

Artigo REF: 36A001

UTILIZAÇÃO DAS TECNOLOGIAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA NA ÁREA MÉDICA

Ana Filipa Antas¹, F. Jorge Lino^{2,3(*)} e Rui Neto³

¹Aluna do Mestrado em Design ESAD/FEUP, agora nos Estaleiros Navais de Viana do Castelo, Portugal

²Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal

³INEGI, Portugal

(*)Email: falves@fe.up.pt

RESUMO

A Prototipagem Rápida é hoje em dia um instrumento imprescindível ao desenvolvimento de novos produtos nos mais variados sectores industriais.

Os profissionais da área da saúde já se aperceberam que é possível encurtar significativamente os tempos de intervenção cirúrgica, criar ferramentas personalizadas, facilitar o diálogo com os pacientes e simultaneamente explorar as potencialidades que esta tecnologia oferece em termos de design de próteses personalizadas. Apesar de serem já muito variados os casos de intervenções de sucesso, a sua utilização é ainda relativamente recente, e como tal tem sido alvo de bastante investigação.

Com este trabalho pretende-se mostrar o trabalho que tem vindo a ser desenvolvido no INEGI tendente à produção de próteses personalizadas com liberdade de design e materiais finais.

1. INTRODUÇÃO

A Prototipagem Rápida (PR) tem sido alvo de grande interesse e muitos estudos têm sido realizados nos últimos anos por ser considerada uma tecnologia do futuro com um tremendo potencial para ser aplicada nos mais diversos sectores industriais. É hoje em dia um instrumento imprescindível ao desenvolvimento de novos produtos em sectores tão distintos como a indústria automóvel e aeronáutica, brinquedos, cerâmica ou plásticos (Lino, 2003).

De facto, a ampla aceitação da PR deve-se à elevada rapidez com que se obtêm protótipos funcionais ou para visualização, nos mais variados materiais e com diferentes graus de complexidade, permitindo detectar erros de concepção numa fase inicial, onde os custos de desenvolvimento são ainda baixos, e simultaneamente reduzir os tempos de desenvolvimento dos novos produtos e consequentemente o seu prazo de colocação no mercado (Lino, 2001, Foggiatto, 2006).

Estas características não passaram despercebidas aos designers que viram nesta tecnologia a possibilidade de criar formas mais elaboradas ou complexas, que muitas vezes eram um elemento castrante na projecção de produtos/objectos, já que este tipo de formas eram impossíveis de realizar, ou acarretavam custos de produção elevados ou mesmo proibitivos (Gibson, 2005).

Estas vantagens têm vindo a despertar cada vez mais a curiosidade dos profissionais da área da saúde, que rapidamente se aperceberam que é possível encurtar significativamente os

tempos de intervenção cirúrgica, criar ferramentas personalizadas, facilitar o diálogo com os pacientes e simultaneamente explorar as potencialidades que a tecnologia oferece em termos de design de próteses personalizadas (Dvorak, 2006; Foggiato 2006). Apesar de serem já muito variados os casos de intervenções de sucesso, a sua utilização na área médica é ainda relativamente recente, e como tal é necessário possuir as ferramentas adequadas para uma série de etapas que começam com a aquisição das imagens do paciente através de meios complementares de diagnóstico, como RM (Ressonância Magnética), TAC (Tomografia Axial Computorizada) ou TVC (Tomografia Volumétrica Computorizada) e conversão para CAD (Desenho Assistido por Computador), permitindo assim obter uma imagem 3D do objecto que se pretende reproduzir.

Com base neste modelo tridimensional, os sistemas de PR constroem protótipos físicos pela adição sucessiva de finas camadas de materiais específicos, como polímeros, cerâmicas, metais ou outros (Lino, 2001, 2006, Ferreira, 1998).

Na área médica, o design surge como um aliado da PR na busca de órgãos não visíveis exteriormente. Isto significa que os órgãos funcionam tão bem que nos esquecemos deles, que passado algum tempo de utilização são dados como adquiridos (nesta área este aspecto é de extrema relevância já que falamos de objectos que estão em contacto directo com o organismo e que se pretende que façam parte do mesmo).

O material final do protótipo/componente condiciona a sua aplicação. Torna-se pois necessário que os equipamentos possam utilizar os materiais adequados, o que actualmente ainda é uma grande limitação, mas a investigação mundial em curso tem como grande objectivo o desenvolvimento de materiais biocompatíveis que possam ser directamente produzidos nos equipamentos de PR (Wohlers, 2006).

