

SISTEMA DE FABRICO RÁPIDO DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS

RAPID MANUFACTURING SYSTEM OF ORTHOPEDICS IMPLANTS

Carlos Relvas¹, Joana Reis², José Alberto Caeiro Potes³, Fernando Manuel Ferreira Fonseca⁴, José Antonio Oliveira Simões⁵

RESUMO

Este estudo teve como objectivo o desenvolvimento uma metodologia de fabrico rápido de implantes ortopédicos, em simultaneidade com a intervenção cirúrgica, considerando duas potenciais aplicações na área ortopédica: o fabrico de implantes anatomicamente adaptados e o fabrico de implantes para substituição de perdas ósseas. A inovação do trabalho desenvolvido consiste na obtenção *in situ* da geometria do implante, através da impressão directa de um material elastomérico (polivinilsiloxano) que permite obter com grande exactidão a geometria pretendida. Após digitalização do modelo obtido em material elastomérico, o implante final é fabricado por maquinaria recorrendo a um sistema de CAD/CAM dedicado. O implante após esterilização, pode ser colocado no paciente. O conceito foi desenvolvido com recurso a tecnologias disponíveis comercialmente e de baixo custo. O mesmo foi testado sob a forma de uma artroplastia da anca realizada *in vivo* numa ovelha. O acréscimo de tempo de cirurgia foi de 80 minutos sendo 40 directamente resultantes do processo de fabrico do implante. O sistema desenvolvido revelou-se eficiente no alcance dos objectivos propostos, possibilitando o fabrico de um implante durante um período de tempo perfeitamente compatível com o tempo de cirurgia.

Descritores – Próteses e implantes; Perdas ósseas; Artroplastia.

ABSTRACT

*This study, aimed the development of a methodology for rapid manufacture of orthopedic implants simultaneously with the surgical intervention, considering two potential applications in the fields of orthopedics: the manufacture of anatomically adapted implants and implants for bone loss replacement. This work innovation consists on the capitation of the *in situ* geometry of the implant by direct capture of the shape using an elastomeric material (polyvinylsiloxane) which allows fine detail and great accuracy of the geometry. After scanning the elastomeric specimen, the implant is obtained by machining using a CNC milling machine programmed with a dedicated CAD/CAM system. After sterilization, the implant is able to be placed on the patient. The concept was developed using low cost technology and commercially available. The system has been tested in an *in vivo* hip arthroplasty performed on a sheep. The time increase of surgery was 80 minutes being 40 minutes the time of implant manufacturing. The system developed has been tested and the goals defined of the study achieved enabling the rapid manufacture of an implant in a time period compatible with the surgery time.*

Keywords - Prostheses and implants; Bone loss; Arthroplasty.

1 – Doutoramento, Professor Auxiliar no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, Portugal

2 – Aluna de Doutoramento, Professor Assistente no Departamento de Medicina Veterinária da Universidade de Évora, Portugal

3 – Doutoramento, Professor Associado no Departamento de Medicina Veterinária da Universidade de Évora, Portugal

4 – Doutoramento, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior, Portugal

5 – Doutoramento, Professor Associado com Agregação no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, Portugal

INTRODUÇÃO

São várias as razões que favorecem o recurso a implantes fabricados por medida ou habitualmente designados por customizados. A utilização de um implante que foi concebido e fabricado em função da anatomia do paciente deverá ser capaz de repor a funcionalidade do membro ou da articulação de uma forma próxima da fisiológica⁽¹⁻³⁾, permitindo uma maior longevidade e uma mais eficiente transferência de carga resultante de um melhor ajustamento ao osso hospedeiro⁽⁴⁻⁶⁾.

A definição da geometria do implante pode ser obtida a partir de processos pré operatórios e intra operatórios. Os processos pré-operatórios baseiam-se em técnicas de imagiologia médica, como radiografias (RX), ressonância magnética (RM) e tomografias axial computadorizadas (vulgarmente designado por TAC) para obter a geometria do implante. A informação é recolhida previamente do paciente e com base nesta fabrica-se o implante que posteriormente é colocado no paciente^(7,8). Outros sistemas utilizam técnicas invasivas já que a geometria do implante é obtida durante a cirurgia⁽⁹⁾.

