

## Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção

Biomechanical Analysis in the Use of Different Cement Layers in a New Model of Modular Diaphyseal Femoral Implant Relative to Torsion Forces

Marcos Ishimoto Della Nina<sup>1</sup>, Cássio Ricardo Auada Ferrigno<sup>2</sup>, César Augusto Martins Pereira<sup>3</sup>, Flávio Rocha Alves<sup>4</sup> & Arnaldo José Hernandez<sup>5</sup>

### ABSTRACT

**Background:** The feasibility of modular cemented prosthesis in the femoral diaphysis was demonstrated in dogs, but several authors report loosening of bone-cement-implant interface as a major complication and have yet to reach a consensus on the ideal cement layer thickness for reducing postoperative morbidity. The objective of this study was to evaluate the stabilization of the prosthesis using different thicknesses of cement layer, subjected to torsion forces.

**Materials, Methods & Results:** For this study 48 femurs from 24 dogs weighing over 15 kg were used. The animals used did not have any prior diagnosis of bone or nutritional diseases, which was an exclusion criteria for this study. All biological materials were obtained immediately after death or euthanasia of the animal, and then subjected to conventional storage in a freezer at a temperature of - 24°C. The prosthesis was composed of a cylindrical part with rods for attachment to the intramedullary canal, made of alloy steel 316L. After thawing the femurs and subsequent stabilization at room temperature we performed osteotomies of the femoral diaphysis with an oscillating saw and the installation of the prosthesis. As preparatory measures for prosthesis fixation with cement, the intramedullary canals were cleaned, washed with saline and aspirated. They were separated in four groups, the first group with eight femurs used a cement mantle of 1.0 to 1.5 mm, the second group, with eight femurs, used a cement mantle of 2.0 to 2.5 mm and the third group, with eight femurs, used a cement layer of 3.0 to 3.5 mm. The femurs were submitted to destructive torsion tests using a universal testing machine with a load cell of 981 N (100 kg) and an essay speed of 22 mm / min. They were evaluated due to the values of torsional rigidity and maximum torque shown by the implant, bone and bone cement interface. The fourth group consisted of the remaining intact femurs, they were evaluated using the same torsion test used on the other groups. The results were analyzed using the Statistical Analysis System (SAS, 2001) and the normality of residuals was previously verified by the Shapiro-Wilk test. It was established to conduct the testing using an external rotation protocol in order to standardize, assuming a situation where the dog was in movement during a uniform curvilinear motion, trying to mimic a situation where the rotational forces were acting more significantly on the femur.

**Discussion:** In our study the importance of cleaning up the intramedullary canal for proper bone cement penetration, a good reaming of the intramedullary canal and drying the area before the cement implantation was made clear. Statistical analysis showed that the thicknesses of the cement layer ranging from 1 mm to 2.5 mm, although bringing a gradual increase in maximum torque and torsional rigidity, are not sufficient to be statistically significant and may be considered equal in their biomechanical behavior assessed by this study. A similar result was found when we compared the 2 mm to 3.5 mm layers. The comparison that was statistically significant and can be considered in relation to the different biomechanical behavior of the cement layer was seen between the group I of 1 mm to 1.5 mm, and group III of 3 mm to 3.5 mm. Although some results were not statistically significant we must remember that, in absolute values, the torsional rigidity and maximum torque increased linearly with the increasing of the cement layer. From these results we can infer about the real advantage of using a thicker cement layer over an increment in the diameter of the intramedullary component, giving greater resistance to the prosthesis.