Os primeiros modelos biomédicos foram construídos com um objectivo didáctico, e só mais tarde com finalidade cirúrgica. Por definição todos os modelos médicos são únicos, e as características de cada um devem ser consideradas de forma cuidada quando se procede à selecção de um sistema de RP em particular. Por isso, esta área, quando comparada com a área de produto industrial pode trazer maiores desafios no que concerne em obter um resultado de sucesso.

Os modelos obtidos através de processos de PR podem potenciar muitas vantagens para aplicações médicas. Tais modelos são úteis por exemplo no auxílio da elaboração de procedimentos cirúrgicos complexos, moldes para guias cirúrgicos, planeamento de tratamentos, visualização de alguma estrutura anatómica específica, fabricação de próteses, tratamento de tumores, planeamento de radioterapia, diagnósticos, design de implantes, design de instrumentos médicos (por ex. bisturis) e outras aplicações (Grenda, 2005; Grando, 2005, Lino, 2006).

A PR tem vindo a ser apresentada como uma tecnologia que favorece a relação directa entre a anatomia real e o modelo. Isto permite a realização de simulações cirúrgicas, planeamento cirúrgico e preparação pré operatória de adaptação dos biomateriais, reduzindo o tempo da cirurgia e permitindo um treino prévio, para além de permitir esclarecer melhor o paciente (Grando, 2005; Kai, 1998, Bibb, 2006).

Para colmatar a lacuna actualmente existente em termos de materiais, as tecnologias de conversão, que permitem converter o modelo de PR em qualquer tipo de material para o fim desejado, afiguram-se como processos bastante atractivos e menos onerosos do que os processos tradicionais (Lino, 2001, Duarte, 2004).

Apesar de existirem vários processos de PR no mercado, que utilizam diferentes tecnologias, as suas etapas de desenvolvimento são semelhantes (Lino, 2001), e podem ser sintetizadas na área médica da seguinte forma:

1. Obtenção de dados tridimensionais a partir de TAC's ou RM;
2. Conversão das imagens para um formato universal CAD 3D;
3. Conversão do ficheiro CAD 3D para um formato apropriado para prototipagem, normalmente uma extensão STL;
4. Fatiamento do ficheiro STL em camadas transversais, que representam cada camada do processo de fabricação;
5. Geração das camadas pelo processo de PR e suportes (se necessário);
6. Construção física do modelo no equipamento de PR;
7. Acabamentos, que podem incluir remoção de suportes, lixagem, etc.

Com esta comunicação pretende-se mostrar o trabalho que tem vindo a ser desenvolvido no INEGI tendente à produção de próteses personalizadas com liberdade de design e materiais finais como o titânio, aço inoxidável ou outras ligas reactivas (estudou-se o processo de aquisição dos ficheiros STL, efeito de velocidade de arrefecimento das ceras nos moldes, composição das cerâmicas para “investment casting” e propriedades das ligas metálicas). O processo inicia-se com a utilização de um modelo obtido por PR, o qual é utilizado para produzir um molde, no qual é injectada uma cera. Utilizando estas ceras com o processo de cera perdida (“investment casting”) foi possível obter próteses personalizadas em diferentes tipos de ligas metálicas e com diferentes tipos de acabamentos.

2. TRABALHO EXPERIMENTAL

Para este estudo prático das tecnologias de PR associadas às de conversão foi realizado um caso prático que incidiu na selecção de algumas estruturas ósseas de uma face de um modelo tridimensional em estereolitografia (SLA) de um crânio (figura 1a). Estas regiões: mandíbula, zigomático e zigomático superior (figura 1b) foram obtidas por PR, num equipamento Viper (3D Systems, USA), tendo-se utilizado a resina SL 7810 Huntsmann (Vantico, USA). Mais detalhes podem ser obtidos em Antas, 2007.

