Bruno Testoni Lins

**Avaliação biomecânica comparativa de duas técnicas
de osteotomia varizante proximal do fêmur: estudo
em cadáveres de cães**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Guarniero

São Paulo - SP

2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Lins, Bruno Testoni

Avaliação biomecânica comparativa de duas técnicas de osteotomia varizante proximal do fêmur : estudo em cadáveres de cães / Bruno Testoni Lins. -- São Paulo, 2011.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Roberto Guarniero.

Descritores: 1.Osteotomia 2.Luxação congênita de quadril 3.Displasia pélvica canina

USP/FM/DBD-050/11

Bruno Testoni Lins

**Avaliação biomecânica comparativa de duas técnicas
de osteotomia varizante proximal do fêmur: estudo
em cadáveres de cães**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Guarniero

São Paulo - SP

2011

Ao meu pai, pelo eterno apoio e dedicação.

À Karina, pelo amor e companheirismo.

A toda minha família, pelo carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. Roberto Guarniero, a quem dedico infinita admiração e respeito. Agradeço a confiança em mim depositada e a oportunidade de compartilhar seus ensinamentos nessa importante etapa de minha vida.

À doutora e amiga Flavia De Santis Prada, pelo pronto acolhimento e orientação. Agradeço imensamente os ensinamentos e o contínuo incentivo ao aprimoramento da ortopedia veterinária.

Ao Professor Dr. Olávo Pires de Camargo, Professor Dr. Tarcísio Elloy de Barros Filho e Professor Gilberto Camanho, pela receptividade junto ao Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HC-USP.

Ao Dr. Raul Bolliger Neto, por cordialmente permitir a utilização das instalações do Laboratório de Biomecânica do IOT-HC-USP.

Ao Sr. César Augusto Martins Pereira, pela colaboração incessante em toda a elaboração do presente estudo.

À Sra.Tânia Borges e Sra. Rosana Moreno Costa, secretárias do IOT, pela presteza e auxílio durante a realização do programa de doutorado.

Aos professores e colegas da Universidade Anhembi Morumbi, pela colaboração, auxílio e compreensão durante esses anos.

A todos aqueles que colaboraram de alguma forma para que esta tese pudesse ser realizada.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A.L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª ed. São Paulo. Serviço de Biblioteca e Documentação, 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com LIST OF JOURNALS INDEXED IN INDEX MEDICUS. Outras abreviaturas, símbolos e siglas de acordo com ISO: INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION e ABNT: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS.

Nomenclatura anatômica de acordo com: SCHALLER, O. Nomenclatura anatômica veterinária. 6ª edição. São Paulo, Manole, 1999.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	6
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	8
3.1. ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL.....	9
3.2. DISPLASIA COXOFEMORAL.....	15
3.3. MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO DA DISPLASIA COXOFEMORAL.....	19
3.4. MÉTODOS DE TRATAMENTO DA DISPLASIA COXOFEMORAL.....	25
3.4.1. Centro de rotação da angulação (CORA).....	28
3.4.2. TÉCNICA DE OSTEOTOMIA INTERTROCANTÉRICA VARIZANTE EM CUNHA.....	31
3.4.3. TÉCNICA DE OSTEOTOMIA VARIZANTE EM CÚPULA.....	41
4. MÉTODOS.....	43
4.1. Animais e ambiente de experimentação.....	44
4.2. Preparo dos espécimes.....	46
4.3. Determinação do comprimento femoral.	47
4.4. Determinação dos ângulos femorais.....	48
4.5. Técnica cirúrgica de Osteotomia intertrocantérica varizante em cunha.....	56
4.6. Técnica cirúrgica de Osteotomia varizante em cúpula.....	60
4.7. Avaliação da resistência mecânica dos espécimes.....	64
4.8. Análise estatística.....	72

5. RESULTADOS.....	73
5.1. <i>Avaliações radiográficas.....</i>	<i>74</i>
5.1.1. <i>Mensuração do comprimento femoral.....</i>	<i>77</i>
5.1.2. <i>Mensuração do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA).....</i>	<i>78</i>
5.1.3. <i>Mensuração do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA).....</i>	<i>79</i>
5.1.4. <i>Mensuração do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA).....</i>	<i>80</i>
5.1.5. <i>Mensuração do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA).....</i>	<i>81</i>
5.1.6. <i>Mensuração do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF)..</i>	<i>82</i>
5.1.7. <i>Mensuração do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF).....</i>	<i>83</i>
5.2. <i>Ensaio de resistência mecânica.....</i>	<i>84</i>
6. DISCUSSÃO.....	92
7. CONCLUSÕES.....	120
8. REFERÊNCIAS.....	122

LISTA DE ABREVIATURAS

CORA	centro de rotação da angulação
CORAn	centro de rotação da angulação neutro
cm	centímetro
mm	milímetros
OFA	Orthopedic Foundation for Animals
DSL	escore de subluxação dorsolateral
TBL	linha bissetriz transversa
ACA	eixo de correção da angulação
TPLO	osteotomia de nivelamento do platô tibial
AICF	ângulo de inclinação do colo femoral
MLPFa	ângulo femoral proximal lateral mecânico
ALPFa	ângulo femoral proximal lateral anatômico
MLDFa	ângulo femoral distal lateral mecânico
ALDFa	ângulo femoral distal lateral anatômico
AAvCF	ângulo de anteversão do colo femoral
NaCl	Cloreto de Sódio

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Visão radiográfica de espécime e respectiva ilustração da metodologia CORA.....	30
Figura 2. Visão crânio-caudal macroscópica e radiográfica dos fêmures direito e esquerdo do cão número 1 no momento inicial.....	45
Figura 3. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do comprimento femoral.....	47
Figura 4. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA).....	50
Figura 5. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA.).....	51
Figura 6. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA),.....	52
Figura 7. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA).....	53
Figura 8. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF).....	54

Figura 9. Avaliação macroscópica dos espécimes para mensuração do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF).....	55
Figura 10. Técnica de osteotomia intertrocantérica varizante em cunha. Inserção dos pinos e guia para osteotomia.....	57
Figura 11. Técnica de osteotomia intertrocantérica varizante em cunha. Visão da cunha óssea e do espécime após redução dos fragmentos ósseos.....	58
Figura 12. Técnica de osteotomia intertrocantérica varizante em cunha. Visão lateral e cranial do espécime após osteossíntese.....	59
Figura 13. Técnica de osteotomia varizante em cúpula. Inserção dos pinos e guia para osteotomia.....	61
Figura 14. Serra oscilatória, lâmina radial e guia empregados na técnica de osteotomia varizante em cúpula.....	62
Figura 15. Técnica de osteotomia varizante em cúpula. Visão cranial do espécime após osteossíntese.....	63
Figura 16. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®.....	64

Figura 17. Visão geral do Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Universidade de São Paulo. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®, acoplada ao sistema de aquisição de dados modelo ADS2000 da empresa Lynx®.....	65
Figura 18. Visão do espécime fixado à máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® em posição prévia ao estudo.....	67
Figura 19. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®, acoplada ao sistema de aquisição de dados modelo ADS2000 da empresa Lynx®.....	69
Figura 20. Avaliação macroscópica dos espécimes no momento inicial.....	74
Figura 21. Espécimes após a realização de osteotomia varizante em cúpula e osteotomia intertrocantérica varizante em cunha.....	75
Figura 22. Avaliação radiográfica dos espécimes após a realização de osteotomia varizante em cúpula e osteotomia intertrocantérica varizante em cunha.....	76
Figura 23. Avaliação macroscópica de espécime após a realização de ensaio mecânico, com visibilização de fratura da cortical medial.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de mensuração (cm) do comprimento femoral nos grupos D e E nos momentos inicial e final.....77

Tabela 2 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.....78

Tabela 3 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.....79

Tabela 4 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.....80

Tabela 5 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.....81

Tabela 6 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF) nos grupos D e E nos momentos inicial e final....	82
Tabela 7 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF) nos grupos D e E nos momentos inicial e final....	83
Tabela 8 – Valores de mensuração da rigidez (N/mm) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E.....	85
Tabela 9 – Valores de mensuração da rigidez (N/mm) de acordo com o sistema Claron® nos grupos D e E..	86
Tabela 10 – Valores de deformação (mm) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E..	87
Tabela 11 – Valores de limite de elasticidade (N) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E.....	88
Tabela 12 – Valores de momento máximo (N) para os grupos D e E.....	89

Tabela 13 – Valores de deslocamento (mm) no plano frontal de acordo com o sistema Claron® para os grupos D e E.....	90
---	----

RESUMO

Lins, B.T. **Avaliação biomecânica comparativa de duas técnicas de osteotomia varizante proximal do fêmur. Estudo em cadáveres de cães.** São Paulo, 2011. 148p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

O presente estudo compara uma nova técnica de osteotomia varizante em cúpula à tradicional osteotomia intertrocanterica varizante do fêmur em cadáveres de cães. Foram utilizados 10 pares de fêmures, provenientes de cães eutanasiados por razões independentes do presente estudo. Os espécimes foram divididos em dois grupos de acordo a técnica empregada e avaliados radiograficamente para mensuração do comprimento femoral e valores de ângulo de inclinação do colo femoral, ângulo femoral proximal lateral mecânico, ângulo femoral proximal lateral anatômico, ângulo femoral distal lateral mecânico, ângulo femoral distal lateral anatômico e ângulo de anteversão do colo femoral. Posteriormente, foram realizados os ensaios mecânicos para determinação da resistência em ambos os grupos. As avaliações radiográficas demonstraram a efetividade de ambos os métodos na varização do fêmur proximal. A técnica de osteotomia varizante em cúpula mostrou valores de resistência mecânica e modo de falência dos implantes empregados na osteossíntese comparados à técnica de osteotomia intertrocanterica varizante em cunha. Os testes biomecânicos demonstram a exequibilidade da técnica de osteotomia varizante em cúpula como alternativa ao tratamento da displasia coxofemoral em cães.

Palavras-chave: Osteotomia intertrocanterica varizante; Displasia coxofemoral; Cão.

SUMMARY

Lins, B.T. **Comparative Biomechanical Assessment of Two Techniques of Proximal Femoral Varus Osteotomy. Study in cadavers of dogs.** São Paulo, 2011. 148p. Thesis (Doctorate) – School of Medicine, University of São Paulo.

The present study compares a new varus dome osteotomy technique to the traditional femoral varus intertrochanteric osteotomy in dogs. Ten pairs of femurs were used from dogs euthanized due to reasons unrelated to our study. The specimens were divided in two groups according to the technique and radiographically assessed to measure femoral length and femoral neck inclination angle, mechanical lateral proximal femoral angle, anatomical lateral proximal femoral angle, mechanical lateral distal femoral angle, anatomical lateral distal femoral angle and femoral neck anteversion angle values. Mechanical assays were then performed to determine resistance in both groups. The radiographic assessments showed the effectiveness of both methods in varization of the canine proximal femur. The varus dome osteotomy technique showed mechanical resistance values and failure mechanism of the systems similar when compared to varus wedge intertrochanteric osteotomy. The biomechanical tests demonstrated the varus dome osteotomy technique feasibility as an alternative for coxofemoral dysplasia treatment in dogs.

Key words: Varus intertrochanteric osteotomy; Coxofemoral dysplasia; Dog.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A displasia coxofemoral é uma doença complexa, poligênica e multifatorial que acomete diversas espécies, entre elas o homem e o cão (TODHUNTER & LUST, 2003). A doença é caracterizada por instabilidade articular e subsequente desenvolvimento de osteoartrose (SMITH et al., 1993). Com grande frequência observa-se subluxação da cabeça do fêmur, resultante de um acentuado ângulo de inclinação e/ou excessiva anteversão do colo femoral (BRADEN et al., 1990; TODHUNTER et al., 2003a,b). A contínua sobrecarga das superfícies articulares decorrente da incongruência articular resulta em necrose da cartilagem e desencadeamento da piora dos sinais clínicos e radiográficos da displasia ao longo do tempo (SMITH et al., 1993).

Para o tratamento da displasia coxo-femoral são descritos diversos procedimentos cirúrgicos, profiláticos ou terapêuticos, cada qual com vantagens e desvantagens (KINZEL et al., 2002). Em pacientes jovens preconiza-se o tratamento por técnicas profiláticas, cujo objetivo é a melhora da congruência articular (POWERS et al., 2004). O primeiro relato bem sucedido de emprego da osteotomia intertrocantérica para tratamento da osteoartrose coxofemoral no homem ocorreu há cerca de 60 anos, apesar da técnica cirúrgica ter sido descrita por Kirmission em 1894 (BRADEN & PRIEUR, 1992). O ângulo de inclinação do colo femoral influencia diretamente a cinemática dos músculos do quadril e a estabilidade articular

(SCHULZ & DEJARDIN, 2003). Com o procedimento, realiza-se a osteotomia corrigindo a inclinação e anteversão do colo femoral, além de promover um discreto avanço da região trocantérica lateralmente em relação à diáfise femoral (BRADEN & PRIEUR, 1992). Dessa forma é restabelecida a área de contato entre as superfícies da cabeça femoral e acetábulo, com conseqüente melhora da biomecânica articular e retardo na progressão da doença articular degenerativa (LUST & SUMMERS, 1981; PRIEUR, 1987; BRADEN & PRIEUR, 1992; EVERS et al., 1997).

O procedimento foi descrito inicialmente na Medicina Veterinária como alternativa para o tratamento da displasia coxofemoral em cães há cerca de três décadas (PRIEUR, 1980; PRIEUR, 1987). De acordo com as observações de Prieur e colaboradores (1987), o ângulo de inclinação do colo femoral normal no cão deve ser de aproximadamente 135° e o ângulo de anteversão de 15° a 20° (EVERS et al., 1997; TOMLINSON, 2007; TOMLINSON et al., 2007). O método tem sido sugerido como cirurgia profilática e terapêutica em cães com subluxação da cabeça femoral em virtude de uma inclinação excessiva da epífise proximal em relação à diáfise femoral e/ou excessiva anteversão femoral (PRIEUR, 1987). A osteotomia intertrocantérica tem sido indicada em cães com idade inferior a 10 meses, porém alguns estudos demonstram o sucesso do método também em animais adultos (PRIEUR & SCARTAZZINI, 1980; BRADEN & PRIEUR, 1992; EVERS et al., 1997). No entanto, a técnica não é recomendada para tratamento da displasia acetabular ou em casos de grave doença articular

degenerativa (PRIEUR & SCARTAZZINI, 1980; MACLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996a; EVERS et al., 1997).

A osteotomia intertrocantérica, assim como a osteotomia tripla da pelve, tem como objetivo frear a progressão da doença articular degenerativa (MCLAUGHLIN & MILLER, 1991; MACLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996b; EVERS et al., 1997; JOHNSON et al., 1998; RASMUSSEN et al., 1998). Entretanto, os efeitos das duas técnicas a médio e longo prazo ainda permanecem bastante controversos (EVERS et al., 1997). A osteotomia intertrocantérica pode promover alívio dos sintomas por um período superior a quatro anos (PRIEUR & SCARTAZZINI, 1980; WALKER & PRIEUR, 1987; BRADEN et al., 1990; BRADEN & PRIEUR, 1992; EVERS et al., 1997). Em virtude da menor expectativa de vida em cães comparativamente ao homem, o procedimento pode ter grande relevância quanto ao seu emprego clínico nessa espécie (BRADEN & PRIEUR, 1992).

Tradicionalmente tem sido empregada uma osteotomia intertrocantérica em cunha para correção do acentuado ângulo de inclinação do colo femoral (BRADEN et al., 1990). Apesar da maior praticidade da técnica, a osteotomia se situa em um ponto proximal, e desta forma proporciona pequena superfície para inserção dos implantes de osteossíntese (EVERS et al., 1997). PRIEUR (1980) descreveu uma placa com ganchos especialmente desenvolvida para reconstrução femoral após a osteotomia intertrocantérica. Entretanto esse implante requer instrumental especial e sua aplicação é tecnicamente dispendiosa (EVERS et al., 1997).

Tem sido demonstrada a possibilidade de utilização de placas de compressão dinâmica como alternativa à fixação por placa com gancho (EVERS et al., 1997).

A metodologia do Centro de Rotação da Angulação (CORA) foi inicialmente descrita para a espécie humana (PALEY, 2002) e constitui-se de um sistema pelo qual é possível avaliar ossos longos quanto à deformidade angular de acordo com a orientação articular (FOX, 2007). O CORA permite a identificação da deformidade e planejamento pré-operatório, de forma a se determinar o local e a magnitude da(s) deformidade(s) (FOX, 2007). Uma osteotomia em cúpula desloca o nível do corte do eixo do centro de rotação da angulação para uma posição mais próxima à diáfise, sendo assim extremamente útil em deformidades just-articulares, por proporcionar maior área para fixação dos implantes (FOX et al., 2006).

Apesar de alguns resultados promissores quanto ao emprego da osteotomia intertrocantérica varizante em cunha, ainda existem aspectos críticos principalmente quanto à estabilidade dos implantes (BRADEN et al., 1990). Dessa forma, o presente estudo objetivou a descrição de uma nova técnica de osteotomia em cúpula varizante em cães como alternativa à osteotomia intertrocantérica varizante tradicional, e a avaliação dos seus efeitos na geometria femoral proximal e na resistência mecânica após a osteossíntese.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

O presente trabalho teve como objetivos avaliar, por meio de estudos em cadáveres de cães:

- A proposição de uma nova técnica de osteotomia varizante do fêmur em cães;
- As alterações radiográficas decorrentes do emprego da técnica de osteotomia varizante em cúpula, comparativamente à osteotomia intertrocanterica varizante em cunha;
- A resistência mecânica das técnicas empregadas *in vitro*, de forma a determinar a exeqüibilidade de futuro estudo clínico.

REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Anatomia e biomecânica da articulação coxofemoral

A articulação coxofemoral canina é composta de duas estruturas osteo-articulares básicas: a cavidade acetabular e o fêmur proximal. O acetábulo é uma cavidade cotilóide composta pelo ílio, ísquio, púbis e osso acetabular que sofrem fusão durante a vigésima semana de vida intra-uterina. O lábio acetabular (*labrum acetabulare*) é uma faixa de fibrocartilagem localizada na borda acetabular que se estende pela incisura acetabular com o ligamento acetabular transverso (*ligamentum transversum acetabuli*). Em um cão de 30 quilos, o acetábulo tem aproximadamente um centímetro de profundidade e 2 centímetros de diâmetro. A superfície lunar (*fascies lunata*) é a circunferência articular lisa. Em seu centro encontra-se a fossa acetabular. A cabeça do fêmur é uma superfície esférica lisa, suportada pelo colo femoral no em seu aspecto próximo-lateral e por três processos denominados trocânter maior, trocânter menor e terceiro trocânter. A fóvea da cabeça femoral (*fovea capitis ossis femoris*) é uma área circular localizada no centro da cabeça femoral e que corresponde ao ponto de inserção do ligamento da cabeça do fêmur (*ligamentum capitis ossis femoris*), geralmente denominado ligamento redondo. O colo femoral (*colum femoris*) une a cabeça femoral ao fêmur, apresenta comprimento similar ao diâmetro da cabeça do fêmur e tem aspecto ligeiramente

comprimido crânio-caudalmente. O trocânter maior (*trochanter major*) é a tuberosidade mais proeminente no fêmur proximal, localizada lateralmente à cabeça femoral. A fossa trocantérica situa-se entre o colo femoral e o trocânter maior. O trocânter menor (*trochanter minor*) é uma eminência piramidal distinta projetada da superfície caudomedial próxima à junção com a diáfise e conectado ao trocânter pela crista intertrocantérica (*crista intertrochanterica*). A eminência craniolateral do trocânter menor é denominada tubérculo cervical e o ponto de arqueamento distocaudal dessa protuberância denominado terceiro trocânter. A cápsula articular se insere medialmente a alguns milímetros do lábio acetabular e lateralmente no colo femoral em um ponto um à dois centímetros lateral à cobertura cartilaginosa da cabeça femoral. Os músculos no quadril são divididos em flexores (íliopsoas, tensor da fáscia lata, músculo articular da coxa, quadríceps), extensores (glúteo superficial, glúteo médio, glúteo profundo, piriforme, quadrado femoral, bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso), rotadores externos (obturador interno, gêmeos, quadrado femoral), abdutores (abductor crural caudal, glúteo superficial, glúteo médio e glúteo profundo) e adutores (grácil, pectíneo, íliopsoas, adutor longo e adutor magno) (EVANS, 1993).