**Keywords:** biomechanics, bone cement, dog, femur, torsion, prosthesis, femoral implant.

**Descritores:** estudo biomecânico, cimento ósseo, cão, fêmur, torção, prótese femoral.

Received: 8 August 2012

Accepted: 3 December 2012

Published: 28 May 2013

<sup>1</sup>Doutorando, Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ), Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, SP, Brazil. <sup>2</sup>Departamento de Cirurgia, FMVZ-USP, São Paulo, SP. <sup>3</sup>Tecnólogo em Saúde, Faculdade de Medicina, USP, São Paulo, SP, Brazil. <sup>4</sup>M.V. autônomo, São Paulo, SP. <sup>5</sup>Faculdade de Medicina, USP, São Paulo, SP. CORRESPONDENCE: M.I. Della Nina [midn77@gmail.com - Tel.: +55 (11) 99620-4002]. Alameda dos Anapurus n. 1213/101, Bairro Moema. CEP 04087-003 São Paulo, SP, Brazil.

## INTRODUÇÃO

O fêmur canino é submetido a uma grande carga excêntrica durante a sustentação de peso e deambulação [16], sendo que suas propriedades biomecânicas afetam diretamente a forma como se comportam em relação às forças a que são submetidos no animal vivo [2,5,10].

O fêmur é o osso com maior torque máximo até o momento de fratura [22]. É descrito um notável momento rotacional no fêmur após a implantação de próteses, sugerindo que forças de torção devem participar de forma significativa na soltura asséptica dos componentes protéticos femorais [12].

O polimetilmetacrilato foi utilizado primeiramente na fixação de componentes em próteses articulares, dependendo de sua característica de polimerização podem ser divididos em cimentos de baixa, média e alta viscosidade, com mistura manual ou a vácuo [21].

Em próteses coxofemorais humanas, foi determinado que uma capa de cimento ideal deveria compreender valores de 2 a 5 mm de espessura, reduzindo assim a chance de ocorrer a soltura asséptica do implante [17].

A viabilidade da utilização de próteses modulares cimentadas em diáfises de fêmur em cães foi demonstrada [20], porém diversos autores relatam a falha de aderência entre as próteses e os ossos como uma das principais complicações [1,11,20].

O objetivo do trabalho foi investigar o comportamento de próteses diafisárias fixadas com diferentes espessuras de cimento ósseo quando submetidas a forças de torção. Como parâmetros, foram avaliados as espessuras das camadas de cimento ósseo utilizadas para a estabilização da prótese e os valores de rigidez à torção e torque máximo necessário para provocar falência da mesma.

## MATERIAIS E MÉTODOS

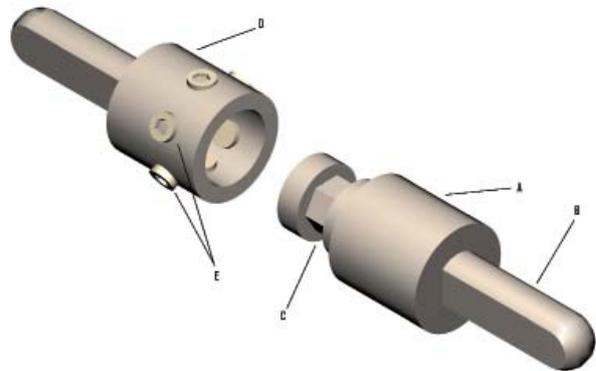
Foram coletados 48 fêmures, de cadáveres da espécie canina, de raças diversas, com peso acima de 15 kg, sem predileção de sexo, com idades variando entre dois e sete anos. Nenhum animal foi eutanasiado visando sua inclusão neste estudo.

Os animais utilizados neste estudo não possuíam nenhum diagnóstico prévio de doença óssea ou nutricional, sendo este um critério de exclusão do trabalho. Todos os fêmures foram radiografados com o objetivo de possibilitar a exclusão de peças que radiograficamente indicassem fragilidade óssea, fraturas pré-existentes ou

qualquer indicação de moléstia óssea identificável por este meio diagnóstico. Tal avaliação também possibilitou a realização de aferição indireta do diâmetro ósseo, espessura de cortical e o diâmetro do canal medular, dados necessários para o cálculo do diâmetro das hastes intramedulares das próteses e divisão dos fêmures em seu respectivo grupo de ensaio biomecânico

Todo o material biológico foi obtido imediatamente após a morte ou eutanásia do animal, sendo em seguida submetidos à conservação em freezer convencional, com temperatura de - 24°C.