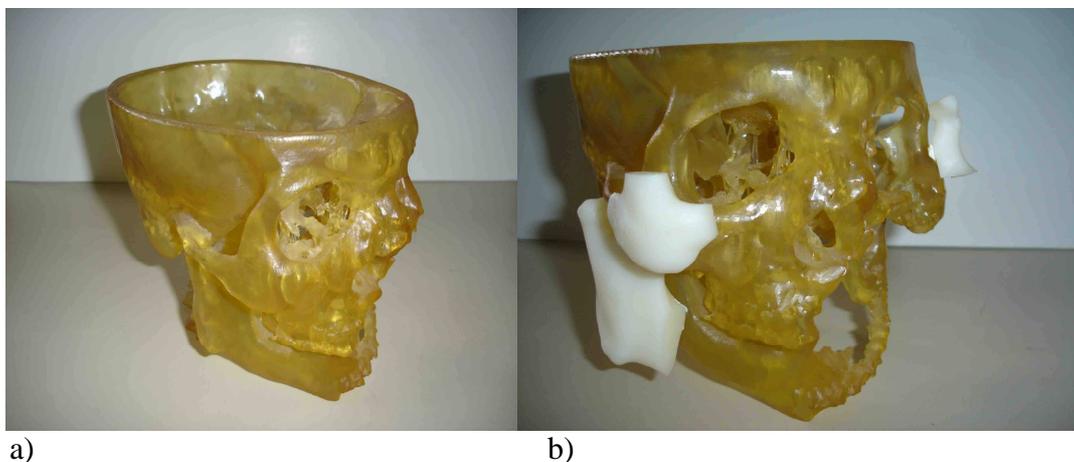


Figura 1 – a) Protótipo de um crânio em SLA para efeitos de visualização e treino cirúrgico; b) localização das regiões estudadas que estão indicadas através dos protótipos obtidos em SLA.

Em termos futuros e de otimização, como para cada zona óssea ou prótese a converter em metal (por exemplo titânio), apenas se vai necessitar de um componente, os modelos de PR a usar serão destinados a ser convertidos directamente em metal, funcionando como modelos perdidos (“quick cast”, ver Lino, 2006). Neste trabalho, como o objectivo foi desenvolver o processo, os moldes foram produzidos para injectar ceras, permitindo, utilizando os mesmos modelos, afinar o processo de obtenção das molações e o processo de vazamento das ligas metálicas.

Tendo em conta o referido, os modelos em SLA foram empregues na produção de três tipos de moldes, obtidos por vazamento de um silicone (T4 da Dow Corning, USA), de uma resina de poliuretano (F19 da Axson, França) e de uma mistura do silicone com 80% de pó de alumínio (>99% Al, P200, Hexcel, França).

Para o fabrico dos moldes procedeu-se ao vazamento das 3 misturas, desgaseificadas, em caixas de madeira contendo os modelos de RP (figura 2a).

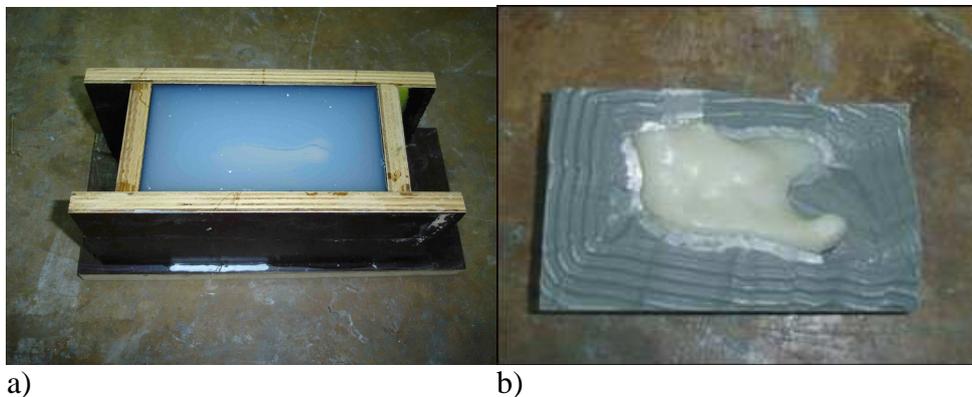


Figura 2 – a) Molde em silicone ainda na caixa de vazamento; b) molde em silicone (carregado com pó de alumínio) aberto contendo o modelo em SLA.

Após um período de cura de 24h à temperatura ambiente e uma pós-cura a 70°C durante 1 hora, os moldes foram abertos para remoção dos modelos (figura 2 b).

Os moldes foram então fechados para injeção ou vazamento por gravidade de uma cera, a 70°C, para “investment casting” (fundição de precisão).

No molde de resina a cera foi injectada, enquanto que nos moldes de silicone foi vazada por gravidade, já que a sua flexibilidade pode levar a distorções do modelo.

