

## **UTILIZAÇÃO DE SISTEMAS CAD E PROTOTIPAGEM RÁPIDA NO PROJETO DE IMPLANTES PERSONALIZADOS EM ESTRUTURAS POROSAS (ESCAFOLDES)**

Marisilda M. Carvalho, [marisildamc@usp.br](mailto:marisildamc@usp.br)<sup>1</sup>

Jonas de Carvalho, [prjonas@sc.usp.br](mailto:prjonas@sc.usp.br)<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Escola de Engenharia de São Carlos – USP, Av. Trabalhador São-carlense, 400, São Carlos-SP, CEP 13562-590.

**Resumo:** *Sistemas CAD tridimensionais e tecnologias de Prototipagem Rápida são aplicadas ao projeto de implantes personalizados em estruturas porosas na forma de escafoldes. Estas estruturas são utilizadas como suportes para crescimento de tecidos, devendo apresentar poros abertos interconectados com topologia adequada para induzir o crescimento ósseo. Nos últimos anos, as tecnologias de modelagem tridimensional, associadas às de Prototipagem Rápida vem sendo amplamente utilizadas na área de saúde, como ferramentas de auxílio na simulação e planejamento cirúrgico, bem como no projeto de implantes personalizados. Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para o projeto de escafoldes para implantes personalizados, baseada no uso do sistema CAD. Esta metodologia consistiu em desenvolver biblioteca parametrizada de diferentes topologias de porosidades, posteriormente aplicadas, através de operações geométricas, ao modelo do implante. Neste caso, a parametrização possibilita a adequação do escafolde aos diferentes tipos de tecidos. As operações realizadas computacionalmente permitem um planejamento adequado e previsível das porosidades, podendo-s, por exemplo, alternar regiões maciças com regiões porosas. A metodologia desenvolvida foi aplicada no projeto e fabricação de biomodelos para cranioplastia e buco-maxila, através da tecnologia Z-Corp, conduzindo a resultados satisfatórios. Como dificuldades encontradas citam-se o elevado custo computacional na aplicação da metodologia baseada no sistema CAD e limitações dos processos de Prototipagem Rápida utilizados para confecção de escafoldes com porosidades abaixo de 500 µm*

**Palavras-chave:** *escafoldes, estruturas porosas, CAD, Prototipagem Rápida, Implantes*

### **1. INTRODUÇÃO**

O mau funcionamento ou a perda de funções totais ou parciais de um órgão ou tecido, resultante de doenças ou ferimentos é atualmente um dos mais importantes e preocupantes problemas de saúde pública, atingindo um número muito significativo de pessoas em todo o Mundo. Atualmente, o transplante de tecido do próprio paciente ou de um doador continua a ser a técnica mais utilizada para tratar defeitos nos tecidos ou órgãos provocados por doenças ou acidentes. No entanto, esta prática apresenta sérias limitações devido à escassez de doadores, ao risco de transmissão de doenças e/ou de rejeição imunológica e também devido ao problema da lesão dos tecidos envolventes que normalmente ocorre no local de onde é removido o tecido para o transplante. O elevado número de pessoas em todo o mundo que são afetadas por estes problemas, bem como os conseqüentes custos sócio – econômicos, são razões suficientes para que se procure desenvolver terapias alternativas para tratar a perda ou mau funcionamento dos tecidos ou órgãos. Um dos principais desafios da Engenharia de Tecidos está em reproduzir matrizes de suporte porosas – *scaffolds*, neste texto traduzido para “escafoldes”, capazes de propiciar o adequado crescimento do tecido, por meio do controle de sua porosidade e topologia, entre outros fatores biológicos.

Pesquisas iniciais apontaram que a microestrutura interna dos escafoldes nos termos de forma, tamanho dos poros e porosidade influenciam na proliferação, diferenciação e também na formação do tecido. Enquanto muitos pesquisadores já são capazes de alcançar tais estruturas por meio de várias técnicas de processamento, a principal limitação permanece na dificuldade de reproduzir tais estruturas.

No início da década de 90, com o advento das técnicas de Prototipagem Rápida (Volpato et al, 2007) a área de saúde passou a contar um poderoso aliado na construção de modelos médicos, atualmente conhecidos como biomodelos. Biomodelos são protótipos fabricados pelas técnicas de Prototipagem Rápida (PR) a partir de imagens médicas, podendo ser utilizados para fins de planejamento cirúrgico, projeto de implantes personalizados, atividades didáticas, auxílio no diagnóstico e tratamento de deformidades em geral. Os biomodelos permitem um melhor entendimento da deformidade, simulação de osteotomias e um adequado planejamento cirúrgico, reduzindo o tempo de cirurgia e conseqüentemente e o risco de infecções, garantindo melhores resultados e uma diminuição dos custos envolvidos.

Neste trabalho são utilizadas as técnicas de Prototipagem Rápida e de sistemas CAD (Computer Aided Design) tridimensionais no projeto de implantes personalizados utilizando estruturas porosas – escafoldes. Procura-se dessa forma, obter-se um controle mais exato do nível e topologia da estrutura porosa, através da modelagem matemática das estruturas, do modelo médico e do processo de prototipagem rápida utilizado.

## 2. OBJETIVOS

São objetivos deste trabalho:

- a) Desenvolver metodologia para projeto de implantes personalizados em estruturas porosas (escafoides), utilizando sistemas CAD e Prototipagem Rápida;
- b) Criar biblioteca parametrizada de diferentes topologias de escafoides. A parametrização possibilitará a adequação do sistema aos diferentes tipos de implantes;
- c) Produzir os escafoides projetados através da tecnologia de Prototipagem Rápida.

