejamento de cirurgias ortognáticas, apresentando benefícios com a representação das estruturas ósseas do crânio (SANNOMIYA; KISHI, 2002; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008).

O primeiro sistema de prototipagem desenvolvido foi a estereolitografia, termo até hoje utilizado como sinônimo de prototipagem rápida (MEURER *et al.*, 2007).

A aplicabilidade da prototipagem rápida na área da saúde se deu pela evolução dos aparelhos de tomografia para obtenção da imagem e da evolução dos programas de reconstrução da imagem biplanar em três dimensões (FOGGIATO, 2004).

A confecção do modelo físico ocorre em duas etapas: virtual, onde as imagens adquiridas são manipuladas, segmentadas e reconstruídas em 3D

(tridimensional); e a física, onde ocorre a fabricação do modelo em equipamentos de prototipagem rápida (CHILVARQUER *et al.*, 2004; FERREIRA *et al.*, 2007).

Os biomodelos gerados pelas técnicas de prototipagem rápida simplificam a comunicação entre médicos e pacientes, pois são úteis em varias aplicações, como diagnósticos, planejamentos de tratamentos e auxiliar em procedimentos cirúrgicos complexos, fabricação de próteses e implantes, tratamento de tumores, entre outras. (SOUZA *et al.*, 2003).

O objetivo do presente trabalho é realizar um levantamento bibliográfico nas publicações mais recentes da área sobre a definição, o funcionamento e a aplicação da prototipagem rápida em Odontologia.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Geral

Realizar um levantamento bibliográfico nas publicações mais recentes da área sobre a definição, o funcionamento e a aplicação da prototipagem rápida em Odontologia.

1.1.2 Específicos

- Consultar as publicações mais recentes nas áreas que envolvam a fabricação de protótipos voltados para a Odontologia.
- Elaborar a fundamentação teórica com base nas publicações obtidas.
- Comparar os relatos entre diferentes autores sobre a definição, o funcionamento e a aplicação da prototipagem rápida em Odontologia.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Souza *et al.* (2001) realizaram um trabalho com o objetivo de mostrar a reconstrução da imagem tomográfica aplicada à fabricação de próteses por prototipagem rápida. Relatam que os planos 2D (bidimensionais) gerados pelo tomógrafo precisam obrigatoriamente ser reconstruídos em 3D, para posteriormente serem refatiados pelo processo de prototipagem rápida a fim de que o modelo real possa ser construído. A reconstrução 3D deve ser feita devido às diferenças entre a imagem gerada por um tomógrafo e a imagem processada por uma máquina de prototipagem rápida, em função da diferença na distância entre as camadas em cada processo, pois os cortes dos planos de imagem provenientes da tomografia são da ordem de 1-5 mm, consideravelmente maior do que as fatias de imagens usadas em processos de prototipagem rápida, que são em torno de 0,25 mm. A prototipagem industrial realiza esta conversão através de uma interpolação intercadas baseada na informação de camadas adjacentes, porém, para a conversão de imagens médicas, que requerem mais precisão, os autores apresentam um método de reconstrução baseado em geometria computacional, utilizando a teoria da triangulação, processo pelo qual as superfícies de um objeto são recobertas por triângulos, os quais passam a formar a superfície. Desta forma, o responsável pela reconstrução tridimensional dos objetos a partir das fatias paralelas de uma tomografia computadorizada, é o algoritmo de triangulação proposto.

Sannomiya; Kishi (2002), realizaram um estudo a respeito da aplicação da estereolitografia na Odontologia, relatando dois casos clínicos. Descrevem que os avanços tecnológicos proporcionaram melhorias nos exames de tomografia computadorizada e na computação gráfica, onde inúmeras especialidades beneficiaram-se com estes avanços, inclusive a Medicina e a Odontologia, na área

da saúde. A reconstrução em três dimensões trouxe aos profissionais destas áreas inúmeras possibilidades no diagnóstico de patologias. Na Odontologia, estes recursos começaram a ser empregados no planejamento de cirúrgicas ortognáticas, bucomaxilofaciais, implantodontia e na ressecção de tumores da cabeça e pescoço. A partir da reconstrução em 3D, uma nova técnica foi desenvolvida, sendo denominada estereolitografia, que permite a reformatação das estruturas superficiais e internas, obtidas a partir de cortes tomográficos, obtendo-se um modelo de resina da região a ser analisada. O aparelho de estereolitografia é composto por um computador para controle do mecanismo, um sistema de luz ultravioleta para polimerização da resina, um tanque para o líquido polímero e uma plataforma móvel. Segundo os autores, o primeiro passo consiste na realização do exame de tomografia computadorizada para a área de interesse e, posteriormente, estes cortes tomográficos são transferidos para a estação de trabalho do aparelho de estereolitografia que, por meio de programas de computação gráfica específicos, constroem o protótipo camada a camada, sendo que a primeira é criada quando a plataforma encontra-se no nível do líquido, sendo polimerizada por meio da luz ultravioleta. Após a polimerização da primeira camada, a plataforma submerge no líquido e novas camadas são construídas, até a reprodução total da estrutura analisada em resina. O modelo de resina é levado a um forno de polimerização com luz ultravioleta, por um período mínimo de 10 minutos. Nos dois casos clínicos relatados, a partir de um exame tomográfico aliado a esta tecnologia, foi possível diagnosticar hiperplasia em região de cabeça da mandíbula do lado direito no primeiro caso e hiperplasia bilateral do processo coronóide no segundo caso. A estereolitografia é um método que permite a fabricação de um modelo de resina, que permite ao profissional obter informações anatômicas precisas com relação a região

a ser submetida à cirurgia. Os autores lembram que, apesar da estabilidade dimensional dos modelos em resina não terem sido comprovadas, existem aplicações diretas e comprovadas nos procedimentos cirúrgicos de reconstrução ortognática e, que na Odontologia, a estereolitografia tem sido aplicada principalmente no planejamento dos implantes osseointegrados, onde as estruturas anatômicas são de fundamental importância para o sucesso do tratamento. Ressaltam também que uma futura aplicação da estereolitografia é no campo da cefalometria, que permitirá um importante método analítico no campo do diagnóstico e tratamento e que a grande desvantagem é a alta dose de radiação para obtenção dos cortes tomográficos. Concluem, finalmente, que a estereolitografia apresenta um grande potencial para o uso nos tratamentos cirúrgicos da região da cabeça e pescoço, em especial a implantodontia, entretanto, a exposição excessiva do paciente à radiação e o custo de produção dos protótipos obrigam o uso desta técnica em casos selecionados.

Souza *et al.* (2003) descreveram um sistema que integra reconstrução tridimensional a partir de um conjunto de imagens tomográficas bidimensionais, técnicas de processamento de imagem e prototipagem rápida, possibilitando a criação de modelos médicos a partir de dados tomográficos. O sistema proposto aplica técnicas de processamento de imagens nas seções transversais bidimensionais, reconstrói a superfície dos objetos por meio de um conjunto de faces triangulares e gera o arquivo STL, padrão utilizado nos equipamentos de prototipagem rápida. Optaram pela técnica de triangulação porque o arquivo STL utilizado na visualização do modelo virtual reconstruído é o mesmo interpretado pela máquina de prototipagem rápida, o que facilita a conversão de modelos virtuais em modelos reais. O processo é dividido em quatro etapas: (1) Pré-processamento das

imagens bidimensionais, que tem por finalidade preparar uma seqüência de imagens tomográficas adquiridas para que possam ser submetidas ao processo de reconstrução de superfície. Nesta etapa, as estruturas de interesse são identificadas através da segmentação de imagens, ou seja, separa-se a imagem óssea de outros tecidos (pele, gordura ou músculo) através da redução dos níveis de cinza, além de eliminar os artefatos de imagem. A imagem é limiarizada, ou seja, é transformada em imagem binária, onde o fundo é representado como branco e o objeto representado como preto, para então um algoritmo de afinamento de bordas ser aplicado, produzindo um conjunto de pontos que representa cada contorno. O último passo desta etapa é a seleção dos pontos que realmente são relevantes para a reconstrução, uma vez que somente os pontos onde há mudança de orientação que são relevantes para a triangulação; (2) Reconstrução da superfície entre os contornos, que consiste basicamente na obtenção de uma representação tridimensional do objeto em estudo, permitindo não só a sua visualização, mas também uma compreensão mais detalhada de sua estrutura. Esta reconstrução é realizada através da aproximação das superfícies entre os contornos adjacentes. O método utiliza um algoritmo heurístico baseado na técnica de triangulação, onde a superfície é formada por uma coleção de faces triangulares para cada par de contornos consecutivos; (3) Geração do arquivo STL, que é aceito como padrão e tem a preferência dos sistemas de prototipagem rápida entre outros tipos de arquivo. O arquivo STL é composto de uma lista com os dados das faces triangulares, que definem a superfície de um objeto tridimensional, onde cada face é unicamente identificada por um vetor perpendicular ao triângulo e por mais três pontos representando os vértices deste triângulo; (4) Fabricação dos modelos, através de máquinas de prototipagem rápida, onde os modelos são construídos em camadas,

iniciando pela mais baixa e assim sucessivamente, construindo o objeto através de pilhas de camadas. Esses sistemas são bastante precisos, de modo que as camadas podem ter espessura de 0,1 mm. Os autores ressaltam que os modelos gerados pelas técnicas de prototipagem rápida simplificam a comunicação entre médicos e pacientes, pois se destinam a diagnósticos, planejamento de tratamentos, auxiliar em procedimentos cirúrgicos e tratamento de tumores, entre outras aplicações. E além de sugerirem melhorias no método de reconstrução, que incluem o desenvolvimento de uma ferramenta automática para segmentação de imagens e a reconstrução de estruturas que apresentem aberturas ou cavidades interiores, concluem que o software desenvolvido fornece uma interface entre os sistemas de imagiologia e os de prototipagem rápida, permitindo a geração de modelos reais a partir de objetos reais.