As próteses foram compostas de uma parte cilíndrica com hastes para fixação no canal medular, confeccionadas em liga de aço 316L (Figura 1).



**Figura 1.** Desenho esquemático da prótese modular diafisária com suas respectivas estruturas. A- Segmento macho da prótese. B- Haste intramedular. C- Eixo central sextavado. D- Segmento fêmea da prótese. E- Parafusos sextavados.

A prótese é dividida em duas porções, o segmento denominado de macho é composto por um corpo cilíndrico de aproximadamente 20 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento, sendo sua estrutura sólida (Figura 1-A). Duas estruturas se originam no corpo da prótese, a haste intramedular (Figura 1-B), que variou de diâmetro de acordo com o grupo experimental, sendo sempre bifacetada com sulcos em ambos os lados, e o eixo da prótese que se origina no lado contralateral a haste intramedular.

Foram divididos os fêmures em 4 grupos: o grupo denominado I, composto por 8 fêmures, utilizou uma espessura de capa de cimento de 1,0 a 1,5 mm, o grupo II, composto por 8 fêmures, utilizou uma capa de cimento de 2,0 a 2,5 mm e o grupo III, com 8 fêmures, utilizou um intervalo de 3,0 a 3,5 mm comparando-se a um quarto grupo denominado de controle, composto por 24 corpos de prova, onde o ensaio de torção foi realizado no fêmur contralateral íntegro.

No momento de utilização os fêmures foram descongelados a temperatura ambiente envolvidos em compressas de gaze embebidas em solução fisiológica.

Após o descongelamento dos fêmures e subsequente estabilização à temperatura ambiente efetuou-se as osteotomias das diáfises femorais e a instalação das próteses.

Como medidas preparatórias para a fixação das próteses com cimento, os canais medulares foram limpos, lavados com solução salina e aspirados, em ambas as extremidades ósseas.

Em seguida o diâmetro do canal medular foi mensurado utilizando-se um paquímetro digital.

Foram utilizados os cimentos ósseos de polimetilmetacrilato<sup>1</sup>, misturando-se frações pré-determinadas pelo fabricante do pó com o polimerizante líquido, gradativamente e concomitante à homogeneização, para impedir a formação de bolhas no cimento.

Foram então preenchidos os canais medulares com o cimento e, posteriormente, assentadas as duas partes das próteses em seus respectivos canais medulares (Figura 2).



Figura 2. Imagem fotográfica mostrando as próteses assentadas em seus respectivos segmentos ósseos após colocação do cimento no canal medular.

Os fêmures de cada grupo estudado foram submetidos a ensaio destrutivo definido como ensaio de torção.

Os ensaios mecânicos foram realizados utilizando uma máquina universal de ensaios mecânicos<sup>2</sup> dotada de célula de carga de 981 N (100 kgf) com uma velocidade de ensaio de 22 mm/min (Figura 3). Os parâmetros força e deformação foram enviados ao computador IBM<sup>®</sup>-PC através de um sistema de aqui-

sição analógica Lynx<sup>®</sup> modelo ADS-2000 permitindo a gravação dos parâmetros para posterior análise.



Figura 3. Imagem fotográfica do fêmur após posicionamento do corpo de prova no sistema da máquina de ensaios de torção, evidenciando os marcadores esféricos com diâmetro de cinco milímetros (um fixado no segmento proximal junto ao 'gap' de 40 mm, um marcador preso ao segmento distal próximo ao 'gap' e um fixado em cada módulo da prótese).

Em todos os ensaios os deslocamentos lineares e angulares relativos do segmento distal em relação ao segmento proximal foram medidos através da técnica de goniovideogrametria. Para isso foi necessária a utilização de uma máquina filmadora digital, marcadores esféricos com diâmetro de 5 mm (um fixado no segmento proximal junto ao 'gap' de 40 mm, um marcador preso ao segmento distal próximo ao 'gap' e um fixado em cada módulo da prótese) e um programa de computador que permitiu medir através das imagens digitais, as coordenadas angulares de cada marcador (Figura 4).