O molde em silicone carregado com partículas de alumínio permitiu obter tempos de arrefecimento das ceras dentro do molde mais curtos. Apesar de neste caso este aspecto não ser relevante, é fundamental na produção de pré-séries, uma vez que permite encurtar significativamente o tempo necessário para obter o número desejado de peças em cera. A figura 3a mostra os moldes obtidos e os protótipos em cera neles injectados, enquanto que na figura 3b se pode observar a instrumentação dos moldes de silicone para medição das temperaturas da cera no seu interior e determinar os ganhos ocorridos com a mistura do pó de alumínio.

A adição de pó de alumínio aos moldes de silicone permitiu reduzir em cerca de 30% os tempos de desmolação das ceras. A utilização de moldes em resina possibilita a obtenção de modelos com tolerâncias dimensionais mais apertadas.

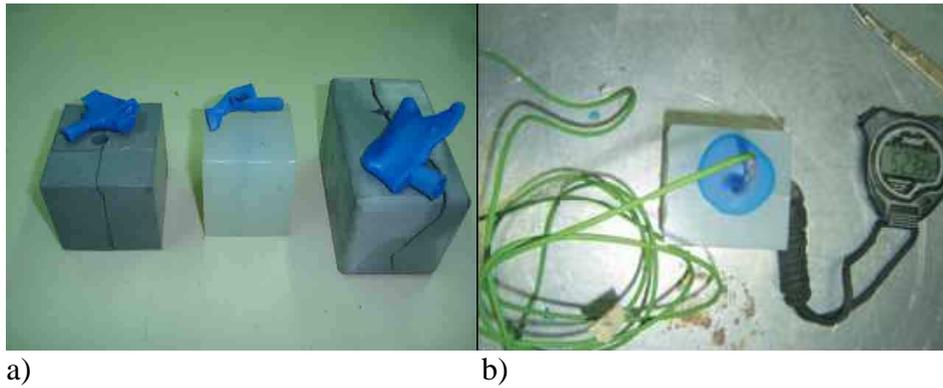


Figura 3 – a) Molde com os protótipos em cera; b) medição, com termopar, da temperatura da cera no interior do molde para contabilização do tempo para desmoldação.

Após solidificação e arrefecimento das peças em cera, estas foram removidas dos moldes, sendo nesta fase sujeitas a pequenas correcções de imperfeições e posterior soldadura dos gitos e alimentadores para obtenção dos cachos (figura 4a).

O fabrico das carapaças cerâmicas envolveu então a obtenção de duas camadas iniciais, por mergulho numa barbotina composta por cerâmicos não reactivos com o metal a ser vazado posteriormente.

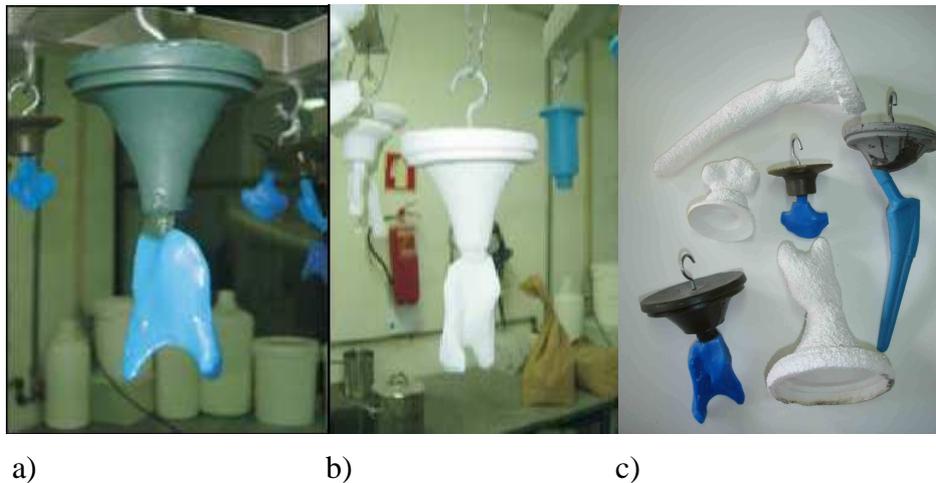


Figura 4 - a) peça em cera após colocação de gitos e alimentadores; b) peça durante o processo de formação da carapaça cerâmica; c) carapaças já descirificadas.