Chan *et al.* (2003) propuseram a utilização de um cubo de ensino para os estudantes de Odontologia da *Medical College of Georgia School*, para ajudá-los a visualizar as diferenças nos diversos preparos cavitários. Este cubo, que anteriormente era feito de gesso odontológico, agora com o advento da prototipagem rápida, foi idealizado no sistema Solidworks 2001, sistema do tipo CAD (*Computer assisted design*), exportado para o padrão STL e posteriormente sinterizado por estereolitografia, polimerização de resina camada a camada. O equipamento consiste num recipiente repleto de resina líquida, uma plataforma móvel dentro deste recipiente, um raio laser ultravioleta com foco e um espelho para controlar a direção deste laser. Inicialmente, a plataforma fica disposta a uma distância da superfície da resina líquida igual a espessura da primeira camada de produção, de cima para baixo. O laser fará o contorno do objeto de acordo com o projeto, a resina líquida é polimerizada quando exposta ao raio laser ultravioleta. A

plataforma é movida para baixo e nova camada é polimerizada de acordo com esta seqüência. O tempo de produção de um protótipo por este método depende do tamanho do objeto, da velocidade do laser e do tempo de polimerização da resina. A vantagem da estereolitografia é capacidade de construir objetos complexos, com bastante acuidade geométrica, com discrepância de aproximadamente ± 0.005 cm e acabamento superficial bom, além de sempre permitir alterações no projeto virtual, remodelando o objeto final. Os autores ressaltam ainda que existe um método recente onde áreas selecionadas de maior interesse podem ser produzidas em cores diferentes e que um número relativamente pequeno de artigos tem sido publicado a respeito da aplicação da prototipagem rápida na odontologia e, em sua grande maioria, são direcionados para técnicas cirúrgicas. Para a dentística restauradora, a prototipagem rápida é uma técnica que pode ser aplicada para restaurações e preparos para restaurações cerâmicas livres de metal, como o sistema CEREC™, que apresenta resultados bastante satisfatórios após dez anos de estudos de sua utilização clínica para restaurações do tipo *inlays* e *onlays*, tecnologia que atende a aproximadamente oito mil usuários no mundo. Para cirurgia oral e implantodontia, a construção de biomodelos permite melhor planejamento e simulação da cirurgia. E finalmente, concluem que a tecnologia de prototipagem rápida tem sido utilizada na odontologia para a fabricação de restaurações isentas de metal por muitos anos e que a aplicação desta tecnologia direcionada para o ensino odontológico pode ser bastante explorada, como o uso do cubo descrito neste artigo no ensino de preparos cavitários, lembrando que o objetivo proposto por seu trabalho era difundir a tecnologia de prototipagem rápida entre os educadores da área de odontologia, encorajando maneiras inovadoras de aproveitá-la.

Para Rosa *et al.* (2004), prototipagem rápida é uma técnica utilizada para produzir modelos estereolitográficos baseados em imagens digitais provenientes principalmente de tomografia computadorizada. Basicamente, a prototipagem rápida é dividida em duas etapas, virtual e física. A primeira consiste na utilização de ferramentas CAD para modelar as formas e geometrias, criando o modelo virtual de forma dinâmica e interativa. A segunda é um procedimento onde o modelo virtual tridimensional é construído camada a camada por deposição de material, permitindo a construção de formas geométricas complexas. Os autores relataram um caso clínico de cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial utilizando esta tecnologia e concluíram que a prototipagem rápida nestes casos permite o conhecimento dos detalhes anatômicos com alta qualidade, simulações cirúrgicas, redução do tempo cirúrgico e morbidade, além de orientação e discussão com o paciente. Apresenta como principal desvantagem a disponibilidade do equipamento e o alto custo.

Chilvarquer *et al.* (2004a) abordaram os conceitos, indicações e aplicações da estereolitografia, demonstrando sua aplicação em um caso de atrofia parcial de mandíbula, onde houve diminuição do tempo cirúrgico por intermédio desta tecnologia, aliado a um significativo aumento da previsibilidade do prognóstico. A definição de estereolitografia é baseada na utilização de modelos físicos gerados a partir de um ambiente virtual, permitindo a simulação de cirurgias. Para obtenção destes modelos físicos, são necessárias duas fases: a virtual (modelagem e simulação) e a real (fabricação do biomodelo). Dentre as tecnologias mais utilizadas para este procedimento, tem-se: estereolitografia, sinterização seletiva a laser, modelagem por deposição de material fundido e a fabricação por laminação do objeto. Além de ser um excelente método para orientação pré-operatória para os pacientes, possui um grande número de vantagens, destacando-se principalmente a

redução do tempo cirúrgico e a previsibilidade. As limitações são o custo operacional e os poucos centros especializados para sua realização. No caso relatado, a paciente foi submetida ao exame de tomografia computadorizada, seguindo as especificações técnicas para obtenção das imagens e construção do modelo de prototipagem rápida: aquisição volumétrica helicoidal de toda mandíbula até os côndilos mandibulares, paciente com a boca levemente aberta e plano oclusal mandibular paralelo a linha dos cortes tomográficos. Esta aquisição volumétrica foi reformatada em 55 cortes axiais, com *pixels* (elemento de figura) de 0,3348 x 0,3348 de tamanho, sendo que a matriz da tela deste *scanner* é de 512 x 512 *pixels*. A espessura de cada fatia ficou em 0,8 mm. O exame completo foi enviado para confecção do biomodelo em empresa especializada, onde as imagens foram segmentadas para separar os tecidos moles da estrutura óssea, a qual foi utilizada para formar a geometria do biomodelo. A geometria final foi exportada em formato STL e foi prototipada pela tecnologia de impressão 3D, onde camadas de cerca de 0,15 mm de espessura vão sendo aglutinadas, uma após a outra, por aposição. O resultado final é um modelo da mandíbula com precisão média de $\pm 0,43$ mm. Como o processo todo é feito por aposição, não há limite de geometria que possa ser prototipada, reproduzindo inclusive, as estruturas internas. Os resultados obtidos neste estudo demonstram que a previsibilidade dos biomodelos é um fator importante a ser considerado quando no planejamento de cirurgias avançadas de enxerto autógeno. Com a tomada tomográfica em alta resolução, notou-se que a discrepância obtida entre o biomodelo e o leito cirúrgico foi de pouca significância, gerando uma adaptação bastante confiável. Os autores ressaltam que outro fator que gera boa fidelidade ao protótipo é o formato de segmentação para formar a geometria do modelo, que usou o formato STL com camadas de 0,15 mm de

espessura. Concluíram que as técnicas estereolitográficas permitem um planejamento mais preciso e uma redução do tempo de intervenção cirúrgica, além de beneficiar o diagnóstico e planejamento de cirurgias bucomaxilofaciais e implantológicas avançadas.

De acordo com Chilvarquer *et al.* (2004b), o interesse na confecção de biomodelos vem aumentando, a capacidade de duplicar a morfologia das estruturas anatômicas tem demonstrado uma série de vantagens, principalmente no campo cirúrgico, onde o planejamento e a execução são extremamente difíceis, devido a complexidade e variabilidade anatômica. Relatam que a prototipagem é um processo de obtenção de modelos através da integração de diversas tecnologias: obtenção de imagens diagnósticas, sistemas de tratamento de imagens, sistemas CAD e a própria prototipagem rápida. Na área da saúde, este processo permite a materialização, em escala real 1:1, das estruturas obtidas por meio dos exames diagnósticos, como a tomografia computadorizada, por exemplo, que deve seguir um protocolo para obtenção das imagens. Lembram que a tomografia computadorizada é uma técnica radiográfica que incorpora os princípios de digitalização direta de imagens, ou seja, são imagens obtidas por meio de radiografias seccionais de uma determinada parte do corpo humano. O feixe de raios X é extremamente colimado e atinge as secções desejadas do corpo em centenas de ângulos diferentes e, devido a grande variabilidade dos coeficientes de atenuação e de absorção dos tecidos atingidos pela fonte de raios X, os detectores receberão diferentes sinais, que são decodificados no computador numa escala de tons de cinza denominada escala de Hounsfield (HU). Desta forma, as menores densidades aparecerão em preto e as maiores densidades em branco. Como protocolo para tomada tomográfica no tomógrafo Picker, modelo Select SP, o paciente é colocado em decúbito dorsal