Actualmente, a tomografia computadorizada (TC) e a imagem por ressonância magnética (MRI) são os processos mais usados para fazer o levantamento de forma de um modelo anatómico. Na TC, o paciente ou um qualquer outro modelo de estudo é submetido a um processo de varrimento que permite gerar uma imagem bidimensional com espaçamentos entre 1 e 3 mm que correspondem a secções transversais do modelo de estudo. As imagens produzidas são colocadas nas suas posições relativas, e através da detecção do gradiente de cinzentos constrói-se uma fronteira de contorno que é utilizada para fazer a criação do modelo virtual tridimensional do implante^(10,11).

O implante é fabricado por maquinaria por controlo numérico computadorizado (CNC), com recurso à tecnologia de concepção e fabrico assistidos por computador (CAD/CAM) para alterar ou modificar o modelo virtual 3D, e gerar o programa de comando das trajetórias realizadas pela máquina durante o fabrico do implante.

O processo de fabrico de implantes customizados, com levantamento de forma baseado em TC apresenta alguns aspectos críticos, nomeadamente os que se relacionam com o reconhecimento do nível de contraste de cinzentos necessário para a correcta e precisa definição da geometria do contorno. Nestes casos, o nível de contraste depende da densidade da matéria e nem todos os pacientes apre-

sentam a mesma massa óssea. Outro aspecto relaciona-se com a precisão final do implante, os quais apresentam frequentemente desvios superiores a 1mm⁽¹²⁾, resultando estes entre outros factores, da resolução do sistema aquando da obtenção das imagens e do espaçamento entre 1 e 10 mm para situações limites entre imagens^(13,14).

PROCESSO E METODOLOGIA DESENVOLVIDA.

O processo teve por objectivo o desenvolvimento de um sistema de fabrico rápido de implantes anatomicamente adaptados que permita reproduzir fielmente finos detalhes de qualquer estrutura anatómica, e que possa ser utilizado em simultâneo com o acto da cirurgia. A abordagem baseou-se no processo intra operatório desenvolvido por Mulier et al.⁽⁹⁾ de obtenção da geometria do implante por captação directa e durante a cirurgia da estrutura de alojamento, mas a metodologia desenvolvida teve por principio a minimização dos custos de aquisição da tecnologia necessária e os tempos de implementação da solução.

Para a realização da cirurgia existe uma fase prévia que se inicia com um RX, e com base nesta informação é concebido e fabricado o instrumental específico à cirurgia que eventualmente seja necessário. Também é fabricado um modelo mestre, que servirá de suporte ao material de impressão utilizado para obter a geometria do implante, e um implante com uma pré forma sobredimensionada, de modo a diminuir os tempos de fabrico do implante durante a cirurgia, pois a geometria e o dimensionamento final do implante será determinado durante a cirurgia e após a obtenção *in situ* do contorno de alojamento.

Na cirurgia, o médico após estabelecer a estrutura de alojamento do implante, usa o modelo mestre anteriormente fabricado e através do material de impressão obtém a geometria do implante de forma detalhada. Esta geometria é seguidamente colocada numa máquina de varrimento laser 3D que permite gerar o modelo digital do contorno do implante.

Este modelo 3D virtual é transferido para o sistema de CAM que irá gerar o programa de comando da máquina CNC onde será fabricado o implante. O pré implante obtido com a forma sobredimensionada, é agora submetido a uma maquinaria que irá determinar a sua geometria final. Após a esterilização, o implante fica pronto a ser colocado no paciente. A figura 1 representa o processo de fabrico de implantes intraoperatoriamente.