Os estágios de desenvolvimento da marcha têm sido extensivamente avaliados cinemática e cineticamente tanto no homem quanto em cães (LOPEZ et al., 2006). Os membros torácicos sustentam 60% do peso corporal no cão, enquanto que os membros pélvicos sustentam 40% do peso corporal (BUDSBERG et al., 1987; LOPEZ et al., 2006). Na locomoção

normal, a função primária do membro torácico é a desaceleração, enquanto que a do membro pélvico é a propulsão (LOPEZ et al., 2006). Cães portadores de quadris displásicos, assim como humanos, apresentam redução do pico de força e impulso nos planos y e z, à avaliação cinemática da locomoção em placa de força (LOPEZ et al., 2006). As forças de reação no plano x têm pouco valor na avaliação da locomoção de cães jovens ou adultos (LOPEZ et al., 2006). Valores reportados em cães saudáveis em velocidade de trote são de 57% do tempo de sustentação gasto em desaceleração e 43% em propulsão para o membro torácico, comparado aos 30% de desaceleração e 70% de propulsão para membro pélvico (WEIGEL & WASSERMAN, 1992; LOPEZ et al., 2006).

Os aspectos biomecânicos da articulação do quadril canina, a exemplo do homem, são dependentes das relações anatômicas entre os componentes ósseos e da integridade estrutural dos ligamentos, tendões e músculos periarticulares (WEIGEL & WASSERMAN, 1992). A resiliência e desgaste articulares são proporcionais à integridade da superfície da cartilagem articular, da distribuição e magnitude de forças atuantes na articulação e da estabilidade inerente à mesma (WEIGEL & WASSERMAN, 1992). Além da força secundária à sustentação de peso, a musculatura abduutora possui um papel extremamente importante na biomecânica do quadril. O músculo íliopsoas tem a função de promover flexão e rotação externa do fêmur (RISER et al., 1985). O músculo pectíneo é um dos adutores do quadril e freqüentemente apresenta tensão excessiva em cães displásicos (RISER et al., 1985). A relação desses grupos musculares com

os ângulos de inclinação e retroversão acetabular, assim como inclinação e anteversão do colo femoral determinam a resultante de forças atuantes na articulação. O aumento ou redução nos ângulos de inclinação ou anteversão resulta em alterações correspondentes nas forças intra-articulares no quadril (HAUPTMAN et al., 1985). As forças alteradas podem contribuir para o caráter fisiopatológico da displasia coxofemoral (HAUPTMAN et al., 1985). Ângulos de inclinação ou anteversão aumentados tem sido relatados em cães portadores de quadris displásicos (HAUPTMAN et al., 1985).

Os valores de inclinação e anteversão do colo femorais em cães normais são respectivamente de 130° e 27° (HAUPTMAN et al., 1979; HAUPTMAN et al., 1985; NUNAMAKER et al., 1973). Alterações na geometria do acetábulo ou fêmur proximal podem proporcionar modificações correspondentes nas forças intra e peri-articulares do quadril (HAUPTMAN et al., 1985). A inclinação acentuada do colo femoral (coxa valga) resulta em alteração do momento na cabeça femoral e favorece o deslocamento dorsal da cabeça do fêmur, com conseqüente instabilidade articular (ARNOZCKY & TORZILLI, 1981). Um momento é produzido pela aplicação de força em um objeto que não esteja em linha com o seu centro geométrico, causando rotação em seu eixo. A magnitude desse momento é determinada pelo produto da força e a distância entre do centro de rotação ao ponto de aplicação. O músculo abdutor é considerado a força mais importante durante a sustentação de peso. Porém, outros músculos atuam proximal e distalmente na articulação do quadril e potencialmente influenciam o vetor força nessa articulação (SCHIMIT et al., 2001). Apesar de possível a

determinação de forças no quadril saudável, parece imprevisível a determinação da tensão tolerada em membros acometidos (SCHIMITT et al., 2001). Com o aumento do ângulo de inclinação do colo femoral, a distância da força abduutora à cabeça femoral é reduzida. Assim, a magnitude do momento produzido por essa força torna-se menor. A subluxação da cabeça femoral altera a magnitude e direção das resultantes de força (WEIGEL & WASSERMAN, 1992). Em um quadril canino normal, a força estimada na cabeça femoral é de aproximadamente 4 vezes o peso corpóreo. Entretanto, com a discreta subluxação, essa força aumenta consideravelmente (WEIGEL & WASSERMAN, 1992). A aplicação de forças excêntricas acentua a tensão ao longo da cartilagem articular, e desencadeia um desgaste prematuro das superfícies articulares (WEIGEL & WASSERMAN, 1992).

O ângulo de anteversão é formado pelo plano contendo o eixo da diáfise femoral e paralelo ao eixo transcondilar e o plano contendo o eixo da diáfise e o eixo do colo femoral (MONTAVON et al., 1985). O eixo longo do fêmur se situa entre as bordas corticais e o eixo longo do colo femoral e é representado por uma linha do centro da cabeça ao centro do colo femoral (BARDET et al., 1983). Grandes ângulos de anteversão promovem a rotação externa da cabeça femoral em relação ao acetábulo e têm sido associados à displasia de quadril em humanos e também em cães (NUNAMAKER, 1974; DUELAND, 1980; HERNANDEZ, 1983; BRADEN et al., 1990, ANDA et al., 1991; WEIGEL & WASSERMAN, 1992). Também a anteversão excessiva promove alteração das forças musculares no quadril (WEIGEL &

WASSERMAN, 1992). O ângulo de anteversão tem sido positivamente correlacionado com o ângulo de inclinação (HAUPTMAN et al., 1985). A abdução promove o deslocamento da cabeça femoral para uma posição mais profunda no acetábulo. Com o aumento do ângulo de inclinação, os músculos abdutores necessitam realizar maior força pra produzir o mesmo momento em comparação à um quadril com angulação normal, e conseqüentemente maior pressão na cabeça femoral (WEIGEL & WASSERMAN, 1992).

Cães possuidores de bom condicionamento podem compensar a frouxidão articular com aumento do tônus muscular. Entretanto, em animais portadores de atrofia muscular, a instabilidade articular torna-se mais acentuada (WEIGEL & WASSERMAN, 1992). As reações posturais também influenciam a magnitude dessas forças, sendo que a adução do membro pélvico pode reduzir essas alterações. Cães portadores de quadris displásicos geralmente mantêm os membros em ligeira adução, de forma a reduzir a tensão nas estruturas periarticulares (WEIGEL & WASSERMAN, 1992).

3.2 *Displasia coxofemoral*

A displasia coxofemoral é uma das mais freqüentes causas de artrose do quadril tanto em cães como em humanos (LOPEZ et al., 2006). As similaridades entre as duas espécies tornam a doença no cão um ótimo modelo para o estudo do desenvolvimento da afecção no homem (BRADEN et al., 1990; LOPEZ et al., 2006). A doença é uma condição inerentemente complexa do desenvolvimento, marcada por subluxação da articulação do quadril (TODHUNTER et al., 2003a,b). A afecção foi inicialmente descrita em cães nos Estados Unidos em 1930 (SCHNELLE, 1935; SCHNELLE, 1954). Desde então a displasia coxofemoral tem sido objeto de intensa investigação (TODHUNTER et al., 2003a,b). A displasia coxofemoral é codificada por vários genes, com expressões fenotípicas que sofrem interferência de fatores fisiológicos e ambientais (LOPEZ et al., 2006). Excesso de peso, nível de atividade física, estado reprodutivo, entre outros, podem contribuir para acentuação da sintomatologia clínica (LOPEZ et al., 2006). Cães portadores de displasia coxofemoral freqüentemente apresentam evidências de doença articular degenerativa em outras articulações, sugerindo um efeito sistêmico da doença (LUST et al., 2001). Existem duas formas de displasia coxofemoral, uma na qual é observado um ângulo acentuado do colo femoral e outra onde se observa displasia acetabular (BRADEN et al., 1990; SLOCUM & SLOCUM, 1992). A instabilidade articular é um dos pontos críticos no desenvolvimento da doença e conseqüente progressão da osteoartrose.

Os primeiros meses de vida constituem a fase crítica para o desenvolvimento e estabilidade do quadril (ALEXANDER, 1992). A disparidade entre a massa muscular primária e o crescimento acelerado do esqueleto favorece a instabilidade coxofemoral, (ALEXANDER, 1992; TOMLINSON, 1996). A frouxidão articular em filhotes, quantificada pelo índice de tração, promove alteração da biomecânica articular e apresenta relação direta com o desenvolvimento de osteoartrose em cães adultos (TOMLINSON, 1996; LOPEZ et al., 2006). De forma similar, a frouxidão articular em crianças tem sido associada ao desenvolvimento da doença articular degenerativa em pacientes humanos em idade adulta (LOPEZ et al., 2006). O papel exato da lassidão excessiva na iniciação e progressão da osteoartrose do quadril não é completamente elucidado (LUST & SUMMERS, 1981; BRADEN et al., 1990). Entretanto, a biomecânica alterada entre as superfícies articulares é presumida como um dos principais componentes desencadeadores da degeneração articular (TOMLINSON, 1996; LOPEZ et al., 2006). A contínua subluxação da cabeça femoral em virtude de reduzida profundidade acetabular, alteração do ângulo de inclinação do colo femoral ou anteversão reduz a área de contato articular (LUST & SUMMERS, 1981; ALEXANDER, 1992; TOMLINSON, 1996). O aumento do líquido sinovial e a hipertrofia do ligamento da cabeça do fêmur são alterações precoces no processo de artrose do quadril displásico (LUST & SUMMERS, 1981). Essas alterações contribuem para o mau alinhamento das superfícies articulares (LUST & SUMMERS, 1981). Assim, inicia-se um ciclo onde os produtos da degeneração tecidual e a lesão articular crescente

acentuam a inflamação sinovial (LUST & SUMMERS, 1981). A osteoartrite resulta em alteração das propriedades mecânicas da cartilagem, com aumento da deformação sob carga e conseqüente formação de fissuras e fibrilações (EDINGER et al., 2000). O local inicial de degeneração da cartilagem articular pode ser determinado por fatores mecânicos, pois sua localização topográfica na cabeça femoral é consistente (LUST & SUMMERS, 1981). Sinovíte, redução do conteúdo de proteoglicanos na cartilagem articular, fibrilação e clonagem de condrócitos são achados posteriores (LUST & SUMMERS, 1981). Lesões secundárias aos condrócitos promovem a liberação de enzimas e conseqüente degradação da matriz proteoglicana (ALEXANDER, 1992). A tensão mecânica gera microfraturas no osso subcondral, e a posterior cicatrização torna o trabeculado ósseo mais rígido e espesso (EDINGER et al., 2000). Existe uma significativa correlação entre a tensão mecânica e a arquitetura do osso esponjoso (EDINGER et al., 2000). O contato entre a borda acetabular dorsal e a área perifoveal da cabeça femoral pode ser o iniciador mecânico da osteoartrose (FARESE et al., 1998). A metade medial da cartilagem da cabeça femoral apresenta um grau de cartilagem mais pobre que a metade lateral que sobrepõe à região trabecular póstero-lateral (EDINGER et al., 2000). O aumento significativo da anisotropia em virtude da osteoartrose femoral é decorrente da resposta ao remodelamento pela tensão mecânica (EDINGER et al., 2000). Em cães saudáveis, a porção caudal do colo femoral recebe uma carga mais consistente que a porção cranial e a cabeça femoral (EDINGER et al., 2000). O alinhamento trabecular aumenta na

porção cranial e medial da cabeça femoral em cães portadores de artrose (EDINGER et al., 2000). As lesões na superfície articular são de forma geral mais significativas na região proximomedial da cabeça femoral em virtude da transferência de carga na articulação do quadril, e estão associadas ao aumento do alinhamento do osso trabecular (EDINGER et al., 2000). Esse remodelamento sugere que a alteração da transmissão de carga no quadril se desenvolve antes ou concomitantemente à artrose grave. (EDINGER et al., 2000). Dessa forma ocorre redução da capacidade de absorção de impacto pela cartilagem hialina, e perpetuação do ciclo de degeneração articular (ALEXANDER, 1992; TOMLINSON, 1996; EDINGER et al., 2000).

A dor em pacientes portadores de quadris displásicos pode ser originada pela lesão à cápsula articular, contratura de músculos periarticulares ou estase venosa na cabeça e colo femorais (PRIEUR, 1987). Além do aumento da sensibilidade, a redução da amplitude de movimento também contribui para a modificação do padrão de locomoção em cães portadores de quadris displásicos (PRIEUR, 1987).

3.3 Métodos de diagnóstico da displasia coxofemoral

O diagnóstico da displasia coxofemoral é baseado em um exame clínico e confirmado por avaliação radiográfica. Crepitação, alteração da amplitude de movimento e detecção de instabilidade (testes de Barden, Barlow e Ortolani positivos) são alguns pontos possivelmente observados durante o exame ortopédico (TODHUNTER et al., 2003b). A avaliação radiográfica pode ser dividida em dois grupos de testes (TODHUNTER et al., 2003a). O primeiro grupo é composto por técnicas radiográficas para avaliação da conformação óssea e evidênciação de osteoartrose, como a projeção ventro-dorsal com os quadris estendidos adotada pela OFA (Orthopedic Foundation for Animals) ou a avaliação da borda acetabular dorsal (TODHUNTER et al., 2003a,b). O segundo grupo de técnicas objetiva a graduação da instabilidade articular, a exemplo do índice de tração determinado pelo método PENNHIP®.

O método da OFA tem sido o critério de referência para diagnóstico de displasia (TODHUNTER et al., 2003a). Uma articulação coxofemoral normal deve proporcionar cobertura de 50% ou mais da cabeça femoral pelo acetábulo (TOMLINSOM & JOHNSON, 2000). A mensuração do ângulo de Norberg, incluída na metodologia, tem sido adotada como critério de avaliação em cães portadores de quadris displásicos na maioria dos países europeus (DUELAND et al., 1980; TOMLINSOM & JOHNSON, 2000; BOCKSTAHLER et al., 2007). O valor de 105° é descrito como número de referência para distinção entre quadris displásicos e normais (TOMLINSOM &

JOHNSON, 2000). Valores menores do que 105° indicam menor percentual de cobertura acetabular pela cabeça femoral e conseqüente subluxação (TOMLINSON & JOHNSON, 2000). Esse método de avaliação radiográfica pode também revelar deformidades ósseas como a menor profundidade acetabular, anteversão acentuada do colo femoral, desvio valgo do colo femoral (HAUPTAMAN et al., 1979; PRIEUR, 1980). Sinais de osteoartrose são freqüentemente observados radiograficamente e incluem esclerose e produção de osteófitos ao longo do colo femoral e margem acetabular, reduzida profundidade acetabular e achatamento da cabeça femoral, além do aumento da densidade de tecidos moles periarticulares (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996a).

A formação de osteófitos curvilíneos na margem caudolateral do fêmur proximal pode ser um indicador radiográfico precoce de osteoartrite em cães portadores de quadris displásicos (POWERS et al., 2004). É importante a diferenciação da linha de Morgan, freqüentemente observada em filhotes (POWERS et al., 2004). Tem sido postulado que a formação de osteófitos caudolaterais é o resultado de excessiva lassidão do quadril, e desencadeamento da formação de osteófitos nas linhas de inserção da cápsula articular (POWERS et al., 2004). Essas alterações são visibilizadas na avaliação radiográfica como uma linha curvilínea sobreposta ao colo femoral na projeção ventro-dorsal (POWERS et al., 2004). Histologicamente pode ocorrer uma proliferação óssea mais proeminente do que a visualizada radiograficamente (GORDON et al., 2003; POWERS et al., 2004).

A cabeça e colo femorais se encontram com a diáfise femoral para formar os ângulos de inclinação e anteversão (HAUPTMAN et al., 1985). Esses ângulos são importantes biomecanicamente por determinarem a transferência de forças do fêmur ao acetábulo. Dois métodos foram descritos inicialmente para determinação da inclinação do colo femoral (HAUPTMAN et al., 1985). Em estudos prévios, o ângulo de inclinação mensurado radiograficamente em cães normais foi de $146^{\circ} \pm 4,8^{\circ}$ por um dos métodos e de $129,4^{\circ} \pm 4,9^{\circ}$ por uma segunda alternativa (HAUPTMAN et al., 1985). Os ângulos de inclinação podem variar de 137° à $156,5^{\circ}$ em cães normais, dependendo do método empregado para sua determinação.

A complexa configuração tridimensional do fêmur torna difícil a mensuração do ângulo de anteversão pela avaliação radiográfica (MONTAVON et al., 1985). O ângulo de anteversão pode ser mensurado com o fêmur posicionado perpendicularmente ao filme radiográfico ou pelo método matemático em duas projeções e auxílio de gráfico especial (BARDET et al., 1983; MONTAVON et al., 1985; RISER et al., 1985). O ângulo de anteversão pode ser determinado diretamente pelo gráfico sem necessidade de análises matemáticas ou geométricas. O valor médio para esse ângulo de $31,3^{\circ}$ é similar ao ângulo determinado em outros estudos por análise geométrica (MONTAVON et al., 1985; HAUPTMAN et al., 1985). O gráfico proporciona o reconhecimento imediato de um acentuado ângulo de anteversão quando x for igual ou maior do que y (MONTAVON et al., 1985). Os resultados descritos por Montavon e colaboradores (1985) indicam que o método radiográfico biplanar é uma técnica precisa e acurada para

determinação do ângulo de anteversão do colo e cabeça femoral em cães. Baseado em outras metodologias, esses valores podem apresentar variação de 18° a 47° (MONTAVON et al., 1985). O método biplanar com emprego de duas projeções radiográficas foi inicialmente descrito em 1937 para resolução do problema tridimensional em humanos (MONTAVON et al., 1985). Desde então a técnica tem sido modificada (MONTAVON et al., 1985). Um método idêntico de mensuração foi descrito para avaliação do ângulo de anteversão em cães (BARDET et al., 1983; MONTAVON et al., 1985). O método consiste na projeção radiográfica do fêmur no plano dorsal em projeção crânio-caudal e sagital (projeção médio-lateral) (MONTAVON et al., 1985). Como os dois planos são perpendiculares, o emprego da trigonometria para resolução de um problema agora bi-dimensional é possível (MONTAVON et al., 1985). Grandes dificuldades como a falta de padronização para o posicionamento, o uso de diferentes referências anatômicas, e o extenso cálculo necessário tem sido relatadas (MONTAVON et al., 1985). As referências radiográficas empregadas são consideradas padronizadas (MONTAVON et al., 1985). Entretanto, o emprego do método não é indicado em cães portadores de acentuado remodelamento da cabeça femoral e deslocamento do centro de rotação (HAUPTMAN et al., 1985). Ainda, o método pode não ser preciso quando da presença de uma placa óssea, pois o implante pode dificultar a identificação dos pontos de referência anatômica nas corticais femorais, e tornar a determinação do eixo da diáfise femoral impossível. Valores de anteversão superiores à 45° são associados à alterações degenerativas do quadril (HAUPTMAN et al., 1985).