## 3. SÍNTESE DA BIBLIOGRAFIA

Segundo Camilo (2006), os escafoides são estruturas porosas utilizadas como suportes para crescimento de tecidos, devendo apresentar poros abertos interconectados, com morfologia, distribuição e quantidade de poros que confirmam resistência mecânica e induzam o crescimento ósseo. Ainda segundo o mesmo autor, os escafoides “simulam a matriz extracelular e são a chave para a Engenharia de Tecidos (TE) que está conceituada na cultura prévia de células com proteínas morfogenéticas, oferecendo suporte para o crescimento celular na formação do tecido maduro”. O termo “escafoides” aqui usado vem do inglês *scaffold* e significa “andaime”, estrutura comumente utilizada em construção civil. Segundo ASTM F 2150 – 02, um escafoides pode ser definido como um veículo de suporte, distribuição ou matriz para facilitar a migração, transporte de células ou moléculas bioativas usadas para substituir, reparar ou regenerar tecidos. Tais estruturas podem ser manufaturadas em materiais metálicos, cerâmicos, poliméricos, naturais ou compósitos, sólidos ou porosos, mecanicamente rígidos ou gelatinosos, absorvíveis/ degradáveis ou ainda não reabsorvíveis / não degradáveis. Segundo Monaretti (2006), os escafoides são projetados de forma a apresentar “porosidade alta e preferencialmente com morfologia (tamanho, forma e interconectividade de poros) e distribuição de poros planejada (controlada) a fim de favorecer o crescimento celular e tecidual e desta forma, reconstruir ou corrigir uma falha ou defeito do tecido envolvido”.

As matrizes de suporte porosas são necessárias para dar um “ancoramento” ao crescimento do tecido (por exemplo, regeneração do osso). Assim que o tecido estiver “semeado” e aderido ao escafoides ele assume a função do biomaterial do suporte poroso. Os escafoides deveriam, idealmente, assumir a forma da falha, permitir o crescimento e proliferação do tecido e, no caso de sustentação óssea, prover suporte mecânico para o defeito enquanto ocorre a cura do tecido.

### 3.1. Biomateriais

Os escafoides devem ser escolhidos e definidos em função do local a ser implantado, dos tipos de esforços aos quais estará sendo solicitado e o tipo de biomaterial do qual será constituído. Estas definições ocorrem em função de cada caso e cada aplicação. Os biomateriais empregados em implantes devem ser selecionados em função da aplicação, biocompatibilidade, carregamentos, vida útil, custo e geometria do implante (Leong et al, 2002) (Adachi et al, 2006). Todos os materiais existentes são classificados, de um modo geral, em cerâmicos, metálicos, poliméricos e compósitos. No entanto, para aplicação em implantes, os materiais podem ser divididos de outra forma dependendo da interação com o meio fisiológico, quando aplicados na engenharia de tecidos. Nesta, os biomateriais podem ser classificados pela origem e pelas aplicações a que se destinam, esta última geralmente dividida em três grupos: substituição de tecidos moles, substituição de tecidos duros e materiais para o sistema cardiovascular (Chen et al, 2006).

Uma possível definição de biomaterial (Williams, 1987), pode ser uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que são utilizadas para melhorar, aumentar ou substituir, parcial ou integralmente os tecidos e órgãos.

Quanto à classificação de acordo com sua origem, os biomateriais apresentam como classificação geral, os materiais biológicos ou naturais e materiais artificiais. A Figura 1 apresenta uma classificação para os materiais utilizados na engenharia de tecidos.

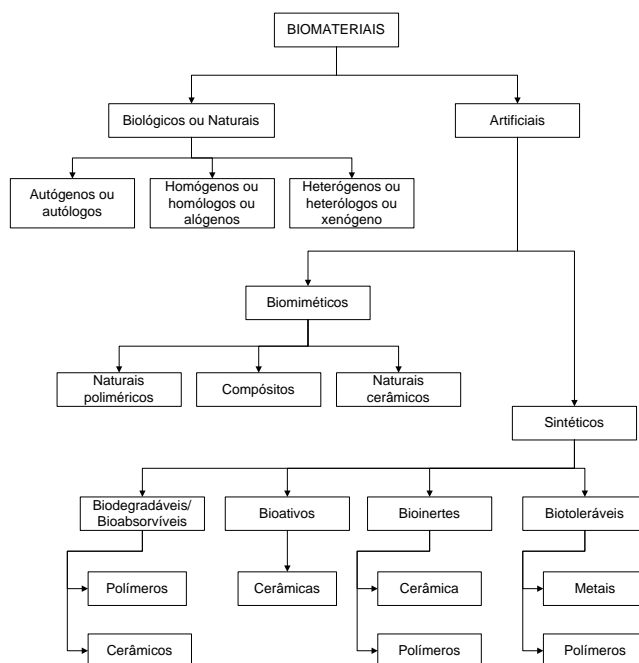
Na Engenharia de Tecidos é utilizado o termo “materiais biomiméticos”. Estes materiais são aqueles que mimetizam ou que imitam biologicamente a estrutura porosa da matriz extracelular nativa, ou seja, considerados biomiméticos por imitarem a natureza da matriz extracelular óssea. Entre estes podem-se citar os colágenos, proteoglicanas, componentes de glicosaminoglicanas e ácido hialurônico e a hidroxiapatita como fase mineral do osso (Fisher e Reddi, 2003) apud Camilo (2006), (Hutmacher et al, 2003). Quanto à origem destes materiais, pode ser autógena, homogênea ou heterogênea (Sachlos et al, 2002), (Taboas et al, 2002). O uso de material sintético para implante ósseo pode ser justificado em consideração aos resultados de implantes autógenos, pois esses exigem duas cirurgias, uma para remover o enxerto e outra para implantá-lo. Podem ser classificados em metálicos, poliméricos e compósitos,