Após secagem e endurecimento dos ligantes, foram depositadas mais algumas camadas de barbotina, alternadas com partículas cerâmicas, para conferir a resistência adequada ao cacho. Esta fase de produção das carapaças cerâmicas, uma vez que envolve secagem após a deposição de cada camada, faz com que o seu fabrico dure cerca de 2 dias (figura 4b).

Após o fabrico das carapaças cerâmicas com o número adequado de camadas para o tipo de peça a produzir, estas foram então sujeitas ao processo de descirificação, ou seja, à eliminação do modelo em cera, que consiste na colocação dos cachos num forno eléctrico durante cerca de 1 hora, a uma temperatura de 1050°C, seguida de sinterização a 1200°C. As carapaças

ficam assim com a resistência necessária para o seu manuseamento e vazamento da liga metálica seleccionada (figura 4c).

Foram seleccionadas 3 tipos de ligas metálicas que são comumente utilizadas em aplicações médicas; a liga F75, à base de cobalto (58% de Co e 26% de Cr, funde a cerca de 1350-1450°C), o aço inox 316L (austenítico) e a liga de titânio F136 (Ti-6Al-4V), que é a mais utilizada em aplicações médico-cirúrgicas. Esta última requereu vazamentos em vácuo numa atmosfera inerte de árgon, devido à elevada reactividade do titânio líquido com quase todos os elementos.

Foram depositadas pequenas quantidades dos diferentes metais em cadinhos cerâmicos, que foram colocados num forno de indução, montado numa câmara de vácuo, que é normalmente utilizado pelo INEGI para a fusão e vazamento de ligas reactivas. Os cadinhos são furados na base para permitirem a queda do metal nas carapaças cerâmicas quando este funde completamente (as carapaças cerâmicas foram pré - aquecidas para facilitar o preenchimento de toda a carapaça). Após o arrefecimento a carapaça foi retirada do forno e quebrada para remoção da peça metálica (figura 5).

O material cerâmico utilizado na obtenção das carapaças cerâmicas e o forno de fusão utilizado têm ainda algumas limitações em termos de reacções metal líquido - cerâmica e meta - atmosfera existente durante a fusão. Neste momento não é completamente inerte, devido ao desajuste das características do forno. Porém, os resultados já alcançados neste e noutros trabalhos (Duarte, 2008), e tendo em conta um novo forno que está a ser desenvolvido no INEGI, baseado na experiência já adquirida, antevê-se boas perspectivas para a produção em Portugal de peças em ligas reactivas, obtidas por fundição de precisão.



a) metal fundido a ser vertido na carapaça; b) metal fundido no interior do cadinho cerâmico; c) remoção da carapaça cerâmica.

Quando as peças a produzir possuem reentrâncias acentuadas, para remover toda a cerâmica das carapaças é necessário utilizar jacto de água sob pressão.

As peças obtidas foram então limpas e electropolidas, o que lhes conferiu diferentes acabamentos finais (figura 6). Todo o processo de fabricação, desde a selecção do ficheiro STL até à obtenção da peça metálica demorou cerca de 3-4 dias, o que demonstra as enormes potencialidades deste processo tecnológico na produção de implantes personalizados para a área médica. Utilizando a conversão directa, co modelos quick cast, é possível reduzir ainda mais este tempo.



Figura 6 - Implantes em diferentes tipos de ligas metálicas não reactivas obtidos por conversão indirecta de modelos de PR.

3. CONCLUSÕES

A prototipagem rápida (PR) tem vindo a afirmar-se como uma tecnologia de grande relevância no sector da saúde devido às suas enormes potencialidades, nomeadamente, no auxílio de procedimentos cirúrgicos complexos, moldes para guias cirúrgicos, planeamento de tratamentos, visualização de alguma estrutura anatómica específica, fabricação de próteses, tratamento de tumores, planeamento de radioterapia, diagnósticos, design de implantes, design de instrumentos médicos (por ex. bisturis) e outras aplicações.

A utilização directa de modelos obtidos por PR, em muitos casos levanta problemas relacionados com a biocompatibilidade dos materiais utilizados no fabrico desses modelos. Com este trabalho foi possível demonstrar que a conjugação dos modelos PR com um processo de conversão que utiliza moldes rígidos ou flexíveis e o processo de cera perdida, permite obter em prazos bastante reduzidos componentes metálicos com grande liberdade de design e em diferentes tipos de materiais não convencionais. Com a futura conversão directa em metal dos modelos de PR, este processo ganhará uma rapidez suplementar.