De acordo com Montavon e colaboradores (1985), o ângulo de inclinação é influenciado pelo ângulo de anteversão. Quando esse último não é considerado para determinação da inclinação do colo femoral, ocorre superestimativa do ângulo mensurado (EVERS et al., 1997). O ângulo de inclinação do colo femoral mensurado radiograficamente é sempre superior ao ângulo de inclinação do colo femoral real devido a presença de anteversão (MONTAVON et al., 1985). Frequentemente grandes ângulos de anteversão são responsáveis pelos acentuados valores de inclinação mensurados (MONTAVON et al., 1985). A variação no ângulo de anteversão é muito maior do que a variação no ângulo de inclinação da cabeça e colo femorais (MONTAVON et al., 1985). Na prática, é impossível a determinação acurada do grau de inclinação do colo femoral (coxa valga) radiograficamente, sem conhecimento do grau de anteversão (MONTAVON et al., 1985).

O escore de subluxação dorsolateral aos oito meses de idade é um bom método diagnóstico para displasia coxofemoral em cães (LUST et al., 2001). Esse índice (DSL) avalia a conformação condro-óssea do quadril em cães (LUST et al., 2001). Também a metodologia PENNHIP® para avaliação dinâmica da articulação coxofemoral pode indicar um índice de predisposição ao desenvolvimento da osteoartrose. Infelizmente nenhum dos métodos descritos apresenta acurácia de 100% no diagnóstico da displasia coxofemoral, especialmente em animais jovens (TODHUNTER et al., 2003a,b). A associação de dois métodos, em especial o índice de subluxação dorsal e a mensuração do ângulo de Norberg tem sido relatada

como a melhor opção para diagnóstico da displasia coxofemoral em cães (TODHUNTER et al., 2003a,b).

A avaliação por tomografia computadorizada pode demonstrar o contato irregular do acetábulo com a cabeça femoral na região próxima à fóvea (LUST et al., 2001). Também pode ser evidenciado um maior detalhamento dos desvios e mensurações ósseas do fêmur (SELLMMEYER et al., 2007). Entretanto, a necessidade de sedação profunda ou anestesia do animal, associada aos elevados custos do exame tornam limitada à sua aplicabilidade no meio veterinário.

3.4 *Métodos de tratamento da displasia coxofemoral*

A substituição total da articulação do quadril é uma alternativa amplamente empregada e aceita para o tratamento da displasia coxofemoral tanto no homem quanto em cães (MCLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996b; DEARMIN & SCHULZ, 2004). Porém, aproximadamente 15 a 20% das artroplastias em humanos, requerem revisão (DEARMIN & SCHULZ, 2004). A perda asséptica responde por cerca de 80% das revisões tanto em pacientes humanos como veterinários (SCHULZ et al., 2000; DEARMIN & SCHULZ, 2004). Nas duas espécies, o mecanismo de falência parece estar mais associado ao componente femoral do que ao acetabular e envolve a falência mecânica da interface cimento-implante (SCHULZ et al., 2000). Dados mais recentes indicam taxas de complicações inferiores, porém o impacto clínico dessas ocorrências em pacientes, além das considerações financeiras, é aspecto importante (DEARMIN & SCHULZ, 2004). Ainda, existem atualmente poucas opções em sistemas de próteses coxofemorais disponíveis comercialmente para cães (SCHULZ et al., 2000). Ao contrário da medicina humana, cirurgiões veterinários geralmente têm disponível somente um ou dois conjuntos de implantes para todas as raças de cães (SCHULZ et al., 2000). O emprego de técnicas profiláticas pode constituir um ponto importante para o tratamento de animais displásicos. Esses métodos reduzem a velocidade de progressão da doença articular degenerativa e dessa forma minimizam a necessidade de artroplastia total do quadril (DEARMIN & SCHULZ, 2004). Apesar dos avanços em técnicas

de artroplastia, esses métodos ainda são inadequados para suprir as demandas em cães jovens por um grande período (CHEN et al., 2004). Dessa forma, as técnicas de osteotomia ainda respondem por uma taxa de sucesso superior à 70%, principalmente em relação ao alívio da dor e melhora da deambulação (FIDLER, 1984; CABRAL et al., 1993; MCLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c; CHEN et al., 2004).

A osteotomia intertrocantérica minimiza a necessidade de nova intervenção cirúrgica em cães (BRADEN & PRIEUR, 1992; EVERS et al., 1997). A técnica promove alívio da dor em humanos por um período de aproximadamente cinco ou seis anos (REIGSTAD & GRNMARK, 1984; BRADEN & PRIEUR, 1992; EVERS et al., 1997). Observações similares são descritas em cães (BRADEN & PRIEUR, 1992). O procedimento não exclui a possibilidade de artroplastia total futura, porém minimiza a necessidade de nova intervenção cirúrgica em cães (BRADEN & PRIEUR, 1992). Apesar da variação individual desse benefício, a maioria dos animais apresenta função normal do membro operado por um longo período. A recidiva dos sinais clínicos ocorre entre três a sete anos após a osteotomia intertrocantérica (BRADEN & PRIEUR, 1992).

O emprego de osteotomias corretivas tem sido indicado, com objetivo de estabilização articular e redução da velocidade de progressão da doença articular degenerativa em virtude de deformidades angulares do acetábulo e/ou fêmur proximal (ENGEL et al., 1994). Nesses casos são preconizadas respectivamente as técnicas de osteotomia tripla da pelve e osteotomia intertrocantérica varizante. Em ambos os procedimentos, é fundamental a

intervenção cirúrgica precoce de forma a minimizar a progressão da osteoartrose (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). Dessa forma é evitada a tensão mecânica e favorecido o fortalecimento dos músculos abdutores (ALEXANDER, 1992).

A osteotomia tripla de pelve é um procedimento profilático que promove reorientação do acetábulo e aumento da cobertura da cabeça femoral (BRADEN et al., 1990; McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). A técnica cirúrgica foi descrita em 1961 para tratamento da displasia de quadril em crianças (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). O emprego do método em cães foi relatado pela primeira vez em 1969 (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). Em 1981 foi relatada uma modificação da osteotomia de forma a proporcionar maior rotação do segmento acetabular (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). Posteriormente foram sugeridas modificações relacionadas à orientação das osteotomias ilíaca e isquiática (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996). Apesar da progressão de osteoartrose em 40% dos cães submetidos à osteotomia tripla da pelve, aproximadamente 90% desses apresentam escore funcional bom ou excelente (RASMUSSEN et al., 1998). Estreitamento do canal pélvico, falência dos implantes e lesão aos nervos ciático ou glúteo cranial são possíveis complicações do método (GRAEHLER, 1994; IAMAGUTI, 1993).

3.4.1 Centro de rotação da angulação (CORA)

Um problema específico encontrado no planejamento de osteotomias corretivas é a quantificação da deformidade angular. Técnicas baseadas no detalhamento anatômico não são freqüentemente descritas na veterinária. Deformidades translacionais iatrogênicas podem ocorrer em virtude da aplicação de osteotomias inapropriadas (FOX et al., 2006). A quantificação e planejamento cirúrgicos baseados no centro de rotação da angulação (CORA) constituem um método padronizado para avaliação dos desvios angulares.

A técnica requer uma compreensão dos eixos anatômico e mecânico do osso em questão (FOX et al., 2006). O eixo ósseo mecânico é definido como uma linha que une os pontos nos centros das articulações proximal e distal, enquanto que o eixo anatômico corresponde ao centro da diáfise do osso avaliado. As linhas de referência articulares representam a orientação da articulação nos planos sagital e frontal. A intersecção da linha de referência articular com o eixo ósseo determina o Centro da Rotação da angulação (CORA) neutro. Essa intersecção determina também ângulos padronizados de acordo com a metodologia descrita por Paley (2003). A intersecção do eixo anatômico com a linha articular de referência do fêmur estabelece o ângulo femoral proximal lateral anatômico (aLPFA), que corresponde ao ponto neutro do centro de rotação da angulação femoral proximal (CORAn) (PALEY, 2003). Uma linha bissetriz aos ângulos lateral e medial é denominada linha bissetriz transversa (TBL) e determina um

número infinito de CORAs (Figura 1) (FOX et al., 2007). Um CORA posicionado na borda óssea côncava resultará em uma osteotomia fechada e encurtamento ósseo, enquanto que um CORA baseado na borda óssea convexa promoverá uma osteotomia aberta e aumento do comprimento ósseo (PALEY, 2003; FOX et al., 2007). As osteotomias em cúpula também podem ser abertas ou fechadas e baseadas em qualquer ponto do centro do ângulo de rotação ao longo da linha bissetriz transversa (FOX et al., 2006). Quando se completa uma osteotomia para correção de deformidades angulares, o eixo por onde a correção é realizada é referido como o eixo de correção da angulação (ACA). Para a osteotomia em cúpula, o ACA se refere ao centro do arco estabelecido, ou seja, o ponto no qual o segmento ósseo é pivotado (PALEY, 2003a,b; FOX et al., 2006). Independentemente do tipo de osteotomia realizada, é necessário basear o ACA da osteotomia no CORA para se evitar deformidade óssea adicional (PALEY, 2003; FOX et al., 2006).

Figura 1. Visão radiográfica de espécime e respectiva ilustração da metodologia CORA.

(CORAn = Centro de Rotação da Angulação neutro / TBL = Linha Tangente Bissetriz).

3.4.2 Técnica de Osteotomia intertrocanterica varizante em cunha

A osteotomia intertrocanterica varizante do fêmur é indicada principalmente nos estágios iniciais de artrose do quadril, com o objetivo de promover alívio da dor e prevenir a exacerbação da osteoartrose secundária a coxa valga (PRIEUR, 1987; WALKER & PRIEUR, 1987; BRADEN et al., 1990; WATANABE et al., 1999). O primeiro relato bem sucedido de tratamento da osteoartrite humana com emprego da osteotomia intertrocanterica ocorreu há 70 anos, apesar da descrição do procedimento por Kirmission em 1895 (BRADEN et al., 1990). A osteotomia como método de tratamento para a artrose teve seu maior desempenho com McMurray (1936), responsável pela introdução do conceito de varização associado à medialização do fêmur proximal. As osteotomias intertrocantericas varizantes têm sido amplamente empregadas em humanos para o tratamento do deslocamento da epífise capital femoral, da doença de Legg-Calve-Perthes e de anomalias congênitas como coxa valga (SCHIMIT et al., 2001; DORIA et al., 2007). A técnica pode promover excelentes resultados clínicos e radiográficos à longo prazo (IWASE et al., 1995; YAMASHITA et al., 1988; WATANABE et al., 1999; SCHIMIT et al., 2001). O procedimento é indicado como alternativa profilática em cães jovens portadores de quadris displásicos com o intuito de adiar ou prevenir a osteoartrose do quadril e melhorar a locomoção (PRIEUR, 1987; BRADEN et al., 1990; WATANABE et al., 1999). Os bons resultados atribuídos ao método são relacionados à redução da tensão no quadril (WATANABE et al., 1999). No cão, de forma

similar ao homem, as regiões abaxiais e do terço médio do acetábulo suportam maior peso do que a região axial (MOORES et al., 2007). A carga transmitida pela cabeça do fêmur ao acetábulo é melhor distribuída aos segmentos acetabulares cranial e caudal após a osteotomia intertrocantérica varizante (MOORES et al., 2007). A força dos músculos abdutores é reduzida após a varização do fêmur (SCHIMITT et al., 2001). A técnica também reduz a tensão nas superfícies articulares, assim como a lateralização (SCHIMITT et al., 2001). Além das alterações promovidas pela osteotomia, o método também pode promover alívio da hipertensão intra-óssea secundária à osteoartrose (CHEN et al., 2004).

A osteotomia intertrocantérica possibilita um número de correções, simples ou combinadas, da geometria do fêmur proximal (PRIEUR, 1987). Cada uma delas influencia não somente a biomecânica do quadril, mas também a mecânica de articulações distais, especialmente o joelho (PRIEUR, 1987). Entretanto, essas alterações ainda não foram investigadas no cão (PRIEUR, 1987). De todas as possibilidades de correção, somente a varização, a retroversão, e em menor grau, a lateralização da diáfise femoral são realizadas durante a osteotomia intertrocantérica no cão (PRIEUR, 1987; EVERS et al., 1997; BARDEN & PRIEUR, 1992). O objetivo do procedimento é a melhora da congruência articular e redução da tensão em pontos específicos da cartilagem (PRIEUR, 1987; BRADEN et al., 1990; BRADEN & PRIEUR, 1992). A varização e retroversão aumentam a superfície de carga no plano transversal e horizontal respectivamente (PRIEUR, 1987). O ângulo de retroversão acetabular é freqüentemente

reduzido em quadris displásicos. Com o procedimento, a anteversão do colo femoral se adéqua à retroversão acetabular, proporcionando maior contato entre as superfícies articulares (PRIEUR, 1987). A lateralização desloca o eixo femoral mecânico lateralmente e alonga biomecanicamente o colo femoral (PRIEUR, 1987; BRADEN & PRIEUR, 1992; PRIEUR, 2003). O alongamento do colo femoral altera as forças dos músculos rotadores internos e externos, aumentando o comprimento do braço de alavanca (PIERMATTEI & FLO, 1999). A varização e retroversão diminuem a dor nos músculos periarticulares decorrente da contratura por reduzir a distância entre as origens e inserções musculares (PRIEUR, 1987). Também a intervenção cirúrgica pode reduzir a dor causada pela estase venosa no interior da cabeça e colo femoral (ARNOLDI et al., 1971). No cão, essas alterações na pressão intra-óssea não foram investigadas, mas provavelmente ocorrem de forma similar ao homem (PRIEUR, 1987; BRADEN & PRIEUR, 1992).

Baseada nas mensurações radiográficas, o ângulo de inclinação do colo femoral deve ser maior ou igual a 145° para indicação da osteotomia intertrocantérica (EVERS et al., 1997). Com o objetivo de determinação do ângulo de correção necessário, o valor 135 é deduzido do ângulo de inclinação mensurado à avaliação radiográfica prévia (PRIEUR, 1987). A margem de erro desse cálculo não excede o limite de tolerância do procedimento cirúrgico (PRIEUR, 1987). O planejamento pré-operatório por avaliação radiográfica é somente possível para a varização e lateralização (PRIEUR, 1987). O ângulo de anteversão mensurado pode ser corrigido

durante o ato cirúrgico, devendo o mesmo ter valor igual ao grau de retroversão acetabular (PRIEUR, 1987).

O procedimento é realizado tradicionalmente por abordagem lateral ao fêmur proximal (BRADEN & PRIEUR, 1992). Após a incisão de pele, subcutâneo e fáscia lata, é realizada a retração caudal do músculo bíceps femoral. A camada profunda da fáscia lata é acessada ao longo da borda caudal dos músculos vasto lateral e glúteo superficial. O músculo glúteo superficial é elevado de sua inserção e retraído dorsalmente. A inserção proximal do músculo vasto-lateral é incisada ao longo do terceiro trocânter e o músculo é elevado subperiostealmente. Um afastador de Hohmann, inserido na margem cranial do fêmur proximal é usado para retração do glúteo superficial e vasto-lateral cranialmente. Um segundo afastador de Hohmann é usado para retração do bíceps femoral caudalmente. Durante a manobra de exposição do terço proximal do fêmur, o nervo ciático deve ser identificado e protegido.

O procedimento cirúrgico pode ser facilitado pelo uso de instrumentos específicos como guia de serra, goniômetro, guia e broca com retentor de profundidade, além do emprego de placa óssea especial fixa ao fêmur proximal por ganchos (BRADEN et al., 1990). Para realização da osteotomia com auxílio do guia de serra AO-ASIF, um fio de Kirschner de 2mm é inserido ao longo do colo femoral em direção à cabeça femoral. A direção do fio corresponde ao eixo do colo femoral e o seu desvio no plano transversal, confrontado com o plano bicondilar, identifica o ângulo de anteversão que normalmente é de 15°. O trocânter menor é palpado na

superfície medial por rotação interna do fêmur e um ponto correspondente à sua altura é marcado no aspecto lateral desse osso. O procedimento de osteotomia intetrocantérica deve ser realizado ao nível do trocânter menor, de modo que o desvio angular femoral possa ser corrigido proximalmente, sem alteração da geometria da diáfise femoral (WALKER & PRIEUR, 1987; MANLEY, 1993). Em caso de uma distância reduzida entre os trocânteres menor e maior, a osteotomia deve ser realizada em um ponto ligeiramente distal ao trocânter menor, porém a crista intetrocantérica deve sempre ser preservada.

Um guia de perfuração (No 380.07, Synthes, Paoli, PA) é posicionado no aspecto caudo-lateral do trocânter maior, perpendicularmente ao plano de anteversão definido pelo fio de Kirschner. A linha marcada no instrumento deve ser posicionada sobre o plano de osteotomia de forma a proporcionar o posicionamento correto dos implantes. A placa é ajustada com o parafuso de forma a situar-se paralelamente ao eixo femoral. Com uma broca de 2mm inserida em seu respectivo guia, é perfurado um orifício no trocânter maior e, um pino de travamento com 2mm de diâmetro é então inserido para fixação do guia. Os ajustes são então verificados e realizadas as devidas correções caso necessário. Um orifício é perfurado através da manga cranial do guia, com uma broca de 3.2mm específica com restrição de profundidade. Após remoção da broca, um pino de travamento com 3.2mm é inserido nesse orifício. Um segundo orifício de 3.2mm é perfurado caudalmente e outro pino de travamento inserido. O uso do guia proporciona um perfeito alinhamento dos orifícios para os ganchos

da placa especial. Através da manga distal do guia é perfurado um orifício de 2.0mm em ambas as camadas corticais da diáfise femoral. Após a remoção do guia, é fixado um guia de serra no fêmur com a inserção de dois pinos nos orifícios de 3.2mm perfurados anteriormente no trocânter maior. Através da abertura do guia de serra é realizada a rosca com macho de 3.5mm no orifício 2.0mm perfurado anteriormente no trocânter maior. Um fio de 2mm é inserido no orifício de 2.0mm na diáfise. A asa do guia de serra é então ajustada paralelamente a ele e o parafuso da asa é apertado. Após o posicionamento da lâmina no local determinado, a asa do guia de serra é deslocada distalmente até que contacte a lâmina, e o parafuso no guia é então apertado. O primeiro corte é feito, com cuidado de se evitar a flexão ou arqueamento da lâmina e com proteção contínua dos tecidos moles pelos retratores de Hohmann. O fragmento proximal curto é manipulado facilmente com a manopla do guia de serra. Após o afrouxamento do parafuso-guia, o goniômetro é posicionado com seu ápice no soquete do parafuso, e a lâmina ajustada de modo a tocar a superfície de osteotomia no segmento proximal. A direção da asa do guia de serra é alterada de acordo com o ângulo de osteotomia e o parafuso-guia é apertado novamente.

A superfície de osteotomia do segmento proximal é iniciada cerca de 2mm medialmente à cortical lateral. A cunha óssea é liberada de tecidos moles com tesoura cirúrgica ou elevador de periósteo e então removida. Caso planejada a lateralização, uma cunha óssea de aproximadamente 3mm é removida do terceiro trocânter no segmento distal. O guia é removido e uma placa de osteotomia intertrocantérica moldada à superfície lateral do

fêmur proximal. A moldagem da placa de duplo gancho é realizada com o contorno acentuado localizado próximo aos ganchos em virtude da dificuldade de dobrar essas estruturas sem danificá-las. Os ganchos das placas são inseridos sob pressão nos orifícios de 3.2mm previamente perfurados no segmento proximal, e a placa é fixada por mais um parafuso de 3.5mm no orifício pré-perfurado e pré rosqueado no trocânter maior. O segmento distal é reduzido provisoriamente com auxílio de garras ósseas. O fio de Kirschner é reinserido na cabeça femoral pra identificação do ângulo de anteversão. Com o membro paralelamente alinhado à mesa, o fio deve estar perpendicularmente situado e mostrar uma anteversão de até 5°. Para correção da anteversão, o segmento distal é rodado interna ou externamente até que o fio apresente o correto posicionamento. Com o uso do guia de compressão de 3.5mm em dois orifícios e o guia neutro em um orifício, a placa é fixada ao segmento distal com parafusos de 3.5mm. Um parafuso esponjoso de 4.0mm e comprimento adequado é inserido de forma compressiva na direção da cabeça femoral através do orifício na placa próximo à osteotomia. O músculo vasto lateral é suturado ao segmento proximal com fio 2.0 absorvível. A fáscia lata, tecido subcutâneo e pele são suturados de acordo com técnica de rotina (PRIEUR, 1984; PRIEUR, 1987; PRIEUR, 1990).

