

AUTORES

Antonio Carlos Ferreira Lemos¹ e
Antonio Fernando Corrêa Silva¹

E-mail do autor correspondente:
correa.ifap@gmail.com

INSTITUIÇÃO AFILIADA

1- Professor da Graduação em
medicina Veterinária do
Instituto Federal do Amapá.

CITAÇÃO

Antonio Carlos Ferreira Lemos e
Antonio Fernando Corrêa Silva. Os
efeitos do bloqueio de uma haste
universal não cimentada do quadril
na subsidência do implante e nas
propriedades mecânicas da fêmora
canina cadavérica. **Brazilian
Journal of Implantology and
Health Sciences**, v.1, n.2, p. 34-57,
2019.

PALAVRAS CHAVE

*Fêmora canina, Estudo
biomecânico, Implante,
Osseointeração.*

TEMA: Os efeitos do bloqueio de uma haste universal não cimentada do quadril na subsidência do implante e nas propriedades mecânicas da fêmora canina cadavérica.

RESUMO

Objective: Determinar se um parafuso de bloqueio limitaria a subsidência da haste femoral do quadril universal de fixação biológica (BFX[®]) sob carga cíclica e aumentaria as propriedades de rigidez, rendimento e falha da construção.

Material and method: Os fêmures emparelhados implantados com uma haste tradicional ou uma haste de bloqueio (construções) foram carregados ciclicamente em cargas de caminhada, trote e galope, enquanto os movimentos do implante e do osso foram capturados usando marcadores cinemáticos e vídeo em alta velocidade. As construções foram carregadas até a falha para avaliar as propriedades mecânicas da falha.

Results: A subsidência do implante foi maior ($P = 0,037$) para o implante tradicional (4,19 mm) do que o implante intertravado (0,78 mm) somente após carregamento cíclico de galope e cumulativamente após cargas cíclicas de caminhada, trote e galope (5,20 mm vs. 1,28 mm, $P = 0,038$). As cargas de rendimento e falha foram maiores ($P = 0,029$ e $0,002$, respectivamente) para o construto de haste intertravada (1155 N e 2337 N) do que o construto de haste tradicional (816 N e 1405 N). A alteração do ângulo de versão após a carga cíclica foi maior ($P = 0,020$) no implante tradicional (3,89 graus) do que no implante intertravado (0,16 graus), enquanto o deslocamento em varo da haste na falha foi maior ($P = 0,008$) para o implante de bloqueio (1,5 graus) do que o implante tradicional (0,17 graus).

Conclusion: A adição de um parafuso estabilizador melhorou a estabilidade da construção e subsidência limitada de uma haste femoral BFX[®]. O uso do implante intertravado pode diminuir a subsidência pós-operatória. No entanto, os efeitos in vivo do parafuso de bloqueio na osseointegração, remodelação óssea e proteção contra o estresse são desconhecidos.

The effects of blocking an uncemented universal nail on the hip on the subsidence of the implant and on the mechanical properties of the cadaveric canine femur.

ABSTRACT

Objective: Determine whether a locking screw would limit the subsidence of the universal biological fixation hip femoral stem (BFX ®) under cyclic load and increase the rigidity, performance and failure properties of the construction.

Material and method: Paired femurs implanted with a traditional rod or a locking rod (constructions) were loaded cyclically in walking, trotting and galloping loads, while the movements of the implant and bone were captured using kinematic markers and high-speed video. . Buildings were loaded to the fault to assess the mechanical properties of the fault.

Results: The subsidence of the implant was greater ($P = 0.037$) for the traditional implant (4.19 mm) than the interlocked implant (0.78 mm) only after cyclical canter loading and cumulatively after cyclical walking, trotting and gallop (5.20 mm vs. 1.28 mm, $P = 0.038$). The yield and failure loads were higher ($P = 0.029$ and 0.002 , respectively) for the interlocking rod construct (1155 N and 2337 N) than the traditional rod construct (816 N and 1405 N). The change in the version angle after cyclic loading was greater ($P = 0.020$) in the traditional implant (3.89 degrees) than in the interlocked implant (0.16 degrees), while the varus displacement of the nail in the failure was greater ($P = 0.008$) for the blocking implant (1.5 degrees) than the traditional implant (0.17 degrees).

Conclusion: The addition of a stabilizing screw improved the stability of the construction and limited subsidence of a BFX ® femoral stem. The use of the interlocked implant can decrease postoperative subsidence. However, the in vivo effects of the blocking screw on osseointegration, bone remodeling and protection against stress are unknown.

KEY WORDS: Canine femoral, Biomechanical study, Implant, Osseointegration.

INTRODUÇÃO

A artroplastia total do quadril (ATQ) é comumente usada no tratamento da osteoartrite coxofemoral para aumentar a função e o conforto das articulações em cães. **1 - 3** Inicialmente, em pacientes veterinários, as hastes de ATQ foram cimentadas no fêmur com polimetilmetacrilato (PMMA). Embora a ATQ cimentada esteja associada a um alto sucesso geral, foi relatado um relaxamento asséptico em até 7,2% dos casos clínicos **4 - 6** e até 63% dos casos podem ser afetados com base no exame post-mortem. **7** Os sistemas de ATQ não cimentados foram desenvolvidos, em parte, para superar as complicações associadas ao uso de PMMA, incluindo afrouxamento asséptico, formação de granuloma de cimento extraósseo e doenças particuladas. **8 - 10**

Hastes THA não cimentadas devem alcançar estabilidade de curto e longo prazo no fêmur. As hastes não cimentadas, como a haste universal de fixação biológica (BFX[®]) (BioMedtrix[™], Biomedtrix, Boonton, NJ), dependem do ajuste por pressão dentro do canal femoral para estabilidade a curto prazo e osseointegração na superfície metálica porosa do componente femoral para estabilidade a longo prazo. **9 - 11** Relatos clínicos de cães com ATQ não cimentada não identificaram falha da osseointegração e estabilidade a longo prazo como fatores complicadores importantes. **3, 9** No entanto, o implante por pressão de uma haste com revestimento poroso no fêmur resulta em uma área superficial relativamente pequena do contato ósseo inicial, **12** e o processo de crescimento ósseo é limitado. **13** Além disso, existe micromoção entre o implante e o leito ósseo. **11, 14** Uma micromoção tão pequena quanto 100–500 µm é suficiente para inibir o crescimento ósseo e leva à formação de uma membrana fibrosa e de um implante mecanicamente instável. **15 - 17** As complicações clínicas relatadas da ATQ não cimentada incluem fratura da diáfise do fêmur e trocânter maior (2–13,1% dos casos), **1, 18, 19** fissura femoral intraoperatória (3,6–5,4%), **18, 19** luxação coxofemoral (3–13,5%), **1, 3, 9, 19** e migração de caules (8,1%). **19**