numa maca em forma de cômoda. Para obtenção da maxila, o plano de Reidh (linha órbito-meatal) deve estar perpendicular à mesa de trabalho e o plano sagital mediano paralela à mesma. Já para mandíbula, a base da mandíbula deve permanecer perpendicular à mesa e o plano sagital mediano paralelo da mesma forma. Genericamente, utilizam 120 kVp e 50 mAs, com cortes de 0,7 mm a 1,5 mm de espessura, com tempo de captura variando de trinta a sessenta segundos. Os arquivos podem ser armazenados em qualquer tipo de mídia que tenha capacidade adequada de armazenagem, visto que uma tomografia completa do crânio, com espaçamento adequado para confecção de biomodelos, utiliza em torno de 100 mB. Os autores relatam que, para obtenção dos biomodelos existem diversas tecnologias, porém que as mais utilizadas são a estereolitografia, sinterização seletiva a laser, modelação por deposição de material fundido e impressão tridimensional. O primeiro método constrói modelos a partir de polímeros líquidos, que se solidificam quando expostos à radiação de um feixe de laser ultravioleta, sendo atualmente a tecnologia mais utilizada, de maior exatidão e com o melhor acabamento superficial. O segundo método utiliza pó termoplástico, firmemente comprimido que, com a incidência de um laser, é fundido e ligado seletivamente, formando uma a uma as camadas do modelo. O terceiro método baseia-se num filamento plástico que, ao ser desenrolado de uma bobina, fornece o material para um bocal de extrusão, que é aquecido para derreter o filamento plástico e tem um mecanismo que permite que o fluxo de plástico derretido seja depositado camada a camada, formando o objeto. Finalmente, o último método utiliza camadas de material em pó, onde um rolo distribui e comprime o pó na mesa da câmara de fabricação, uma cabeça injetora deposita um adesivo líquido em um traçado bidimensional na camada do pó, para dar forma a um objeto. As aplicações desta tecnologia são

inúmeras, mas as mais significantes são a visualização tridimensional, planejamento cirúrgico, simulação cirúrgica, implantodontia, confecção de próteses das articulações têmporo mandibulares, cirurgia ortognáticas, distração osteogênica, além de ser um excelente método para orientação pré-operatória para os pacientes. As principais vantagens desta tecnologia são a redução do tempo cirúrgico e a possibilidade de previsibilidade. As limitações são o custo operacional e os poucos centros especializados para sua realização. Os autores ressaltam que, para a implantodontia, esta tecnologia auxilia o planejamento, diminuindo o tempo cirúrgico, aumentando as possibilidades de sucesso no resultado final. A avaliação anatômica, coloração de estruturas anatômicas, estudo de áreas para enxertos ósseos, confecção de guias cirúrgicas e de transferência, e até mesmo a realização de uma simulação cirúrgica, são algumas das aplicações desta tecnologia dentro desta especialidade da Odontologia. Para obtenção do modelo, o profissional deve solicitar um exame de tomografia computadorizada, gravação dos cortes axiais do exame no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), e posteriormente enviá-los para empresa especializada na confecção de protótipos. Como é uma tecnologia em constante evolução, vale lembrar que outras aplicações podem ser desenvolvidas de acordo com a necessidade terapêutica. Os autores relataram ainda, um caso de enxertia em rebordo alveolar atrofiado de maxila, onde a tomada tomográfica foi feita de acordo com o protocolo já descrito, a aquisição volumétrica foi reformatada em 55 cortes axiais com *pixels* de 0,3348 x 0,3348 mm de tamanho, sendo que a matriz de tela do *scanner* é de 512 x 512 *pixels*. A espessura de cada fatia ficou em 0,8 mm e o exame completo foi enviado para a Bioparts (www.bioparts.com.br), onde as imagens foram segmentadas para separar os tecidos moles da estrutura óssea, que foi utilizada para formar a geometria do

modelo. Este arquivo foi prototipado na Bioparts pela tecnologia de impressão 3D, onde camadas de cerca de 0,15 mm de espessura vão sendo aglutinadas uma após as outras por aposição. Desta maneira, o resultado final é um modelo da maxila com precisão média de $\pm 0,43$ mm. Os autores também relataram um caso de reconstrução do osso frontal utilizando os mesmos protocolos para tomada tomográfica e confecção do biomodelo, e também um caso de reconstrução fácil utilizando esta tecnologia.

Conforme Freitas *et al.* (2005), a utilização do conceito de planejamento reverso na Odontologia contemporânea ampliou a aplicação dos exames imagiológicos no diagnóstico e tratamento cirúrgico de diversas deformidades faciais, entre elas a atrofia severa de maxila, situação em que a utilização de fixações zigomáticas são uma excelente alternativa de tratamento. Para um planejamento reverso fidedigno, é recomendado o uso de biomodelos, que facilitam o planejamento pré-operatório e otimizam o tempo de tratamento cirúrgico, e são obtidos através de técnicas de prototipagem rápida, tecnologia que possibilita a produção de protótipos a partir de um sistema CAD, ou seja, permite a duplicação morfológica de estruturas anatômicas em escala real 1:1 obtidas por meio de exames imagiológicos. Existem diversos sistemas para confecção de biomodelos, sendo a estereolitografia, a modelagem por deposição de material fundido, a sinterização seletiva a laser e a impressão tridimensional as mais utilizadas, apresentando cada um peculiaridades próprias relativas à forma de construção do biomodelo, sendo a estereolitografia a tecnologia mais utilizada, devido à maior exatidão e melhor acabamento superficial dos biomodelos. Os autores dividiram todo o processo em 5 etapas: (1) Seleção do paciente, etapa onde é fundamental determinar a relação custo-benefício; (2) Aquisição das imagens, que normalmente é

realizada por meio de tomografia computadorizada, técnica radiográfica que incorpora os princípios de digitalização direta de imagem, ou seja, imagens eletrônicas obtidas por meio de radiografias seccionais de uma determinada parte do corpo, geralmente numa orientação axial. Nesta aquisição, deve-se cuidar para evitar inclinação do *gantry* e posicionar adequadamente o paciente para reduzir artefatos de imagem; (3) Transferência das imagens, que depois de adquiridas podem ser analisadas num terminal de vídeo e podem ser transmitidas por vários meios, desde que suporte o tamanho dos arquivos no padrão DICOM, que é em torno de 520 kB por corte, em média; (4) Manipulação das imagens, onde é necessária a utilização de softwares biomédicos específicos, que apresentam funções básicas para o processamento e conversão dos arquivos em imagens. Esta etapa é fundamental, pois os arquivos gerados nos aparelhos de tomografia computadorizada representam cortes 2D e são salvos no formato DICOM, porém, para a construção do biomodelo, a estação de prototipagem rápida necessita de arquivos 3D, preferencialmente no formato STL, que é o formato padrão para prototipagem rápida; (5) Confecção dos biomodelos, onde atualmente existem empresas que trabalham exclusivamente com esta etapa, sendo necessária em torno de uma semana entre a aquisição da imagem e a obtenção do biomodelo. Segundo os autores, a tecnologia de prototipagem rápida tem exercido impacto significativo no planejamento e realização do tratamento da atrofia maxilar severa por meio de fixações zigomáticas, técnica cirúrgica que exige alta precisão, onde os aspectos mais importantes são o direcionamento de perfuração das fresas, que deve evitar perfurações indesejadas da maxila, do zigoma ou da fossa infratemporal, e a mensuração pré-operatória do comprimento das fixações zigomáticas, lembrando que apenas referências clínicas não são suficientes para garantir uma avaliação

segura, visto as variações anatômicas individuais. A aplicação da prototipagem rápida na cirurgia de fixações zigomáticas apresenta algumas vantagens: aumento da previsibilidade, redução de 30% do tempo cirúrgico, redução do período de anestesia e o risco de infecção, melhora no resultado e diminuição do custo global do tratamento, visto que a magnitude do tratamento reabilitador por este método atinge dimensões terapêuticas e financeiras tais, que tornam o custo operacional do biomodelo pouco significativo. As desvantagens são a ausência de correlação positiva entre biomodelos e estruturas anatômicas de revestimento, como tonicidade muscular, espessura de mucosas, abertura bucal e capacidade elástica de comissura labial, lembrando que a presença destas variáveis anatômicas gera dificuldades transcirúrgicas de posicionamento tridimensional das fixações zigomáticas, que são determinadas no biomodelo, porém não invalidam a aplicação deste recurso, pois as variações são pequenas e perfeitamente controláveis. Finalmente, os autores concluem que para a Odontologia, a prototipagem rápida apresenta ampla indicação de uso e que, na implantodontia, tem se mostrado especialmente útil para o diagnóstico, planejamento e simulação cirúrgica das fixações zigomáticas, pois promove a unificação da linguagem entre paciente e profissional, facilitando a compreensão real do procedimento a ser realizado, assim como permite treinamento prévio da equipe cirúrgica, minimizando erros e maximizando resultados.