O tempo preconizado para o estadiamento em casos de operação bilateral é de no mínimo três semanas (BRADEN et al., 1990). As recomendações para o período pós-operatório incluem restrição de movimentação, exercícios de reabilitação e cuidados com a ferida cirúrgica.

Resultados satisfatórios são relatados após correção do ângulo de inclinação do colo femoral para valores de 135° no pós-operatório (PRIEUR, 1987). O período de convalescência pode ser mais prolongado com o emprego de osteotomia intertrocanterica em comparação a prótese total de quadril em virtude do remodelamento ósseo. (BRADEN et al., 1990). A osteotomia intertrocanterica pode proporcionar alívio dos sintomas por um período médio de cinco ou seis anos em humanos. Em cães os resultados são similares. A avaliação radiográfica indica que as alterações degenerativas do quadril continuam a progredir mesmo com alívio dos sintomas clínicos de dor (BRADEN et al., 1990). Um estudo clínico em 210 cães submetidos à osteotomia intertrocanterica avaliou os animais por um preço de um a sete anos após o procedimento cirúrgico e revelou 89,6% de resultados excelentes (BRADEN et al., 1990). Outro estudo avaliando 37 cães e 43 articulações do quadril relata 84% de boa ou excelente funcionalidade em um período de 15 meses de acompanhamento pós-operatório (PRIEUR, 1987; BRADEN & PRIEUR, 1992). Os resultados indicam o benefício do procedimento por um período de três anos (BRADEN & PRIEUR, 1992). Alguns estudos indicam resultados insatisfatórios após emprego da osteotomia intertrocanterica varizante (PRIEUR, 1987; DEFINO et al., 1992; CABRAL et al., 1993). Entretanto os critérios para aplicação da técnica, como idade e presença de artrose não foram observados nesses relatos (EVERS et al., 1997).

Com a varização do fêmur, ocorre uma melhora da cinética durante a caminhada (WATANABE et al., 1999). Mulheres submetidas à osteotomia

varizante apresentam uma fase de sustentação do membro reduzida, aumento do desempenho dos músculos abdutores e maior contração dos músculos glúteo médio e tensor da fáscia lata (WATANABE et al., 1999). Porém, uma osteotomia varizante do fêmur proximal modifica o eixo mecânico do fêmur em direção medial, e dessa forma pode sobrecarregar o compartimento medial do joelho (FIDLER, 1984; CABRAL et al., 1993). O cálculo do deslocamento medial deve ser considerado para redução das alterações na articulação do joelho em virtude da osteotomia femoral varizante e também de forma a minimizar o encurtamento do membro (MULLER, 1975).

As taxas de complicação e falência de implantes em osteossínteses intertrocanterícas variam entre 6% e 20% (KRISCHAK et al., 2007). A estabilização da osteotomia femoral proximal é crítica no cão em comparação ao homem. As dimensões ósseas reduzidas nessa espécie, associadas à presença de uma fossa trocanteríca acentuada e de uma ponte óssea entre o trocânter maior e a cabeça femoral dificultam a fixação dos implantes (PRIEUR, 2003). A constituição esponjosa do fêmur proximal e a dificuldade de restrição de atividades durante o período pós-operatório podem favorecer a falência prematura dos implantes (PRIEUR, 2003). A placa angulada AO/ASIF é amplamente utilizada na fixação das osteotomias do fêmur proximal. Entretanto, o procedimento cirúrgico possui elevada complexidade e requer instrumental específico de custo elevado (ENGEL et al., 1997). Também esse tipo de fixação tem como desvantagem a dificuldade de adaptação aos diversos tamanhos de pacientes veterinários

(ENGEL et al., 1994; PRIEUR, 1987). Outros tipos de placas foram desenvolvidos para uso humano e veterinário, mas, de forma geral, apresentam limitações semelhantes (ENGEL et al., 1994; PRIEUR, 1990). A fixação de Pauwels, com emprego de fios e cerclagem em banda de tensão é alternativa interessante à placa AO-ASIF (ENGEL et al., 1994; ENGEL et al., 1997). Porém, a sua resistência ainda parece crítica para emprego em cães. A osteotomia transtrocantérica rotacional foi descrita como alternativa à osteotomia intertrocantérica varizante (SUGIOKA, 1978). Apesar de constituir uma alternativa, a estabilização nessa variante, por parafusos interfragmentares, promove uma maior concentração de tensão no fêmur proximal e conseqüentemente, está associada a um risco aumentado de falência dos implantes (CHEN et al., 2004). O emprego de placas de compressão dinâmica em osteotomias do fêmur proximal tem como principal vantagem a versatilidade de tamanhos dos implantes (EVERS et al., 1997). Entretanto, o método pode não oferecer uma resistência adequada à estabilização das forças no fêmur proximal.

3.4.3 Técnica de Osteotomia Varizante em cúpula

Outras possibilidades de osteotomias para correção angular incluem osteotomias radiais ou em cúpula (BARDEN et al., 2001; SAKANO et al., 2004; FOX et al., 2006; MASUI & HASEGAWA, 2007). A osteotomia intertrocantérica varizante em cúpula foi descrita como forma de minimizar o encurtamento do membro e a insuficiência dos músculos abdutores (BARDEN et al., 2001). A osteotomia em cúpula tem sido extensivamente empregada no plano sagital da tíbia, para nivelamento do platô tibial em cães, com o propósito de estabilização dinâmica da ruptura do ligamento cruzado cranial (SLOCUM & SLOCUM, 1993). Entretanto, a documentação dessa alternativa para correção de desvios angulares só foi descrita em alguns relatos veterinários de forma inconsistente (SIKES et al., 1986; FOX et al., 2006). O método tem sido empregado extensivamente em humanos para correção de desvios angulares variados (FOX et al., 2006).

Com o deslocamento proporcional ao raio da lâmina, as osteotomias em cúpula são ideais em deformidades intra ou justa articulares porque proporcionam maior estoque ósseo e espaço para o posicionamento de um número maior de implantes (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). O deslocamento da osteotomia aberta ou fechada a partir do CORA para se ganhar estoque ósseo resulta em defeitos translacionais secundários. Para se evitar esses defeitos, o eixo de correção da angulação (ACA) deve corresponder ao eixo da lâmina óssea e estar centrado sobre o CORA (PALEY, 2003; FOX et al., 2007).

Outra vantagem relacionada às osteotomias em cúpula é a versatilidade para correção de deformidades no procedimento cirúrgico. De forma contrária à osteotomia fechada, que requer osteotomias adicionais para alteração da técnica, a finalização da osteotomia em cúpula permite ao cirurgião rodar os segmentos ósseos até a obtenção do alinhamento desejado, com manutenção da congruência entre as superfícies no local de osteotomia (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Dependendo da subsequente redução, a osteotomia em cúpula proporciona excelente contato ósseo e estabilidade (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Correções de ângulos até 10° podem ser realizada com ajustes torsionais da placa (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Entretanto, a técnica possui limitação para correção de deformidades acentuadas. Nesses casos, pode ser necessária uma grande rotação e conseqüente perda da estabilidade (PALEY, 2003; FOX et al., 2006).

Iamaguti e colaboradores (1993) descreveram o emprego de uma osteotomia em cúpula para correção do ângulo de inclinação do colo femoral em cães. A técnica proposta por esses autores consiste em uma osteotomia localizada em um ponto distal ao trocânter menor e com concavidade direcionada distalmente. A técnica, apesar de promover maior segmento ósseo para fixação dos implantes, não obedece a metodologia do CORA (PALEY, 2003). Também o método de estabilização sugerido pelos autores parece ser insuficiente para a adequada estabilidade e conseqüente consolidação óssea.

MÉTODOS

4. MÉTODOS

4.1 Animais e ambiente de experimentação

Foram utilizados 10 cadáveres de cães (*canis familiaris*) sem raça definida, machos, com idade variando entre dois e cinco anos e massa corpórea entre 20,0 e 30,0 kg, provenientes do Hospital Veterinário da Universidade Anhembi Morumbi, que vieram a óbito ou foram submetidos à eutanásia por razões exclusas ao presente projeto.

Foram incluídos no estudo aqueles animais cujo exame físico, exame ortopédico dos membros pélvicos e avaliações radiográficas das articulações coxofemorais, em projeções crânio-caudal e médio-lateral, descartaram quaisquer alterações que pudessem influenciar os ensaios experimentais (Figura 1). Evidência de fratura ou afrouxamento dos implantes após o descongelamento dos espécimes foram considerados como critérios de exclusão.

Para cada animal, os fêmures direito e esquerdo foram alocados respectivamente em: grupo E – osteotomia intertrocantérica em cunha (n=10); grupo D – Osteotomia varizante em cúpula (n=10).

Figura 2. Visão crânio-caudal macroscópica e radiográfica dos fêmures direito e esquerdo do cão número 1 no momento inicial.

4.2 *Preparo dos espécimes*

Após o óbito, foram coletados os fêmures direito e esquerdo de 10 cães, sendo estes avaliados radiograficamente no momento inicial (M1) para determinação do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF), ângulo femoral proximal lateral mecânico (MLPFa), ângulo femoral proximal lateral anatômico (ALPFa), ângulo femoral distal lateral mecânico (MLDFa), ângulo femoral distal lateral anatômico (ALDFa), e ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF), além do comprimento do fêmur. Os espécimes foram divididos em grupo D (fêmur direito) e grupo E (fêmur esquerdo), sendo procedida respectivamente a técnica de osteotomia varizante em cúpula ou osteotomia intertrocantérica varizante em cunha e correspondente osteossíntese, seguida de nova avaliação radiográfica (M2). Posteriormente os espécimes foram envoltos individualmente em compressas umedecidas com solução de cloreto de sódio (NaCl) a 0,9%, acondicionados em bolsas plásticas duplas e mantidos em freezer à -20°C. Para a realização dos testes de resistência mecânica os mesmos foram descongelados em temperatura ambiente por 24 horas.

4.3 *Determinação do comprimento femoral*

O comprimento femoral foi mensurado na avaliação radiográfica crânio-caudal e determinado de acordo com a distância do aspecto proximal do trocânter maior do fêmur ao ponto central da incisura troclear e mensurado em centímetros (Figura 2).

Figura 3. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do comprimento femoral.

4.4 Determinação dos ângulos femorais

Para a mensuração do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA), ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA), ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA), ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA) e ângulo de inclinação do colo femoral (AICF), foi adotada a metodologia descrita por PALEY (2002). Os respectivos fêmures foram posicionados de forma paralela ao filme radiográfico e realizada incidência do feixe radiográfico a uma distância foco-filme de 55 mm, em projeção crânio-caudal nos momentos inicial (M1) e final (M2).

Foram determinadas as linhas de referência articulares proximal, de um ponto centrado na cabeça femoral ao aspecto mais dorsal do trocânter maior, e distal, representada pelos pontos que tocam o aspecto mais distal dos côndilos femoral medial e lateral. O eixo anatômico nos planos frontal e sagital do fêmur foi estabelecido por uma linha bissetriz do terço proximal da diáfise femoral. Um ponto correspondente a 33% e 50% distalmente ao aspecto proximal do colo femoral foi selecionado no meio da diáfise femoral e conectado por uma linha proximal-distal. O eixo mecânico foi determinado por uma linha do centro da cabeça femoral ao centro da fossa intercôndilar do fêmur.

O ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA) foi mensurado como o ângulo formado entre o eixo anatômico e a linha de referência

articular proximal (Figura 3). O ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA) foi determinado pela intersecção do eixo mecânico com a linha de referência articular proximal do fêmur (Figura 4). O ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA) foi mensurado de acordo com o eixo anatômico e a linha articular distal (Figura 5), enquanto que o ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA) foi determinado pela intersecção do eixo mecânico com a linha de referência articular distal (Figura 6). O ângulo de inclinação da cabeça e colo femoral (AICCF) foi determinado pelo ponto de intersecção do eixo anatômico e uma linha originada no centro da cabeça femoral bisettriz ao colo femoral (Figura 7).

O ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF) descreve a relação do plano da cabeça e colo femoral com o plano frontal médio (BARDET et al., 1979). Para determinação da anteversão, o fêmur foi radiografado em posição vertical com incidência próximo-distal, de modo que a cabeça e colo femoral além do aspecto distal dos côndilos femorais fossem visíveis (HAUPTMAN et al, 1985). Uma linha foi definida do centro da cabeça femoral a um ponto bisettriz do colo femoral. Uma segunda linha tangente ao aspecto caudal dos côndilos femorais foi desenhada e o ponto de intersecção destas, definido como ângulo de anteversão ou retroversão (BARDET et al., 1983). De forma similar o ângulo de anteversão do colo femoral foi mensurado também diretamente nos espécimes (Figura 8).

Figura 4. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA).

Figura 5. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA).

Figura 6. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA),

Figura 7. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA),

Figura 8. Avaliação radiográfica dos espécimes para mensuração do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF),

Figura 9. Avaliação macroscópica dos espécimes para mensuração do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF),

4.5 Técnica cirúrgica de osteotomia intertrocanterica varizante em cunha.

Previamente, os fêmures foram individualmente posicionados em uma bancada e fixados por um dispositivo em garra para realização da técnica de osteotomia. Para a osteotomia intertrocanterica em cunha, o ponto de CORAn foi identificado no espécime de acordo com a avaliação radiográfica inicial, e então traçada uma linha perpendicular à cortical lateral proximal determinando assim o centro da osteotomia. Um guia para auxilio durante a redução óssea foi posicionado com inserção de dois pinos de Steinmann na cortical cranial de forma perpendicular ao eixo longo do fêmur, um na região epifisária proximal e outro na diáfise (Figura 9). Uma osteotomia perpendicular ao eixo longo do fêmur foi realizada ao nível do trocânter menor, com auxílio de serra oscilatória e lâmina linear, seguida de uma segunda osteotomia direcionada distalmente de forma a se criar uma cunha óssea de ressecção de 15° (Figura 10). A cunha óssea foi removida e a osteotomia reduzida, sendo preconizado o alinhamento das corticais laterais proximais e distais à osteotomia, sem nenhuma tentativa de correção do ângulo de anteversão. Em seguida foi realizada a estabilização dos segmentos ósseos com placa de compressão dinâmica de 3.5mm e seis orifícios, fixada por dois parafusos proximais e quatro parafusos distais e o guia ósseo removido (Figura 11) (PRIEUR, 1987; BRADEN & PRIEUR, 1992).

Figura 10. Técnica de osteotomia intertrocanterica varizante em cunha.
Inserção dos pinos e guia para osteotomia.

Figura 11. Técnica de osteotomia intertrocanterica varizante em cunha. Visão da cunha óssea e do espécime após redução dos fragmentos ósseos.

Figura 12. Técnica de osteotomia intertrocantérica varizante em cunha. Visão lateral e cranial do espécime após osteossíntese.

4.6 *Técnica cirúrgica de osteotomia varizante em cúpula.*

Previamente a osteotomia, foi fixado um guia na cortical cranial em um ponto proximal na epífise e em um ponto distal na diáfise femoral, para auxílio na redução óssea (Figura 12). A osteotomia varizante em cúpula foi realizada com auxílio de serra oscilatória especial e lâmina semi-circular com raio de 24 mm (Figura 13). A lâmina foi posicionada na cortical cranial do fêmur, com sua convexidade direcionada distalmente e o seu centro ajustado ao ponto de CORA neutro e sua extremidade posicionada em ângulo de 90° em relação à cortical femoral lateral. A osteotomia foi completada e seguida de rotação do segmento proximal 4.25mm em relação ao segmento distal, com objetivo de redução do ângulo de inclinação do colo femoral em 15°, de acordo com os cálculos propostos por Slocum (1993). Foi realizada a osteotomia da cortical lateral no segmento proximal à osteotomia, de forma a proporcionar uma superfície regular e menor contorno dos implantes. A osteossíntese foi realizada com placa de compressão dinâmica de 3,5 milímetros de diâmetro e oito orifícios, sendo fixados quatro parafusos proximais e quatro distais ao foco de osteotomia e em seguida o guia ósseo foi removido (Figura 14).

Figura 13. Técnica de osteotomia varizante em cúpula. Inserção dos pinos e guia para osteotomia.

Figura 14. Serra oscilatória, lâmina radial e guia empregados na técnica de osteotomia varizante em cúpula

Figura 15. Técnica de osteotomia varizante em cúpula. Visão cranial do espécime após osteossíntese.

4.7 Avaliação de resistência mecânica dos espécimes

O ensaio mecânico de compressão excêntrica de ambos os grupos foi efetuado em máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®, modelo 5002, dotada de célula de 49050N ajustada para a escala de 4905N. A resolução na leitura da força foi de 4,9N. Os espécimes foram ensaiados a uma velocidade de 5 mm/min. (Figura 15).

Figura 16. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®.

Os sinais referentes à força e deslocamento medidos pela máquina de ensaios eram enviados a um computador pessoal por um sistema de aquisição de dados modelo ADS2000 da empresa Lynx® (Figura 16). Um programa dedicado capturava, a uma taxa de 30 amostras por segundo, os parâmetros força e deslocamento e os registravam no computador para posterior análise dessas informações.

Figura 17. Visão geral do Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Universidade de São Paulo. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®, acoplada ao sistema de aquisição de dados modelo ADS2000 da empresa Lynx®.

O fêmur a ser avaliado foi fixado à máquina de ensaios por um dispositivo articulado preso à base desta. Um atuador constituído de uma haste metálica provido de uma superfície côncava realizava o correto contato com a cabeça do fêmur. A fixação do fêmur à máquina permitia o correto alinhamento do mesmo em relação ao atuador que era fixado à célula de carga e à parte móvel da máquina (Figura 17).

O dispositivo articulado era composto por uma junta esférica com três graus de liberdade e por um recipiente metálico ao qual a extremidade distal do fêmur era fixada com resina acrílica (polimetilmetacrilato) de polimerização rápida.

Os ensaios foram aplicados até a falência dos espécimes. Foram anotados o mecanismo de falha e sua localização anatômica.

Figura 18. Visão do espécime fixado à máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® em posição prévia ao estudo.

Durante o ensaio de compressão excêntrica concomitantemente foi utilizado um sistema de navegação cirúrgica modelo Mícron Tracker 2 da empresa Claron Technology para o acompanhamento do deslocamento dos segmentos ósseos na região da osteotomia. Foi necessária para tal, antes de cada ensaio, a fixação de dois marcadores ópticos por meio de dois parafusos de 12 mm de comprimento e 2,5 mm de diâmetro. Um marcador foi colocado na região diafisária e o outro na região do trocânter maior do fêmur. Um terceiro marcador foi fixado na base da máquina de ensaios para ser utilizado como referência aos planos anatômicos correspondentes aos eixos cartesianos (X, Y e Z).

O navegador foi posicionado em uma armação tubular fixada à base da máquina. O ajuste do campo visual do navegador permitia o enquadramento dos três marcadores (Figura 18).