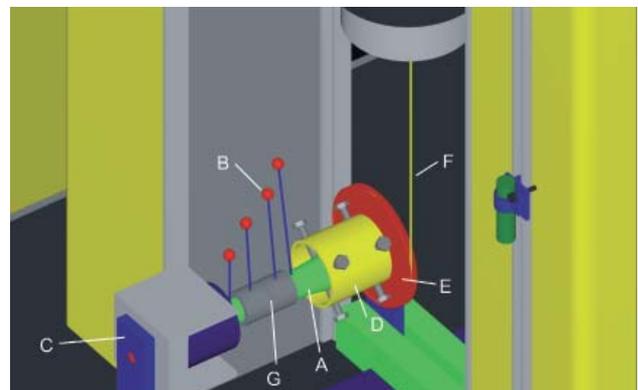


Figura 4. Esquema do ensaio de torção do fêmur. A- Fêmur. B- Marcadores esféricos. C- Dispositivo mecânico. D- Garra cilíndrica. E- Polia. F- Fio de aço. G- Prótese.

Esse tipo de ensaio permitiu adquirir o momento de torção em função da deformação angular sofrida pela estrutura ensaiada, o momento é calculado multiplicando-se a força medida pela célula de carga pelo raio da polia e a deformação angular calcula-se relacionando o deslocamento linear do travessão móvel com o perímetro da polia ou seja:

$$\text{Deformação angular} = \frac{\text{Deslocamento linear} \times 360^\circ}{\text{Perímetro da polia}}$$

Foi possível adquirir o torque máximo e a rigidez à torção da peça ensaiada no momento da ruptura da integração osso, prótese e capa de cimento ou desestruturação da cortical óssea no osso íntegro.

Determinou-se a espessura da camada de cimento ósseo em cada fêmur através da diferença entre o diâmetro do canal medular e o diâmetro da haste de fixação intramedular da prótese utilizada e aferição do diâmetro do canal medular através da avaliação radiográfica e através da análise direta, após a realização de osteotomias, os valores foram determinados e comparados com os resultados dos testes de torção.

Para a avaliação dos resultados do ensaio na prótese, adotou-se a medição dos valores encontrados durante o ensaio de torção, foram registrados os deslocamentos angulares dos segmentos da prótese em relação à parte móvel do dispositivo assim como a determinação dos valores de rigidez à torção e torque máximo no instante em que ocorreu a falência da interface ou falha da prótese.

Todos os valores obtidos foram analisados estatisticamente para se determinar o nível de significância dos resultados dentro de cada grupo e da correlação entre eles.

## RESULTADOS

Os resultados dos ensaios dos grupos experimentais mostraram um aumento nos valores de rigidez à torção e torque máximo de acordo com o aumento de espessura da capa de cimento nos grupos (Tabela 1).

Os valores foram analisados estatisticamente com teste de probabilidades não ortogonais.

Apesar dos valores absolutos aumentarem entre os grupos, os valores de torque máximo não foram estatisticamente significantes quando analisados os resultados entre os grupos I e II e entre os grupos II e III. Porém realizando análise entre os grupos I e III os resultados foram estatisticamente significantes.

Em relação à rigidez à torção, os resultados comparando o grupo I com o III foram significantes estatisticamente e ocorreu uma tendência de significância estatística entre o grupo I e II, porém entre o grupo II e III, para este parâmetro, os valores não foram considerados estatisticamente significantes.

## DISCUSSÃO

O membro pélvico canino tem sido tema de diversos estudos clínico-cirúrgicos devido à alta incidência de moléstias que acometem esta região anatômica e suas consequências para a qualidade de vida dos pacientes e de seus proprietários.