A subsidência pode ser uma conseqüência precoce da estabilidade inicial inadequada e da incapacidade de restringir o suporte de peso do membro afetado no período perioperatório imediato em cães. **20** A importância da subsidência do implante pode ser subestimada. Relatórios in vivo que avaliam a subsidência de hastes não cimentadas são escassos, com subsidência na haste de apenas 1–2,2 mm. **3, 9** A subsidência é difícil de medir in vivo, embora fatores preditivos para a subsidência incluam baixo índice de alargamento do canal (CFI) e baixa porcentagem de preenchimento do canal femoral (FC). **20, 21** No entanto, os efeitos da subsidência podem estar embutidos em outras complicações clínicas. As fraturas por subsidência e fêmur compartilham fatores de risco comuns e ambas ocorrem no início do período pós-operatório, antes que a osseointegração seja

substancial. **18**, **20**, **22** Implantes subsidiados podem contribuir para o desenvolvimento de fratura do fêmur e luxação coxofemoral por causa da amplitude de movimento alterada, particularmente em abdução, alteração no ângulo da versão do tronco femoral e aumento da translação lateral como resultado da diminuição da tração do músculo glúteo. **23A** prevenção de subsidência poderia, portanto, reduzir a incidência de fraturas e luxações associadas à ATQ. A subsidência pode ser limitada pela preparação precisa do fêmur, pelo posicionamento ideal da haste e pela implantação de uma haste de tamanho apropriado. A forma anatômica de uma haste também contribui para a estabilidade inicial ao maximizar a FC. **20**

O sistema BFX[®] é amplamente utilizado desde 2003, com mais de 13.500 implantes em todo o mundo até o momento. **24** No entanto, foi relatado que a fratura do fêmur associada ao sistema de substituição do quadril BFX[®] ocorre em uma incidência de até 13,1%, e cães com idade mais avançada e menor CFI têm maior risco de desenvolver fratura. **18** A maioria das fraturas observadas com o BFX[®] O sistema se propaga a partir do nível da ostectomia da cabeça e pescoço do fêmur, indicando que a expansão do córtex femoral por um implante de subida aguda pode ser o mecanismo subjacente. Consequentemente, é provável que a subsidência contribua para o desenvolvimento de fratura do fêmur, e a prevenção da subsidência pode reduzir a incidência de fraturas associadas à ATQ.

Nossa hipótese foi de que a modificação do implante tradicional da haste femoral BFX[®] pela adição de um parafuso de bloqueio lateral aumentaria a estabilidade inicial da haste que impediria a subsidência do implante e aumentaria a resistência à fratura do fêmur. Nossos objetivos foram comparar as propriedades mecânicas de movimento e falha do implante entre o fêmur implantado com o implante tradicional BFX[®] e o fêmur implantado com um implante BFX[®] modificado para incorporar um parafuso de intertravamento.

MATERIAIS E MÉTODOS

Coleta de amostras

Dez fêmures pareados foram colhidos de cães esquelicamente maduros eutanatizados por motivos não relacionados a este estudo ($37,6 \pm 9,6$ kg, $9,6 \pm 2,3$ anos, média \pm DP). O consentimento por escrito do proprietário foi obtido antes da eutanásia. Todos os tecidos moles foram removidos. Radiografias digitais oblíquas mediolaterais e caudocranianas (Cd15M - CrLO) (72kVp, 3,6 mAs, TruDR[™], Sound Technologies Medical Systems Inc, Carlsbad, CA) foram tomadas com um marcador de calibração de 1 polegada para garantir a normalidade óssea distal à cabeça femoral e para o dimensionamento do implante. Os ossos foram embrulhados em esponjas de laparotomia embebidas em NaCl a 0,9%, colocadas em sacos congelados e armazenados a -20 ° C até a implantação e teste. Todas

as medidas radiográficas foram realizadas por um único investigador (YB) usando o software de planejamento ortopédico digital (VetPACS OrthoPlanner 2006, Sound Technologies).

Implantes Cirúrgicos

Para cada par de fêmures, um osso foi implantado com uma haste femoral de titânio BFX[®] 7, 8 ou 9 e o osso contralateral foi implantado com a haste BFX[®] do mesmo tamanho, mas interligada (Fig. 1) As modificações da haste de bloqueio foram um orifício de 1,6 mm de diâmetro através do centro do pescoço, que era contínuo, com um orifício roscado de 4,5 mm de diâmetro passando através do aspecto lateral da haste. Para cada implante de bloqueio foram utilizados parafusos estabilizadores de titânio com 4,44 mm de diâmetro, com 12 a 18 mm de comprimento. Recursos adicionais de projeto do parafuso estabilizador incluíam uma ponta rosqueada para engatar a haste e direcionar o parafuso para a posição e uma área cônica adjacente para permitir o bloqueio no colo da prótese. Uma cabeça protética de +0, 17 mm de diâmetro foi usada para testes mecânicos de todas as amostras. Todos os implantes utilizados foram fabricados pela BioMedtrix.



Figura 1

Vistas ortogonais de uma haste universal de fixação biológica de bloqueio tamanho 7 (BFX[®]) com parafuso de bloqueio de 16 mm (esquerda) e haste tradicional de BFX[®] (direita).

Técnica e instrumentação cirúrgica

Após o descongelamento durante a noite a 4 ° C, a implantação das hastes femorais foi realizada de acordo com as diretrizes do fabricante por um único cirurgião (KLW)

experiente com a técnica de implantação. O software de randomização on-line (Urbaniak, GC, & Plous, S, 2013 Research Randomizer, Versão 4.0, <https://www.randomizer.org/>) foi usado para selecionar qual osso dentro de um par seria implantado com a haste BFX[®] intertravada, e o fêmur contralateral foi implantado com um BFX[®] tradicional caule do mesmo tamanho. O tamanho do tronco femoral foi determinado por medidas radiográficas do modelo. Foi selecionado o maior tamanho do caule, com o objetivo de preencher os limites das margens endosteais da metáfise e diáfise do fêmur nas projeções mediolateral e craniocaudal. O caule estava assentado em um nível que reconstruía a anatomia natural, guiada pela sobreposição da cabeça protética do fêmur com a cabeça natural do fêmur. Uma vez que o tamanho do caule foi determinado para um osso individual e solicitado ao fabricante, os autores se comprometeram com seu uso e as modificações no momento do implante não puderam ser realizadas. Técnica e instrumentação padrão reconhecidas para BFX[®] foram usadas para implantação de todas as hastes femorais. **25**