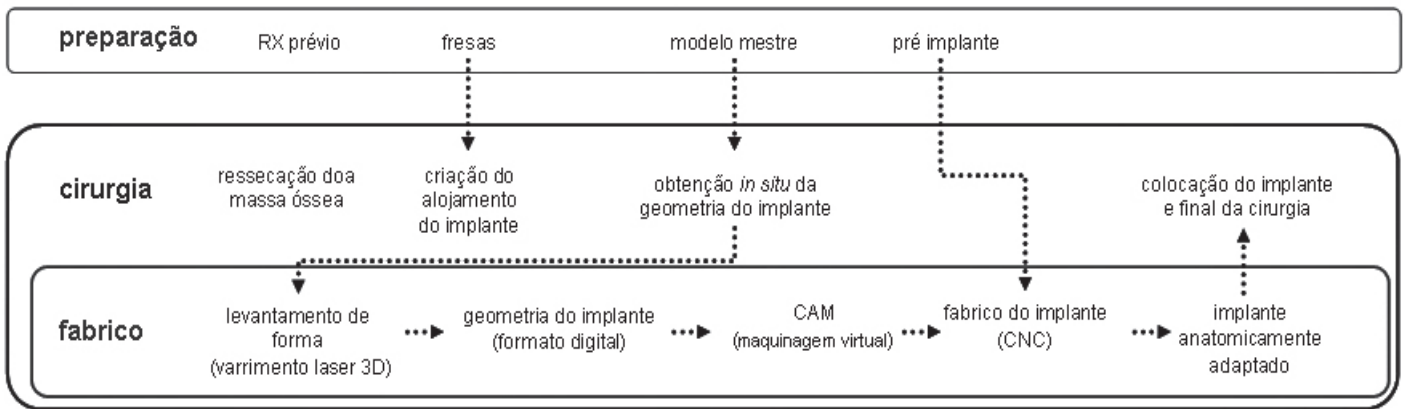


Figura 1

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização dos ensaios foi utilizado um sistema de aquisição de forma por varrimento 3D (3D Laser Scanner, Roland LPX 250), com uma resolução de 0,2 mm e uma área de trabalho de Ø200mm por 400mm de altura. O fabrico dos implantes foi realizado numa fresadora de comando numérico computadorizado de 4 eixos programáveis (Roland MDX 650), sendo que a sua programação foi feita recorrendo a um sistema de programação automática (CAM) (PowerMill – Delcam PLC, Birmingham, Reino Unido). O ensaio experimental visou o fabrico de uma haste femoral anatomicamente adaptada que deveria ser implantada durante uma artroplastia da anca. Este iniciou-se com a obtenção do RX da zona a submeter à cirurgia e com base neste fabricaram-se as fresas necessárias à abertura do canal femoral, o modelo mestre utilizado como suporte para a obtenção *in situ* da geometria do canal femoral e o fabrico de um pré-implante com uma sobreespessura na zona da haste femoral. O fabrico prévio da prótese destina-se a possibilitar que durante a cirurgia exista somente a necessidade de maquinar a geometria final, encurtando deste modo o tempo de fabrico e consequentemente o tempo total de cirurgia.

Os animais escolhidos para os ensaios *in vivo* foram ovelhas, que foram submetidas a uma artroplastia de uma prótese customizada. As cirurgias foram realizadas nas instalações da Universidade de Évora (Portugal), por uma equipa de investigadores e especialistas na área de medicina veterinária e cirurgia ortopédica. A escolha do animal de estudo e o local da cirurgia resultaram de alguns trabalhos anteriormente desenvolvidos entre o grupo de Investigação em Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e o Departamento de Medicina Veterinária da Universidade de Évora.

Após os procedimentos normais, a cirurgia iniciou-se com a realização da incisão, luxação da articulação coxo-femoral, exposição da cabeça femoral e corte do colo. A geometria de alojamento do implante no canal femoral foi feita utilizando um conjunto de três fresas progressivas previamente fabricadas para o efeito. A terceira fresa permitiu produzir a geometria final do canal sendo esta na sua extremidade idêntica à geometria da extremidade quer do modelo mestre, quer da prótese final.

Para obter a geometria do canal femoral por impressão directa, foi utilizado o modelo mestre anteriormente fabricado, estando este provido na sua zona proximal de uma membrana em látex que serviu para fazer a retenção do material de impressão de cura rápida (Polivinilsiloxano – Zhermack, Elide HD+, *light body fast setting*). Após o posicionamento do modelo mestre de acordo com a posição de fixação da prótese, procedeu-se à injeção de polivinilsiloxano. Foram injectados aproximadamente 3 ml de polivinilsiloxano, para os quais foi necessário efectuar uma espera de 3 minutos, correspondentes ao período de presa do material.