Faber *et al.* (2006) relatam que a impacção dos caninos superiores é um problema relativamente comum, sendo o diagnóstico, plano de tratamento e o tratamento propriamente dito um desafio para o ortodontista. A correta identificação da posição do dente é ponto crucial para determinar o melhor tratamento e para isto, várias técnicas radiográficas podem ser utilizadas, mas são limitadas porque a

imagem tridimensional é criada somente na mente do dentista. Com a utilização da tomografia computadorizada, é possível uma excelente visualização da relação entre estruturas anatômicas, porém a análise do ortodontista continua limitada, pois é vista em apenas duas dimensões no filme ou na tela do computador. Esta limitação pode ser superada utilizando a tomográfica computadorizada aliada a prototipagem rápida para confecção de um modelo. Com o propósito de discutir isto como uma nova técnica de diagnóstico e plano de tratamento para casos de impacção do canino superior, os autores descrevem os passos para confecção de um biomodelo odontológico com prototipagem rápida: a tomada tomográfica deve seguir alguns critérios para obtenção de protótipos de alta qualidade, desta forma, a área de interesse deve ser escaneada em cortes axiais não mais espessos que 1,0 mm, pois quanto mais fino os cortes, maior a qualidade do modelo. Durante a tomada tomográfica, o paciente deve morder um bloco de cera ou uma gaze, para manter maxila e mandíbula separadas, com o intuito de reproduzir a anatomia oclusal e evitar a fusão das imagens dentários e o borramento da imagem. Após a tomada tomográfica, as imagens 2D devem ser salvas no padrão DICOM, que serão importadas por programas específicos que farão a reconstrução do modelo virtual 3D. Uma vez que o programa reconstruiu a área de interesse, varias estruturas anatômicas podem ser selecionadas de acordo com a densidade do tecido porque os arquivos no padrão DICOM armazenam informações da densidade de cada região. As densidades mínimas são 1476 unidades Hounsfield para estruturas dentais mineralizadas, 176 HU para osso compacto e -324 HU para osso esponjoso. Desta forma, o operador do programa deve escolher estruturas cujas densidades sejam maiores que 1476 HU, para eliminar tudo, exceto as estruturas dentárias. A empresa que confecciona o protótipo também elimina artefatos de imagem oriundos

de restaurações metálicas ou de implantes. Quando esta imagem está pronta, um arquivo no padrão STL é criado. O padrão STL representa o modelo 3D na forma de uma malha de triângulos e é utilizado pelo equipamento de prototipagem rápida, que recebe esta informação por camadas e cria um protótipo de resina, polimerizando uma a uma, de acordo com a espessura de cada camada recebida, reproduzindo de forma bastante confiável a informação obtida por tomografia computadorizada. Para o caso relatado, 150 cortes tomográficos de 1,00 mm foram obtidos, com distância de 0,5 mm entre eles, o arquivo no padrão DICOM foi importado no programa de reconstrução 3D, onde foram mantidos apenas os tecidos dentais para finalmente criar um arquivo no padrão STL, que foi importado duas vezes no programa de modelagem. O primeiro arquivo foi editado para criar pontes cilíndricas que conectam todos os dentes, pois quando se retirou a estrutura óssea, se perdeu a relação entre eles. O segundo arquivo foi utilizado para fabricar uma conexão customizada, com arcos de ancoragem para acoplar ao canino e, posteriormente, fazer seu tracionamento. Os dois arquivos foram exportados novamente para o padrão STL e enviados para prototipagem rápida, onde o modelo foi criado pelo método de estereolitografia, ou seja, polimerização de resina acrílica com luz ultravioleta, camada a camada. Este modelo foi utilizado inicialmente para diagnóstico, plano de tratamento e comunicação com o paciente e seus pais e, posteriormente, foi o principal instrumento de orientação para a cirurgia, que entre extração do elemento 14, exposição do elemento 13 e colagem do instrumento de tracionamento, não demorou mais do que 40 minutos. Os autores relatam que a prototipagem rápida traz inúmeras vantagens significativas para o diagnóstico, plano de tratamento e comunicação com o paciente, além de facilitar a comunicação entre os profissionais e diminuir consideravelmente o tempo cirúrgico, com menor trauma

e melhor pós-operatório. A principal desvantagem deste procedimento é a exposição do paciente à radiação, seguida pelo custo. E finalmente, concluem que a prototipagem rápida pode ser o procedimento de escolha para os casos de caninos superiores impactados.

Relatam Joshi (Bhuskute) *et al.* (2006) o conceito e aplicação da tecnologia de prototipagem rápida em próteses maxilofaciais. A prototipagem rápida é uma reconstrução automática de modelos provenientes de dados de sistemas de computação gráfica, sendo a adição e a subtração os dois principais métodos. Dentre as tecnologias existentes, destacam-se a sinterização seletiva por laser, a modelagem por fusão e deposição, impressão 3D e a estereolitografia, esta última, foco do estudo dos autores, é utilizada para construção de modelos através da polimerização de uma resina fotossensível camada a camada. Este sistema é composto por um reservatório preenchido com resina líquida, uma plataforma móvel dentro deste reservatório, um laser ultravioleta e um sistema de espelhos para direcionar o foco. Sua operação consiste basicamente, da conversão de um modelo da plataforma CAD para o formato STL, padrão para os sistemas de prototipagem rápida, onde o objeto é representado pela união de inúmeros triângulos. Este objeto é matematicamente seccionado pelo computador numa série de camadas horizontais paralelas, que serão construídas uma a uma. Sobre cada camada destas, o laser determina o desenho na resina e estimula sua polimerização, que ocorre da camada mais externa para a mais interna. Quando esta camada está polimerizada, a plataforma se move, normalmente na distância de 0,1-0,5 mm, e nova camada é produzida. Quando o objeto está totalmente reproduzido, é submetido a uma polimerização final. Sua aplicação em prótese maxilofacial é para próteses auriculares e nasais, próteses obturadoras, implantodontia, excisão de

tumores, construção de escudos protetores para radioterapia, entre outros. Os autores descrevem a fabricação de uma prótese auricular e uma prótese obturadora e ressaltam que a utilização de um modelo estereolitográfico para tecidos moles é menos traumática, mais fácil e apresenta resultado mais exato do que o mesmo procedimento por moldagem convencional, permitindo dizer que, se uma imagem vale mais que mil palavras, então, um protótipo vale mais que mil imagens. As limitações deste procedimento incluem o alto custo do equipamento, maquinário específico e pessoal especialista para operá-lo. Concluem finalmente, que os modelos estereolitográficos maxilofaciais devem contribuir para a reabilitação de pacientes deficientes, feridos ou portadores de necessidades similares, porém, que estudaram apenas o princípio do potencial desta tecnologia, mas que o objetivo é encorajar o uso da prototipagem rápida no campo da prótese maxilofacial.

Segundo Foggatto (2006), a prototipagem rápida é um processo aditivo construtivo, utilizado para obtenção de protótipos diretamente de um modelo tridimensional. Dentre inúmeros processos desenvolvidos apenas alguns se consolidaram no mercado, como a estereolitografia, a modelagem por fusão e deposição e a sinterização seletiva a laser. A estereolitografia consiste na construção do protótipo pela polimerização de uma resina líquida fotocurável por meio da incidência de luz ultravioleta gerada através de um raio laser, sendo a solidificação feita camada a camada. A modelagem por fusão e deposição constrói as peças por deposição de um material termoplástico extrudado, onde a cabeça injetora traça os perímetros da seção transversal e os preenche, construindo assim cada camada. A sinterização a laser permite a construção da peça utilizando materiais na forma de pó, que é processado em ambiente inerte e termicamente controlado no interior de uma câmara, atingindo a temperatura de fusão por ação de

um laser de CO₂ e também é feito camada a camada, apresentando como vantagem a variedade dos materiais que podem ser utilizados, incluindo metais. A geometria dos protótipos, ou biomodelos, podem ser obtidas pela conversão de arquivos obtidos de tomógrafos, ou seja, a aquisição de imagens a partir da tomografia computadorizada helicoidal fornece uma seqüência de seções transversais da região de interesse, devendo o equipamento estar ajustado para a menor espessura, e através da utilização de um programa de reconstrução 3D é possível transformar essas imagens bidimensionais em um modelo tridimensional. Estas imagens geralmente utilizam a tecnologia digital que obedece as normas internacionais do padrão DICOM. Depois de definida a região que será reconstruída, o arquivo deve ser salvo no formato STL, que representa o sólido através de uma malha triangular e é o padrão utilizado pelas tecnologias de prototipagem rápida. A manipulação destas imagens é simples e normalmente os programas oferecem ferramentas para rotação, translação e ampliação do biomodelo, além de ser possível a medição de comprimentos, áreas e volumes. Segundo este trabalho, o uso de biomodelos tem permitido diminuir o tempo das intervenções cirúrgicas trazendo mais conforto ao paciente e aumento a previsibilidade para o cirurgião. Dentro da odontologia, destacam-se as áreas de próteses, implantes, ortodontia e cirurgia como as principais beneficiárias do uso desta tecnologia. O autor relata ainda que a literatura apresenta diversos trabalhos enaltecendo os benefícios do uso de biomodelos prototipados.