Após o ajuste à pressão da haste BFX[®] intertravada no fêmur, um furo de 1,6 mm de diâmetro foi perfurado (Smart Driver, Micro-Aire Surgical Instruments, Charlottesville, VA) através do córtex femoral lateral usando o furo no colo da prótese como guia de broca. Um fio K liso com ponta de trocar de 1,57 mm (IMEX Veterinary Inc, Longview, TX) foi colocado no orifício através do colo da prótese e do córtex femoral. O orifício cortical femoral foi aumentado para 4,5 mm de diâmetro usando uma broca canulada de 4,5 mm (DePuy Synthes, West Chester, PA) sobre o fio K de forma retrógrada (Fig. 2) O fio K foi removido e uma broca de 4,5 mm (DePuy Synthes) montada em um mandril (IMEX Veterinary Inc.) foi usada em uma direção semelhante para concluir a preparação do leito ósseo, removendo uma pequena quantidade de osso esponjoso adjacente ao implante, tomando cuidado para não danificá-lo. Os detritos ósseos no orifício cortical foram removidos por injeção de 10 mL de NaCl a 0,9%, utilizando uma seringa de 12 mL e agulha hipodérmica de 18 g. Um medidor de profundidade (DePuy Synthes) foi usado para garantir que o comprimento do parafuso de bloqueio fosse suficiente para que o parafuso se projetasse além do aspecto lateral do furo cortical criado, uma vez travado com segurança no lugar. Como a disponibilidade de parafusos foi limitada neste estudo, alguns dos parafusos utilizados foram mais longos do que o necessário. O parafuso foi inserido através do córtex femoral na prótese e travado manualmente no lugar usando um pequeno (2. Chave de fenda sextavada de 38 mm (DePuy Synthes). A haste foi levemente impactada para garantir que o ajuste inicial à pressão fosse mantido.



Figura 2

Técnica cirúrgica para colocação do parafuso da haste de bloqueio. Utilizou-se uma broca canulada de 4,5 mm para perfurar o aspecto lateral próximo do córtex femoral sobre um fio K de 1,57 mm de diâmetro pré-colocado no colo da prótese.

As radiografias foram repetidas para verificar a integridade femoral e a adequação do posicionamento do implante (Fig 3). O ângulo da versão do implante foi medido como relatado por Bausman et al. **26** As medidas do preenchimento do canal craniocaudal (CF_{CC}) e do preenchimento do canal mediolateral (CF_{ML}) foram realizadas conforme relatado por Lascelles et al. **3** Os fêmures implantados foram embrulhados em esponjas de laparotomia embebidas em NaCl a 0,9% e mantidas a 4 ° C para transferência para a instalação de teste.



Figura 3

Radiografias pós-implante (Cd15M-CrLO) de fêmures com uma haste de quadril universal de fixação biológica de bloqueio tamanho 7 (BFX[®]) (esquerda) e haste tradicional de BFX[®] (direita).

Preparação de amostras

Para fixar o fêmur ao sistema de teste mecânico, os 40% distais do fêmur foram transfixados com 2 trocateres diagonais com ponta de trocarte diagonal, fios K de diâmetro de 2,38 mm (IMEX Veterinary Inc.) e incorporados em PMMA (Coe Tray Plastic, GC America Inc, Alsip, IL), que foi deixado em repouso por pelo menos 20 minutos antes do teste. Um molde côncavo de PMMA, congruente com a cabeça protética do fêmur, foi utilizado para transferir a carga para a prótese femoral.

Marcadores cinemáticos foram pintados (Liquitex, Piscataway, NJ) na superfície craniana da cabeça e pescoço do implante e do fêmur (Fig. 4). Os marcadores permitiram o rastreamento tridimensional (3D) do movimento do implante (ângulos de subsidência, varo e versão) usando duas câmeras de vídeo de alta velocidade (Fastcam PCI, Photron, San Diego, CA). O campo de teste mecânico foi calibrado usando uma estrutura cúbica de 8 marcadores com relações espaciais conhecidas.



Figura 4

Preparação e posicionamento de construção de haste de quadril universal de fixação biológica de bloqueio biológico (BFX[®]) na máquina de teste de materiais. Foram utilizados quatro marcadores pintados cinemáticos: femoral proximal no aspecto craniano do córtex, a uma distância de 20% do comprimento do osso da face proximal do trocânter maior; femoral distal a uma distância de 1 cm distal ao marcador femoral proximal; chefe da prótese; e colo da prótese.

As construções das amostras foram montadas na estrutura de carregamento de uma máquina de teste de material servo-hidráulico (Modelo 809, MTS System Cooperation, Eden Prairie, MN) com o eixo longo do fêmur colocado paralelo à direção do carregamento (Fig. 4). A carga foi aplicada à cabeça protética do fêmur em uma direção paralela ao eixo longitudinal do fêmur. As construções foram carregadas primeiro de maneira não destrutiva, ciclicamente, usando uma forma de onda sinusoidal a uma frequência de 2 Hz nas cargas simuladas de caminhada (1200 ciclos), trote (600 ciclos) e galope (600 ciclos) (10-40%, 10-75% e 10-155% do peso corporal cadavérico, respectivamente). **27 - 31** Foi aplicada uma pré-carga de 10% do peso corporal cadavérico para cumprir os testes relatados anteriormente. **11 , 14 ,20** dados cinemáticos foram adquiridos a 128 Hz. As

amostras foram completamente descarregadas no final de cada conjunto de ciclos para permitir a quantificação da migração do implante. Após o carregamento cíclico, as construções foram carregadas até a falha em um único ciclo de carga axial a uma taxa de 500 N / s. Os dados de carga e deslocamento de construção foram adquiridos a 128 Hz durante o teste. Fotografias digitais antes e depois da falha foram tiradas para documentação e para auxiliar na caracterização do modo de falha.

Processamento e redução de dados

Dados cíclicos

Utilizou-se o software de análise de movimento (Vicon Motus 9.1, CONTEMPLAS GmbH, Kempten, Alemanha) para digitalizar e calcular a migração da prótese em relação ao osso a partir de imagens de vídeo calibradas no espaço 3D. A subsidência de carga cíclica que ocorreu durante os ciclos de caminhada, trote e galope, e cumulativamente, foi definida como o deslocamento axial do marcador protético do pescoço em relação ao marcador proximal do fêmur e foi medido após a descarga do construto. Alterações nas posições angulares da prótese (versão cíclica e angulação em varo) também foram calculadas para o mesmo intervalo e com os construtos totalmente descarregados também. Variações nos ângulos craniocaudais do caule não foram medidas devido à insuficiente resolução da câmera fora do plano.

Dados de teste de falha

Curvas força-deslocamento (Fig 5) foram gerados para dados de falha de cada construção usando software personalizado (Matlab, versão 7.10, The Mathworks, Natick, MA) e usados para quantificar as seguintes propriedades estruturais de construção: rigidez (inclinação da região linear da curva força-deslocamento), rendimento (início da não linearidade da curva) e falha (ponto de carga máxima antes da construção não suportar mais carga). As cargas e os deslocamentos dos implantes foram determinados a partir dos respectivos pontos de rendimento e falha. As energias de rendimento e falha foram calculadas como as áreas sob as curvas força-deslocamento para os respectivos pontos. Os deslocamentos axial (subsidência) e angular (ângulo de versão e varo) também foram determinados nos pontos de escoamento e falha. Os deslocamentos das hastes foram medidos de maneira semelhante à subsidência de carga cíclica e deslocamento angular cíclico, mas com a construção permanecendo carregada desde o início do teste até atingir o nível de falha. Os padrões de falha foram determinados por exame visual; o modo de falha foi simplesmente classificado como falha óssea versus falha do implante.