O modelo mestre fabricado para obter a impressão directa da geometria do implante durante a cirurgia é apresentado na parte superior da figura 2. Na mesma figura, na parte inferior é possível observar o modelo da pré prótese dotado na sua zona proximal de uma sobreespessura de material polimérico que será maquinado com a geometria do canal femoral durante a cirurgia.

Seguiu-se a retirada do modelo mestre, que foi colocado na máquina de varrimento 3D e na qual se obteve a geometria da zona proximal do canal, em formato digital. Este processo de levantamento de forma demorou cerca de dois minutos e o ficheiro de dados foi transferido para o sistema CAM.



Figura 2

A função de uma aplicação CAM é calcular os percursos de trajectória de uma ferramenta de corte que durante os seus movimentos permitem efectuar o corte de material e gerar as superfícies do modelo 3D. Neste caso, as superfícies pretendidas são as da haste da prótese e estas foram geradas a partir do modelo 3D importado do scanner 3D. O resultado desta etapa é um programa CN com as instruções de controlo da fresadora CNC utilizada no fabrico do implante.

Uma vez obtido o programa CN, este é enviado para a fresadora CNC onde encontra-se o pré modelo da prótese. Seguiu-se a execução da maquinagem da zona proximal da prótese ficando esta pronta a ser esterilizada e posteriormente implantada no fémur, em aproximadamente 20min. A figura 3 mostra a configuração final do implante após a maquinagem.

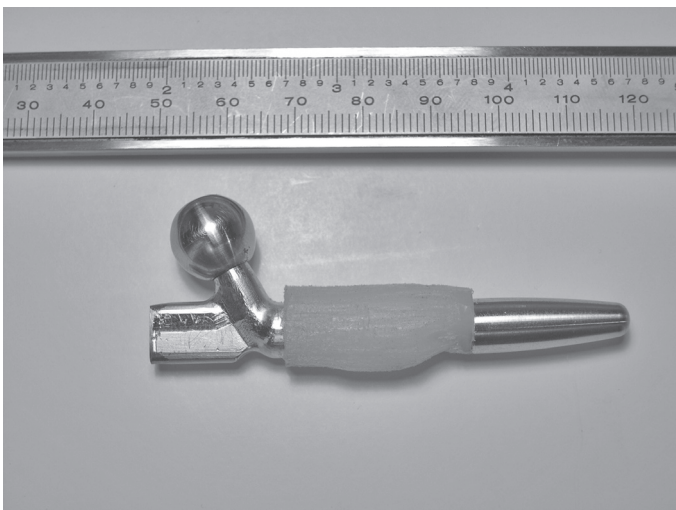


Figura 3

As diversas aplicações informáticas (sistema de varrimento 3D, CAM e CNC) foram integradas numa plataforma informática com um ambiente de trabalho único, amigável e capaz de permitir a sua utilização por profissionais da área clínica, ou outras sem conhecimentos específicos das tecnologias de concepção e fabrico assistidos por computador, conforme é possível constatar na figura 4.

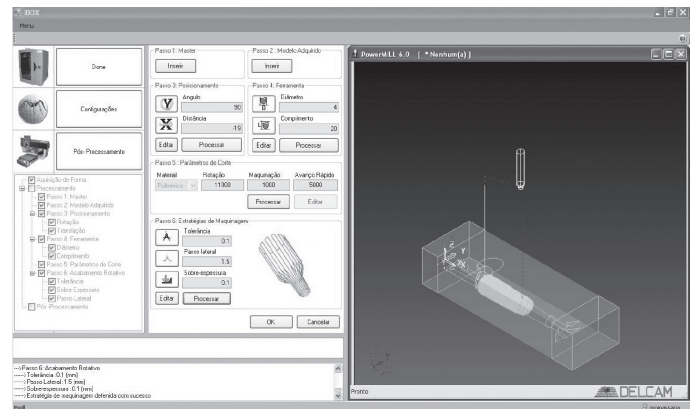


Figura 4

A prótese, após esterilização, foi implantada na ovelha. A cirurgia foi finalizada com a colocação do componente acetabular e a obtenção de um posicionamento e acoplamento aceitável dos dois componentes do implante.