O sistema de navegação foi conectado ao mesmo computador pessoal utilizado para registrar os dados da máquina de ensaios, porém o seu controle era feito por um programa escrito no laboratório de biomecânica com a função de registrar a uma taxa de 15 quadros/s os seis graus de liberdade dos marcadores superior e inferior em relação ao marcador de referência, ou seja, três deslocamentos lineares e três angulares em relação aos eixos crânio-caudal (ântero-posterior), dorso-ventral (superior-inferior) e médio-lateral.

A sincronização entre os programas da máquina de ensaios e as do navegador foram feitas através de um diodo emissor de luz (LED) que era colocado no campo de visão do navegador. Quando a gravação era acionada no programa de máquina de ensaios, o LED era aceso e no mesmo instante, o outro programa que monitorava o brilho do LED nas imagens provenientes do navegador começa a gravar as coordenadas espaciais dos marcadores e somente paravam os seus registros quando o ensaio era finalizado e o LED era apagado.

Figura 19. Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos®, acoplada ao sistema de aquisição de dados modelo ADS2000 da empresa Lynx®.

Baseados nos gráficos força versus deslocamento provenientes da máquina de ensaios e das medidas tridimensionais do navegador foram possíveis determinar os seguintes parâmetros:

Rigidez - foi calculada como a tangente da inclinação formada entre dois pontos na região linear do gráfico que relaciona força pelo deslocamento. Foram determinados dois valores diferentes de rigidez, o primeiro chamado de rigidez axial (R_{axial}) foi medido a partir do gráfico força versus deslocamento medido pela máquina de ensaios. O segundo valor chamado rigidez resultante ($R_{resultante}$) foi calculado a partir do gráfico força versus distância vertical entre os marcadores presos ao fêmur. Os valores foram expressos em N/mm.

Limite elástico - foi baseado no método gráfico de Johnson (CHIAVERINI, 1986) que também é chamado de limite elástico aparente. O método consiste em diminuir em 25% a inclinação da reta presente na região linear do gráfico força versus deslocamento (mesma utilizada no cálculo da rigidez) e a partir dessa reta menos inclinada encontrar o ponto de tangência da mesma com o gráfico. Foram determinados nesse ponto os parâmetros força no limite elástico (em Newtons), momento no limite elástico (em Newtons) e os deslocamentos lineares (em milímetros) e angulares (em graus) dos marcadores superior e inferior em relação à posição inicial dos mesmos marcadores medidos no início do ensaio (sem carga).

Falência - foi computado o primeiro pico encontrado no gráfico força versus deslocamento da máquina de ensaios. Foram determinados nesse ponto os parâmetros força no primeiro pico (em Newtons), momento (em Newtons) e os deslocamentos lineares (em milímetros) e angulares (em graus) dos marcadores superior e inferior em relação à posição inicial dos mesmos marcadores medidos no início do ensaio (sem carga).

Momento no limite de proporcionalidade - Produto da força medida no limite de elasticidade pelo braço de alavanca. O limite de proporcionalidade foi baseado no método de Moore (SOUZA, 1992). Este é caracterizado como um método gráfico para determinação de um limite aparente de proporcionalidade: primeiramente encontra-se a reta que coincide com a região linear do gráfico e esta tem a sua inclinação diminuída em 25%. A mesma é transladada de modo que se encontre um ponto que tangencie essa reta e a curva definida pelo gráfico força versus deformação.

Momento máximo - É definido como produto da força medida no pico do gráfico força versus deformação pelo braço de alavanca ou distância entre a linha de aplicação de carga e a linha mecânica do fêmur.

4.8 *Análise estatística*

Os dados obtidos para cada ensaio foram tabelados. Por se tratar de variáveis quantitativas, foram utilizadas como medidas resumos a média e a mediana. Para apontar a variabilidade: desvio-padrão, mínimo e máximo. Para avaliação das variações entre os ângulo de inclinação do colo femoral (AICF), ângulo femoral proximal lateral mecânico (MLPFa), ângulo femoral proximal lateral anatômico (ALPFa), ângulo femoral distal lateral mecânico (MLDFa), ângulo femoral distal lateral anatômico (ALDFa), ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF) e comprimento no mesmo grupo entre o momento inicial (M1) e final (M2) e entre os grupos 1 e 2 foi empregado a Análise de Variância (ANOVA) com dois fatores (fator1: lado e fator2: momento da avaliação), considerando um nível de significância de 5%. Nos testes foram verificadas, também, se houve existência de interação nos resultados, ou seja, comportamentos diferenciados em função de uma outra variável. Em caso de interação nos resultados, foi empregado o teste de Bonferroni, para realizar estas comparações duas a duas também considerando um nível de significância de 5% conforme orientação da equipe de estatísticos consultados.

Quanto à avaliação dos resultados de resistência mecânica foram comparados os dois grupos quanto aos parâmetros força e deslocamento no momento final (M2). Para tais comparações foi utilizado o teste t-Student para amostras pareadas e considerado um nível de significância de 5%.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 Avaliações radiográficas

Não foram evidenciadas quaisquer alterações radiográficas nos espécimes de ambos os grupos no momento inicial conforme estabelecido *a priori* na descrição do Método (Figura 19).

Figura 20. Avaliação macroscópica dos espécimes no momento inicial.

As avaliações macroscópica (Figura 20) e radiográfica (Figura 21) no momento final demonstraram efetivo posicionamento da osteotomia e dos implantes em todos os espécimes de ambos os grupos.

Figura 21. Espécimes após a realização de osteotomia varizante em cúpula e osteotomia intertrocantérica varizante em cunha.

Figura 22. Avaliação radiográfica dos espécimes após a realização de osteotomia varizante em cúpula e osteotomia intertrocantérica varizante em cunha.

5.1.1 Mensuração do comprimento femoral

Os valores de comprimento ósseo femoral para os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha) no momento inicial (M1) foram respectivamente de $21,3 \pm 2,42$ cm e $21,5 \pm 2,24$ cm (Tabela 1). No momento final (M2) houve significativo encurtamento ósseo apenas no grupo D (osteotomia varizante em cúpula) ($20,4 \pm 1,81$ cm), enquanto que no grupo E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha) não foi observada diferença significativa ($20,9 \pm 1,79$ cm).

Tabela 1 – Valores de mensuração (cm) do comprimento femoral nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	21,3	20,4	21,5	20,9
MEDIANA	21,1	20,6	21,1	21,0
DESVIO PADRÃO	2,42	1,81	2,24	1,79
MÍNIMO	18	17,5	18,5	18,2
MÁXIMO	25	24	25	24,5

5.1.2 Mensuração do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA)

Os valores de inclinação do ângulo femoral lateral proximal anatômico, no momento inicial, foram semelhantes para os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) ($101,9^\circ \pm 5,13^\circ$) e E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha) ($103,1^\circ \pm 6,47^\circ$) (Tabela 2). Após a realização da osteotomia varizante em cúpula (D) e osteotomia intertrocanterica varizante em cunha (E), ocorreu um aumento para valores de $117,3^\circ \pm 6,4^\circ$ no grupo D e $119,3^\circ \pm 5,25^\circ$ no grupo E. Não foram observadas diferenças significantes entre os grupos nos momentos inicial e final.

Tabela 2 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral proximal anatômico (aLPFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	101,9	117,3	103,1	119,3
MEDIANA	102	118	104	119
DESVIO PADRÃO	5,13	6,4	6,47	5,25
MÍNIMO	92	106	92	111
MÁXIMO	110	128	112	128

5.1.3 Mensuração do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA)

No momento inicial, as medidas de ângulo femoral lateral proximal mecânico foram semelhantes para os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) ($97,6^\circ \pm 4,62^\circ$) e E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha) ($98,4^\circ \pm 5,42^\circ$) (Tabela 3), demonstrando que não houve efeito de interação ($p > 0,05$). Houve aumento do valor de MLPFA do momento pré para o pós, independente do lado, com valores de $112,2^\circ \pm 5,37^\circ$ e $114,4^\circ \pm 6,79^\circ$ respectivamente para os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha).

Tabela 3 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral proximal mecânico (mLPFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	97,6	112,2	98,4	114,4
MEDIANA	98	111	98	114
DESVIO PADRÃO	4,62	5,37	5,42	6,79
MÍNIMO	91	106	90	106
MÁXIMO	104	122	106	126

5.1.4 Mensuração do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA)

Não foram observadas diferenças significantes para os valores de ângulo femoral lateral distal anatômico entre os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocanterica varizante) respectivamente nos momentos inicial ($94^{\circ} \pm 4,11^{\circ}$ e $95 \pm 7,12^{\circ}$) e final ($93,8^{\circ} \pm 4,16^{\circ}$ e $92,6 \pm 2,17^{\circ}$) (Tabela 4).

Tabela 4 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral distal anatômico (aLDFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	94	93,8	95	92,6
MEDIANA	93	92	93	92
DESVIO PADRÃO	4,11	4,16	7,12	2,17
MÍNIMO	90	90	90	90
MÁXIMO	104	104	114	96

5.1.5 Mensuração do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA)

Não foram observadas diferenças significantes para os valores de ângulo femoral lateral distal mecânico entre os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocanterica varizante) respectivamente nos momentos inicial ($97,3^{\circ} \pm 3,7^{\circ}$ e $96,8 \pm 4,34^{\circ}$) e final ($97,4^{\circ} \pm 2,84^{\circ}$ e $97,5 \pm 2,64^{\circ}$) (Tabela 5).

Tabela 5 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo femoral lateral distal mecânico (mLDFA) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	97,3	97,4	96,8	97,5
MEDIANA	97	98	96	97,5
DESVIO PADRÃO	3,71	2,84	4,34	2,64
MÍNIMO	92	94	92	94
MÁXIMO	106	102	108	102

5.1.6 Mensuração do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF)

Houve diferença significativa entre os momentos nos grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocanterica varizante em cunha), para o ângulo de inclinação do colo femoral, respectivamente nos momentos inicial ($130,2^{\circ} \pm 4,26^{\circ}$ e $132,2^{\circ} \pm 3,05^{\circ}$) e final ($114,8^{\circ} \pm 3,68^{\circ}$ e $117,6^{\circ} \pm 4,3^{\circ}$) (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo de inclinação do colo femoral (AICF) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	130,2	114,8	132,2	117,6
MEDIANA	129	115	131	118
DESVIO PADRÃO	4,26	3,68	3,05	4,3
MÍNIMO	126	108	128	110
MÁXIMO	140	120	136	124

5.1.7 Mensuração do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF)

Não foram observadas diferenças significantes para os valores de anteversão do colo femoral entre os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocantérica varizante) respectivamente nos momentos inicial ($19^{\circ} \pm 4,92^{\circ}$ e $19,6 \pm 3,1^{\circ}$) e final ($16,1^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$ e $19,4 \pm 3,41^{\circ}$) (Tabela 7).

Tabela 7 – Valores de mensuração (em graus) do ângulo de anteversão do colo femoral (AAvCF) nos grupos D e E nos momentos inicial e final.

	<i>D (PRÉ)</i>	<i>D (PÓS)</i>	<i>E (PRÉ)</i>	<i>E (PÓS)</i>
MÉDIA	19	16,1	19,6	19,4
MEDIANA	21	16	20	21
DESVIO PADRÃO	4,92	3,9	3,1	3,41
MÍNIMO	8	10	12	12
MÁXIMO	22	20	22	22

5.2 Ensaio de resistência mecânica

Não foram observadas diferenças significantes entre os grupos D (osteotomia varizante em cúpula) e E (osteotomia intertrocantérica varizante) para os valores de resistência mecânica nas avaliações no sistema Kratos ($338,3 \pm 157,5\text{N}$ e $459,4 \pm 255,7\text{N}$) (Tabela 8) e Clarion ($263,5\text{N} \pm 169,5\text{N}$ e $382,8 \pm 210,5\text{N}$) (Tabela 9). Também não foram observadas diferenças significantes para os valores de deformação ($2,25 \pm 1,77\text{mm}$ e $3,49 \pm 3,06\text{mm}$) (Tabela 10) e força ($507,9 \text{ N} \pm 296,8 \text{ N}$ e $775,9 \pm 427,4\text{N}$) (Tabela 11) entre os grupos. ($p>0,05$). O momento máximo foi de $23,85 \pm 12,87\text{N.m}$ e $19,52 \pm 7,95\text{N.m}$ respectivamente nos grupos osteotomia em cunha e osteotomia em cúpula (Tabela 12). O maior deslocamento ocorreu em todos os espécimes no eixo y (Tabela 13). Em ambos os grupos o ponto de falência dos implantes foi similar, com acomodação da placa no local de osteotomia e posterior falência dos parafusos próximos ao ponto central da placa (Figura 22).

Tabela 8 – Valores de mensuração da rigidez (N/mm) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	338,3	459,4
MEDIANA	294,9	546,5
DESVIO PADRÃO	157,5	255,7
MÍNIMO	188,5	56,8
MÁXIMO	599,6	792,9

Tabela 9 – Valores de mensuração da rigidez (N/mm) de acordo com o sistema Claron® nos grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	263,5	382,8
MEDIANA	232,0	397,5
DESVIO PADRÃO	169,5	210,5
MÍNIMO	82,1	77,8
MÁXIMO	677,9	758,0

Tabela 10 – Valores de deformação (mm) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	2,25	3,49
MEDIANA	1,41	2,95
DESVIO PADRÃO	1,77	3,06
MÍNIMO	0,38	0,43
MÁXIMO	4,88	9,38

Tabela 11 – Valores de limite de elasticidade (N) de acordo com a máquina universal de ensaio biomecânicos Kratos® nos grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	507,9	775,9
MEDIANA	512,9	787,7
DESVIO PADRÃO	296,8	427,4
MÍNIMO	153,0	253,8
MÁXIMO	911,3	1592,8

Tabela 12 – Valores de momento máximo (N) para os grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	19,52	23,85
MEDIANA	7,96	12,87
DESVIO PADRÃO	9,92	5,09
MÍNIMO	37,60	49,98
MÁXIMO	40,76	53,97

Tabela 13 – Valores de deslocamento (mm) no plano frontal de acordo com o sistema Claron® para os grupos D e E.

	<i>D</i>	<i>E</i>
MÉDIA	-2,4300	-3,0100
MEDIANA	2,4056	2,7290
DESVIO PADRÃO	-7,1000	-7,9000
MÍNIMO	-0,2000	-0,1000
MÁXIMO	-2,4300	-3,0100

Figura 23. Avaliação macroscópica de espécime após a realização de ensaio mecânico, com visibilização de fratura da cortical medial.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A displasia coxofemoral em cães é um problema do cotidiano do médico veterinário, com significativo impacto financeiro para criadores e proprietários. É afecção especialmente incapacitante, limitante e dolorosa para os animais que apresentem tal condição e por estas razões motivo de estudo de vários pesquisadores. Atualmente estão disponíveis ao cirurgião veterinário diferentes estratégias para o tratamento da displasia em cães. Entre as diversas técnicas cirúrgicas, as osteotomias corretivas podem ser uma alternativa para melhora da congruência e estabilidade articular e conseqüente redução da velocidade de progressão da osteoartrose (PRIEUR, 2003). Durante o período de 1980 a 1997 foram publicados oito artigos relacionados ao emprego da osteotomia varizante do fêmur em cães. A revisão da literatura pertinente ao estudo das osteotomias de correção para a displasia coxofemoral em cães nos últimos cinco anos, foram encontrados apenas dois trabalhos, conforme consta na corpo do texto da presente explanação, o que insere o tema no momento presente. A ausência de um método definitivo e de comprovada superioridade técnica para osteotomia femoral, tanto na acurácia de execução como melhora de resultados finais motivou o pesquisador na investigação do presente estudo.

A articulação coxofemoral canina pode ser avaliada de acordo com a metodologia OFA (Orthopeadic Foundation for Animals) em graus de 1 a 6 para o estadiamento de displasia. Os graus 1, 2 e 3 são respectivamente classificados como excelente, bom e razoável. Já escores maiores são

considerados alterados, sendo o grau 4 portador de displasia leve, grau 5 relacionado à displasia moderada e grau 6 associado à displasia grave (TOMLINSON & JOHNSON, 2000). Foi preconizada, no presente estudo, a inclusão somente de animais possuidores de articulações coxofemorais normais segundo essa metodologia. Esse critério foi adotado de forma a minimizar as interferências de alterações estruturais e anatômicas nas respectivas avaliações radiográficas e biomecânicas. Apesar de mundialmente empregada, a metodologia OFA possui baixa sensibilidade e especificidade para o diagnóstico da displasia coxofemoral em fase precoce (TOMLINSON & JOHNSON, 2000). A avaliação radiográfica desta articulação sob estresse proporciona uma mensuração mais objetiva da frouxidão articular e estadiamento do prognóstico para a degeneração articular do quadril.

Vários fatores influenciam a estabilidade do quadril. Sabemos que uma boa cobertura acetabular da cabeça femoral pode minimizar a frouxidão articular (RENBORG & ARMBRUST, 2003). Menor profundidade acetabular, anteversão ou inclinação excessiva do colo femoral reduzem a área de contato entre as superfícies articulares e aumentam a tensão mecânica em pontos determinados na articulação (PRIEUR, 1987). Os ângulos de inclinação e anteversão do colo femoral no cão saudável possuem valores médios de 148,8° e 31,3° respectivamente (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996a). O aumento do ângulo de inclinação (deformidade valga) ou anteversão contribui para a subluxação e instabilidade articular (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c). Dessa forma se inicia o ciclo de

degeneração articular. Também é possível que cães ativamente estabilizem as suas articulações ou compensem a instabilidade com alteração da inclinação da pelve e/ou ativação de determinados grupos musculares (LOPEZ et al., 2006).

Várias estratégias operatórias têm sido propostas. A artroplastia total do quadril é considerada o método de eleição no tratamento da displasia coxofemoral e demais afecções do quadril tanto em humanos como em cães. Índices de sucesso em torno de 90% são relatados com o emprego de próteses cimentadas. Os avanços relacionados às técnicas de cimentação e o emprego de novas técnicas como próteses não cimentadas, aumenta a expectativa de melhores resultados na Medicina Veterinária, a exemplo do ocorrido na Medicina humana (TOMLINSON, 1996). Entretanto, problemas oriundos da implantação de tecidos não biológicos ainda não são totalmente resolvidos em nenhuma das duas áreas (PRIEUR, 1987). Também a restrita disponibilidade de sistemas veterinários para substituição articular total, associada aos elevados custos dos implantes e do procedimento cirúrgico reduz as possibilidades de aplicação do método em um maior número de animais.

Também o procedimento de ressecção da cabeça e colo femoral tem sido tradicionalmente empregado no tratamento de cães portadores de quadris displásicos como alternativa simples e econômica. A técnica, no entanto apresenta resultados pouco satisfatórios quando empregada em animais com peso superior a 20 quilos (VINAYAK et al., 2005). Apesar de ser um procedimento de salvação em condições irreparáveis do quadril, tem

sido relatado um índice de aproximadamente 37,0% de claudicação residual com o método (VINAYAK et al., 2006). Frequentemente é observado nesses cães o contato do fêmur proximal com o osso acetabular, além da evidente alteração da biomecânica articular (VINAYAK et al., 2006).

Além das alterações próprias da afecção do quadril, com a evolução da doença, outras articulações passam a ser envolvidas e sobrecarregadas. Um mecanismo compensatório na biomecânica de outras articulações, como joelho e tarso no membro envolvido, é observado em cães portadores de quadris displásicos (BOCKSTAHLER et al., 2007b). Esses animais apresentam um aumento da extensão do quadril durante a fase de sustentação do membro e também maior flexão do tarso e joelho (BOCKSTAHLER et al., 2007a,b). Ângulos acentuados da articulação sacro-ilíaca têm sido associados à displasia coxofemoral em cães (MILGRAM et al., 2004). Cães portadores de displasia apresentam ângulos de abdução e adução reduzidos, e aumento dos ângulos de flexão e extensão dessa articulação (MILGRAM et al., 2004). Essas alterações podem aumentar a tendência à subluxação, fator desencadeante e contribuinte para a patogênese da displasia de quadril (MILGRAM et al., 2004).