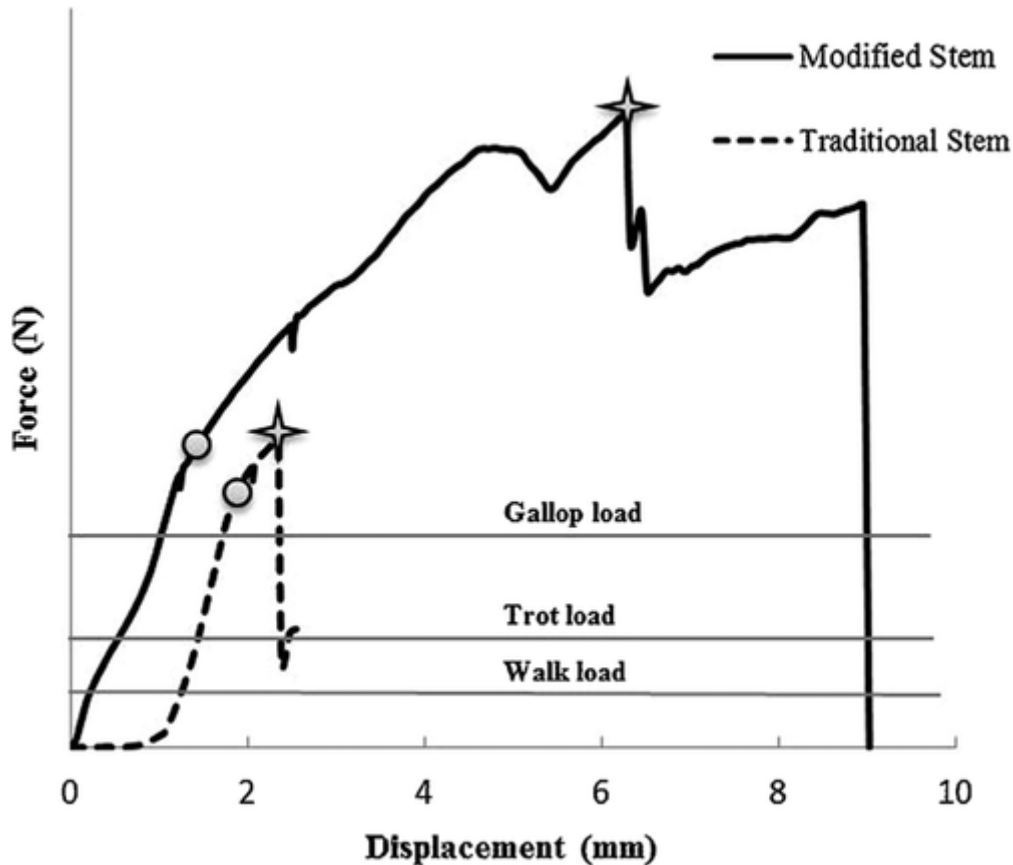


Figura 5

Curvas representativas de força-deslocamento de fêmures emparelhados. Os pontos de falha (+) e rendimento (○) são anotados. As cargas fisiológicas de caminhada, trote e galope são marcadas para referência.

Análise Estatística

Para o teste cíclico, o efeito do tipo de implante (BFX tradicional[®] vs encravamento BFX[®] implantes) e nível de carga cíclica (40%, 75%, 155% de peso corporal) em migração haste femoral (subsidência carga cíclica e deslocamentos angulares) foi avaliada usando testes *t* emparelhados. Para teste de falha, o efeito do tipo de implante (implante tradicional vs. intertravamento BFX[®]) nas variáveis estruturais (rigidez do construto, deslocamentos, cargas e energias nos pontos de escoamento e falha) e na subsidência da haste e variações angulares foi avaliado usando *t*-emparelhado. testes. O nível de significância estatística para todos os testes foi de $P < 0,05$.

RESULTADOS

Preparação de amostras e implantes

Estude femora com implantes do tamanho 7 (5 pares), 8 (1) e 9 (4). A única complicação encontrada durante o implante foi a incapacidade inicial de engatar o parafuso de bloqueio na haste de 1 fêmur por causa de um fio-K de guia desalinhado. O ligeiro aumento do furo cortical resultou em uma colocação bem-sucedida dos parafusos.

Uma reação periosteal leve estava presente na superfície craniana da metáfise proximal de 1 fêmur implantado com uma haste tradicional BFX[®]. Uma ligeira diminuição na densidade óssea cortical foi aparente em radiografias de alta resolução feitas após testes mecânicos. No entanto, a falha da amostra não ocorreu na região afetada e as propriedades mecânicas e o modo de falha foram semelhantes aos de outras construções tradicionais testadas. Portanto, os dados obtidos desse construto não foram excluídos dos resultados.

Não foram aparentes complicações estruturais do fêmur, como linhas de fissura resultantes do implante do caule, nas radiografias pós-implante (Fig. 3). Embora o posicionamento do implante tenha sido considerado adequado em todas as amostras, o sub-dimensionamento da haste foi observado em construtos 6/20 (30%). Nenhuma diferença no ângulo médio de anteversão do caule ($P = 0,67$) foi medida entre as construções de implante BFX[®] intertravadas ($21,3 \pm 8,9$ graus) e as construções de implante BFX[®] tradicionais ($22,1 \pm 7,5$ graus). Não foram aparentes diferenças na FC craniocaudal e na mediolateral ($P = 0,462$ e $0,537$, respectivamente) entre o implante de bloqueio BFX[®] ($CF_{ML} 0,669 \pm 0,051$; $CF_{CC} 0,595 \pm 0,068$) e o implante tradicional BFX[®] ($CF_{ML} 0,643 \pm 0,049$; $CF_{CC} 0,584 \pm 0,086$).

Subsidência

Tanto os implantes tradicionais quanto os intertravados diminuíram após maiores magnitudes de carga cíclica (Tabela 1). A subsidência mínima do caule foi medida após carregamento cíclico nas cargas de caminhada e trote. No entanto, o implante tradicional BFX[®] diminuiu em média 4 a 5 mm após a carga cíclica correspondente ao galope, o que foi significativamente maior do que o observado com o implante BFX[®] interligado (1 a 2 mm). O deslocamento axial da haste não foi estatisticamente diferente entre os implantes durante o carregamento até a falha (Tabela 2).