A figura 5 apresenta uma das fases da cirurgia, realizada no Hospital Veterinário da Universidade de Évora.



Figura 5

RESULTADOS

O tempo total de cirurgia foi de 2h50 min. O tempo necessário com o processo de captação de forma *in situ* do canal femoral e fabrico do implante customizado em simultaneidade com a cirurgia revelou-se ajustado e perfeitamente compatível com tempo durante o qual se pode manter um animal sob anestesia.

No ensaio realizado, saliente-se que o tempo total directamente relacionado com o fabrico do implante não excedeu 40 minutos, devendo-se somar outros 40 minutos de esterilização da prótese antes de proceder à sua implantação. Todos os outros tempos dizem respeito a fases comuns da cirurgia e que são idênticas para qualquer colocação de implante ósseo.

Outro dos objectivos deste estudo consistiu no desenvolvimento de uma solução mais económica que as alternativas existentes no mercado. Este facto pode ser constatado pelo valor do investimento inicial do sistema implementado, cerca de €36000, e o custo da intervenção cirúrgica, cerca de €400, conforme os valores apresentados na tabela 1 que reflecte os custos dos equipamentos e dos materiais utilizados na cirurgia.

Tabela 1

designação	custo de aquisição (euros)	utilização total estimada	utilização efectiva	custo de utilização (euros)
Roland MDX 650	20000	2500 h	20 min	2.64
Roland LPX 250	7500	1000 h	3 min	0.38
PowerMill (software)	7500	800 h	8 min	1.25
Ferramenta de corte	71	2 h	20 min	11.85
Disp. Fixação Scanner	200	10 X		20.00
Disp. Fixação fresadora	200	10 X		20.00
Modelo mestre	250	10 X		25.00
Prótese pré-modelo	250	1 X		250.00
Componente acetabular	20	1 X		20.00
Polivinilsiloxano	27	100 ml	3 ml	0.80
outros	50	1 X		50.00
Investimento inicial	36068	Total do Processo		401.92

Na tabela só estão reflectidos os custos efectivos relacionados com a aquisição do equipamento e a sua utilização. Os valores obtidos tiveram por base um cenário de 5 anos de utilização para os equipamentos e 200 dias

úteis de trabalho por ano. Para alguns dos dispositivos fabricados, assumiu-se que estes poderiam ser reutilizados no futuro em situações similares. Não foi tida em consideração qualquer taxa de retorno para os custos de investimento inicial.

DISCUSSÃO

Considerando a artroplastia da anca, e apesar das próteses comerciais poderem ser fornecidas em diversos tamanhos e configurações, os fémures apresentam uma grande variedade anatómica, em geometria e em dimensão⁽¹⁵⁻¹⁸⁾. Neste sentido, é muito difícil fornecer próteses comerciais capazes de permitirem um ajustamento perfeito com o osso envolvente.

Nas artroplastias de revisão, a componente geométrica da prótese tem um papel importante. Em próteses de revisão devem-se considerar a geometria da secção da haste e a geometria da secção metafisária, para além da sua modularidade, características essenciais para esta tipologia de próteses. De facto, a modularidade das próteses de revisão é o chamado “mal necessário”, pois torna-se necessário providenciar soluções intra-operatórias mais flexíveis, com alteração das características geométricas das hastes e modificações independentes de comprimento da haste, *offset* e ângulo cervico-diafisário^(19,20). Mas, a solução modular também apresenta as suas desvantagens, como o favorecimento do surgimento de *debris* e potencial corrosão⁽²¹⁾.

Uma prótese anatómica permite adaptar-se à curvatura natural do fémur e pode acomodar um eventual defeito ósseo, assim como possibilita a correcção independente de anteversão e retroversão.