Neste contexto, as osteotomias corretivas ainda constituem excelente alternativa para o tratamento das afecções do quadril, principalmente quando realizado o diagnóstico precoce (PRIEUR, 1987). Existem várias modalidades de osteotomias para o tratamento da displasia da articulação coxofemoral em cães. A osteotomia intertrocantérica varizante do fêmur proximal aumenta a congruência e melhora a biomecânica articular

do quadril em casos de coxa valga e dessa forma pode preservar também as demais articulações (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996b; PRIEUR, 1987). O procedimento é indicado exclusivamente para o tratamento de cães jovens, com idade entre quatro a dez meses, e com acentuada inclinação e/ou anteversão do colo femoral. A técnica também permite a correção de deformidades rotacionais de forma concomitante (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c). É relatado um índice de sucesso em torno de 90% após a realização da osteotomia, e melhora clínica por um seguimento de até sete anos (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c). A intervenção unilateral é suficiente na maioria dos animais, em virtude do deslocamento de peso para o membro operado (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c). A baixa correlação entre a melhora dos achados clínicos e a progressão radiográfica da osteoartrose em humanos pode sugerir outros benefícios da técnica além da alteração biomecânica (EVERS et al., 1997). Além de promover redução do ângulo de inclinação do colo femoral, o procedimento pode causar alívio da dor em virtude de redução da pressão intra-óssea (RISER et al., 1985). Apesar desse potencial benefício, o presente estudo não teve por objetivo avaliar as alterações na vascularização do fêmur proximal após o emprego de osteotomias varizantes. Complicações associadas à técnica incluem falência de implantes, infecção e progressão da osteoartrose (McLAUGHLIN & TOMLINSON, 1996c). Sabemos também que o ângulo varo acentuado pode desencadear sinais clínicos indesejáveis como sinal de *Trendelenburg* ou alargamento do quadril (SCHIMIT et al., 2001). Apesar de ser descrito o aumento da tensão no músculo pectíneo, os

efeitos da osteotomia intertrocantérica nos diversos grupos musculares não estão bem estabelecidos em cães. (MONTAVON et al., 1985),

A respeito do planejamento pré-operatório radiográfico ou de métodos de imagem a literatura é vasta. Preconiza-se sempre o criterioso planejamento pré-cirúrgico para a osteotomia intertrocantérica (RISER et al., 1985). A deformidade angular deve sempre ser observada em seu aspecto tridimensional (RISER et al., 1985; DISMUKES et al., 2008). As relações angulares entre o eixo ósseo e as articulações adjacentes podem ser empregadas para identificação da localização das deformidades e alinhamento geral do membro (DISMUKES et al., 2008). O conhecimento dessas relações é fundamental para a aplicação da metodologia do centro de rotação da angulação (CORA) na avaliação das deformidades angulares apendiculares e seus respectivos tratamentos (DISMUKES et al., 2008).

A padronização da terminologia e do método de mensuração dos ângulos femorais de acordo com a metodologia CORA propiciou maior acurácia de planejamento pré-operatório das osteotomias objetivando melhores resultados. Valores de referência são usados para determinação do grau de deformidade angular e possíveis indicações cirúrgicas em humanos (TOMLINSON et al., 2007). Entretanto, os poucos estudos em cães, associados à grande variabilidade entre raças torna difícil o estabelecimento da normalidade relativa às diversas articulações. Uma possibilidade para contrapor tais dificuldades na prática clínica é a comparação com o membro contralateral em caso de deformidades unilaterais.

Outro ponto importante em relação à diferenciação da metodologia CORA empregada em medicina humana em comparação ao uso veterinário é o posicionamento do paciente durante o exame. O planejamento pré-operatório de deformidades angulares nos membros inferiores de humanos envolve a avaliação de todo o membro em pé com carga (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). O eixo mecânico do membro inferior é definido no plano frontal como uma linha passando da cabeça femoral ao centro do tornozelo com o emprego dessa metodologia (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Nos cães, o posicionamento do membro em pé com carga durante a avaliação radiográfica é praticamente impossível. Uma alternativa é o posicionamento do animal em decúbito dorsal e a reconstrução de toda a extensão do membro com múltiplas projeções radiográficas. Não existem relatos na literatura de emprego da metodologia CORA para o tratamento da inclinação excessiva do colo femoral em cães.

Durante a avaliação radiográfica no presente estudo, foram avaliados os espécimes ósseos isoladamente. Dessa forma não foi verificada qualquer dificuldade quanto ao posicionamento ideal dos mesmos. Entretanto, como planejamento pré-operatório, é fundamental a avaliação radiográfica sob sedação profunda ou anestesia, de forma a proporcionar o ótimo posicionamento do animal em conjunto à centralização do feixe radiográfico no acetábulo (JEHN et al., 2003; DISMUKES et al., 2008). O posicionamento do animal em decúbito dorsal e com os membros pélvicos paralelos ao filme radiográfico é absolutamente essencial para se estabelecer os eixos ósseos (BRADEN & PRIEUR, 1992). As paredes verticais da incisura intercondilar

devem ser distintas linhas paralelas e o trocânter menor deve ser parcialmente visibilizado (TOMLINSON et al., 2007). O posicionamento do fêmur de forma não paralela ao filme radiográfico, freqüente em virtude da dificuldade de extensão dos membros, assim como a rotação externa em mais de 10°, pode resultar em valores aumentados de mensuração da inclinação do colo femoral (BECK et al., 1992; TOMLINSON et al., 2007). O remodelamento ósseo dificulta a avaliação do fêmur proximal. Nesses casos, a tomografia computadorizada pode obter uma imagem de reconstrução tridimensional das estruturas ósseas e fornecer uma avaliação mais precisa. A patela pode ser empregada como referência para verificação do correto posicionamento do fêmur (TOMLINSON et al., 2007). Entretanto, pelo caráter do presente estudo, essa mensuração não foi possível, mas a perfeição do alinhamento foi confirmada pela visibilização da sobreposição dos côndilos femorais nas projeções médio-laterais e correto alinhamento nas projeções crânio-caudais. Como foi avaliado o fêmur isoladamente, preconizou-se a centralização do feixe radiográfico na região proximal do fêmur. Em nenhuma situação os fêmures apresentaram remodelamento da porção proximal a ponto de prevenir a mensuração acurada dos ângulos de inclinação e anteversão do colo femoral (HAUPTMAN et al., 1985; BECK et al., 1992). Por consequência, a mensuração radiográfica do ângulo de inclinação não constituiu dificuldade técnica durante o momento inicial (M1) (HAUPTMAN et al., 1985).

O ângulo de inclinação do colo do fêmur foi calculado pela técnica de Hauptman e colaboradores (1979). O método descreve o posicionamento dos côndilos femorais paralelos ao filme radiográfico e a centralização do feixe radiográfico no fêmur proximal. Como descrito por Montavon e colaboradores (1985), esse posicionamento pode resultar em diferenças entre os valores mensurados radiograficamente e os valores reais dos ângulos de inclinação do colo femoral. Uma alternativa seria o posicionamento paralelo do colo femoral ao filme radiográfico. Entretanto, cabe ressaltar que a determinação do perfeito alinhamento do colo femoral é dificultada durante o posicionamento radiográfico em uma situação clínica. Como foi preconizada a manutenção da anteversão femoral em todos os espécimes e os posicionamentos radiográficos foram similares nos momentos prévios e posteriores às osteotomias, a importância de tal interferência foi minimizada. Os valores para os ângulos de inclinação do colo femoral mensurados no momento 1 ($130 \pm 4,26^\circ$) foram semelhantes aos descritos na literatura (TOMLINSON et al., 2007). A presença dos implantes metálicos (placa óssea e parafusos) não causou prejuízo à localização dos pontos de referência anatômica durante a avaliação radiográfica no momento final (M2) para mensuração do ângulo de inclinação do colo femoral. Entretanto, para mensuração de valores angulares no plano sagital, os implantes na face lateral do fêmur proximal podem dificultar a determinação dos valores angulares de *antecurvatum* ou *recurvatum* (MONTAVON et al., 1985; GINJA et al., 2007).

A mensuração radiográfica do ângulo de anteversão do colo femoral é extremamente complicada na prática clínica. Normalmente o trocânter menor é visualizado como uma pequena projeção na cortical medial do fêmur proximal (PRIEUR, 1987). Uma anteversão excessiva pode ser suspeitada se todo o contorno do trocânter menor for visível em uma avaliação radiográfica corretamente posicionada (PRIEUR, 1987). Em virtude da dificuldade técnica de mensuração dos ângulos de anteversão femoral nas avaliações radiográficas, foi preconizada a mensuração desses valores diretamente nos espécimes. Não foram observados valores de anteversão fora da normalidade à mensuração direta. Os ângulos de anteversão do colo femoral determinados no presente estudo ($19 \pm 4,92^\circ$) foram semelhantes aos descritos na literatura (15 à 30°) (BRADEN & PRIEUR, 1992).

A diferença nos ângulos laterais proximais e distais do fêmur entre raças provavelmente representam diferenças de conformação das mesmas (TOMLINSON et al., 2007). Como já reportado, a avaliação radiográfica do fêmur isolado favoreceu o correto posicionamento ósseo diretamente no chassi radiográfico, minimizando eventuais erros de técnica. Apesar de diferentes raças avaliadas durante o estudo, os valores mensurados para os ângulos laterais proximais mecânico e anatômico e distais mecânico e anatômico no momento inicial foram semelhantes aos descritos na literatura (TOMLINSON et al., 2007). Durante a seleção dos animais excluíram-se aqueles cães com características condrodistróficas. Dessa forma houve uma facilitação da identificação dos pontos anatômicos e da mensuração desses

ângulos. Na rotina clínica, a avaliação dessas medidas em cães condrodistróficos pode ser dificultada em virtude da deformação óssea inerente a essas raças.

Os pontos (terço proximal e terço médio da diáfise femoral) foram escolhidos para determinação do eixo mecânico do fêmur, como proposto pela metodologia do CORA (PALEY, 2003; TOMLINSON et al., 2007). O método de mensuração dos ângulos femorais de acordo com essa metodologia mostrou-se simples e reproduzível, à exemplo da avaliação em humanos e contrariamente ao observado por Montavon e colaboradores (1985) (TOMLINSON et al., 2007).

Após o procedimento de osteotomia varizante, foram observadas significativas diferenças em ambos os grupos quanto às variáveis: ângulo femoral lateral proximal anatômico, ângulo femoral lateral mecânico e ângulo de inclinação da cabeça e colo femorais quando comparadas ao momento inicial. Dessa forma pode-se constatar que as duas técnicas são efetivas quanto ao objetivo de varização do fêmur proximal. Apesar da padronização de uma redução de 15° em ambas as osteotomias, foram observadas nos dois grupos uma variação na mensuração desses ângulos no momento final. Variações inter e intra-observador quanto à mensuração de valores angulares são bem descritas na literatura humana e veterinária (DISMUKES et al., 2008). Todas as mensurações goniométricas foram realizadas por um único indivíduo, de forma a minimizar tais diferenças. Essa discrepância de valores pode ser atribuída às diferenças no posicionamento e na mensuração radiográfica dos respectivos ângulos e/ou variações técnicas

durante o procedimento de osteotomia e redução da osteossíntese com fixação das placas ósseas e parafusos. De forma similar, alguns estudos descrevem diferenças entre o ângulo desejado e o obtido após a realização de osteotomias (FOX et al., 2006). Cabe ressaltar que em nenhum caso a diferença entre o ângulo objetivado e o ângulo obtido no momento final foi estatisticamente significativa. Sendo assim, tal variabilidade parece ter pouco significado na prática clínica.

O alinhamento do quadríceps, patela, tróclea femoral, tendão patelar e tuberosidade tibial são fundamentais para a correta biomecânica do joelho (KAISER et al., 2001; SWIDERSKI et al., 2008). Não foram observadas diferenças significativas nos valores dos ângulos femorais laterais distal e anatômico, nos momentos iniciais e finais. Sendo assim podemos imputar que ambas as técnicas preservam a geometria do fêmur distal. Essa observação pode ser considerada um ponto positivo em ambos os procedimentos, por minimizar possíveis complicações como luxação patelar medial em virtude da varização do fêmur. Entretanto, cães portadores de coxa valga freqüentemente apresentam luxação patelar lateral concomitante. A possibilidade de correção das duas alterações pela osteotomia varizante do fêmur proximal pode ser uma alternativa, entretanto não foi investigada no presente estudo.

O presente estudo de comparação entre as duas técnicas de osteotomia, em cunha e em cúpula foi motivado pelo considerável risco de soltura asséptica dos implantes no período pós-operatório imediato após o emprego do primeiro método. Ao procedimento cirúrgico os dois

procedimentos de osteotomia pareceram bastante similares. Apesar da necessidade de realização de duas osteotomias para ressecção da cunha óssea, esta técnica requer uma abordagem menos invasiva em comparação à osteotomia em cúpula. Como é necessária a orientação crânio-caudal da lâmina radial para a osteotomia em cúpula, faz-se necessária a dissecação da musculatura do quadríceps na face cranial da coxa. Conseqüentemente, em casos clínicos pode haver maior comprometimento da vascularização óssea e um risco aumentado de complicações como não-união. Deve-se objetivar um cuidado especial na realização da segunda osteotomia para ressecção da cunha óssea, de modo a não ocorrer penetração do aspecto ventral medial da cabeça femoral. Em cães possuidores de uma pequena área de cabeça femoral e trocânter menor, a cunha óssea a ser removida pode ser muito larga. Nesses casos, esse segundo corte é direcionado à junção da cabeça e colo femoral (BRADEN & PRIEUR, 1992).

Classicamente, osteotomias radiais ou em cúpula têm sido completadas com a realização de uma série de perfurações ósseas ao longo de um arco ósseo (SIKES et al., 1986; PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Iamaguti e colaboradores (1993) descreveram em cães uma osteotomia varizante do fêmur proximal em cúpula. Apesar de essa alternativa oferecer como vantagem a interdigitação entre os fragmentos ao longo da osteotomia e conseqüente aumento da estabilidade, promove considerável aumento do tempo cirúrgico. Também com essa técnica é difícil a obtenção de um perfeito arco de osteotomia (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Todas as osteotomias radiais no presente estudo foram realizadas com auxílio de

lâminas ósseas radiais acopladas à uma serra oscilatória especial. Essas lâminas apresentam uma configuração birradial, de forma a propiciar o mesmo arco em ambas as superfícies ósseas, (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Sendo assim, o íntimo contato entre as superfícies promove uma redução da tensão mecânica nos implantes. Também, na técnica proposta por Iamaguti e colaboradores (1993), a varização do fêmur proximal foi realizada de forma subjetiva, e sem observação do centro de rotação da angulação para alteração da geometria articular. Por último, a fixação descrita pelos autores consiste no emprego de um pino intramedular associado à cerclagem. Essa alternativa não promove adequada estabilidade no local de osteotomia e resulta em aumento da taxa de complicações. O referido estudo relata um tempo de consolidação óssea aumentado em virtude da instabilidade rotacional (IAMAGUTI et al., 1993; ENGEL et al., 1997). Além de não satisfazer os princípios de estabilização adequada, o emprego de dispositivos intramedulares em cães jovens pode predispor a valgização e estreitamento do colo femoral (MIETTINEN et al., 1992). Os princípios mais modernos de osteossíntese, assim como o desenvolvimento de novos implantes proporcionam maior resistência e estabilidade à técnica. Com todas essas considerações, a osteotomia varizante em cúpula do fêmur proximal parece ser alternativa mais plausível de execução com os métodos de osteossíntese disponíveis atualmente.

Ambas as osteotomias em cúpula e em cunha propiciam alteração concomitante dos ângulos femorais proximais e do ângulo de anteversão do colo femoral. Em nosso projeto priorizamos a redução completa das corticais

com o objetivo de minimização das variáveis estudadas. Do ponto de vista prático, é mais fácil a correção do ângulo de anteversão na osteotomia intertrocanterica em cunha. Durante a osteotomia varizante em cúpula, apesar de possível essa correção, a rotação dos segmentos pode ser dificultada por alguma inclinação no ângulo de corte.

Na osteotomia intertrocanterica varizante em cunha é preconizada a medialização da diáfise femoral com objetivo de se evitar o joelho varo (CABRAL et al., 1993). Também a lateralização do fêmur proximal pode reduzir os efeitos de um colo femoral encurtado (MANLEY, 1993). Tal correção, entretanto, só pode ser pré-determinada com o emprego da osteotomia intertrocanterica varizante em cunha. Apesar de não ter sido empregada a medialização da diáfise femoral no presente estudo, não foram verificadas alterações significativas em relação aos ângulos femorais distais após ambas osteotomias realizadas com base no CORA. A correção de *antecurvatum* ou *recurvatum* concomitante à varização do fêmur é possível com o emprego de ambas as osteotomias. Porém, a correção desses desvios parece ser prejudicada com a osteotomia em cúpula e pode também resultar em uma redução incompleta dos segmentos ósseos e dessa forma promover uma perda da estabilidade.

Em osteotomias intertrocantericas varizantes tradicionais, ocorre freqüentemente o encurtamento do membro e insuficiência dos músculos abdutores (BARDEN et al., 2001). A redução da extensão do quadril causa uma redução aparente no comprimento femoral na projeção ventro-dorsal (JEHN et al., 2003). Estudos indicam que após a realização de osteotomias

radiais, ocorre um menor encurtamento do membro e maior área de contato da cabeça femoral em comparação com as osteotomias intertrocantéricas varizantes tradicionais (GRAEHLER, 1994; BARDEN et al., 2001). Apesar de diversos estudos relatarem ausência de encurtamento ósseo como vantagem da osteotomia em cúpula, é compreendido que, dependendo da relação do ACA e CORA pré-determinados, pode ocorrer alongamento ou encurtamento ósseo (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Nossos resultados demonstram uma redução do comprimento ósseo com a técnica de osteotomia em cúpula, em comparação à osteotomia intertrocantérica varizante em cunha. Iamaguti e colaboradores (1993) relataram um encurtamento de três centímetros após emprego da osteotomia em cúpula do fêmur proximal. Apesar de significativa, e de importância clínica em pacientes humanos, essa diferença parece não ser relevante em cães, pois essa espécie apresenta excelente compensação do encurtamento ósseo em virtude da compensação por manutenção de um maior grau de extensão do joelho e tarso e/ou flexão compensatória do membro contra-lateral.

Tradicionalmente tem sido descrita a técnica de osteotomia em cúpula com auxílio de osteótomo após a perfuração por brocas ósseas. Dessa forma o procedimento torna-se tecnicamente dispendioso e as superfícies ósseas resultantes são irregulares, tornando difícil a redução perfeita do foco para estabilização. Osteotomias em cúpula com auxílio de serra oscilatória e lâmina radial tem sido descritas para correção de desvios angulares em cães (SLOCUM & SLOCUM, 1993; KIM et al., 2008).. Baseado no raio da osteotomia e na mensuração da deformidade óssea, a

distância de rotação exata é calculada. Uma lâmina de serra birradial é usada para se criar uma osteotomia de formato crescente. A compressão na osteotomia resulta em congruência completa, pois as extremidades interiores e exteriores da serra possuem o mesmo diâmetro. Essa mesma metodologia foi empregada para a realização da osteotomia varizante em cúpula.