Saddy (2006), após vasta revisão de literatura a respeito de tomografia computadorizada, tomográfica volumétrica e prototipagem rápida, para sua tese de doutorado, que tem como propósito verificar a precisão dos modelos de prototipagem rápida, comparar a tomografia computadorizada e a tomografia

volumétrica como meio de obtenção de dados para produção dos modelos e classificação dos processos de confecção entre as técnicas pesquisadas, relata em sua discussão que os modelos de prototipagem rápida são resultados de tecnologias disponíveis com aplicações no diagnóstico do tratamento reabilitador, permitindo uma reprodução fiel e precisa das estruturas anatômicas de interesse. A aplicação destes biomodelos na odontologia contribui na diminuição do tempo cirúrgico, fabricação e instalação de próteses, além de facilitar a comunicação e entendimento dos pacientes em relação ao tratamento, comunicação interdisciplinar, planejamento, confecção de guias cirúrgicas e realização de simulações cirúrgicas. Estas diversas aplicações reduzem o risco dos tratamentos e aumentam consideravelmente o prognóstico final. A fabricação destes modelos é derivada de equipamentos de diagnóstico por imagem, usualmente as tomografias computadorizadas. As principais causas na construção de modelos imprecisos são a obtenção e manipulação incorreta dos dados, presença de artefatos, movimentação do paciente e a inclinação do *gantry*. A tomografia computadorizada apresenta como principal desvantagem a excessiva dose de radiação efetiva. O exame de tomografia volumétrica, ou tomografia computadorizada do feixe cônico, é uma tecnologia recente para o exame de diagnóstico por imagem, que permite a obtenção de dados digitais que podem ser manipulados possibilitando reconstruções multiplanares e tridimensionais, além de realizar a gravação dos dados no padrão DICOM. Muitos autores realizaram pesquisas comparando as duas tecnologias e concordam que as imagens da tomografia volumétrica apresentam a mesma precisão e qualidade da tomografia computadorizada, com algumas vantagens e desvantagens. As principais vantagens foram o menor risco biológico, devido a menor quantidade de mAs, a melhor resolução de imagem, menor custo de aquisição e manutenção do

equipamento e, conseqüentemente, menor custo do exame e menor complexidade nas instalações. As principais desvantagens são as maiores produções de artefatos e as impossibilidades de reprodução dos tecidos moles, limitando o diagnóstico apenas em alterações ósseas. O principal motivo desta limitação do equipamento de tomografia volumétrica está relacionado com a formação da imagem digital no sensor. Quando o feixe de raios X atravessa o objeto e atinge o sensor digital do equipamento, impulsos elétricos são originados a fim de produzir a imagem no computador. Na conversão destes impulsos em imagem, o dígito binário da tomografia volumétrica é da ordem de 2^8 , resultando em 256 diferentes tons de cinza, enquanto que na tomografia computadorizada, este dígito é da ordem de 2^{12} correspondendo a 4096 tons de cinza, resolução 16 vezes superior. O autor avaliou a quantidade de pontos coincidentes em cada um dos modelos de prototipagem rápida confeccionados com as diversas tecnologias empregadas, em relação à mandíbula seca (padrão ouro), avaliando, desta forma não apenas mensurações lineares, mas sim uma análise de precisão de reprodutibilidade do modelo de prototipagem rápida em relação à estrutura anatômica, de acordo com a quantidade de pontos que diferem do padrão ouro em intervalos de até 1 mm e até 2 mm, em intervalos de 0,2 mm. Os resultados encontrados demonstraram que os dados obtidos nos exames de tomografia computadorizada são mais precisos que os dados originados na tomografia volumétrica com uma diferença estatisticamente significativa (0,05%). O autor ressalta que estudos complementares são necessários a fim de verificar confirmação dos resultados da pesquisa e conclui que os modelos de prototipagem rápida originados por meio da obtenção de dados de exames de tomografia computadorizada são mais precisos que os modelos de prototipagem originados por meio de dados de exames de tomografia volumétrica.

Giacomo *et al.* (2007) relataram um caso clínico de cirurgia de implantes assistida por computador, associando *software* de planejamento cirúrgico, guia cirúrgica confeccionada pela técnica de prototipagem rápida e cirurgia sem retalho gengival. A primeira etapa consistiu no planejamento protético com enceramento diagnóstico, duplicado para confecção de moldeira em acetato, que foi preenchida nos espaços edêntulos com resina acrílica associada a sulfato de bário e utilizada pela paciente durante a tomada tomográfica. Esta guia radiográfica apresenta radiopacidade suficiente para demarcar as coroas dentais e o contorno gengival na imagem gerada pela tomografia computadorizada volumétrica. Os dados da imagem foram armazenados no padrão DICOM e, na segunda etapa, abertos em *software* de planejamento cirúrgico para Implantodontia, onde o volume foi segmentado para remoção de tecidos moles e visualização dos tecidos ósseos e dentais. Após o planejamento, os dados foram convertidos para o formato STL e enviados ao CenPRA (Centro de Pesquisa Renato Archer) para confecção da guia cirúrgica, produzida por sinterização seletiva a laser em poliamida. Esta guia é dento-muco-suportada e nela foram inseridos cilindros metálicos concêntricos com diâmetros correspondentes ao sistema de implante planejado virtualmente. Na cirurgia, a guia foi posicionada para demarcar o tecido gengival, removido com instrumento rotatório, e reposicionada para iniciar a fresagem. Após as perfurações, a guia foi removida e os implantes instalados. Segundo os autores, o uso desses sistemas de guias faz com que o profissional esteja confiante no planejamento, pois não são permitidas alterações transoperatórias, desde que este esteja familiarizado com a tecnologia. A precisão do sistema está diretamente ligada à tecnologia empregada na produção dos protótipos, na manipulação das imagens e, fundamentalmente, na fidelidade da tomografia computadorizada, devendo o tomógrafo estar calibrado e o radiologista

seguir um protocolo de aquisição. No caso relatado, os autores concluíram que o uso de software de planejamento cirúrgico e de guia cirúrgica confeccionada por prototipagem rápida, associados à cirurgia sem retalho gengival proporcionou um processo cirúrgico rápido e pouco traumático ao paciente.

Ferreira *et al.* (2007) descrevem a aplicação da prototipagem rápida na área da saúde, dando enfoque ao planejamento e simulação de cirurgia craniofacial. Através de um planejamento adequado do procedimento cirúrgico, de forma interativa, é possível preparar um plano pré-operatório mais preciso e confiável. Na primeira etapa, aquisição de imagens tomográficas, alguns pontos devem ser lembrados: escolher um FOV (campo de visão) adequado, que englobe a região de interesse com resolução adequada; não utilizar opções de filtros na aquisição; definir a espessura dos cortes com a menor possível; gravar as imagens no padrão DICOM. Na segunda etapa, de tratamento dos dados com uso de sistemas de segmentação e reconstrução, os autores ressaltam que estes devem ser capazes de importar informações dos equipamentos e, em seguida efetuarem interpolação inserindo cortes intermediários, visto que a distância obtida entre estes na aquisição pode não ser satisfatória à reconstrução. Na interpolação, os *voxels* devem ser isotrópicos, ou seja, três dimensões iguais, para não ocorrer deformação no modelo. Tipicamente, em tomografias com distância de 1 mm entre os cortes são interpoladas outros dois no intervalo. A interpolação suaviza os dados na direção de aquisição das imagens, tipicamente a axial. Feito isto, a imagem deve ser segmentada, ou seja, são separados os dados de interesse do conjunto total de dados disponibilizados pelos equipamentos. Existem várias maneiras de segmentar uma imagem, mas basicamente, isto ocorre a partir do princípio de limiar de cada *pixel*, que indica a opacidade daquele ponto do tecido à passagem dos raios X. Esta

etapa concluída, os dados devem ser exportados para o formato STL para finalmente serem construídos pelas técnicas de prototipagem rápida, sendo que a estereolitografia, impressão tridimensional e modelagem por fusão e deposição podem ser utilizadas indiscriminadamente para a confecção de biomodelos. O biomodelo produzido, seu uso no diagnóstico e planejamento cirúrgico merece especial atenção, pois todo o processo de fabricação só é justificado caso ele seja útil no tratamento do paciente. Desta forma, a determinação das reais indicações, desconsiderando modismo e mercantilismo, é que determinará o potencial desta nova tecnologia. Segundo os autores, os biomodelos são utilizados no diagnóstico, planejamento e tratamento dos pacientes, permitindo mensuração de estruturas, simulação de osteotomias e de técnicas de ressecção, tendendo a redução do tempo cirúrgico e, conseqüentemente, do tempo de anestesia e do risco de infecção, havendo ainda melhora no resultado. Na área do ensino, os biomodelos são ideais para ensinar e demonstrar cirurgias, sendo que estudantes e cirurgiões podem praticar o procedimento e aprender técnicas sem oferecer risco aos pacientes.

De acordo com Meurer *et al.* (2007), a prototipagem rápida é uma tecnologia relativamente nova, capaz de reproduzir fisicamente em vários tipos de materiais, um modelo virtual, representado na tela de um computador, com objetivo de se obter um modelo físico com as mesmas características geométricas do virtual, podendo este ser manipulado para vários fins. Uma das aplicações que tem despontado como altamente promissora é a reprodução de estruturas anatômicas, através da aquisição de imagens por equipamentos de imagens médicas, obtendo-se assim os biomodelos para auxílio a cirurgia. O primeiro sistema de prototipagem desenvolvido foi a estereolitografia, termo até hoje utilizado como sinônimo de prototipagem rápida. Este sistema consiste num recipiente contendo resina líquida

fotopolimerizável, onde um feixe de laser ultravioleta polimeriza seletivamente as camadas líquidas da resina fotocurável a base de epóxi ou acrílico. O feixe de laser guiado por espelhos galvanométricos traça os contornos de acordo com as coordenadas x e y, solidificando a resina numa determinada profundidade. Após esta camada ser polimerizada, a plataforma submerge numa profundidade equivalente à espessura da camada polimerizada para então a próxima camada ser polimerizada sobre a anterior, até a completa construção do modelo, que deverá ser ainda pós-processado num forno ultravioleta por uma hora. Esta tecnologia é altamente precisa para produção de modelos que, por serem de resinas transparentes, se tornam translúcidas após a polimerização. Outro sistema utilizado é a sinterização seletiva a laser, que consiste na incidência de um feixe de laser de CO₂ sobre uma fina camada de um pó termoplástico, depositado sobre a plataforma de construção por um rolo de deposição. Como na estereolitografia, o laser é guiado por espelhos controlados por um sistema computacional, desenhando assim, as estruturas de acordo com as coordenadas x e y, sinterizando (fundindo) seletivamente as partículas deste pó. Após a primeira camada ser sinterizada, o rolo espalha sobre ela uma nova camada de pó, com a mesma espessura da primeira, que será novamente plastificada e este processo repetido até a completa construção do protótipo. O pós-processamento consiste num jateamento de areia e polimento e as vantagens desta técnica são a variedade de materiais termoplásticos que podem ser utilizados aliada a uma boa precisão e robustez do modelo, que torna-se opaco após a sinterização. Já na modelagem por fusão e deposição, o modelo é construído pela extrusão e endurecimento de um filamento de material termoplástico aquecido, onde um cabeçote de extrusão move-se no plano horizontal, depositando continuamente o material extrudado, formando assim as camadas da peça. Vários