Tabela 1. Subsidência da haste (média \pm DP) para 10 pares de implantes BFX[®] tradicionais e interligados após carregamento cíclico

	Haste tradicional BFX [®]	Haste de bloqueio BFX [®]	Valor P
Subsidência (mm)			
Andar	0,23 ± 0,29	0,15 ± 0,27	.26
Trote	0,79 ± 1,21	0,35 ± 0,41	.28
Galope	4,19 ± 4,51*	0,78 ± 0,67*	.04
No geral	5,20 ± 5,10*	1,28 ± 1,05*	.04
Ângulo da versão (graus)			
Andar	1,33 ± 1,39	0,45 ± 1,09	.20
Trote	1,15 ± 2,06	-0,06 ± 1,01	.09
Galope	1,41 ± 2,78	-0,23 ± 1,24	.09
No geral	3,89 ± 4,39*	0,16 ± 2,19*	.02
Ângulo em varo (graus)			
Andar	0,72 ± 0,74	0,81 ± 1,27	.80
Trote	0,57 ± 0,92	0,97 ± 0,83	.30
Galope	0,95 ± 1,83	0,42 ± 1,12	.28
No geral	2,24 ± 2,99	2,20 ± 2,19	.97

- BFX[®], fixação universal do quadril biológico.
- Indica valores que são significativamente diferentes. Para cada conjunto de ciclos de carregamento (caminhada, trote e galope), os valores representam a mudança na subsidência ou na posição angular da haste que ocorreu apenas durante esse conjunto de ciclos, enquanto no geral representa a mudança cumulativa durante toda a fase cíclica de carregamento.

Tabela 2. Propriedades de rendimento e falha de construção e deslocamentos correspondentes da haste (média ± DP) para 10 pares de femeas implantadas BFX[®] tradicionais e interligadas após um único ciclo de carregamento axial até a falha

	Haste tradicional BFX [®]	Haste de bloqueio BFX [®]	Valor P
Produção			
Construir			
Rigidez (N / mm)	1.420 ± 298	1.178 ± 376	.07
Carga (N)	817 ± 237 [¥]	1.155 ± 370 [¥]	.03
Deslocamento (mm) [†]	1,76 ± 1,02	1,82 ± 0,97	.73
Energia (N × mm)	356 ± 194	988 ± 1.118	.13
Deslocamento da haste			
Axial (mm) [*]	0,23 ± 0,06	0,64 ± 0,70	.10
Ângulo em varo (graus)	0,33 ± 0,39	0,65 ± 0,51	.07
Ângulo da versão (graus) [‡]	-0,10 ± 4,37	-3,48 ± 4,41	.36
Fracasso			
Construir			
Rigidez pós-rendimento (N / mm)	236 ± 151	279 ± 177	.58
Carga (N)	1.405 ± 752 [¥]	2.337 ± 782 [¥]	<0,01
Deslocamento (mm) [†]	4,60 ± 3,26	6,29 ± 1,81	.13
Axial (mm) [*]	3,49 ± 3,81	5,72 ± 4,03	.20
Ângulo em varo (graus)	0,17 ± 0,50 [¥]	1,50 ± 0,97 [¥]	.01
Ângulo da versão (graus) [‡]	-2,73 ± 3,56	-3,79 ± 10,07	.86

- * O deslocamento axial da haste reflete a distância do marcador da cabeça ao marcador femoral proximal.
- † O deslocamento da construção reflete o deslocamento da plataforma da máquina de teste em relação ao atuador.
- ‡ O valor do ângulo da versão negativa representa a retroversão da haste.
- ¥ Indica valores que são significativamente diferentes.

Movimento angular do implante

O deslocamento do ângulo de versão foi mais pronunciado após o carregamento cíclico. O implante tradicional apresentou alteração anteversão significativamente maior ($3,89 \pm 4,39$ graus) do que o implante bloqueado ($0,16 \pm 2,19$ graus; Tabela 1). A variação do ângulo varo entre os implantes foi estatisticamente significativa apenas na falha (Tabela 2), com o implante intertravado apresentando maior angulação em varo que o tronco tradicional.

Propriedades de falha

As cargas de rendimento e falha foram 41 e 66% maiores para construções de implantes intertravados em comparação com construções de implantes tradicionais (Tabela 2). Embora a rigidez pré-rendimento fosse mais alta para o construto tradicional de implante, a rigidez pós-rendimento foi maior para o construto de bloqueio do implante, mas nenhuma diferença alcançou significância estatística.

Modo de falha

Todas as construções tradicionais de implantes falharam ao desenvolver uma fissura ou uma longa fratura oblíqua que se propagou distalmente do aspecto medial do local da osteotomia do fêmur (conhecido como calcar). Em todas as construções interligadas do BFX[®], a flexão proximal do parafuso foi observada primeiro, seguida pelo corte do parafuso através do córtex femoral lateral como resultado da subsidência da haste e subsequente fratura desenvolvendo-se através do calcar medial. Em 4 das hastes de bloqueio, o parafuso quebrou completamente.

DISCUSSÃO

Subsidência de THA femoral próteses em cadavérico fêmures carregado ex vivo sob cargas cíclicas fisiológicas e as propriedades de falha construto foram comparados entre os fêmures implantados com uma BFX tradicional[®] ou encravamento BFX[®] prótese femoral. Resultados ex vivo sustentaram a hipótese de que a adição de um parafuso de bloqueio lateral ao projeto da haste provavelmente diminuirá a subsidência e aumentará a estabilidade da construção. As hastes de intertravamento diminuíram menos que as hastes tradicionais durante as cargas cíclicas e as construções de hastes de bloqueio tiveram maiores cargas de rendimento e falha do que as construções de hastes tradicionais. As hastes tradicionais apresentaram maior mudança angular de versão após o carregamento cíclico, enquanto as hastes interligadas tiveram maior deslocamento em varo quando carregadas até a falha.

Os fatores de risco para fraturas periprotéticas incluem FC, CFI, ajuste do implante e idade do cão. **18** Com o uso do fêmur emparelhado, conseguimos limitar o viés devido às diferenças na idade do cão e no TPI femoral. Embora a FC tenha sido insignificante diferente entre os grupos, o ajuste do implante (congruência) é mais difícil de medir e não foi avaliado. Exceto por um único par, a qualidade óssea foi assumida como similar entre o fêmur pareado, com base nas avaliações radiográficas pré e pós-implante, bem como na inspeção visual de todos os ossos. Como um protocolo de carregamento semelhante foi usado para todas as construções emparelhadas, o principal fator provavelmente responsável pelas diferenças de subsidência entre os grupos é o design do implante.

O protocolo de teste cíclico ex vivo foi desenvolvido para maximizar a relevância clínica e também cumprir os métodos usados em relatórios anteriores. A carga

cíclica de um implante está relacionada ao número de etapas que um cão executa após a implantação e à magnitude da carga a cada etapa. Tanto a magnitude da carga quanto a frequência do passo são afetadas pela marcha e por fatores individuais, incluindo o tamanho do cachorro, idade e grau de desconforto, além da conformidade do proprietário, seguindo as instruções recomendadas para uma restrição estrita da atividade no período perioperatório imediato. Um cão que está sendo treinado 5 a 10 minutos 4 vezes ao dia pisará em um membro individual: 1.500 a 3.000 vezes / dia. **32.** Como os cães submetidos à ATQ provavelmente têm restrição de atividade nas semanas após a cirurgia, foi utilizado um protocolo de 1.200 ciclos de caminhada. Menos ciclos (600) de carga foram utilizados para cargas de trote e galope, porque essas atividades seriam eventos inesperados no período pós-operatório e como um estado de micromoção de implante ósseo foi observado após 600 ciclos de carga de uma prótese de quadril não cimentada in vitro. **14** As construções foram submetidas a forças maiores do que o previsto durante a recuperação de rotina para permitir a detecção do efeito protetor do parafuso de intertravamento. A frequência de carregamento cíclico da construção ex vivo (2 Hz) foi maior que a frequência média de passada do membro em uma caminhada (1,24 passada / s). **33** Embora o osso seja um material viscoelástico e, portanto, seja mais rígido e mais forte a taxas de carga de caminhada mais rápidas, as diferenças observadas entre as construções dos implantes provavelmente se manterão nas taxas de carga de caminhada, trote e galope.