Os materiais metálicos são usados em forma de ligas e geralmente apresentam alta resistência mecânica à tração, ao impacto, à fadiga e ao desgaste, mas podem oferecer algumas desvantagens, como a baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, alta densidade e diferença de propriedades mecânicas em relação aos tecidos (Ryan et al, 2005), (Li et al, 2005). Como exemplo tem-se os aços AISI F138, ligas de Co-Cr, titânio e ligas Ti6Al4V e Ti6Al7Nb.

Os materiais poliméricos são largamente empregados em implantes devido à facilidade de fabricação, baixa densidade e boa biocompatibilidade, porém, com baixa resistência mecânica (Silvestre Filho, 2006). Como o polietileno, poliuretano, polimetilmetacrilato (PMMA), silicone e poli (ácido láctico).

Os materiais cerâmicos podem apresentar características interessantes para utilização como implantes ósseos, pois oferecem características desejáveis como biocompatibilidade, inércia química em meio fisiológico, dureza e boa resistência mecânica à compressão, porém, baixa resistência à tração (Bose et al, 2002), (Tuusa et al, 2006). Algumas das cerâmicas mais empregadas em implantes são a alumina, zircônia, hidroxiapatita, biovidros, vitro-cerâmicas e os compostos de fosfatos de cálcio (Bose et al, 2002) (Binner e Sambrook, 2004).

Os materiais compósitos são formados através da associação de dois ou mais materiais, dos quais um será a matriz e os outros serão componentes de reforço, o que objetiva obter propriedades específicas para aplicações em implantes, dependendo dos biomateriais empregados.



**Figura 1. Classificação dos materiais para implante relativamente à interação com o meio fisiológico, segundo Camilo (2006).**

### 3.2. Manufatura de escafoldes

Várias técnicas são utilizadas para fabricar escafoldes, a grande maioria em cerâmica porosa. Por exemplo, podem ser usados agentes formadores de poros ou espumantes que envolvem gases a temperaturas elevadas, durante a sinterização. Na década passada a técnica de prototipagem rápida emergiu como processo revolucionário de manufatura com capacidade inerente para fabricação de objetos formados virtualmente sem a necessidade de moldes ou ferramental.

Uma descrição resumida dos principais métodos de fabricação de estruturas porosas é dada a seguir (Monaretti, 2005):

- Incorporação de agentes porogênicos fugitivos: trata da inclusão de um agente porogênico ou agente formador de poro dentro do material selecionado, antes de sua solidificação, seguido da sua remoção após a solidificação. Dessa forma, o volume que estava preenchido pelo agente porogênico permanece vazio após sua remoção, formando poros dentro do material. Com o conhecimento da densidade de ambos, do material e do agente porogênico, a porosidade pode ser predeterminada controlando a relação de peso do agente porogênico. Este método tem a vantagem de facilitar a determinação da interconectividade de poros, medindo-se o peso da estrutura porosa antes e depois da remoção do agente porogênico, pois se o peso do agente porogênico incluído dentro do escafolde é semelhante ao peso perdido do corpo poroso após a remoção do agente porogênico, então, a interconectividade geralmente está assegurada.
- Aeração do material: envolve o uso de um gás para formar bolhas ou poros dentro do material em estado líquido (em processo de cura ou suspensões e barbotinas). Convencionalmente, gases como nitrogênio ou dióxido de carbono são incorporados dentro do material em fase de suspensão de cerâmicas ou durante o processo de cura de um polímero, purgando o material com o gás ou formando gás como um produto de uma reação química.
- Esponja polimérica: consiste na introdução de barbotina cerâmica numa esponja, sendo que após a secagem, o polímero da esponja é removido por uma operação de queima e a cerâmica é sinterizada, resultando em um material com porosidade aberta. Neste método, um dos problemas, está diretamente relacionado com a forma e características da esponja.

- d) Técnicas utilizando prototipagem rápida: consiste na produção de um molde de cerâmica perdida utilizando técnica de prototipagem rápida. Pode-se, por exemplo, utilizar-se de barbotina de hidroxiapatita aquosa, a qual é fundida neste molde depois ser sinterizada à 1250<sup>o</sup>C, caracterizando a formação da estrutura porosa.

Cada método tem as suas vantagens e utilizações potenciais, contudo o domínio dos processos de manufatura e seleção de materiais, bem como, o controle efetivo das características macro e microestruturais, além das propriedades mecânicas e biológicas dos escafoldes são importantes para um desenvolvimento celular otimizado. Pesquisas envolvendo manufatura de estruturas porosas têm sido direcionadas em busca de processos de manufatura que proporcionem poros interconectivos em quantidades e formatos adequados, a fim de permitir o crescimento celular, sua permeabilidade e interligação por toda a estrutura porosa, bem como, proporcionar a melhor resistência mecânica possível. É nesta direção que esta pesquisa pretende apresentar sua maior contribuição.