materiais estão disponíveis para este sistema e, além de possuírem boa precisão geométrica, podem ser esterilizados. Todo o processo de fabricação dos biomodelos, independente da técnica adotada, pode ser dividido em etapas, que devem estar integradas satisfatoriamente para a obtenção do produto final, visto que existe uma interdisciplinaridade, onde engenheiros devem entender conceitos de diagnóstico por imagens, cirurgia e cirurgiões devem trafegar sem dificuldades no mundo da informática e dos processos de fabricação. A primeira etapa é a seleção do paciente, talvez a mais importante de todo o processo, sendo fundamental analisar a relação custo-benefício, pois é uma técnica bastante onerosa. A segunda etapa consiste na aquisição das imagens tomográficas, onde são preconizados cortes finos e alguns cuidados são necessários: (1) Evitar a inclinação do *gantry*, pois alguns *softwares* de prototipagem não a corrigem; (2) A produção de artefatos metálicos é um fator de preocupação, pois as imagens fantasmas serão reproduzidas no biomodelo, caso não sejam editadas manualmente, lembrando que a edição nesta etapa é aplicada somente na reconstrução 3D exibida na tela, porém, as imagens enviadas serão os cortes 2D não editados. (3) O paciente deve estar posicionado com o plano oclusal paralelo ao plano de corte, pois isto minimiza a produção de artefatos, mantendo-os praticamente restritos a região dentária. A terceira etapa consiste na transferência das imagens obtidas, pois normalmente os centros de prototipagem funcionam em locais diferentes aos de aquisição das imagens, podendo ser utilizados a internet banda larga, e-mails, FTP, CD ou qualquer outro meio confiável que permita a transferência dos arquivos no formato DICOM, pois são relativamente grandes, ocupando em torno de 520 kB por corte. A quarta etapa consiste da manipulação das imagens, onde são necessários *softwares* biomédicos específicos. Nesta etapa ocorre a segmentação da imagem, que nada

mais é do que a separação das estruturas que deverão ser representadas no biomodelo das estruturas indesejáveis, como separar tecido ósseo de tecido mole adjacente. Normalmente este procedimento é feito pela determinação das densidades de cinza que correspondam a determinado tecido, sendo necessário conhecimento prévio dos níveis de cinza da estrutura desejada, associando-os aos valores numéricos correspondentes a escala de Hounsfield. Além da segmentação da imagem, é neste momento que pode ser necessária a remoção manual dos artefatos de imagem, portanto, é de suma importância o conhecimento da anatomia seccional para a conclusão desta etapa, pois podem ocorrer alterações importantes no resultado final. Após estes procedimentos, o modelo 3D deve ser convertido para o formato STL. Finalmente, a última etapa, que consiste no envio deste arquivo ao equipamento de prototipagem. Os biomodelos apresentam ótima precisão para uso em procedimentos cirúrgicos. Os autores, após relatarem três casos clínicos com a utilização desta tecnologia, dois de trauma na região maxilofacial e um de ameloblastoma, concluem que para a cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial, os biomodelos apresentam grande contribuição para o planejamento, diminuição do tempo cirúrgico, aumento da segurança, diminuição da perda sanguínea e a determinação dos contornos da prótese, melhorando consideravelmente o resultado final. Outra vantagem observada foi o tempo disponível para o planejamento da cirurgia, onde o profissional pode elaborar a técnica, avaliar detalhes, aperfeiçoar o procedimento, antecipar as dificuldades e, principalmente, as soluções para estas.

Segundo Oliveira *et al.* (2007), prototipagem rápida é uma expressão que designa um conjunto de tecnologias de reprodução física, camada a camada, de protótipos virtuais 3D. Tecnicamente, é o resultado da integração de diversos processos, tanto físicos quanto químicos, com a finalidade de produzir modelos

físicos ou protótipos. Dentre as diversas tecnologias de prototipagem rápida, todas tem em comum as seguintes etapas do processo: (1) Modelagem tridimensional da peça; (2) Geração da geometria 3D no padrão STL; (3) Verificação da integridade do arquivo de dados; (4) Processo para a fabricação por camada; (5) Pós-processamento da peça, quando necessário. Dentre as técnicas de prototipagem rápida, destacam-se as quatro mais difundidas industrialmente: sinterização seletiva por laser, estereolitografia, modelagem por fusão e deposição e impressão tridimensional. Conforme os autores, a prototipagem rápida inicialmente foi desenvolvida para as áreas industriais como um recurso para o desenvolvimento de produtos otimizados e de qualidade. Desde então, tem permeado vários domínios do conhecimento, incluindo a área da saúde, com o auxílio ao diagnóstico, no planejamento de cirurgias complexas e como ferramenta na construção de próteses personalizadas. Todas estas aplicações pressupõem a disponibilidade de dados do interior do corpo humano, obtidos por tomografia computadorizada, adequada para tecidos ósseos, ou ressonância magnética, indicada para tecidos moles. O conjunto de imagens bidimensionais no formato padrão internacional DICOM, relativas aos diferentes planos de corte do corpo, são usadas na reconstrução do volume 3D da região anatômica de interesse através de sistemas especiais de tratamento de imagens. O modelo virtual 3D é transformado para o padrão STL para ser interpretado pelos equipamentos de prototipagem rápida, os quais realizam a construção física do protótipo, reproduzindo fielmente a anatomia de interesse. Na área da saúde, diversas aplicações da prototipagem rápida estão sendo iniciadas, entre elas, os biomodelos para planejamento e tratamento cirúrgico, construídos em polímero ou gesso, a modelagem de implantes e as guias para auxílio à perfuração e cortes de ossos, estas últimas podendo ser construídas pelos processos de

sinterização seletiva a laser, modelagem por deposição de material fundido ou estereolitografia.

De acordo com Meurer *et al.* (2008), que realizaram um trabalho a respeito de aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando a obtenção de protótipos biomédicos, este processo, que surgiu da união das tecnologias de prototipagem rápida e do diagnóstico por imagem, é um tanto quanto complexo em função da necessidade de interação entre as ciências biomédicas e a engenharia. A obtenção de protótipos biomédicos a partir de imagens de tomografia computadorizada tem se mostrado uma solução inovadora para diminuir o distanciamento entre o modelo virtual, reconstruído tridimensionalmente a partir das imagens bidimensionais obtidas por tomografia computadorizada, e o real manejo das estruturas anatômicas no ato cirúrgico. A produção de protótipos biomédicos permite construir objetos físicos que reproduzem estruturas anatômicas, mas para isto, é necessário a interação das ciências biomédicas, informática e engenharia. Os autores dividiram todo o processo em seis etapas: (1) Seleção do paciente, que consistem basicamente em eleger este procedimento aos casos em que haja real benefício ao paciente. (2) Aquisição das imagens, sendo desejável nesta etapa a obtenção de um volume único de todo o segmento a ser estudado, levando em consideração alguns pontos, como a espessura do corte, que deve ser a menor possível; a mudança do plano de aquisição axial para coronal quando a área de interesse for apenas a face; em modo helicoidal o aumento do *pitch* pode permitir a obtenção de um volume com maior extensão, mantendo-se cortes finos, solução melhor do que o aumento da espessura do corte; O FOV deve englobar toda a região de interesse, lembrando que quanto menor o FOV, maior a qualidade da imagem, pois assim aplica-se a

matriz disponível a uma área menor, diminuindo o tamanho do *pixel* e conseqüentemente o efeito de volume parcial; O *gantry* não deve ser inclinado, pois alguns softwares não permitem a compensação desta inclinação, e pode produzir alteração dimensional do modelo final; Posicionar o paciente com o plano oclusal paralelo ao plano de corte axial, de forma a restringir os artefatos de imagem apenas à região coronária dos dentes, facilitando a edição da imagem; (3) Armazenamento e transferência dos arquivos de imagem, o padrão DICOM deve ser preferido, pois é um padrão da indústria de equipamentos médicos, além de ser mundialmente aceito. Com relação ao armazenamento e transferência, qualquer mídia e meio de transmissão é aceitável, respectivamente, desde que suportem o tamanho dos arquivos; (4) Manipulação das imagens, etapa onde é necessária a interação entre as especialidades biomédicas e a engenharia, pois o objetivo é a segmentação das imagens, processo que visa separar os dados de interesse do conjunto de informações disponibilizados pela tomografia computadorizada, por exemplo, separando o tecido ósseo dos tecidos adjacentes quando o objeto de estudo é a peça óssea. Existem algumas ferramentas próprias para este procedimento, que basicamente utilizam a definição de intervalos de densidade que expressem somente os *voxels* correspondentes à estrutura desejada, como tecido ósseo, por exemplo, sendo ainda necessária a edição manual das imagens para remoção de artefatos. Os autores descrevem algumas funções do software InVesalius, desenvolvido pelo CenPRA por meio do projeto Prototipagem Rápida na Medicina (Promed), e afirmam que a integração dos sistemas CAD aos sistemas médicos facilita a manipulação e modelagem de objetos, permitindo que imagens virtuais de estruturas segmentadas possam ser manipuladas como se fossem peças de um quebra-cabeça; (5) Conversão das imagens, visto que as imagens obtidas pelo