Um implante fabricado por medida, genericamente designado por customizado, pode ser aplicado em cirurgias primárias ou de revisão, embora em situações de revisão o conceito pareça apresentar maior potencial^(22,23). As artroplastias de revisão, sejam de anca ou de outra articulação, são normalmente complexas e muito onerosas. Assim, a presença de defeitos ósseos detectados durante a cirurgia podem condicionar a selecção do implante, que deverá objectivamente manter estável a sua fixação e tornar a articulação funcional, preservar ou restabelecer o volume de tecido ósseo e oferecer ao paciente qualidade de vida, com uma articulação funcional e indolor.

O fabrico de implantes customizados e anatomicamente adaptados apresentam vantagens funcionais em

relação aos implantes convencionais de geometria pré-definida e até mesmo em relação aos implantes customizados obtidos por processos pré-operatórios. O fabrico de implantes customizados baseados em informação gerada por tomografia axial computadorizada ou por ressonância magnética, requer uma preparação prévia algo demorada para além de apresentarem algumas limitações na geração geométrica das estruturas ósseas e na precisão final do implante⁽¹²⁾. Acresce ainda o facto de que não permitem qualquer tipo de correcção face a uma eventual necessidade detectada no momento da cirurgia.

Assim, o desenvolvimento de um sistema de fabrico rápido de implantes ortopédicos capaz de reproduzir fielmente finos detalhes de qualquer estrutura anatómica e que possa ser utilizado intraoperatoriamente apresenta-se como altamente vantajoso, pois pode permitir à medicina repor, não só a função, mas também a forma de uma estrutura óssea danificada.

O novo conceito de fabrico rápido de implantes anatomicamente adaptados em simultaneidade com a cirurgia foi desenvolvido sobre a prótese de anca, mas pode ser usado em outras situações patológicas como a reparação de defeitos ósseos (como por exemplo os provocados por perdas ósseas) ou na correcção anatómica de estruturas ósseas.

Um acréscimo de tempo total de cirurgia na ordem de 40 a 60 minutos, permite ainda assim que o tempo total de cirurgia seja compatível com a viabilidade do processo e a utilização de um processo mais rápido de esterilização representaria uma melhoria significativa.

A utilização de sistemas e tecnologias suportadas por computador como são o CAD 3D, CAM, sistemas de aquisição de forma e de fabrico por controlo numérico permitem confirmar o pressuposto de que este é o processo que melhor garante a minimização dos desvios dimensionais e geométricos entre o projecto e o implante final, permitindo assegurar as melhores condições de repetitividade dos processos. Os resultados verificados ficaram sempre dentro das especificações pelo fabricante (± 0.1 mm), valor perfeitamente compatível com os requisitos necessários para assegurar uma boa fixação do implante⁽²⁴⁾.

A escolha de equipamentos e aplicações comerciais teve como consequência custos mais acessíveis e maior facilidade no recrutamento e formação de técnicos habilitados, isto é, o recurso a equipamentos menos dispendiosos e mais fáceis de utilizar permitiu a sua utilização em situações pouco usuais. No que se refere ao custo dos equipamentos e materiais utilizados na intervenção cirúrgica, pode-se concluir que apesar destes apresentarem valores elevados, não são de modo nenhum valores incompressíveis e são comparativamente inferiores aos valores registados noutros métodos alternativos.

CONCLUSÕES

O sistema desenvolvido de fabrico rápido de implantes ortopédicos customizados permitiu desenvolvimentos no sentido de produzir um ajustamento perfeito entre o implante e o osso, melhorando o desconforto pós-operatório e potenciar melhores taxas de sucesso a médio e longo prazo. É expectável que os custos finais desta solução, possam com os continuados desenvolvimentos tecnológicos, serem ainda mais reduzidos.

A utilização de processos de captação directa da geometria do implante e fabrico em simultaneidade com a cirurgia revelou-se capaz de reproduzir fielmente finos detalhes da estrutura anatómica, assegurando deste modo o objectivo de melhorar a qualidade dimensional e geométrica do modelo pretendido, garantindo um melhor desempenho funcional.

Os ensaios realizados revelaram que o sistema desenvolvido foi capaz de dar cumprimento aos objectivos propostos e ser implementado durante um período de tempo perfeitamente compatível com o tempo de cirurgia.