O protocolo de carga axial utilizado em nosso estudo resultou em uma configuração de fratura semelhante à observada em fraturas que ocorrem naturalmente. Linhas de fissura longitudinais ou longas fraturas oblíquas que se propagam da osteotomia femoral ao longo do córtex medial do osso foram observadas em nosso estudo. Da mesma forma, 10/11 fraturas não traumáticas do fêmur se propagaram obliquamente da osteotomia femoral nos 23 dias após a cirurgia em cães com ATQ não cimentado. **18** Em nosso estudo, o parafuso de implante intertravado também se dobrou proximalmente e cortou a borda distal do orifício cortical no córtex lateral para permitir o deslocamento axial contínuo do implante à medida que a carga ex vivo continuava a aumentar além dos níveis fisiológicos. No entanto, a direção e magnitude das forças no quadril canino permanecem amplamente desconhecidas. Embora a carga axial seja comum em estudos in vitro, **20**, **21**, **34**, **35** a carga axial e torcional combinada é mais provável de ocorrer in vivo e foi usada mais recentemente **36** na tentativa de simular a configuração de fratura longa oblíqua ou espiral observada em cães com a prótese não cimentada de Zurique (Kyon Inc, Zurique, Suíça). O sistema de Zurique pode se comportar de maneira semelhante a uma haste de intertravamento com forças de cisalhamento originadas nos orifícios dos parafusos de travamento, causando propagação de fissuras em falha de torção. Por outro lado, quando uma haste de pressão, como a haste tradicional BFX[®] usada em nosso estudo, é carregada axialmente, a capacidade do osso de resistir a tensões no aro predomina predominantemente na estabilidade. **36** O BFX[®] intertravado acredita-se que o

implante usado em nosso estudo compartilhe propriedades de ambos os implantes mencionados acima; ele se baseia no estresse do aro para estabilidade inicial secundária ao ajuste por pressão no fêmur, enquanto o parafuso de bloqueio pode levar a forças de cisalhamento durante a torção. Como é provável que algum grau de torção faça parte da carga canina do quadril, a presença do parafuso pode predispor à falha de torção. A natureza das fraturas por falha observadas em nosso estudo é consistente com o conceito de que a subsidência do tronco contribui para o desenvolvimento da fratura.

A estabilidade inicial da prótese de bloqueio depende principalmente do encaixe à pressão e é aumentada pela adição do parafuso de bloqueio. Técnica cirúrgica cuidadosa deve ser empregada para garantir que o encaixe da haste não seja perdido durante a colocação do parafuso. Pode ocorrer perda de encaixe à pressão quando houver dificuldade na colocação do parafuso de bloqueio (construto único em nosso estudo), pois a força crescente aplicada ao parafuso (direcionada 45 ° para o eixo longo do osso) terá um componente axial distoproximal que pode desalojar a haste. Nos casos em que o ajuste por pressão é perdido, a estabilidade inicial da haste dependerá apenas da integridade do parafuso estabilizador e poderá ser inadequada. A adição de um pino de alinhamento ao projeto dos parafusos de intertravamento está sendo desenvolvida pelo fabricante para facilitar a colocação dos parafusos e evitar a interrupção do encaixe por pressão. O efeito do parafuso de bloqueio no ajuste por pressão da haste não foi avaliado em nosso estudo. O orifício cortical na metáfise femoral lateral pode diminuir a capacidade do osso de resistir às tensões no aro e resultar em diminuição do ajuste inicial à pressão. Além disso, o parafuso pode atuar como um gerador de estresse na interface parafuso-osso, levando à falha no córtex lateral. Um estudo ex vivo avaliando a localização do parafuso de uma haste intertravada no fêmur canino relatou que os parafusos metafisários foram capazes de sustentar cargas axiais mais altas e que seus construtos sobreviveram à carga torcional, em comparação com os parafusos diafisários que falharam sob cargas axiais inferiores e 9/10 construções falharam sob torção. s capacidade de resistir a tensões no aro e resultar em menor ajuste inicial à pressão. Além disso, o parafuso pode atuar como um gerador de estresse na interface parafuso-osso, levando à falha no córtex lateral. Um estudo ex vivo avaliando a localização do parafuso de uma haste intertravada no fêmur canino relatou que os parafusos metafisários foram capazes de sustentar cargas axiais mais altas e que seus construtos sobreviveram à carga torcional, em comparação com os parafusos diafisários que

falharam sob cargas axiais inferiores e 9/10 construções falharam sob torção. **37** Nenhuma evidência de falha envolvendo o orifício do parafuso foi observada em nosso estudo.

A colocação de um orifício através do corpo e pescoço da haste de bloqueio pode enfraquecer a prótese. A análise computadorizada de elementos finitos da haste e do parafuso de bloqueio não revelou pontos de fraqueza, mas o teste mecânico da prótese de bloqueio ainda não foi realizado. Evidências de falha do implante além da quebra do parafuso de intertravamento em 4 construtos não eram aparentes em nosso estudo.

Os efeitos a longo prazo da adição do parafuso de bloqueio permanecem desconhecidos. O parafuso pode afetar a osseointegração e a remodelação óssea devido à distribuição de força alterada na interface osso-implante e concentração de carga na interface osso-parafuso. Embora a micromoção osso-implante não tenha sido medida em nosso estudo, o aumento da estabilidade da haste intertravada pode limitar a micromoção e, portanto, facilitar a osseointegração anterior ou mais forte. Não foram encontrados na literatura relatos de haste THA intertravada proximal canina ou humana. No entanto, a avaliação dos resultados a médio prazo com o uso de uma haste de revisão de quadril intertravada não cimentada humana não relatou proteção significativa contra estresse, osteólise ou afrouxamento radiográfico e todos os pacientes apresentaram evidências radiológicas de osseointegração do implante. **38**. A avaliação clínica da haste intertravada com acompanhamento a longo prazo é necessária para avaliar as consequências a longo prazo da adição de parafusos.