A localização proposta para a osteotomia em cúpula e os tamanhos das lâminas a serem empregadas foram determinados pré-operatóriamente por sobreposição de uma transparência aos filmes radiográficos. Essas transparências possuíam um esquema de representações dos diversos tamanhos de lâminas (Slocum Enterprises Inc.). A escolha da lâmina radial a ser empregada foi baseada no diâmetro ósseo no local proposto de osteotomia. Em todos os espécimes foi utilizada uma lâmina com 24 milímetros de raio de circunferência (Slocum Enterprises Inc., Eugene, OR) e uma serra oscilatória especial (Slocum Enterprises Inc.) empregada em osteotomias de nivelamento do platô tibial (FOX et al., 2006). O emprego da serra oscilatória promoveu uma osteotomia com superfícies regulares de forma extremamente facilitada em comparação ao procedimento tradicional. O grau de rotação foi determinado pré-operatóriamente ao procedimento cirúrgico, sendo então convertido para uma tabela e obtida a distância linear em milímetros de deslocamento entre os dois segmentos. Todos os espécimes sofreram uma rotação de 15° com base em um deslocamento linear de 4,25 milímetros. Também, as lâminas empregadas apresentam aspecto birradial. Desse modo, as duas superfícies resultantes da

osteotomia apresentam o mesmo diâmetro, proporcionando assim uma perfeita redução dos segmentos.

Um planejamento pré-operatório preciso associado à técnicas de fixação compressiva são imprescindíveis ao sucesso do método (OLSSON et al., 1975). As lâminas radiais foram posicionadas com seu centro no ponto do CORA. Dessa forma a osteotomia proposta foi deslocada distalmente de acordo com o raio da lâmina. Assim os fragmentos proximais resultantes da osteotomia em cúpula apresentaram comprimento ósseo maior do que os respectivos fragmentos resultantes da osteotomia intertrocanterica varizante em cunha. Entretanto, para favorecer o contorno da placa óssea no segmento proximal foi necessária a osteotomia da cortical lateral proximal na osteotomia em cúpula. Este procedimento pode ter causado certa redução na rigidez mecânica do conjunto placa-parafusos no grupo osteotomia em cúpula, em virtude da fixação monocortical dos dois parafusos adjacentes ao foco de osteotomia em seu segmento proximal. Possivelmente o emprego de placas bloqueadas configure uma vantagem técnica, não só pela maior rigidez do sistema, mas também pela preservação da estrutura óssea original, já que não é necessário um contorno preciso desses implantes.

Tradicionalmente tem sido empregada a placa-lâmina como dispositivo de eleição para estabilização de osteotomias intertrocantericas em humanos. A placa angulada com lâminas tem sido considerada como padrão em fixações de fraturas subtrocantericas, mas necessita de uma abordagem intensa. O pequeno tamanho e grande diferença da anatomia do fêmur canino comparadamente ao fêmur humano, torna a compressão com

a placa-lâmina impossível no cão (PRIEUR, 1984). Esses implantes apresentam configuração para emprego com o sistema 3.5m AO/ASIF (PRIEUR, 1984). Também, esses implantes necessitam de instrumental extremamente específico, apresentam custo elevado e possuem pouca versatilidade em relação ao tamanho das diversas raças caninas. Placas de compressão dinâmica têm sido empregadas em osteotomia intertrocantéricas em uma variedade de estudos (NUNAMAKER, 1974; PRIEUR, 1984; WALKER & PRIEUR, 1987; PRIEUR, 1990; MANLEY, 1993). Dessa forma, foi preconizado o emprego de placas de compressão dinâmica e parafusos ósseos de 3.5 milímetros aplicados de acordo com os padrões e recomendações AO/ASIF para estabilização de ambas as osteotomias. O emprego desses sistemas convencionais proporciona grande versatilidade em relação ao emprego da técnica em cães de raças e tamanhos variados.

O emprego do guia (Slocum Enterprises Inc.) favoreceu a manutenção da redução da osteotomia durante o contorno da placa óssea. Esse dispositivo apesar de não ser essencial a nenhuma das osteotomias proporciona maior precisão à técnica por manter a estabilidade temporária durante à moldagem e fixação da placa óssea. Entretanto, também deve ser considerado o aumento do tempo cirúrgico para fixação do mesmo e necessidade de cuidado especial para o seu correto posicionamento. Além disso, o mesmo deve ser fixo em uma posição específica no segmento proximal a fim de evitar interferência com a fixação dos implantes. Durante os testes de resistência mecânica não foram observadas lesões próximas ao

ponto de fixação do guia, sendo assim acredita-se não ter ocorrido qualquer prejuízo à resistência mecânica dos sistemas em nenhuma das duas técnicas de osteotomia pelo emprego do guia.

Apesar do tecido ósseo ser uma estrutura não homogênea, anisotrópica e de isoelasticidade não linear, parece adequado considerá-lo elasticamente linear na maioria dos estudos de tensão e resistência mecânica (FERGUNSON et al., 1996; BEHRENS et al., 2006; RADKE et al., 2006). A tensão, definida como função da resistência do material, é determinado pela magnitude da força por unidade de área em que essa atua. Conseqüentemente, um alto nível de tensão é concentrado em decorrência da redução na área de aplicação de forças. O ambiente mecânico no foco de fratura influencia a diferenciação tecidual e conseqüentemente a cicatrização óssea (RADKE et al., 2006). Os dispositivos de fixação interna devem promover excelente redução dos fragmentos ósseos e resistência adequada à estabilização da osteotomia, de forma a proporcionar a mobilização precoce do membro (FERGUSON et al., 1996). A resistência do sistema de fixação e a rigidez no foco tem um substancial efeito na cicatrização (JOHNSTON et al., 1991; WHITELOCK et al., 1997; RADKE et al., 2006). A redução da resistência pode levar a carga excessiva na interface implante-osso e predispor a falência dos implantes, e dessa forma aumentar a morbidade do paciente (NUNAMAKER & PERREN, 1980; FOUX et al., 1993; RADKE et al., 2006).

Também a osteopenia localizada sob e próximo a superfície da placa óssea podem ser desencadeadas por enfraquecimento ósseo (FERGUNSON et al., 1996). Placas de titânio apresentam resistência similar ao aço, porém oferecem menor rigidez (NUNAMAKER & PERREN, 1980). Dessa forma proporcionam menor reabsorção óssea em decorrência da proteção contra a tensão (FERGUNSON et al., 1996). Em fêmures submetidos à osteossíntese com placa em aço observa-se um arranjo de osso não lamelar no foco de fratura, enquanto que no caso de placas de titânio o osso compacto no foco apresenta uma estrutura histológica próxima a do osso maduro (FERGUNSON et al., 1996). No presente estudo não foi considerado o emprego desse material em virtude do elevado custo em relação às placas de aço. Engel e colaboradores (1997), ao testarem a estabilidade do fêmur proximal após estabilização com placa-lâmina, descreveram valores de rigidez, momento no limite de elasticidade e momento máximo respectivamente de 6,28N/mm, 7,88N.m e 11,29N.m. O presente estudo teve como hipótese a superioridade da osteotomia em cúpula em comparação à osteotomia intertrocanterica varizante. A primeira favorece o deslocamento da osteotomia distalmente e dessa forma proporciona a fixação de um número maior de implantes no segmento proximal. Osteotomias rotacionais tem sido empregadas para correção da torção femoral (MONTAVON et al., 1985). No entanto, alguns estudos demonstram a observação de que tais osteotomias efetuadas ao nível médio da diáfise femoral não são bem sucedidas (NUNAMAKER, 1974; PRIEUR, 1990; MANLEY, 1993).

A redução da osteotomia é um ponto chave na resistência e estabilidade necessárias ao processo de consolidação óssea (VONPFEIL et al., 2005; CRIST et al., 2009). Pequenos defeitos ósseos podem contribuir para a união retardada ou não-união em virtude de micro-movimentos decorrentes da sustentação de peso, concentrados nesse local, e que causam grande nível de tensão interfragmentar (HULSE et al., 1997). Esses efeitos são mais acentuados caso os defeitos ósseos estejam localizados no transcórtex, em virtude da redução da seção da construção osso-implante (LEE et al., 1994; HULSE et al., 1997). O braço de alavanca relevante é a distância perpendicular da linha de ação da força aplicada ao eixo neutro da construção osso-implante. Quando a coluna é totalmente reconstruída, o eixo axial encontra-se na cavidade medular. Se existe um defeito na cortical oposta, o eixo neutro está mais próximo da placa óssea, aumentando o comprimento do braço de alavanca (BLACK, 1992; HULSE et al., 1997; HAMMEL et al., 2006).

A fixação por tirante em banda de tensão também foi proposta por como alternativa simples e econômica ao emprego da placa-lâmina, porém com resultados inferiores (ENGEL et al., 1997). Apesar de aplicável a crianças, a estabilização por banda de tensão oferece menor resistência e necessidade de controle de carga no período pós-operatório (ENGEL et al., 1997). Em cães, essa é uma observação importante e que freqüentemente resulta em complicações como não união ou falência dos implantes. A magnitude do pico de força em cães durante a caminhada é de 1.04 a 1.65 vezes o peso durante a fase de sustentação (PAGE et al., 1993; SHAHAR

BANKS-SILLIS, 2002, MOORES et al., 2007). Durante a fase de sustentação de peso a carga axial no fêmur de cães com peso de 20kg é de 127N. Nesse exemplo, os momentos de flexão ântero-posterior e látero-medial são respectivamente 0,88Nm e 0,33Nm (FERGUNSON et al., 1996). Com o conforto após a fase inicial de cicatrização, é inevitável em cães o apoio do membro ao solo, com transmissão de grandes cargas no foco de fratura. Sendo assim, torna-se fundamental uma maior rigidez e resistência dos sistemas de estabilização no foco de fratura. Cabral e colaboradores (1993) preconizam um tempo de restrição de atividades de seis meses após o emprego da osteotomia intertrocantérica no homem. Como vantagem, o tempo médio necessário para consolidação em cães é de dois a três meses e dessa forma o tempo de restrição é reduzido.

Em osteossínteses por compressão dinâmica, a estabilidade da construção placa-parafuso é o resultado do atrito entre a placa e o osso, e o fator é dependente do torque que o parafuso pode receber sem danificar a rosca no osso (STOFFEL et al., 2007). O momento máximo foi de $23,85 \pm 12,87\text{N.m}$ e $19,52 \pm 7,95\text{N.m}$ respectivamente nos grupos osteotomia em cunha e osteotomia em cúpula. Dessa forma comprova-se uma melhor adequação do emprego de placa de compressão dinâmica em comparação à placa-lâmina, tradicionalmente empregada na técnica de osteotomia intertrocantérica varizante do fêmur. Amendola e colaboradores (2008) relataram valores de rigidez da diáfise femoral de cães submetidas a compressão axial de 4,88N.m. Komander (1976) e Burchardt e colaboradores (1978) demonstraram redução da resistência de ossos

liofilizados, enquanto que Pelker e colaboradores não observaram alteração significativa (AMENDOLA et al., 2008). Como forma de minimizar o efeito de possíveis variáveis, foram selecionados para o estudo cadáveres de cães em fase adulta com peso entre 20 e 30kg. O teste em animais jovens ou idosos poderia resultar em menor densidade óssea e conseqüente perda de resistência óssea nos espécimes avaliados (MIETTINEN et al., 1992; BERNARDE et al., 2001; AGUILA et al., 2005). O uso de análogos ósseos sintéticos poderia ser uma alternativa para maior padronização dos ensaios, entretanto está associado à um custo extremamente elevado (CHEN et al., 2004). Assim, os valores observados confirmam a resistência adequada em ambos os sistemas empregados no presente estudo.

Para maximização do contato ósseo após a correção, o diâmetro da osteotomia em cúpula deve coincidir com o diâmetro do osso envolvido (PALEY, 2003; FOX et al., 2006). Com o objetivo de favorecer um maior deslocamento do ponto de osteotomia, foi escolhida uma lâmina com diâmetro de 24 milímetros. Conseqüentemente o fragmento proximal apresentou maior comprimento e dessa forma tornou-se possível a fixação de um maior número de parafusos nesse segmento. Infelizmente, com o emprego de uma lâmina de maior raio, a distância de deslocamento também foi aumentada, e dessa forma ocorreu um maior desnível entre as corticais laterais dos fêmures. Dessa forma, nas osteotomias em cúpula, foi necessária a ostectomia da cortical lateral para a moldagem dos implantes. A comparação dos resultados revelou não haver diferenças estatísticas entre as osteotomias.

Engel e colaboradores (1997) observaram falência dos sistemas por fratura da cortical medial durante a aplicação de carga em estudo similar. A configuração de um sistema rígido de estabilização converte as forças concentrando-as no local de osteotomia e tornando esses implantes mais susceptíveis às cargas. A presença de orifícios para os parafusos ósseos desencadeia a concentração de tensão em aproximadamente 3.5 vezes a tensão nominal (-8,6Mpa versus -2,43Mpa) (FERGUNSON et al., 1996). Com o preenchimento desses orifícios por parafusos de aço, a concentração de tensão ao lado dos mesmos é reduzida (FERGUNSON et al., 1996). Os efeitos de proteção da tensão em virtude da aplicação de placa óssea se estendem por mais da metade da circunferência do osso. Essa redução é mais aparente nos dois parafusos posicionados mais ao centro da placa onde a tensão nominal é de -0,56MPa comparada ao valor de tensão nominal de -2,43MPa (FERGUNSON et al., 1996). Tem sido demonstrado que sistemas com placas têm comportamento de feixe composto, com grande flexibilidade (CARTER et al., 1981a,b; FERGUNSON et al., 1996). Com carga axial, ocorre proteção da tensão na córtex imediatamente abaixo do implante e aumento da concentração na cortical oposta (FERGUNSON et al., 1996). Todos os espécimes no presente estudo apresentaram falência de modo similar, com a formação de fissuras ósseas na cortical medial a partir dos orifícios dos parafusos adjacentes à osteotomia. À avaliação macroscópica dos implantes após o teste de resistência mecânica, foi observada deformação plástica do parafuso proximal ao ponto de osteotomia no segmento distal em todos os espécimes.

O sistema de navegação utilizado no presente estudo em conjunto ao sistema de avaliação mecânica demonstrou ser sensível a variações mínimas de deslocamento. Os maiores valores de deslocamento dos conjuntos ao teste no plano próximo-distal observados pela análise do sistema de navegação reflete um deslocamento predominante no sentido do plano próximo-distal, em virtude da carga aplicada. Entretanto, foram também verificados valores de deslocamentos mínimos também nos outros planos.

Alguns pontos inerentes ao estudo biomecânico empregado no presente estudo precisam ser comentados. A avaliação dos sistemas foi realizada em um modelo de ensaio mecânico de resistência máxima à flexão. Apesar de constituírem um parâmetro para determinação da resistência, essa análise não reflete o comportamento clínico dos sistemas durante as forças naturais que ocorrem na locomoção e sustentação de peso (CHEN et al., 2004).

O presente estudo evidenciou a similaridade entre os dois métodos de osteotomia varizante do fêmur. O modelo experimental com utilização de cadáveres eutanasiados por razões diversas ao projeto é descrito como possibilidade de técnica alternativa ao uso de experimentação animal. O emprego de animais em laboratório tem sido extremamente criticado e atualmente limitado por leis nacionais e estaduais. Também a adoção dos princípios dos 3Rs (reduzir, refinar e reaproveitar) constitui princípio fundamental da ética em pesquisa atual. Os resultados obtidos no presente estudo validam a realização de testes clínicos futuros em cães portadores de

quadris displásicos de forma a se determinar os efeitos a médio e longo prazos após a realização da osteotomia intertrocantérica varizante em cúpula.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos, dentro das condições em que foi realizado este trabalho, permite as seguintes conclusões:

1 – A osteotomia varizante em cúpula promove alterações da anatomia proximal do fêmur semelhantes à osteotomia varizante em cunha.

2 – Ao teste de compressão axial não houveram diferenças significativas entre as duas técnicas de osteotomia varizante do fêmur proximal.

REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

Aguila AZ, Manos JM, Orlansky AS, Todhunter RJ, Trotter EJ, Van der Meulen MC. In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2005;18(4):220-6.

Alexander JW. The pathogenesis of canine hip dysplasia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1992;22(3):503-11.

Amendola GF, Raiser AG, Soares JMD, Beckmann DV. Aspectos biomecânicos compressivos de diáfises femorais caninas conservadas em glicerina a 98% ou em mel. *Cienc Rural*. 2008;38(5):1341-5.

Anda S, Terjesen T, Kvistad KA, Svenningsen S. Acetabular angles and femoral anteversion in dysplastic hips in adults: CT investigation. *J Comput Assist Tomogr*. 1991;15:115-120.

Arnoczky SP, Torzilli PA. Biomechanical analysis of forces acting about the canine hip. *Am J Vet Res.* 1981;42(9):1581-5.

Arnoldi CC, Lemperg R, Linderholm H. Immediate effect of osteotomy on the intramedullary pressure in the femoral head and neck in patients with degenerative osteoarthritis. *Acta Orthop Scand.* 1971;42(5):454-5.

Barden B, Webkamp B, Fitzek JG, Lörer F. Curved osteotomy technique for intertrochanteric varus surgery--an experimental and computer-assisted surgery. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2001;139(4):311-6.

Bardet JF, Rugdy R, Hohn RB. Measurement of femoral torsion in dogs using a biplanar method. *Vet Surg.* 1983;12 (1):1-6.

Beck KA, Erb HN, Tapley K. Effect of sagittal plane positioning errors on measurement of the angle of inclination in dogs. *Vet Surg.* 1992;21;332-6.

Behrens BA, Nolte I, Bouguecha A, Helms G, Gerkhardt E, Meyer-Lindenberg A. Determination of the elastic properties of the compact bone in the femur of dogs. *Dtsch Tierarztl Wochenschr.* 2006;113(1):24-7.

Bernarde A, Diop A, Maurel N, Viguier E. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Vet Surg.* 2001;30(5):397-408.

Black J. Biological performance of materials. 2nd ed. New York: Marcel Decker. 1992.

Bockstahler BA, Henninger W, Muller M, Mayrhofer E, Peham C, Podbregar I. Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *Am J Vet Res.* 2007;68(3):271-6. (a)

Bockstahler BA, Skalicky M, Peham C, Muller M, Lorinson D. *Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs.* *Vet J.* 2007;173(2):373-8. (b)

Braden TD, Prieur WD. Three-plane intertrochanteric osteotomy for the treatment of early stage hip dysplasia. *Vet Clin Nort Am Small Anim Pract.* 1992;22(3):623-43.

Braden TD, Prieur WD, Kaneene JB. Clinical evaluation of intertrochanteric osteotomy for treatment of dogs with early-stage hip dysplasia: 37 cases (1980-1987). *J Am Vet Med Assoc.* 1990;196(2):337-41.

Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res.* 1987;48(6):915-8.

Burchardt H, Jones H, Glowczewskie F, Rudner C, Enneking WF. Freeze-dried allogeneic segmental cortical-bone grafts in dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(8):1082-90.

Cabral FP, Rondinelli P, Freitas E, PENEDO E. Osteotomia no tratamento da artrose do quadril: análise retrospectiva. *Rev Bras Ortop.* 1993;28(6):357-60.

Carter DR, Vasu R, Harris WH. The plated femur: relationships between the changes in bone stresses and bone loss. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 241-8. (b)

Carter DR, Vasu R, Spengler DM, Dueland RT. Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. *J Biomech.* 1981;14: 63-70. (a)

Chen WP, Tai CL, Shih CH, Hsieh PH, Leou MC, Lee MS. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19:255-62.

Chiaverini V. Resistência à tração e resistência à compressão. In: Chiaverini V. Tecnologia Mecânica. 2^a ed. Rio de Janeiro: McGill-Hill. 1986;93-117.

Crist BD, Khalafi A, Hazelwood SJ, Lee MA. A biomechanical comparison of locked plate fixation with percutaneous insertion capability versus the angled blade plate in a subtrochanteric fracture gap model. *J Orthop Trauma*. 2009;23(9):622-7.