A tecnologia de suporte, nomeadamente as aplicações informáticas que foram utilizadas, também se revelaram adequadas, facto demonstrado pelos tempos médios de processamento da informação e a fiabilidade dos resultados produzidos no fabrico dos implantes.

O editor optou por publicar na língua portuguesa como foi escrita na sua forma original.

REFERÊNCIAS

1. Bargar WL. Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):73-8.
2. McCarthy JC, Bono JV, O'Donnell PJ. Custom and modular components in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(344):162-71.
3. Stulberg SD, Stulberg BN, Wixson RL. The rationale, design characteristics, and preliminary results of a primary custom total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):79-96.
4. Decking R, Puhl W, Simon U, Claes LE. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(5):495-501.
5. Gillies RM, Morberg PH, Bruce WJ, Turnbull A, Walsh WR. The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem. *Med Eng Phys.* 2002;24(2):109-14.
6. Viceconti M, Brusi G, Pancanti A, Cristofolini L. Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis. *J Biomech.* 2006;39(7):1169-79.
7. Robertson DD, Walker PS, Granholm JW, Nelson PC, Weiss PJ, Fishman EK, et al. Design of custom hip stem prostheses using three-dimensional CT modeling. *J Comput Assist Tomogr.* 1987;11(5):804-9.
8. Winder J, Cooke RS, Gray J, Fannin T, Fegan T. Medical rapid prototyping and 3D CT in the manufacture of custom made cranial titanium plates. *J Med Eng Technol.* 1999;23(1):26-8.
9. Mulier JC, Mulier M, Brady LP, Steenhoudt H, Cauwe Y, Goossens M, Elloy M.. A new system to produce intraoperatively custom femoral prosthesis from measurements taken during the surgical procedure. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):97-112.
10. Boissonat JD. Shape reconstruction from planar crosssections. *Comput Vis Graph Image Process.* 1988;44:1-29.
11. Fuchs H, Kedem ZM, Usselton SP. Optimal surface reconstruction from planar contours. *Commun ACM.* 1977; 20(10):693-702.
12. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Estève P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(1):28-32.
13. Laine HJ, Kontola K, Lehto MU, Pitkänen M, Jarske P, Lindholm TS.. Image processing for femoral endosteal anatomy detection: description and testing of a computed tomography based program. *Phys Med Biol.* 1997;42(4):673-89.
14. Liu JG, Li DS, Ma WH, Zhou ZP, Xu XX. Computer assisted reconstruction of threedimensional canal model of femur and design for custom-made stem, *Chin Med J (Engl).* 2004;117(8):1265-7.
15. Averill RG, Pachtman N, Jaffe W E. Basic dimensional analysis of normal human proximal femora. In: *Proceedings of the 8th Annual Northeast Bioengineering Conference, Cambridge, 1980; MA, p. 352.*
16. Dai KR, An KM, Hein T, Nakahjima I, Chao E. Geometric and biomechanical analysis of the human femur. *Orthop Trans.* 1985;10:99.
17. Huang HK, Suarez FR. Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography. *J Biomech.* 1983;16(10):821-32.
18. Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(181):76-91
19. Faulkner A, Kennedy LG, Baxter K, Donovan J, Wilkinson M, Bevan G. Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model. *Health Technol Assess.* 1998;2(6):1-133.
20. Bono JVS. Rom modular total hip replacement. *Oper Techn Orthop.* 2001; 11(4):279-87.
21. Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ, Dujovne AR, Brooks CE. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(298):27-36
22. Toni A, Ciaroni D, Sudanese A, Femino F, Marraro MD, Bueno Lozano AL, et al. Incidence of intraoperative femoral fracture. Straight-stemmed versus anatomic cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 1994;60(1):43-54.
23. Walker PS, Culligan SG, Hua J, Muirhead-Allwood S K, Bentley G. Stability and bone preservation in custom designed revision hip stems. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;(373):164-73.
24. Relvas C. Conceção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção *in situ* da geometria do canal femoral [tese]. Universidade de Aveiro; 2007.