### 3.3. Projeto de escafoldes

Recentemente, técnicas mais sofisticadas têm sido desenvolvidas para fabricar escafoldes com arquiteturas definidas. Até o momento, a maioria dos métodos freqüentemente usados para criar os escafoldes, como os descritos acima, formam uma estrutura com arquitetura aleatória. Esta arquitetura porosa sem controle mais acurado tem duas desvantagens. Primeiro, ela diminui dramaticamente as propriedades mecânicas da peça. Isto resulta na necessidade de fabricar materiais de propriedades mecânicas extremamente altas de forma que a estrutura resultante seja satisfatória para aplicações em engenharia de tecidos. Segundo, a arquitetura porosa descontrolada impede a avaliação criteriosa dos efeitos desta arquitetura na formação do tecido, um assunto de importância fundamental para a engenharia de tecidos. Em função destes problemas, os métodos principais de criação de corpos porosos estruturais de arquitetura definida passaram a envolver técnicas sofisticadas de obtenção de modelos porosos, como aquelas utilizando tecnologias CAD e prototipagem rápida, objeto deste trabalho.

Desta forma, tomando-se por base o levantamento bibliográfico realizado, pode-se dizer que o controle da topologia dos escafoldes pode ser subdividido em dois grandes grupos:

- a) Métodos baseados nos materiais utilizados no processo: neste caso se encontram os métodos citados anteriormente: incorporação de agentes porogênicos e aeração de materiais. Como exemplo mais recente deste método, cita-se o trabalho desenvolvido por Camilo (2006). Neste trabalho foram conformados escafoldes como corpos-de-prova em alumina, em hidroxiapatita e em alumina infiltrada com biovidro e hidroxiapatita. Os escafoldes foram submetidos a ensaios mecânicos de compressão e sofreram análise de interação com células in vitro. A morfologia e a concentração da porosidade dos escafoldes foram analisadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e apresentaram porosidade volumétrica de aproximadamente 70% e diâmetro médio de poros em torno de 190  $\mu$ m. Observou-se interação das células mais vigorosas e com pronunciada mitose nos escafoldes infiltrados relativamente aos escafoldes de alumina e hidroxiapatita. Os resultados indicaram resistência mecânica para os corpos infiltrados de 43,27 MPa, valor inferior ao observado nos escafoldes de alumina 52,27 MPa e muito superior aos de hidroxiapatita 0,28 MPa. Conclui-se que os escafoldes de alumina infiltrados com biovidro e hidroxiapatita apresentaram uma combinação promissora nas características mecânicas e biológicas in vitro com viabilidade econômica.
- b) Métodos baseados no processo de prototipagem rápida: segundo Zein (2001) os autores sugerem a utilização da tecnologia de prototipagem rápida FDM para produzir escafoldes com estruturas tipo “colméia” com interconectividade e porosidade controláveis, utilizando como biomaterial um polímero reabsorvível (E-caprolactone) (PCL). O PCL foi produzido com dimensões de canais que variam de 160 à 700  $\mu$ m, diâmetro do filamento de 260 à 370  $\mu$ m e porosidade de 48 à 77% e poros geométricos do tipo “colméia” ajustáveis, dependendo dos parâmetros do processo. A rigidez de compressão varia de 4 à 77 MPa de resistência de 0,4 à 3,6 MPa e de deformação de 4 à 28%. As análises de medidas mostram que há grande correlação entre a porosidade dos escafoldes e propriedades de compressão (Naing et al, 2005). A imperfeição de técnicas convencionais tem encorajado o uso de técnicas de RP, também conhecida como fabricação de sólidos de formato qualquer (SFF) em projetos de escafoldes e estágios de fabricação na engenharia de tecidos. Até o presente, há um número de técnicas de RP relatadas na fabricação de escafoldes bioreabsorvíveis. O processo (3DP) impressora em 3D lidera o grupo com maior publicação, vista como um novo método de fabricação de escafoldes usando poly (lactic acid) e poly (lactic-co-glycolic acid). A (3DP) requer o uso de solventes orgânicos como *binder* para materiais em forma de pós. Ainda segundo Zein (2001) e os outros autores, seu grupo utilizou a tecnologia FDM para projetar e fabricar escafoldes bioreabsorvíveis com total interconexão entre os canais de rede. Outro trabalho bastante interessante é relatado na literatura por Jamison (2003) no âmbito do “Mandíbe Reconstruction Project – University of Illinois”. Neste trabalho um escafolde é projetado computacionalmente no sistema CAD e posteriormente produzido e implantado no paciente, em material biocompatível (hidroxiapatita) usando técnica de moldagem com cera.
- c) Método computacional: segundo Naing (2005), em seu trabalho detalha a derivação de uma formulação matemática para um novo sistema de projeto e fabricação de escafoldes dentro da engenharia de tecidos (Adachi et al, 2006). Combina a técnica de Prototipagem Rápida (RP), com CAD e software de imagens para projetar e fabricar escafoldes customizados, que não consiste apenas na microestrutura, mas também prontamente reproduzíveis. O sistema de protótipo chamado Sistema de Ajuda Computacional para

tecidos/escafoides (CASTS), “Computer-aided system for tissue scaffolds”, possui uma biblioteca parametrizada com peças projetadas que podem ser montadas numa estrutura de escafoides através de um algoritmo não comercial. Um módulo adicional, uma rotina de fatiamento de imagem pode também ser utilizada para melhorar a funcionalidade do sistema. Para validação do sistema, escafoides foram projetados e fabricados usando a técnica (SLS) de sinterização a laser de prototipagem rápida. O (CASTS) demonstrou que pode ser usado para explorar técnicas de CAD e imagens médicas computadorizadas, juntamente com sistemas de RP na produção viável de escafoides customizados para atender as necessidades individuais de cada paciente.