A subsidência foi menor para o caule interligado do que o caule tradicional, com diferenças entre as hastes atingindo significância estatística após as cargas galopadas. Embora o deslocamento axial da haste no escoamento e falha não tenha diferido entre os implantes, a subsidência já havia ocorrido em todas as construções antes do início do teste de ciclo único para falha. Provavelmente, foi possível obter um ajuste de pressão mais forte do caule tradicional devido ao maior nível de subsidência causado durante o carregamento cíclico. Embora o parafuso de intertravamento permitisse subsidência mínima, sob cargas suprafisiológicas aplicadas durante os testes de falha, o parafuso deslizava pelo orifício cortical, produzido por flexão e / ou falhava por quebra, e cortava o córtex femoral lateral, todos os quais permitiram maior deformação axial do construto de implante intertravado em comparação com o construto de implante tradicional. Além disso, o implante de intertravamento rendeu e acabou falhando sob cargas significativamente maiores que a haste tradicional, sem diferença no deslocamento da construção ou deformação axial da haste, exibindo, portanto, maior estabilidade. No entanto, o rendimento ex vivo e as cargas de falha foram maiores que a magnitude das cargas de caminhada, trote e galope, tanto para as construções tradicionais quanto para as intertravadas.

O fio K-guia usado para a colocação dos parafusos tem um diâmetro menor (1,57 mm) que o diâmetro interno da broca canulada (2,38 mm). Um melhor ajuste entre o fio-guia e a broca canulada eliminará o movimento relativo ou o balanço da broca sobre o fio e a criação potencial de um furo cortical maior em diâmetro que o parafuso de bloqueio de 4,44 mm. De fato, a criação de um defeito cortical entre o parafuso e a extensão distal do furo também pode contribuir para o desenvolvimento de subsidência ou deformação da construção ou de ambos. A BioMedtrix está atualmente desenvolvendo uma broca canulada mais adequada para resolver esse problema.

Outros fatores, além da disparidade do diâmetro do orifício / parafuso cortical, poderiam ter contribuído para a tendência de menor rigidez inicial durante o teste de falha do construto de implante intertravado em comparação com o construto de implante tradicional. A deformação do parafuso (flexão), o deslizamento através do orifício cortical ou a fissuração do córtex femoral lateral teriam contribuído para a deformação intertravada da construção do implante e menor rigidez. As forças de atrito da interface óssea do implante e a conversão das forças axiais em tensões no aro poderiam ter sido maiores para a construção tradicional do implante, devido ao aumento da área de contato do implante tradicional, mais altamente subsidiado. A área de contato ósseo da haste interligada teria sido menor no início do teste de falha, permitindo maior deslocamento do implante em relação ao osso,

Ambos os projetos de implantes atingiram os pontos de rendimento e falha sob cargas mais altas do que os esperados para serem gerados durante caminhada, trote ou galope, tornando improvável que um dos dois projetos falhe catastróficamente no período pós-operatório inicial. Por outro lado, o lapso accidental na restrição de atividade pode levar a forças verticais de pico muito mais altas. As forças verticais dos membros pélvicos medidas durante a atividade de agilidade foram > 20 N / kg de peso corporal para corrida, > 30 N / kg de peso corporal para aterrissagem no salto com obstáculo e quase 40 N / kg de peso corporal para saltar em um salto em comprimento. **39.** Para o peso corporal cadavérico médio em nosso estudo, um cão de 37 kg que aterrissou de um salto em comprimento carregará o membro pélvico acima de 1.400 N, o que pode levar a falhas na construção, pois excede as cargas ao rendimento e até falha do implante tradicional (816 N e 1.405 N, respectivamente). Por outro lado, as cargas mais altas no rendimento e falha do implante de bloqueio (1.155 N e 2.337 N, respectivamente) podem proteger contra falhas catastróficas em tais cenários.

Em nosso estudo, hastes subdimensionadas podem ter levado à superestimação do valor de proteção do parafuso de trava devido à baixa FC. Embora a FC média tenha sido insignificamente diferente entre os grupos de implantes tradicionais e de bloqueio, a FC foi menor do que o relatado anteriormente em uma única série clínica **9** e nas diretrizes da técnica cirúrgica. **25** Embora a FC baixa seja sugestiva de que hastes subdimensionadas tenham sido usadas em nosso estudo, diferenças no design do caule, anatomia óssea cadavérica, técnica de medição da FC e

projeções radiográficas usadas para a mensuração da FC podem ser responsáveis, em parte, pela menor FC medida em nosso estudo comparada para relatórios anteriores. Além disso, embora a baixa FC tenha sido identificada como fator de risco para subsidência em vários relatórios, **20**, **21**, **40** outras publicações não apoiaram essa associação. **9**, **19** No entanto, o subdimensionamento de caule foi identificado em 30% dos construtos com base na avaliação radiográfica subjetiva pós-implante. O sub-dimensionamento da haste pode ter resultado do uso de modelos de haste computadorizados com base no projeto anterior e maior da haste BFX[®] e na disponibilidade limitada de apenas hastes de tamanho 7 a 9 do fabricante. Conseqüentemente, os fêmures cadavéricos disponíveis foram comparados aos tamanhos de caule disponíveis.

A deformação angular craniocaudal das hastes não pôde ser avaliada em nosso estudo. Vídeo de alta velocidade foi usado para capturar e medir a migração do implante em relação ao osso. Duas câmeras de vídeo foram usadas na tentativa de capturar o movimento 3D, e a configuração da câmera resultou em uma resolução inadequada para a detecção de alterações angulares craniocaudais. A importância das alterações angulares craniocaudais do implante em nosso estudo é desconhecida. No entanto, estudos anteriores, **11**, **14** avaliando a estabilidade inicial das hastes femorais, relataram alterações de ângulo de subsidência e versão como as mais pronunciadas, e ambas foram adequadamente avaliadas em nosso estudo e foram associadas a diferenças significativas entre os desenhos dos caules.

Talvez o achado mais relevante clinicamente em nosso estudo, a diminuição da subsidência do caule do implante BFX[®] bloqueado sob carga cíclica, possa contribuir para diminuir o risco de fixação biológica inadequada e fraturas perioperatórias. No entanto, estudos clínicos de acompanhamento são necessários para confirmar a importância de nossos achados. De fato, as condições *ex vivo* sob as quais os ossos cadavéricos são testados não se replicam completamente no carregamento *in vivo* (por exemplo, falta de carregamento torcional), nem os estudos *ex vivo* respondem pela modelagem e remodelação óssea que ocorrem *in vivo* em resposta ao ambiente de carregamento alterado e micromoção do implante.

Em conclusão, nossos resultados mostram que a adição de um parafuso intertravado melhorou a estabilidade da construção e subsidência limitada de uma haste femoral BFX[®] nas condições experimentais de nosso estudo. Embora deva-se tomar cuidado ao tentar extrapolar os resultados de um estudo *ex vivo* para animais vivos, os resultados de nosso estudo indicam que o uso do implante intertravado pode diminuir as fraturas femorais pós-operatórias resultantes de subsidência excessiva. É necessária uma avaliação *in vivo* adicional da haste BFX[®] intertravada.