Dearmin MG, Schulz KS. The effect of stem length on femoral component positioning in canine total hip arthroplasty. *Vet Surg.* 2004;33:272-278.

Defino HLA, Picado CHF, Miele E, Isberner FK, Xavier CAM. Resultados tardios de osteotomia intertrocantérica do fêmur no tratamento da artrose do quadril. *Rev Bras Ortop.* 1992;27:306-12.

Dismukes DI, Fox DB, Tomlinson JL, Cook JL, Essman SC. Determination of pelvic limb alignment in large-breed dog: a cadaveric radiographic study in the frontal plane. *Vet Surg.* 2008;37(7):674-82.

Dismukes DI, Tomlinson JL, Fox DB, Cook JL, Witsberger TH. Radiographic measurement of canine tibial angles in the sagittal plane. *Vet Surg.* 2008;37:300-5.

Dória AS, Cunha FG, Modena AM, Rodrigues CJ, Garcez AT, Júnior RG, Neto RB, Melo IB, Buchpiguel C, Molnar LJ, Guarniero R. Effect of intertrochanteric osteotomy on the proximal femur of rabbits: Assessment with power doppler sonography and scintigraph. *Clinics.* 2007;62(6):741-8.

Dueland DJ. Femoral torsion and its possible relationship to canine hip dysplasia. *Vet Surg.* 1980;9:48. (abstract).

Dueland RT, Adams WM, Fialkowski JP, Patricelli AJ, Mathews KG, Nordhen EV. Effects of pubic symphysiodesis in dysplastic puppies. *Vet Surg.* 1980;30:201-17.

Edinger H, Hayashi K, Hongyu Y, Markel MD, Manley PA. Histomorphometric analysis of the proximal portion of the femur in dogs with osteoarthritis. *Am J Vet Res.* 2000;61(10):1267-72.

Engel EE, Volpon JB, Shimano AC. Estabilidade mecânica da fixação tipo tirante de tensão no fêmur proximal. *Rev Bras Ortop.* 1994;29(10):773-6.

Engel EE, Volpon JB, Shimano AC. Mechanical testing of the tension band wire fixation in the proximal femur. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1997;116:266-270.

Evans HE. Arthrology. In: EVANS HE. Anatomy of the dog. 3rd ed. Philadelphia: Saunders. 1993;219-57.

Evers P, Kramek BA, Wallace LJ, Johnston GR, King V. Clinical and radiographic evaluation of intertrochanteric osteotomy in dogs: a retrospective study of 18 dogs. *Vet Surg.* 1997;26(3):217-22.

Farese JP, Todhunter RJ, Lust G, Williams AJ, Dykes NL. Dorsolateral subluxation of hip joints in dogs measured in a weight-bearing position with radiography and computed tomography. *Vet Surg.* 1998;27(5):393-405.

Ferguson SJ, Wyss UP, Pichora DR. Finite element stress analysis of a hybrid fracture fixation plate. *Med Eng Phys.* 1996;18(3):241-50.

Fidler M. Planning an intertrochanteric femoral osteotomy. *Acta Orthop. Scand.* 1984;55:501-3.

Foux A, Uhthoff HK, Black RC. Healing of plated femoral osteotomies in dogs. A mechanical study using a new test method. *Acta Orthop Scand.* 1993;64(3):345-53.

Fox D. Dome osteotomies. In: AO North America Masters Course on Advanced Osteotomy – Small Animal Lecture Abstracts. San Diego: AO Foundation. 2007.

Fox DB, Tomlinson JL, Breshears LB. Principles of Uniapical and Biapical Radial Deformity Correction Using Dome Osteotomies and the Center of Rotation of Angulation Methodology in Dogs. *Vet Surg.* 2006;35:67-77.

Ginja MMD, Gonzalo-Orden JM, Jesus SS, Silvestre AM, Lores-Pena MP, Ferreira AJA. Measurement of the femoral neck anteversion angle in the dog using computed tomography. *Vet J.* 2007;174:378-83.

Gordon WJ, [Conzemius MG](#), Riedsel E, Besancon RF, Evans R, Wilkie V, Ritter MJ. The relationship between limb function and radiographic osteoarthritis in dogs with stifle osteoarthritis. *Vet Surg.* 2003;32(5):451-4.

Graehler RA, Weigel JP, Pardo AD. The effects of plate type, angle of ilial osteotomy, and degree of axial rotation on the structural anatomy of the pelvis. *Vet Surg.* 1994;23(1):13-20.

Gundle R, Gargan MF, Simpson AHRW. How to minimize failures of fixation of unstable intertrochanteric fractures. *Injury*. 1995;26(9):611-4.

Hammel SP, Pluhar EG, Novo RE, Bourgeault CA, Wallace LJ. Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. *Vet Surg*. 2006;35(6):573-8.

Hauptman J, Cardinet GH, Morgan JP, Guffy MM, Wallace LJ. Angles of inclination and anteversion in hip dysplasia in the dog. *Am. J Vet Res*. 1985;46(1):2033-36.

Hauptman J, Prieur WD, Butler HC, Guffy MM. The angle of inclination of the canine femoral head and neck. *Vet Surg*. 1979;8:74-7.

Hernandez RJ. Evaluation of congenital hip dysplasia and tibial torsion by computed tomography. *J Comput tomogr*. 1983;7:101-108.

Hulse D, Hyman W, Nori M, Slater M. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Vet Surg*. 1997;26:451-9.

Iamaguti P, Del Carlo RJ, Vulcano LC, et al. Osteotomia corretiva para os ângulos de inclinação e anteversão do colo e da cabeça do fêmur - Estudo experimental em cães. *Vet Zootec*. 1993;5:57-65.

Iamaguti P, Inoe AP, Sampaio RL, Machado VMV, Cruz ML. Osteotomia femoral em cúpula para correção do ângulo de inclinação do colo do fêmur. *Cienc Rural*. 1996;26(1):153-157.

Iwase T, Hasegawa Y, Iwata H. Transtrochanteric anterior rotational osteotomy for Gaucher's disease. A case report. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;317:122-5.

Jehn CT, Bergh MS, Manley PA. Orthogonal view analysis for evaluating the femoral component position of total hip implants in dogs using postoperative radiographs. *Vet Surg*. 2003;32:p.134-41.

Johnson AL, Smith CW, Pijanowski GJ, Hungerford LL. Triple pelvic osteotomy: effect on limb function and progression of degenerative joint disease. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1998;34:260-264.

Johnston SA, Lancaster RL, Hubbard RP, Probst CW. A biomechanical comparison of 7-hole 3.5 mm broad and 5-hole 4.5 mm narrow dynamic compression plates. *Vet Surg.* 1991;20(4):235-9.

Kaiser S, Cornely D, Golder W, Garner M, Waibl H, Brunnberg L. Magnetic resonance measurements of the deviation of the angle of force generated by contraction of the quadriceps muscle in dogs with congenital patellar luxation. *Vet Surg.* 2001;30:552-8.

Kim SE, Pozzi A, Kowaleski MP, Lewis DD. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet Surg.* 2008;37:111-125.

Kinzel S, Hein S, von Scheven C, Käpper W. 10 years experience with denervation of the hip joint capsule for treatment of canine hip joint dysplasia and arthrosis. *Berl Munch Tierarztl Wochenschr.* 2002;115(1):53-6.

Kirmission E. De l'osteotomie sous trachanterieenne applique a certains cas de luxation congenitale de la hanche. *Rev. Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1984;5:137-46.

Komander A. Influence of preservation of some mechanical properties of human haversian bone. *Mater Med Pol.* 1976;8:13.

Krischak GD, Augat P, Beck A, Arand M, Baier B, Blakytyn R, Gebhard F, Claes S. Biomechanical comparison of two side plate fixation techniques in an unstable intertrochanteric osteotomy model: Sliding hip screw and percutaneous compression plate. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:1112-18.

Lee JC, Khong KS, Tan SK. Torsional performance of canine femoral osteotomy union. *Ann Acad Med Singapore.* 1994 Nov;23(6):879-84.

Lopez MJ, Quinn MM, Markel MD. Evaluation of gait kinetics in puppies with coxofemoral joint laxity. *Am J Vet Res.* 2006;67(2):236-41.

Lust G, Summers BA. Early asymptomatic stage of degenerative joint disease. *Am J Vet Res.* 1981;42:1848-55.

Lust G, Todhunter RJ, Erb HN, Dykes NL, Wliams AJ, Burton-Wurster NI, Farese JP. Repeatability of dorsolateral subluxation scores in dogs and correlation with macroscopic appearance of hip osteoarthritis. *Am J Vet Res.* 2001;62(11):1711-15.

Manley P. Articulação coxofemoral. In: Slatter, D. Manual de Cirurgia de Pequenos animais. 2^a ed. São Paulo: Manole. 1993;2:2113-34.

Masui T, Hasegawa Y. *Curved intertrochanteric varus osteotomy.* *Clin Calcium.* 2007;17(6):931-7.

McLaughlin R, Miller CW. Evaluation of hip joint congruence and range of motion before and after triple pelvic osteotomy. *Vet Comp Ortho Traumatol.* 1991;4:65-9.

McLaughlin R, Tomlinson J. Total hip replacement: The best treatment for dysplastic dog with osteoarthrosis. *Vet Med.* 1996;2:118-24. (a)

McLaughlin R, Tomlinson J. Treating canine hip dysplasia with triple pelvic osteotomy. Symposium on CHD: Surgical Management. *Vet Med.* 1996;2:126-36. (b)

McLaughlin R, Tomlinson J. Alternative surgical treatments for canine hip dysplasia. Symposium on CHD: Surgical Management. *Vet Med.* 1996;2:137-40. (c)

McMurray TP. Osteoarthritis of the hip joint. *Br J Surg.* 1936;22:716-27.

Miettinen H, Mäkelä EA, Rokkanen P, Tormälä A. Fixation of femoral shaft osteotomy with intramedullary metallic or absorbable rod: An experimental study on growing dogs. *J Biomater Sci. Polym Ed.* 1992;4(2):135-43.

Milgram J, Slonim E, Kass PH, Sharar R. A radiographic study of joint angles in standing dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2004;17:82-90.

Montavon PM, Hohn RB, Olmstead ML, Rudy RL. Inclination and anteversion of the femoral head and neck in the dog. Evaluation of a standart method of measurement. *Vet Surg.* 1985;14:277-82.

Moore AL, Moore AP, Brodbelt DC, Owen MR, Draper ERC. Regional load bearing of the canine acetabulum. *J Biomech.* 2007;40:3722-37.

Muller ME. Intertrochanteric osteotomies in adults: planning and operating technique. In: Curess D, Mitchell M. Surgical management of degeenerative arthritis of the lower limb. Philadelphia: Lea & Febiger. 1975; 53-64.

Nunamaker DM. Surgical correction of large femoral anteversion angles in the dog. *J Am Vet Med Assoc.* 1974;165(12):1061-4.

Nunamaker, DM, Biery DN, Newton CD. Femoral neck anteversion in the dog. It's radiographic measurement. *J Am Vet Radiol Soc.* 1973;14:45-7.

Nunamaker DM, Perren SM. Pure titanium plates in sheep: The effect of rigidity and compression. In: Uthoff HK. Current concepts of internal fixation of fractures. Berlin: Springer Verlag. 1980;38:90--97.

Olsson SS, Goldie IF, Irstam KH. Intertrochanteric osteotomy for osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57B(4):466-70.

Page EA, Allan C, Jasty M, Harrigan TP, Bragdon CR, Harris WH. Determination of loading parameters in the canine hip in vivo. *J Biomech*. 1993;6(4/5):571-9.

Paley D. Normal lower limb alignment and joint orientation. In: Herzenberg JE. Principles of deformity correction. Berlin: Springer-Verlag, 2003;1-18. (a)

Paley D. Osteotomy concepts and frontal plane realignment. In: Herzenberg JE. Principles of deformity correction. Berlin: Springer-Verlag, 2003;99-154. (b)

Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ. Effects of freezing and freezedrying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res.* 1984;1(4):405-11.

Piermattei DL, Flo GL. A articulação coxofemoral, In: Piermattei DL, Flo GL. Manual de Ortopedia e tratamento de fraturas dos pequenos animais. 3^a ed. São Paulo: Manole. 1999;394-436.

Powers MY, Biery DN, Lawler DF, Evans RH, Shofer FS, Mayhew P, Gregor TP, Kealy RD, Smith GK. Use of the caudolateral curvilinear osteophyte as an early marker for future development of osteoarthritis associated with hip dysplasia in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 2004;225(2):233-7.

Prieur WD. Coxarthrosis in the dog. Normal and abnormal biomechanics of the hip joint. *Vet. Surg.* 1980;9:145-149.

Prieur WD. Double hook plate for intertrochanteric osteotomy in the dog. *Synthes Bulletin – Veterinary Bone Surgery.* 1984;1(1).

Prieur WD. Intertrochanteric osteotomy in the dog: Theroretical consideration and operative techniques. *J Small Anim Pract.* 1987;28:3-20.

Prieur WD. Intertrochanteric osteotomy. In: Bojrab MJ. Current Techniques in Small Animal Surgery. 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger. 1990;667-670.

Prieur WD, Scartazzini R. Die grundlagen und ergebnisse der intertrochanteren varisationsosteotomie bei der hüftgelenkdysplasie. *Kleintirpraxis.* 1980;25:393-404.

Radke H, Aron DN, Applewhite A, Zhang G. Biomechanical Analysis of Unilateral External Skeletal Fixators Combined with IM-Pin and Without IM-Pin Using Finite-Element Method. *Vet Surg.* 2006;35(1):15-23.

Rasmussen LM, Kramek BA, Lipowitz AJ. Preoperative variables affecting long-term outcome of triple pelvic osteotomy for the treatment of naturally developing hip dysplasia in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1998;213:80-5.

Reigstad A, Gränmark T. Osteoarthritis of the hip treated by intertrochanteric osteotomy. A long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(1):1-6.

Renberg WC, Armbrust LJ. Comparison of the standing tangential radiographic projection of the hip with standart methods of evaluation for hip dysplasia in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2003;17:25-29.

Riser WH, Rhodes WH, Newton CD. Hip Dysplasia. In: Newton CD, Nunamaker DM. *Textbook of Small Animal Orthopedics.* Philadelphia: Lippincott, 1985. p.431-75.

Sakano S, Hasegawa Y, Torii Y, Kawasaki M, Ishiguro N. Curved intertrochanteric varus osteotomy for osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(3):359-65.

Schimit J, Meiforth M, Lengsfeld M. Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies. *Med Eng Phys.* 2001;23:529–39.

Schnelle GB. Congenital subluxation of the coxofemoral joint in a dog. University of Pennsylvania Bulletin. 1935;15.

Schnelle GB. Congenital dysplasia of the hip (canine) and sequelae. In: Proceedings of the 91st Annual Meeting American Veterinary Medical Association. Seattle. 1954;253-8.

Schulz KS, Dejardin LM. Surgical treatment of canine hip dysplasia. In: Slatter D. Textbook of small animal surgery, 3rd ed. Philadelphia: Elsevier. 2003. p.2029-59.

Schulz KS, Nielsen C, Stover SM, Kass PH. Comparison of the fit and geometry of reconstruction of femoral components of four cemented canine total hip replacement implants. *Am J Vet Res*. 2000;61(9);1113-21.

Sellmeyer TWH, Allen DA, Wilson ER, Lineberger JA, Henrikson TD, Lehebauer TW. The effect of computed tomographical gantry angle on the measurement of the canine intercondylar notch. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2007;20:113-8.

Shahar R, Banks-Sills L. Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance. *Vet J*. 2002;163(3):240-50.

Sikes RI, Olds RG, Renegar W, et al. Dome osteotomy for the correction of long bone malunions: case reports and discussion of surgical technique. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1986;22:221-226.

Slocum B, Slocum TD. Pelvic osteotomy for axial rotation of the acetabular segment in dogs with hip dysplasia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1992;22(3):645-82.

Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 1993;23(4):777-95.

Smith GK, Gregor TP, Rhodes WH, Biery DN. Coxofemoral joint laxity from distraction radiography and its contemporaneous and prospective correlation with laxity, subjective score, and evidence of degenerative joint disease from conventional hip-extended radiography in dogs. *Am J Vet Res*. 1993;54(7):1021-42.

Souza SA. Ensaio Mecânico de Materiais Metálicos. São Paulo: Edgard Blucher, 5ª ed, 1982. p.21.

Stoffel K, Lorenz KU, Kuster MS. Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: The effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability.. *J Orthop Trauma*. 2007;21(6):362-368.

Sugioka Y. Transtrochanteric anterior rotational osteotomy of the femoral head in the treatment of osteonecrosis affecting the hip: a new osteotomy operation. *Clin. Orthop*. 1978;130:191-201.

Swiderski JK, Radecki SV, Park RD, Palmer RH. Comparison of radiographic and anatomic femoral varus angle measurements in normal dogs. *Vet Surg*. 2008;37:43-8.

Todhunter RJ, Bertram JE, Smith S, Farese JP, Williams AJ, Manocchia A, Erb HN, Dykes NL, Burton-Wurster NI, Lust G. Effect of dorsal hip loading, sedation, and general anesthesia on the dorsolateral subluxation score in dogs. *Vet Surg*. 2003;32(3):196-205. (a)

Todhunter RJ, Grohn YT, Bliss SP, Wilfand A, Williams AJ, Vernier-Singer M, Burton-Wurster NI, Dykes NL, Wu R, Casella G, Acland GM, Lust G. Evaluation of multiple radiographic predictors of cartilage lesions in the hip joints of eight-month-old dogs. *Am J Vet Res.* 2003;64(12):1472-8. (b)

Todhunter RJ, Lust G. Hip dysplasia. In: Slatter D. *Textbook of small animal surgery*. 3rd ed. Philadelphia: Saunders. 2003. p.2009-19.

Tomlinson J. Wich surgical procedure should you recommend. Symposium on CHD: Surgical Management. *Vet Med.* 1996;2:126-36.

Tomlinson J. What are normal joint relationships? In: AO North America Masters Course on Advanced Osteotomy – Small Animal Lecture Abstracts. San Diego: AO Foundation. 2007.

Tomlinson J, Fox D, Cook JL, Keller GG. Measurement of femoral angles in four dog breeds. *Vet. Surg.* 2007;36:593-8.

Tomlinson JL, Johnson JC. Quantification of measurement of femoral head coverage and Norberg angle within and among four breeds of dogs. *Am J Vet Res.* 2000;61(12):1492-500.

Vinayak A, Kerwin SC, Ward M, Bahr A, Peycke LE, Mertens WD. Effects of femur position on radiographic assessment of completeness of femoral head and neck excision in medium-to large-bred dogs. *Am J Vet Res.* 2006;67(1):64-69.

Von Pfeil DJ, Djardin LM, DeCamp CE, Meyer EG, Lansdowne JL, Weerts RJ, Haut RC. In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. *Am J Vet Res.* 2005;66(9):1536-43.

Walker T, Prieur WD. Intertrochanteric femoral osteotomy. *Semin Vet Med Surg (Small Anim).* 1987;2(2):117-30.

Watanabe H, Shimada Y, Hagaya H, Sato K. Gait analysis following varus osteotomy of the femur for hip osteoarthritis. *J Orthop Sci.* 1999;4:89-98.

Weigel JP, Wasserman JF. Biomechanics of the normal and abnormal hip joint. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1992;22(3):513- 28.

Whitelock RG, Dyce J, Houlton JE. Repair of femoral trochanteric osteotomy in the dog. *J Small Anim Pract.* 1997;38(5):195-9.

Yamashita H, Nagata M, Takao Y. et al. Long-term results of the varus osteotomy for the osteoarthritis of the hip. *Seikei Geka.* v.39, p. 1490-1495, 1988.