#### 4. MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir são detalhados os materiais que serão utilizados para o desenvolvimento desta pesquisa. Em seguida são apresentados os métodos utilizados visando se atingir os objetivos iniciais.

##### 4.1. Sistemas CAD

Em termos de sistema CAD com modelagem sólida (3D) os seguintes sistemas foram utilizados:

- a) SolidEdge v20: sistema CAD comercial, aplicado geralmente à projeto mecânico, empresa americana UGS. Possui ferramentas de modelagem sólida integradas em um ambiente digital integrado com diferentes atividades de desenvolvimento de produtos, tais como projeto conceitual e elaboração de sketches, simulações de montagem e integrações com sistemas de análise cinemática e de engenharia. Como a grande maioria dos sistemas de modelagem sólida, é totalmente parametrizado, possibilitando alterações de maneira rápida e previsível. Foi utilizado neste trabalho para implementar as células de montagem dos escafoides, com as diferentes topologias, apresentadas neste capítulo. Possui também ferramentas de modelamento avançadas que permitem construir modelos com alto grau de complexidade, que é o caso da representação matemática do modelo a partir das imagens tomográficas.
- b) Magics: desenvolvido e comercializado pela empresa Materialise NV. Especialmente desenvolvido para manipulação de arquivos STL, possibilita operações de correções de dados, operações booleanas, “fatiamento” do modelo para prototipagem, entre outras funcionalidades.
- c) ZPrint Software: similar ao anterior, permite a manipulação dos arquivos STL, posicionamento do protótipo no volume de trabalho, além de gerar e enviar os dados para operação da máquina.

##### 4.2. Equipamentos

- a) "Workstation" Silicon Graphics: nas diversas etapas computacionais do trabalho foi utilizada uma "workstation" fabricada pela Silicon Graphics com dois processadores paralelos QUADCORE de 3.0 GHz, 2Gb de memória RAM, placa de vídeo com 512 Mb e monitor de 21 polegadas;
- b) Máquina de prototipagem rápida Z-CORP 310: também utilizada para a construção dos modelos, trabalha com pó à base de gesso. Apresenta a vantagem de não necessitar de estruturas suporte, o que é excepcionalmente interessante para aplicações na área médica;
- c) Imagens tomográficas: embora não tenha sido objeto direto deste trabalho, procurou-se neste trabalho, para a validação das metodologias propostas, fazer uso de exemplos reais de pacientes com falhas cranianas ou alterações mandibulares. Para tal, os modelos foram gerados a partir de dados tomográficos, importados no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que foi criado pelo American College of Radiology (ACR) e National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Maiores detalhes sobre os procedimentos utilizados podem ser encontrados em Hubinger (2002), Coelho (2002) e Ramos(2007).

##### 4.3. Materiais

O ideal para a construção dos biomodelos seria que a máquina de Prototipagem Rápida já produzisse as peças do material final a ser implantado, como já relatado em vários trabalhos. Contudo, como ainda não se dispõe de materiais comerciais que possam ser assim diretamente utilizados nas máquinas de PR, optou-se por fabricar os biomodelos nos materiais usuais destas máquinas, ou seja, pó de gesso (com polímero) para a tecnologia Z-Corp. Embora as peças fabricadas não sejam “implantáveis” pode-se dessa forma validar as metodologias propostas no trabalho. Espera-se que num futuro muito próximo, biomateriais adequados para o uso nestas tecnologias estejam disponíveis comercialmente, viabilizando o processo de construção do implante final já na máquina de PR.

Serão construídos biomodelos (estudos de caso) para implantes personalizados a partir de diferentes estratégias para a geração do implante, visando verificar limitações e dificuldades de cada uma.

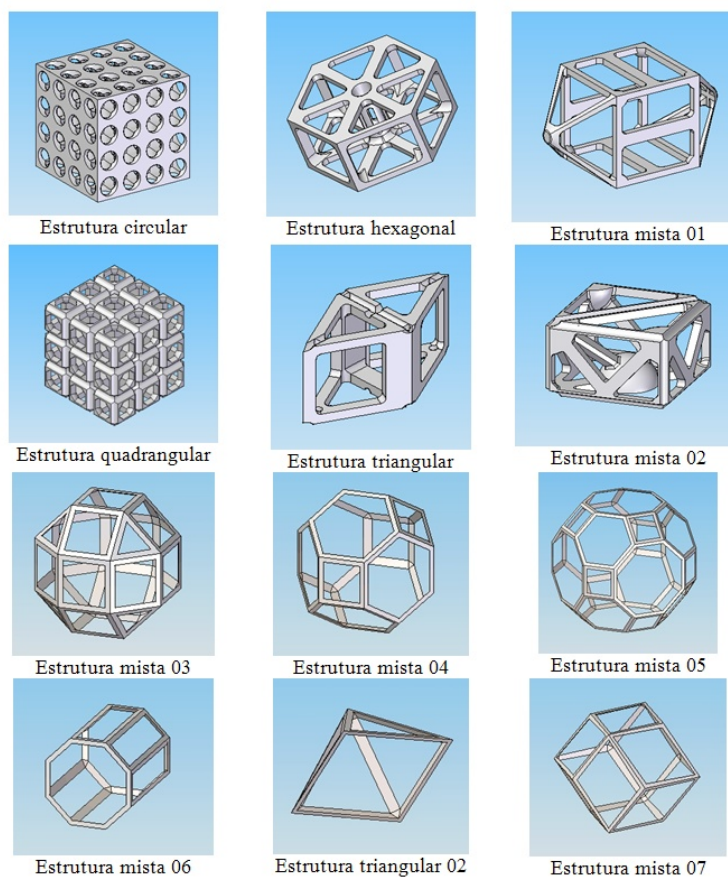
##### 4.4. Metodologia

O sistema CAD constitui uma ferramenta indispensável durante o projeto adequado do implante em estrutura porosa. Atualmente fala-se em “Biofabricação Assistida por Computador”, termo que se refere ao uso do computador