Os cães diferentemente dos humanos, sofrem menos consequências da idade na capacidade de retenção de cálcio nos tecidos ósseos, porém seu metabolismo é afetado, e a capacidade de consolidação óssea deve sempre ser levada em conta nos animais idosos. Nos animais utilizados no estudo, não foram incluídos animais dentro da faixa considerada idosa, que para os indivíduos deste estudo seria considerada 8,85 +/- 1,38 anos [6].

Trabalhos mostram que o momento de ruptura óssea animal durante o movimento torcional, não é influenciado pela direção do movimento [22], sendo, portanto indiferente a rotação interna ou externa do membro durante o ensaio de torção.

A tentativa de se padronizar um tamanho de cão no presente estudo se mostrou ineficiente devido ao fato de cães de raças diferentes, apesar de estarem na mesma faixa de peso corpóreo, possuírem fêmures de comprimentos e diâmetros muito heterogêneos, fato este que não foi comentado por grande parte dos autores pesquisados. A padronização das dimensões femorais para os ensaios biomecânicos poderia ser obtida se o presente estudo contemplasse uma única raça. O fato de ocorrer uma grande variação de tamanho das peças coletadas possivelmente não comprometeu o resultado do estudo, provocando apenas uma maior dificuldade no desenvolvimento da metodologia de padronização do ensaio.

O método de congelamento a - 24°C para o armazenamento das peças de ensaio se mostrou eficiente e prático. Não se observou nenhuma fissura ou aparente alteração nos corpos de prova decorrentes do processo de congelamento e posterior descongelamento para sua utilização no ensaio de torção. Isto pode ser creditado ao cuidado na manipulação dos ossos no local de arma-

zenamento e no processo de congelamento e descongelamento que foram realizados de forma lenta, evitando alterações térmicas bruscas no material biológico.

Concordamos que o procedimento de cimentação da prótese se mostrou um ponto fundamental no sucesso da estabilização protética [7,14,15], o tempo de polimerização deve ser respeitado, utilizando-se como referência o início da fase borrachoide, evidenciada pelo momento onde o cimento não adere mais na luva cirúrgica, sendo facilmente manipulado [13]. O tempo de polimerização permitiu facilmente a cimentação dos dois módulos da prótese, sendo necessário um especial cuidado no que tange a centralização da haste no canal medular. Trabalhos relatam uma correlação entre contato da prótese com o endóstio com uma maior probabilidade de falha do implante, porém existem autores que divergem desta opinião, não encontrando correlação significativa nesta situação [3,4]. Em nosso estudo não foram encontrados desvios de eixo de cimentação que evidenciasse contato da haste do implante com o endóstio, impossibilitando uma comparação entre os dados dos trabalhos citados na literatura, mas podemos inferir que um desvio mais significativo da prótese no eixo do canal medular irá provocar uma fragilidade da estabilização devido ao fato de ocorrer um menor recobrimento de cimento em certas regiões do implante e uma sobrecarga dos pontos de contato implante endóstio, principalmente quando submetido a forças de rotação devido a possibilidade de movimentos de alavanca na cortical óssea, podendo em casos extremos causar uma fratura iatrogênica [3,4].

Concordamos com a importância da limpeza do canal medular para uma correta penetração na interface cimento osso, em nosso estudo a partir da preparação da peça para a implantação da prótese foi nítida a necessidade de uma boa fresagem do canal medular e secagem da área antes do procedimento de cimentação. Em todos os ensaios biomecânicos, com as próteses, ocorreu soltura da interface cimento prótese, sendo que a interface cimento osso se manteve estável em todos os corpos de prova [9]. Este resultado corrobora os resultados encontrados durante a sua avaliação *post-mortem* de 38 implantes de próteses de quadril caninos observou que 73% das instabilidades estavam relacionadas a interface implante cimento [19].