REFERENCIAS

1. DeYoung DJ, DeYoung BA, Aberman HA, et al: Implantation of an uncemented total hip prostheses, technique and initial results of 100 arthroplasties. *Vet Surg* 1992; **21**: 168– 177
2. Barden TD, Olivier NB, Blaiset MA, et al: Objective evaluation of total hip replacement in 127 dogs utilizing force plate analysis. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2004; **17**: 78– 81
3. Lascelles BD, Freire M, Roe SC, et al: Evaluation of functional outcome after BFX[®] total hip replacement using a pressure sensitive walkway. *Vet Surg* 2010; **39**: 71– 77
4. Olmstead ML: Total hip replacement. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1987; **17**: 943– 955
5. Edwards MR, Egger EL, Schwarz PD: Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs: 11 cases in 10 dogs (1991–1995). *J Am Vet Med Assoc* 1997; **211**: 580– 586
6. Ota J, Cook JL, Lewis DD, et al: Short-term aseptic loosening of the femoral component in canine total hip replacement: effects of cementing technique on cement mantle grade. *Vet Surg* 2005; **34**: 345– 352
7. Skurla CP, Pluhar GE, Frankel DJ, et al: Assessing the dog as a model for human total hip replacement. Analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem. *J Bone Joint Surg Br* 2005; **87**: 120– 127
8. Bergh MS, Gilley RS, Shofer FS, et al: Complications and radiographic findings following cemented total hip replacement. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; **19**: 172– 179
9. Marcellin-Little DJ, DeYoung BA, Doyens DH, et al: Canine uncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty: results of a long term prospective evaluation of 50 consecutive cases. *Vet Surg* 1999; **28**: 10– 20
10. Hummel DW, Lanz OI, Werre SR: Complications of cementless total hip replacement. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010; **23**: 424– 432
11. Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, et al: A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1989; **248**: 200– 209
12. Schimmel JW, Huiskes R: Primary fit of the Lord cementless total hip: a geometric study in cadavers. *Acta Orthop Scand* 1988; **59**: 638– 642
13. McKoy BE, An YH, Friedman RJ: Factors affecting the strength of the bone-implant interface, in YH An, RA Draughn (eds): *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. Boca Raton, FL, CRC Press, 2000, pp 439– 462

14. Schneider E, Eulenberger J, Steiner W, et al: Experimental method for the in vitro testing of the initial stability of cementless hip prostheses. *J Biomech* 1989; **22**: 735– 744
15. Jasty M, Bragdon C, Burke D, et al: In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. *J Bone Joint Surg Am* 1997; **79**: 707– 714
16. Aspenberg P, Goodman S, Toksvig-Larsen S, et al: Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth. *Acta Orthop Scand* 1992; **63**: 141– 145
17. Overgaard S, Lind M, Glerup H, et al: Porous-coated versus grit-blasted surface texture of hydroxyapatite-coated implants during controlled micromotion. *J Arthrop* 1998; **13**: 449– 458
18. Ganz SM, Jackson J, VanEnkevort B: Risk factors for femoral fracture after canine press-fit cementless total hip arthroplasty. *Vet Surg* 2010; **39**: 688– 695
19. Townsend KL, Kowaleski MP, Rajala-Shultz P, et al: Radiographic analysis of Biomedtrix cementless femoral stem implants as a predictor for subsidence. *Vet Surg* 2007; **36**: E26
20. Rashmir-Raven AM, DeYoung DJ, Abrams CF, et al: Subsidence of an uncemented canine femoral stem. *Vet Surg* 1992; **21**: 327– 331
21. Pernel RT, Gross RS, Milton JL, et al: Femoral strain distribution and subsidence after physiological loading of a cementless canine femoral prosthesis: the effects of implant orientation, canal fill, and implant fit. *Vet Surg* 1994; **23**: 503– 518
22. DeYoung DJ, Schiller RA, DeYoung BA: Radiographic assessment of a canine uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *Vet Surg* 1993; **22**: 473– 481
23. Bartel DL, Dueland RT, Quentin JA: Biomechanical considerations in the design of a canine total hip prosthesis. *J Am Anim Hosp Assoc* 1975; **11**: 553– 559
24. BioMedtrix internal clinical follow-up report: cementless THR, April 2014
25. BioMedtrix universal canine hip system. Surgical technique for BFX[®] cementless and CFX[®] cemented implants, BioMedtrix, Boonton, New Jersey. Released August 28, 2007
26. Bausman JA, Wendelburg KL: Femoral prosthesis version angle calculation from a sagittal plane radiographic projection of the femur. *Vet Surg* 2013; **42**: 398– 405
27. Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW: Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res* 1987; **48**: 915– 918

28. Bockstahler BA, Skalicky M, Peham C, et al: Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs. *Vet J* 2007; **173**: 373– 378
29. Bertram JE, Lee DV, Case HN, et al: Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res* 2000; **61**: 832– 838
30. Budsberg SC, Verstraete MC, Brown J, et al: Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot. *Am J Vet Res* 1995; **56**: 1275– 1280
31. Walter RM, Carrier DR: Ground forces applied by galloping dogs. *J Exp Biol* 2007; **210**: 208– 216
32. Aper RL, Litsky AS, Roe SC, et al: Effect of bone diameter and eccentric loading on fatigue life of cortical screws used with interlocking nails. *Am J Vet Res* 2003; **64**: 569– 573
33. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB, et al: Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large breed dogs. *Am J Vet Res* 1996; **57**: 381– 388
34. Dosch M, Hayashi K, Garcia TC, et al: Biomechanical evaluation of the Helica femoral implant system using traditional and modified techniques. *Vet Surg* 2013; **42**: 867– 876
35. McCulloch RS, Roe SC, Marcellin-Little DJ, et al: Resistance to subsidence of an uncemented femoral stem after cerclage wiring of a fissure. *Vet Surg* 2012; **41**: 163– 167
36. Pozzi A, Peck JN, Chao P, et al: Mechanical evaluation of adjunctive fixation for prevention of periprosthetic femur fracture with the Zurich cementless total hip prosthesis. *Vet Surg* 2013; **42**: 529– 534
37. Burns CG, Litsky AS, Allen MJ, et al: Influence of locking bolt location on the mechanical properties of an interlocking nail in the canine femur. *Vet Surg* 2011; **40**: 522– 530
38. Carrera L, Haddad S, Minguell J, et al: Mid-term outcomes and complications with cementless distal locking hip revision stem with hydroxyapatite coating for proximal bone defects and fractures. *J Arthrop* 2015; **30**: 1035– 1040
39. Pfau T, Garland de Rivaz A, Brighton S, et al: Kinetics of jump landing in agility dogs. *Vet J* 2011; **190**: 278– 283
40. Townsend KL, Kowaleski MP, Johnson KA: Initial stability and femoral strain pattern during axial loading of canine cementless femoral prostheses: effect of resection level and implant size. *Proceedings of the Veterinary Orthopedic Society*, Sun Valley, ID, March 2007