nas diferentes etapas do processo. De uma maneira bastante resumida, pode-se dizer que a metodologia implementada consistiu em se desenvolver no sistema CAD diferentes topologias de escafoldes, que posteriormente são sobrepostas, através de operações booleanas de subtração. Em termos esquemáticos, o processo se assemelha ao desenvolvido por Naing (2005), e é constituído pelas seguintes etapas:

- a) Criação de uma biblioteca de diferentes topologias de escafoldes, parametrizadas no sistema CAD. São criadas “células” com as diferentes geometrias que posteriormente são “montadas” juntamente com o modelo do implante para se proceder às operações booleanas. A Figura 2 ilustra algumas das topologias implementadas no sistema.



**Figura 2. Diferentes topologias implementadas.**

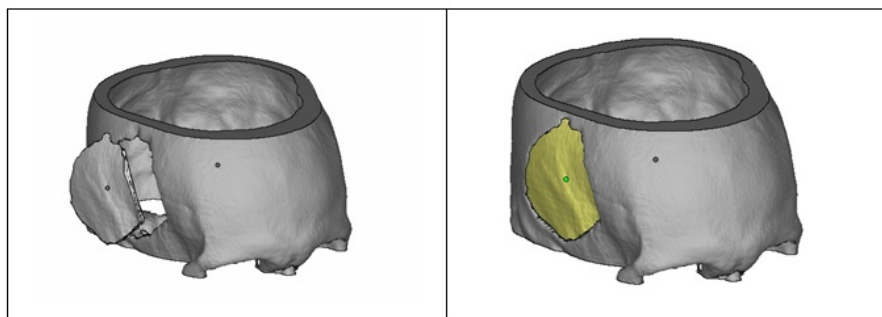
- b) Obtenção da imagem tridimensional do tecido ósseo que se deseja restaurar. Pode se utilizar Ressonância Magnética (RM) ou Tomografia Computadorizada (TC);
- c) Tratamento da imagem, levando em consideração apenas a região de interesse. Nesta etapa são realizadas as segmentações e “limpeza” da imagem (artefatos, por exemplo). Pode-se nesta etapa já proceder ao projeto do implante personalizado, conforme relatado por Ramos (2007). Nesta etapa é gerado o arquivo STL do biomodelo ou do implante personalizado;
- d) No sistema CAD tridimensional são carregadas a geometria do implante e o bloco contendo a topologia desejada. Este bloco, por ser parametrizado é ajustado ao tamanho desejado dos poros e é copiado um determinado número de vezes de modo a cobrir todo o modelo geométrico do implante;
- e) Finalizando é realizada a operação booleana de intersecção da topologia com o modelo geométrico do implante. Uma grande funcionalidade desta metodologia é que o usuário pode gerar a estrutura do escafolde somente em regiões de interesse, permitindo, por exemplo, que se crie um biomodelo com núcleo maciço e bordas porosas.

## 5. ESTUDOS DE CASO

Para validação das metodologias propostas, serão realizados três estudos de caso: o primeiro de um implante aplicado à cranioplastia e os dois seguintes aplicados à buco-maxila. Para cada um destes casos são aplicadas as metodologias, juntamente com a construção dos modelos e a discussão dos resultados obtidos.

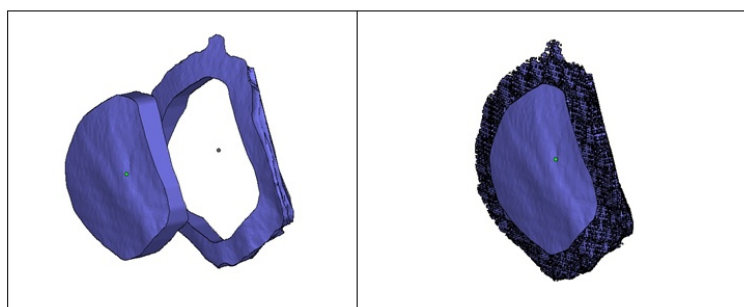
### 5.1. Cranioplastia

É estudado um caso de falha lateral craniana, conforme imagem tomográfica ilustrada na Figura 3. O projeto do implante personalizado é realizado através de espelhamento, operação booleana de subtração e posterior ajuste das bordas, conforme metodologia desenvolvida por Ramos (2007). O modelo computacional do implante é mostrado na Figura 3.