Constatou-se que existem algumas fases intermédias do processo que precisam ainda de ser melhoradas para tornar possível a obtenção de modelos para aplicação na área médica. Pequenos ajustes na metodologia das tecnologias de conversão utilizadas são ainda necessários, como por exemplo, aquisição das imagens, melhoria dos tempos de formação de carapaça e materiais cerâmicos utilizados, processo de fusão e capacidade do forno.

Considerando a qualidade dos modelos metálicos obtidos em aço inoxidável, liga cobalto-crómio e titânio, tempo de produção dos modelos, liberdade de formas e os suportes informáticos hoje em dia associados aos exames médicos., pode-se afirmar que a utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica associadas aos processos de conversão indirecta e directa se assumem como uma realidade incontornável que traz inúmeras vantagens para a área médica, já que cada vez mais se consegue responder de uma forma eficaz às necessidades de cada paciente em particular, melhorando de forma drástica o seu bem estar, e consequentemente a sua qualidade de vida.

REFERÊNCIAS

- Antas, A.F., Utilização da Prototipagem Rápida na Área Médica, Tese Mestrado em Design Industrial, FEUP/ESAD, 2007.
- Bibb, Richard; Medical Modelling The Application of Advanced Design and Development Techniques in Medicine; Woodhead Publishing Limited, CRC Press, USA, 2006.
- Duarte, T.P.; Lino, F.J ; Magalhães, A.B.; Neto, R.J., Ferreira, J.M., Conversion of Rapid Prototyping Models into Metallic Tools by Ceramic Moulding – an Indirect Rapid Tooling Process”, International Journal of Materials and Product Technology, Vol. 21 N°4, pp. 317-330, 2004.
- Duarte, T.P., Neto, R.J., Félix, R., Lino, F.J., Optimization of Ceramic Shells for Contact with Reactive Alloys”, accepted for publication in Trans Tech Publications, April 2008.
- Dvorak, P.; Rapid Prototyping a Kidney and More; Medical Design Magazine, July/August, 2006.
- Ferreira, A.C., Lafratta, F.H.; Conheça Alguns Meios para a Obtenção de Protótipos de Peças Injectadas; Plástico Industrial, pp. 24-30; 1998.
- Foggiato, J. A., O Uso da Prototipagem Rápida na Área Médico-Odontológica, Tecnologia & Humanismo, UTFPR, Ano 20, N° 30, 2006.
- Gibson, I.; Rapid Prototyping: A Tool for Product Development; Computer-Aided Design & Applications, Vol. 2, No.6, 2005.
- Grando, N., Segmentação de Imagens Tomográficas Visando a Construção de Modelos Médicos; Tese de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Panamá, Curitiba, Agosto 2005
- Grenda, Ed; Printing the Future the 3D Printing and Rapid Prototyping Source Book; Castle Island Co.; USA, 2006.
- Kai, C.C.; Meng, C.S.; Ching, L.S.; Hoe, E. K.; Fah, L.K.; Rapid Prototyping Assisted Surgery Planning; Int. Journal Adv Manuf. Technol., N°14; 1998.
- Lino, F.J.; Braga, F.J.; Simão, M.S.; Neto, R.J.; Duarte, T.M., PROTOCLICK - Prototipagem Rápida, Editado por Protoclick, INEGI, Porto, Fevereiro 2001.
- Lino, F. Jorge; Neto, Rui; A Prototipagem Rápida na Indústria Cerâmica, Comparação com outros sectores Industriais; Revista Kéramica; Ano XXVIII, N° 260, pp. 14-28, Julho/Agosto de 2003.
- Lino, J.; Barbado, H.; Duarte, T.; Neto, R.J.; Paiva, R., Aplicação da Prototipagem Rápida na Área Médica, Saúde Oral, N° 50 Set./Outubro 2006.
- Neto, R.L., Lino, F.J., Rocha, A.B., Utilização da Prototipagem Rápida no Apoio ao Desenvolvimento de Novos Produtos Forjados e Fundidos”, XXVI Senafor, IX Conferência Nacional de Conformação de Chapas, Hotel Centro de Convenções SESC, Porto Alegre/RS, Brasil, 18 e 19 de Outubro de 2006.
- Wohlers,T., Wohlers Report 2006 – Rapid Prototyping and Manufacturing, State of the Industry, Wohlers Associates, Colorado, USA, 2006.