tomógrafo não podem ser processadas diretamente pelos aparelhos de prototipagem por duas razões: primeira, o formato do arquivo fornecido pelo tomógrafo não é reconhecido pelo sistema de prototipagem e, segundo, a espessura dos cortes tomográficos geralmente varia de 1-5 mm, consideravelmente maior que a espessura utilizada para prototipagem, em torno de 0,1 mm. Além disto, os processos de prototipagem utilizam dados originados de sistemas CAD 3D e as imagens tomográficas são representadas por *voxels*, então, estas imagens precisam ser reformatadas tridimensionalmente e convertidas para o padrão STL, onde o modelo é representado por malhas de triângulos não uniformes. Este arquivo STL deve ser trabalhado em software específico para prototipagem, para correção de eventuais inconsistências na superfície, no fechamento dos triângulos, na otimização do número de triângulos e para escolha da orientação de construção apropriada a geometria da peça em questão. Finalmente, após esta etapa, o modelo virtual em formato STL é refatiado em camadas paralelas para permitir a construção do protótipo; (6) Construção do protótipo, que basicamente consiste na transferência do arquivo STL ao equipamento de prototipagem rápida, onde a construção do modelo é automática na maioria dos processos. Concluem os autores que os protótipos biomédicos apresentam grande potencial na escolha de novas abordagens terapêuticas, muitas vezes alternativas aos tratamentos atuais, porém sua utilização no Brasil ainda é restrita, devido aos custos e pouca disponibilidade de equipamentos no país. E ainda, que a demora do processo entre a aquisição da imagem e a construção do protótipo, associada ao custo, dificulta sua aplicação em procedimentos de rotina, mesmo quando há indicação.

Conforme Escóssia Junior *et al.* (2008), com o avanço da tecnologia na área da informática, foi criada a técnica de prototipagem rápida, muito aplicada na cirurgia

bucomaxilofacial. Entre as inúmeras vantagens, uma das mais significativas é a redução do tempo cirúrgico, pois os cirurgiões podem simular cirurgias ou visualizar estruturas críticas antes desta, além de em casos de anomalias craniofaciais, displasias ou deformidades de desenvolvimento, os modelos estereolitográficos serem úteis para desenhar incisões e ressecções cirúrgicas. De maneira geral, as simulações são indicadas para benefício do paciente, onde estes são melhores informados sobre o procedimento, tem o tempo de operação reduzido, utilizam menor quantidade de anestésicos e tem reduzido risco de infecções, além de serem mais facilmente esclarecidos sobre sua patologia e limitações do procedimento cirúrgico, facilitando a comunicação. Os biomodelos realçam a interpretação dos dados volumétricos da imagem e tem sido aplicados em potencial no campo da implantodontia, onde o conhecimento preciso de estruturas neurovasculares e morfologia dos tecidos duros são fundamentais. Apresenta como desvantagem as altas doses de radiação para obtenção dos cortes tomográficos e, como fator limitante, o tempo em procedimentos de emergência, pois todo o processo leva de oito a doze horas. Outro fator a se considerar é a produção de artefatos de imagem, que são inerentes à técnica tomográfica, pois as imagens fantasmas serão reproduzidas no biomodelo, caso não sejam adequada e manualmente editadas. Segundo os autores ainda é um exame caro no Brasil e devem ser avaliados o interesse e condições do paciente, antes de sua solicitação. Após relatar dois casos clínicos com o uso da estereolitografia, o primeiro uma cirurgia ortognática para correção de discreta giroversão da mandíbula para o lado direito, e o segundo, reabilitação com implantes de paciente com queixa de desconforto na arcada superior devido a desadaptação da prótese total, os autores concluem que a técnica permite a redução no tempo da cirurgia, possibilidade de visualização de estruturas

críticas antes desta, planejamento cirúrgico, utilização de quantidades menores de drogas anestésicas, além de ser amplamente utilizada na implantodontia.

3 DISCUSSÃO

A prototipagem rápida, inicialmente desenvolvida para as áreas industriais, tem permeado vários domínios do conhecimento, incluindo a área da saúde. (OLIVEIRA *et al.*, 2007).

Envolvendo a integração de várias tecnologias (CHILVARQUER *et al.*, 2004b; SADDY, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2008), é um processo utilizado para a fabricação de um modelo virtual tridimensional, construído por camadas, que permite a duplicação morfológica em escala real 1:1, de estruturas anatômicas obtidas por meio de exames imaginológicos (SANNOMIYA; KISHI, 2002; ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; FOGGIATTO, 2006; MEURER *et al.*, 2007).

O processo pode ser separado em duas fases, virtual e real. A primeira consiste na utilização de ferramentas para modelar as formas e geometrias, criando o modelo virtual. A segunda é um procedimento onde o modelo virtual 3D é construído (CHILVARQUER *et al.*, 2004a; ROSA *et al.*, 2004).

A primeira etapa da fase virtual é a aquisição da imagem 2D, normalmente através tomografia computadorizada (CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; FOGGIATTO, 2006; SADDY, 2006; FERREIRA *et al.*, 2007; OLIVEIRA *et al.*, 2007, MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008).

A aquisição destas imagens deve seguir alguns cuidados: Evitar a inclinação do *gantry* (FREITAS *et al.*, 2005; SADDY, 2006; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008); Posicionar adequadamente o paciente, mantendo o plano oclusal paralelo ao plano de corte axial, de forma a restringir os artefatos de imagem apenas à região coronária dos dentes, facilitando a edição da imagem (CHILVARQUER *et al.*, 2004a; FABER *et al.*, 2006; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008;); Definir a espessura do corte

para a menor possível, pois quanto mais fino o corte, maior a qualidade do modelo (FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; FERREIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008).

A tomografia volumétrica oferece a mesma precisão e qualidade da tomografia computadorizada, apresentando melhor resolução de imagem, menor risco biológico, menor custo do exame, porém com a desvantagem da maior produção de artefatos e a impossibilidade de reprodução dos tecidos moles, limitando o diagnóstico apenas em alterações ósseas. Esta limitação está relacionada com a formação da imagem digital no sensor, pois quando da conversão de impulsos elétricos em imagem, para tomografia volumétrica o dígito binário é da ordem de 2^8 , resultando em 256 diferentes tons de cinza, enquanto que na tomografia computadorizada, este dígito é da ordem de 2^{12} correspondendo a 4096 tons de cinza, resolução 16 vezes superior. Desta forma, quando o objetivo é a obtenção de um protótipo, este é mais preciso se obtido através de tomografia computadorizada quando comparadas as duas técnicas (SADDY, 2006).

Adquiridas as imagens, seja por tomografia computadorizada ou volumétrica, estas devem ser armazenadas no padrão DICOM (CHILVARQUER *et al.*, 2004a; FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; GIACOMO *et al.*, 2007; FERREIRA *et al.*, 2007; OLIVEIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008), para então serem reconstruídas em 3D, etapa fundamental devido às diferenças entre a imagem gerada por um tomógrafo e a imagem processada por uma máquina de prototipagem rápida, em função da diferença na distância entre as camadas em cada processo, pois os cortes dos planos de imagem provenientes da tomografia são da ordem de 1-5 mm, consideravelmente maior do que as fatias de

imagens usadas em processos de prototipagem rápida, que são em torno de 0,1-0,25 mm (SOUZA *et al.*, 2001; MEURER *et al.*, 2008).

Por meio de *softwares* específicos as imagens são reconstruídas em 3D através da teoria da triangulação, processo pelo qual as superfícies de um objeto são recobertas por triângulos que passam a formar a superfície (SOUZA *et al.*, 2001; *id.*, 2003), e segmentadas, processo onde ocorre a separação das estruturas anatômicas de interesse para o protótipo do conjunto de informações disponibilizadas pelo exame tomográfico, normalmente através da definição de intervalos das densidades de cinza (FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FERREIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008).

Vale ressaltar que ainda pode ser necessária a edição manual das imagens para remoção de artefatos (SOUZA *et al.*, 2003; FABER *et al.*, 2006; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008).

Finalmente, depois de tudo definido, a última etapa da fase virtual consiste na transformação do modelo virtual 3D para o padrão STL, formato de arquivo que representa o sólido através de uma malha triangular, além de ser o padrão utilizado pelas tecnologias de prototipagem rápida (SOUZA *et al.*, 2003; FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; GIACOMO *et al.*, 2007; OLIVEIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; *id.*, 2008).

A fase real é determinada pela construção do protótipo, que basicamente consiste na transferência do arquivo STL ao equipamento de prototipagem rápida, onde a construção do modelo é feita por aposição, camada a camada, de forma automática na maioria dos processos (MEURER *et al.*, 2008).

Dentre as técnicas de prototipagem rápida, destacam-se como as mais difundidas industrialmente: estereolitografia, sinterização seletiva por laser,

modelagem por fusão e deposição e impressão tridimensional (CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; JOSHI (BHUSKUTE) *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2007), podendo ser utilizadas indiscriminadamente para a confecção de biomodelos (FERREIRA *et al.*, 2007), sendo sistemas bastante precisos (SOUZA *et al.*, 2003).