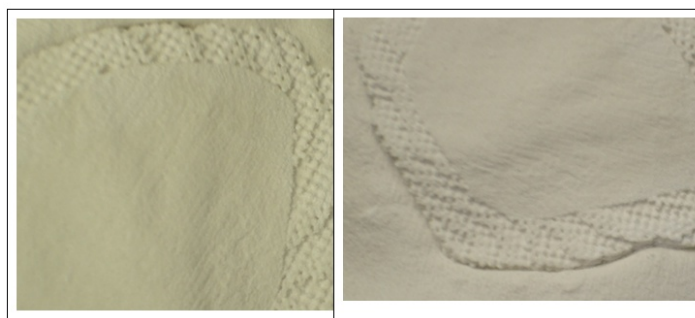


**Figura 3. Falha óssea craniana e modelo do implante.**

Seguindo os passos anteriormente citados com relação à metodologia baseada no sistema CAD, escolheu-se o tipo de topologia do escafolde a ser utilizada. Iniciou-se com topologias mais complexas e que conduziram à porosidades da ordem de 300  $\mu\text{m}$ , conforme indicado na literatura. Neste ponto, surgiu a primeira dificuldade operacional: ambos os processos disponíveis não apresentavam precisão dimensional suficiente para garantir este nível de porosidade. Desta forma, optou-se por trabalhar com porosidades da ordem de 500  $\mu\text{m}$ , viáveis do ponto de vista de confecção do biomodelo e que permitiriam validar o procedimento proposto. Uma das funcionalidades bastante interessantes no procedimento é que pode-se projetar regiões da peça porosas e regiões da peça maciças. Poucas alterações no procedimento são necessárias para esta operação: basta que na operação de intersecção o usuário selecione no modelo somente a região que se deseje porosidade, retirando a região maciça, que posteriormente é “somada” (operação booleana de adição) à região porosa. Estas operações são mostradas na Figura 4. Os protótipos confeccionados na máquina Z-Corp são mostrados na Figura 5, onde se observa uma pequena dificuldade de encaixe nas bordas, devido à região porosa. Um dos problemas aqui encontrados foi o elevado custo computacional envolvido: apesar da geometria da porosidade ser relativamente simples, esta operação levou cerca de 4 horas de processamento no equipamento utilizado (QUADCORE de 3.0 GHz, 2Gb de memória RAM).



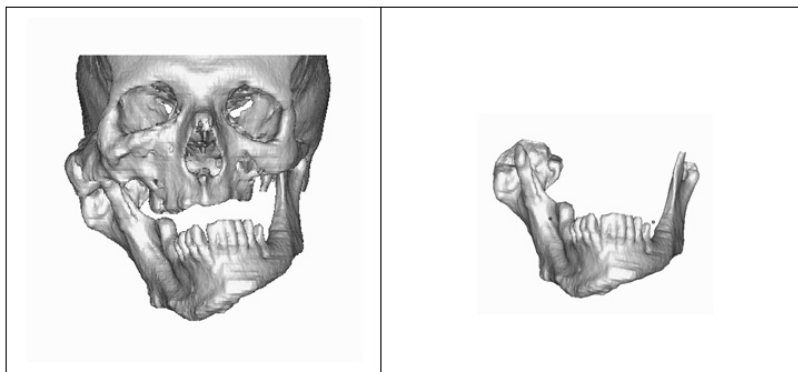
**Figura 4. Seleção da região porosa e da região maciça no modelo da peça e modelo do escafolde gerado no sistema CAD.**



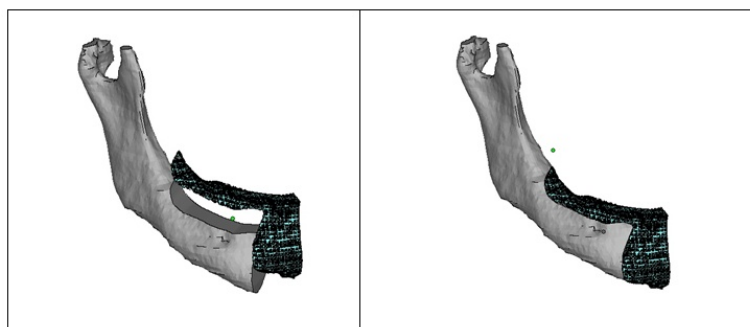
**Figura 5. Biomodelos com borda porosa e núcleo maciço, gerados na máquina Z-Corp.**

## 5.2. Buco-maxila

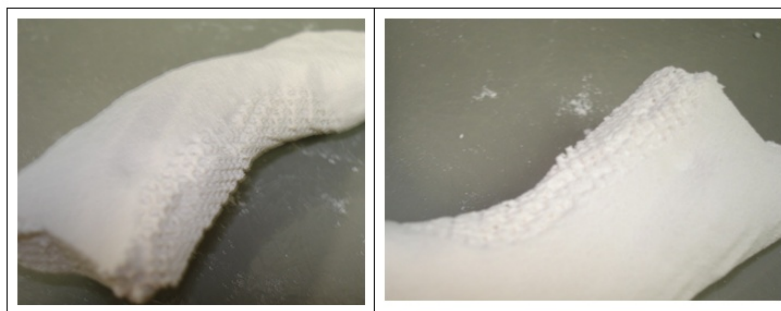
Neste caso, trabalhou-se com um estudo de caso real, ilustrado na Figura 6. Observa-se que, devido à deformidade do lado direito da mandíbula, há uma distorção da mesma em relação à linha de centro da face. Isto significa que simplesmente fazer um corte ao centro da mandíbula defeituosa, e posterior espelhamento do lado esquerdo, não irá gerar a peça desejada. Dessa forma foram realizadas operações geométricas computacionais para a correção do posicionamento da mandíbula e posterior espelhamento. Portanto, neste estudo de caso, trabalhar-se á com o lado direito da mandíbula, tendo-se também optado por projetar regiões da peça porosas e regiões da peça maciças. Foi selecionada apenas uma região superior e frontal da mandíbula porosa, e o restante maciço. O resultado do implante com parte porosa está ilustrado na Figura 7 e os protótipos construídos na máquina Z-Corp na Figura 8.