Devemos lembrar que nossa avaliação foi realizada imediatamente após o procedimento de cimentação da prótese, não permitindo que outros fatores como

a presença de fluidos regionais, que podem modificar drasticamente a estabilidade da prótese em apenas duas semanas, pudessem afetar os resultados [8]. Isto se deve ao fato do escopo de nosso trabalho não visar determinar estes tipos de fatores externos interferindo na estabilidade protética.

Os resultados corroboram os achados em trabalho que avaliou duas técnicas renomadas de implantação de próteses de quadril humanas, sendo que o grande diferencial residia no fato de utilizarem espessuras de cimento muito discrepantes entre si, e chegou a conclusão de que não existia diferença entre utilizar capas de cimento finas ou um pouco maiores que 2 mm, obtendo inclusive resultados levemente superiores com a técnica de menor espessura [18].

Resultado semelhante foi encontrado quando nós comparamos a faixa de capa de cimento de 2 mm a 3,5 mm demonstrando não serem significantes estatisticamente, podendo ser consideradas iguais em relação ao seu comportamento biomecânico nos parâmetros analisados.

A comparação que foi avaliada como estatisticamente significativa e pode ser considerada como diferente em relação ao comportamento biomecânico da faixa de capa de cimento ocorreu entre o grupo I de 1 a 1,5 mm e o grupo III de 3 a 3,5 mm.

Através dos resultados encontrados podemos inferir que existe a possibilidade das divisões dos grupos abrangerem faixas de capa de cimento muito próximas, não possibilitando ao nosso modelo de avaliação experimental reconhecer diferenças significativas entre os grupos em contato direto.

Na literatura médica existem trabalhos que recomendam capas de cimento de 2 mm a 5 mm a fim de diminuir as chances de ocorrer soltura asséptica dos implantes, porém em seu estudo não foram observados uma maior ocorrência de problemas em cães submetidos a procedimentos com capas de cimento menores que 2 mm [4]. Fato este que também é justificado pelos resultados de nossas avaliações biomecânicas.

Apesar de estatisticamente alguns resultados não obterem diferenças significantes devemos lembrar que, em números absolutos, os valores de rigidez à torção e torque máximo aumentaram de acordo com o incremento da capa de cimento, porém, a partir destes resultados podemos inferir sobre a real vantagem em utilizar uma capa de cimento mais espessa em detrimento de uma haste intramedular de diâmetro maior, conferindo uma maior resistência à prótese.

## CONCLUSÃO

A partir da análise dos dados e observações obtidas no curso deste trabalho experimental nos permitem concluir que nas condições apresentadas neste estudo não existe diferença biomecânica significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento entre 1 mm e 2,5 mm e entre 2 mm e 3,5 mm, porém existe diferença biomecânica significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento entre a faixa de 1 mm a 1,5 mm e de 3 mm a 3,5 mm.

## SOURCES AND MANUFACTURERS

<sup>1</sup>Baumer S.A., Mogi Mirim, SP, Brazil.

<sup>2</sup>Kratos® modelo 5002, Kratos equipamentos industriais, Cotia, SP, Brazil.

**Declaration of interest.** The authors report no conflicts of interest. The authors alone are responsible for the content and writing of the paper.