A estereolitografia consiste num recipiente contendo resina líquida fotopolimerizável, onde um feixe de laser ultravioleta polimeriza seletivamente as camadas líquidas da resina fotocurável. O feixe de laser guiado por espelhos galvanométricos traça os contornos de acordo com as coordenadas x e y, matematicamente seccionadas pelo computador, solidificando a resina numa determinada profundidade, da camada mais externa para a mais interna. Após esta camada ser polimerizada, a plataforma submerge numa profundidade equivalente à espessura da camada polimerizada para então a próxima camada ser polimerizada sobre a anterior, até a completa construção do modelo, que deverá ser ainda pós-processado num forno ultravioleta por uma hora (SANNOMIYA; KISHI, 2002; CHAN *et al.*, 2003; CHILVARQUER *et al.*, 2004b; FOGGIATTO, 2006; JOSHI (BHUSKUTE) *et al.*, 2006; MEURER *et al.*, 2007). É a tecnologia mais utilizada devido à maior exatidão e melhor acabamento superficial dos modelos (CHAN *et al.*, 2003; CHILVARQUER *et al.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; MEURER *et al.*, 2007).

A sinterização seletiva a laser consiste na incidência de um feixe de laser de CO₂ sobre uma fina camada de um pó termoplástico, depositado sobre a plataforma de construção por um rolo de deposição. O laser é guiado por espelhos, desenhando assim, as estruturas de acordo com as coordenadas x e y, sinterizando seletivamente as partículas deste pó. Após a primeira camada ser sinterizada, o rolo espalha sobre ela uma nova camada de pó, com a mesma espessura da primeira,

que será novamente plastificada e este processo repetido até a completa construção do protótipo. O pós-processamento consiste num jateamento de areia e polimento. As vantagens desta técnica são a variedade de materiais que podem ser utilizados (CHILVARQUER *et al.*, 2004b; FOGGIATTO, 2006; MEURER *et al.*, 2007).

Na modelagem por fusão e deposição, o modelo é construído pela extrusão e endurecimento de um filamento de material termoplástico aquecido, onde um cabeçote de extrusão move-se no plano horizontal, depositando continuamente o material extrudado, formando assim as camadas da peça (CHILVARQUER *et al.*, 2004b; FOGGIATTO, 2006; MEURER *et al.*, 2007).

A impressão tridimensional utiliza camadas de material em pó, onde um rolo distribui e comprime o pó na mesa da câmara de fabricação, uma cabeça injetora deposita um adesivo líquido em um traçado bidimensional na camada do pó, para dar forma a um objeto (CHILVARQUER *et al.* 2004b).

A prototipagem rápida em Odontologia vem sendo utilizada com sucesso a mais de dez anos na dentística restauradora (CHAN *et al.*, 2003), porém sua aplicabilidade estende-se para as demais especialidades, principalmente as cirúrgicas, com especial destaque para a implantodontia.

De maneira geral, a prototipagem rápida possibilita que o profissional tenha conhecimento dos detalhes anatômicos com alta qualidade, através da visualização tridimensional (ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004b; FABER *et al.*, 2006; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008), além de beneficiar no diagnóstico, planejamento e simulação da cirurgia, de forma que se possa elaborar a técnica, avaliar detalhes, aperfeiçoar o procedimento e antecipar as dificuldades, diminuindo os riscos e melhorando o prognóstico e o resultado final (SANNOMIYA; KISHI, 2002; SOUZA *et al.*, 2003; CHAN *et al.*, 2003; ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004b;

FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; SADDY, 2006; FERREIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008).

O uso de protótipos, ou biomodelos, simplifica sobremaneira a comunicação interdisciplinar, porém é a comunicação entre profissional e paciente que merece destaque, pois permite a orientação pré-operatória e discussão do caso entre os envolvidos (SOUZA *et al.*, 2003; ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008).

O principal benefício para o paciente é a diminuição do tempo cirúrgico (ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; FREITAS *et al.*, 2005; FABER *et al.*, 2006; FOGGIATTO, 2006; SADDY, 2006; GIACOMO *et al.*, 2007; FERREIRA *et al.*, 2007; MEURER *et al.*, 2007; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008) e, como consequência, redução da droga anestésica e tempo de anestesia, menor trauma e menor risco de infecção.

As principais desvantagens são a alta dose de radiação na obtenção dos exames tomográficos e o custo, sem contar na disponibilidade do equipamento de prototipagem apenas nos grandes centros (SANNOMIYA; KISHI, 2002; ROSA *et al.*, 2004; CHILVARQUER *et al.*, 2004a; *id.*, 2004b; JOSHI (BHUSKUTE) *et al.*, 2006; FABER *et al.*, 2006; SADDY, 2006; MEURER *et al.*, 2008; ESCÓSSIA JUNIOR *et al.*, 2008).

4 CONCLUSÃO

A aquisição das imagens tomográficas deve ser feita seguindo alguns cuidados, principalmente com relação ao posicionamento do paciente no aparelho, respeitando o protocolo, e a espessura dos cortes, que deve ser a menor possível. Outro fator que contribui significativamente no resultado final é a correta segmentação das imagens, procedimento ainda manual que depende dos conhecimentos de anatomia e radiologia do profissional responsável. Independente da técnica de prototipagem escolhida (estereolitografia, impressão 3D, modelagem por fusão e deposição), a prototipagem rápida em Odontologia apresenta muitas vantagens e benefícios que justificam seu uso, principalmente em casos cirúrgicos, com destaque para a implantodontia, pois permite a visualização 3D, planejamento e simulação cirúrgica, beneficia o diagnóstico e prognóstico, aumenta a segurança do operador, oferece melhor previsibilidade, além de facilitar a orientação pré-operatória e explicação do procedimento junto ao paciente. As desvantagens são o custo e a restrição de disponibilidade da tecnologia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

CHAN, D. C. N. *et al.*, Application of rapid prototyping to operative dentistry curriculum. *Journal of Dental Education*, v. 68, n. 1, p. 64-70, 2003.

CHILVARQUER, I. *et al.*, Estereolitografia na implantodontia avançada: conceitos, indicações e usos. *Revista ImplantNews*, v. 1, n. 1, p. 69-72, jan/fev. 2004a.

CHILVARQUER, I. *et al.*, A prototipagem na odontologia do novo milênio. In: QUERIDO, M. R.M; FAN, Y. L. (Coord.). *Implantes Osseointegrados – Inovando Soluções*. São Paulo: Artes Médicas, 2004b. p. 317-328.

ESCÓSSIA JUNIOR, J. *et al.* Estereolitografia: um moderno método auxiliar de diagnóstico e planejamento utilizado na Odontologia. *Revista ImplantNews*, v. 5, n. 3, p.279-283, mai/jun. 2008.

FABER, J. *et al.*, Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 129, n. 4, p. 583-589, abr. 2006a.

FERREIRA, C. V. *et al.* Exemplos de aplicações da prototipagem rápida. In: VOLPATO, N. *Prototipagem rápida – tecnologia e aplicações*. 1 ed. São Paulo: Blücher, 2007. p. 195-224.

FREITAS, A. C. *et al.*, Prototipagem aplicada ao planejamento reverso das fixações zigomáticas. *Revista ImplantNews*, v. 2, n. 2, p. 155-161, mar/abr. 2005.

FOGGIATTO, J. P. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. *Tecnologia & Humanismo*, Curitiba, n. 30, p. 60-68, 2006.

GIACOMO, G. A. P. *et al.*, Cirurgia assistida por computador – relato de caso clínico. *Revista ImplantNews*, v. 4, n. 4, p. 413-4128, jul/ago. 2007.

JOSHI (BHUSKUTE), M. D.; DANGE, S. P; KHALIKAR, A. N, Rapid prototyping technology in maxillofacial prosthodontics: basics and applications. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, v. 6, n. 4, p. 175- 178. dez. 2006.

MEURER, E. *et al.* Os Biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. *Revista da Academia Tiradentes de Odontologia*, v. 7, n. 5, p. 349-373, mai 2007. Disponível em: http://www.actiradentes.com.br/revista/2007/2007_rev05_trab2.php. Acesso em 10 mar. 2008.

MEURER, M. I. *et al.*, Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiologia Brasileira*, v. 41, n. 1, p. 49-54, jan/fev. 2008.

OLIVEIRA, M. F. *et al.* Construção de *scaffolds* para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida. *Revista Matéria*, v. 12, n. 2, p. 373-382, 2007.

ROSA, E. L. S; OLESKOVICZ, C. F; ARAGÃO, B. N, Rapid prototyping in maxillofacial surgery and traumatology: case report. *Brazilian Dental Journal*, v. 15, n. 3, p. 243-247, 2004.

SADDY, M. S. *Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem*. 2006. 80 f. Tese (Doutorado em Odontologia. Área de concentração diagnóstico bucal) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

SANNOMIYA, E.K; KISHI, K. Estereolitografia: aplicação na Odontologia. Relato de dois casos clínicos. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 59, n. 3, p. 203-205, mai/jun. 2002.

SOUZA, M. A. *et al.*. Reconstrução de imagens tomográficas aplicada à fabricação de próteses por prototipagem rápida usando técnicas de triangulação. In: MEMÓRIAS II CONGRESSO LATINOAMERICANO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, 2001. Havana. *Sociedad Cubana de Bioingeniería*, Havana, mai. 2001.

SOUZA, M. A. *et al*, Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 19, n.2, p. 103-115, ago. 2003.