**Figura 6. Estudo de caso em buco-maxila.**



**Figura 7. Lado direito da mandíbula com parte maciça e parte porosa, projetados no sistema CAD.**



**Figura 8. Biomodelo fabricado na máquina Z-Corp.**

## 6. CONCLUSÕES

Uma importante contribuição do trabalho consiste na validação do uso da metodologia baseada na utilização dos sistemas CAD no projeto de escafoldes, o que traz a possibilidade de se trabalhar com regiões de diferentes níveis de porosidades (macroscópicas), ampliando consideravelmente a abrangência do uso deste tipo de estruturas. Os resultados obtidos permitem concluir que a utilização da biblioteca de estruturas topológicas parametrizadas constitui uma alternativa precisa e previsível no projeto de escafoldes, possibilitando que o usuário possa adequar o nível de porosidade à sua aplicação específica. O elevado tempo computacional, principalmente na execução das operações booleanas, é uma dificuldade inerente à metodologia, contudo acredita-se que com o avanço dos sistemas computacionais tal dificuldade seja superada em breve. Limitações dos processos investigados em termos de precisão, não possibilitaram a obtenção de estruturas com porosidades desejáveis (abaixo de 300  $\mu\text{m}$ ), mas permitiram a validação das metodologias utilizadas. A não disponibilidade de biomateriais comerciais que pudessem ser utilizados



diretamente na máquina de PR não permite que se produza diretamente o escafolde, o que se espera deva ocorrer num futuro muito próximo.

## 7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação Parque de Alta Tecnologia São Carlos – ParqTec, pela cessão de usos dos recursos computacionais e software de manipulação de arquivos STL.

## 8. REFERÊNCIAS

- Adachi, T. et al., 2006, "Framework for optimal design of porous scaffold microstructure by computational simulation of bone regeneration", *Biomaterials*, vol. 27, p. 3964-3672.
- Binner, J. e Sambrook R., 2004, "Ceramic Foams – Processing and application as filters, interpenetrating composites and biomedical materials", disponível em: [azom.com/details.asp?ArticleID=1869](http://azom.com/details.asp?ArticleID=1869).
- Bose, S. et al., 2002, "Processing and characterization of porous alumina scaffolds. *Journal of materials science: materials in medicine*", v. 13, p. 23-28.
- Camilo, C.C., 2006, "Esfafoldes para implantes ósseos em alumina/ hidroxiapatita/ biovidro: análises mecânica e in vitro", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 134p.
- Chen, V.J. et al., 2006, "Bone regeneration on computer-designed nano-fibrous scaffolds". *Biomaterials*, vol. 27, p. 3973–3979.
- Coelho, M. A. O., 2002, "Modelamento Médico: Uma Integração Entre CAD, CAE, Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 78p.
- Fisher, J. P. e Reddi, A. H., 2003, "Functional Tissue Engineering of Bone: Signals and Scaffolds", in: Ashammakhi, N. Ferretti, P. *Topics in Tissue Engineering*, v.1, Chapter 8.
- Hubinger, A. Z., 2002, "Obtenção de modelos CAD tridimensionais a partir de imagens tomográficas para auxílio em cirurgias corretivas", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 85p.
- Hutmacher, D.W. et al., 2003, "Elastic cartilage engineering using novel scaffold architectures in combination with a biomimetic cell carrier", *Biomaterials*, vol. 24, p. 4445–4458.
- Jamison, R. et al, 2007, "The Mandíbe Reconstruction Project" - <http://www.itg.uiuc.edu/technology/reconstruction/#summary>, acesso em Maio de 2007.
- Leong, K.F. et al., 2002, "Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs. *Biomaterials*", vol. 24, p. 2363–2378.
- Li, J. P. et al., 2005, "Porous Ti6Al4V scaffold directly fabricating by rapid prototyping: Preparation and in vitro experiment", *Biomaterials*, vol. 27, p. 1223–1235.
- Monaretti, F. H., 2005, "Estudo de viabilização de método e técnicas de manufatura de corpos porosos estruturais para engenharia de tecidos", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 92p.
- Naing, M.W. et al., 2005, "Fabrication of customised scaffolds using computer-aided design and rapid prototyping techniques", *Rapid Prototyping Journal*, vol. 11, n.4, p. 249-259.
- Ramos, P.C.F., 2007, "Contribuição ao projeto de implantes personalizados através de sistemas CAD e Prototipagem Rápida", Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 74 p.
- Ryan, G. et al., 2005, "Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications", *Biomaterials*, vol. 27, p. 2651–2670.
- Sachlos, E. et al., 2002, "Novel collagen scaffolds with predefined internal morphology made by solid freeform fabrication", *Biomaterials*, vol. 24, p. 1487–1497.
- Silvestre Filho, G. D., 2006, "Projeto e análise estrutural de haste femoral de implante de quadril em material compósito polimérico", Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 204p.
- Taboas, J.M. et al., 2002, "Indirect solid free form fabrication of local and global porous, biomimetic and composite 3D polymer-ceramic scaffolds", *Biomaterials*, vol. 24, p. 181–194.
- Tuusa, S. M.-R. et al., 2006, "Frontal Bone Defect Repair With Experimental Glass-Fiber Reinforced Composite With Bioactive Glass Granule Coating", *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, p. 149-155.
- Volpato, N. et al., 2007, "Prototipagem Rápida – Tecnologias e Aplicações", São Paulo, Edgard Blucher, 244p.
- Williams, D. F., 1987, "Progress in biomaterial engineering", *Biomaterials*, p.27.
- Zein, I. et al., 2001, "Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*", vol. 23, p. 1169–1185.