## REFERENCES

- 1 **Chu Y.H., Elias J.J., Duba G.N., Frassica F.J. & Chao E.Y.S. 2000.** Stress and micromotion in the taper lock joint of a modular segmental bone replacement prosthesis. *Journal of Biomechanics*. 33(9): 1175-1179.
- 2 **Duyck J., De Cooman M., Puers R., Van Oosterwyck H., Sloten J.V. & Naert I. 2004.** A repeated sampling bone chamber methodology for evaluation of tissue differentiation and bone adaptation around titanium implants under controlled mechanical conditions. *Journal of Biomechanics*. 37(12): 1819-1822.
- 3 **Edwards M.R., Egger E.L. & Schwartz P.D. 1997.** Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs: 11 cases in 10 dogs (1991-1995). *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 211(5): 580-586.
- 4 **Frankel D.J., Pluhar E., Skurla C.P., Egger S. & James S.P. 2004.** Radiographic evaluation of mechanically tested cemented total hip arthroplasty femoral components retrieved *post-mortem*. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 17(4): 216-224.
- 5 **Gibson T.W.G., Moens N.M.M., Runciman R.J., Holmberg D.L. & Monteith G.M. 2008.** The biomechanical properties of the feline femur. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 21(4): 312-317.
- 6 **Goldston R.T. 1999.** *Geriatrics & gerontologia do cão e do gato*. São Paulo: Manole, 551p.
- 7 **Hoeffle W.D. 1974.** A surgical procedure for prosthetic total hip replacement in the dog. *Journal of the American Animal Hospital Association*. 10: 269-276.
- 8 **Iesaka K., Jaffe W.L., Jones C.M. & Kummer F.J. 2005.** The effects of fluid penetration and interfacial porosity on the fixation of cemented femoral components. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 87-B(9): 1298-1302.
- 9 **Ishihara S., Goshima T., Kanekasu K. & McEvily A.J. 2002.** The static and cyclic strength of a bone-cement bond. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine and Biology*. 13(5): 449-455.
- 10 **Jee W.S.S. 2001.** Integrated bone tissue physiology: Anatomy and Physiology. In: Cowin S.C. (Ed). *Bone mechanics handbook*. Boca Raton: CRC Press, pp.1.1-1.34.
- 11 **Malawer M.M. & Chou L.B. 1995.** Prosthetic survival and clinical results with use of large segment replacements in the treatment of high grade bone sarcomas. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 77(8): 1154-1165.
- 12 **Mason D.R., Schulz K.S., Kass P.H. & Stover S.M. 2003.** Effect of stem flattening on rotational stability of a canine femoral hip component in polymethylmethacrylate cement. *Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 16(4): 238-242.
- 13 **Messick K.J., Miller M.A., Damron L.A., Race A., Clarke M.T. & Mann K.A. 2007.** Vacuum-mixing cement does not decrease overall porosity in cemented femoral stems. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 89-B(8): 1115-1121.
- 14 **Nunamaker D. 1985.** Total Joint replacement. In: Newton C.D. & Nunamaker D. (Eds). *Textbook of Small Animal Orthopaedics*. Philadelphia: J.B. Lippincott Co., pp.555-560.
- 15 **Olmstead M.L. 1995.** The canine cemented modular total hip prosthesis. *Journal of the American Animal Hospital Association*. 31(2): 109-124.

- 16 **Piermattei D.L. 1999.** Fraturas do fêmur e patela. In: Piermattei D.L. & Flo G.L. (Eds). *Manual de ortopedia e tratamento das fraturas de pequenos animais*. São Paulo: Manole, pp.437-480.
- 17 **Ramaniraka N.A., Rakotomanana L.R. & Leyvraz P.F. 2000.** The fixation of the cemented femoral component: effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 82-B(2): 297-303.
- 18 **Skinner J.A., Todo S., Taylor M., Wang J. S., Pinskerova V. & Scott G. 2003.** Should the cement mantle around the femoral component be thick or thin? *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 85-B(1): 45-51.
- 19 **Skurla C.P., Pluhar G.E., Frankel D.J., Egger E.L. & James S.P. 2005.** Assessing the dog as a model for human total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 87B(1): 120-127.
- 20 **Virolainen P., Inoue N., Nagau M., Ohnishi I., Frassica F. & Chao E.Y.S. 1999.** Autogenous onlay grafting for enhancement of extracortical tissue formation over porous-coated segmental replacement prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 81-A(4): 493-499.
- 21 **Webb J.C.J. & Spencer R.F. 2007.** The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 89-B(7): 851-857.
- 22 **Yamada H. 1973.** Mechanical properties of locomotor organs and tissues. In: Yamada H. (Ed). *Strength of biological materials*. New York: Robert E. Krieger Publishing Company, pp.19-73.

