

HUGO ARISTIDES LIMA SILVA SANTOS

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DE
COMPRESSÃO DA CABEÇA DO FÉMUR DE
CÃO: ESTUDO PILOTO**

Orientador: Professor Doutor João Requicha

Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias

Faculdade de Medicina Veterinária

Lisboa

2017

HUGO ARISTIDES LIMA SILVA SANTOS

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DE
COMPRESSÃO DA CABEÇA DO FÉMUR DE
CÃO: ESTUDO PILOTO**

Dissertação defendida em provas públicas para
obtenção do Grau de Mestre em Medicina
Veterinária no curso de Mestrado Integrado em
Medicina Veterinária conferido pela Universidade
Lusófona de Humanidades e Tecnologia, no dia 20
de Julho de 2017 com o Despacho de Nomeação
de Júri nº 238/2017 com a seguinte composição:

Presidente-Professora Doutora Laurentina Pedroso

Arguente-Professor Doutor David Ferreira

Vogal-Professora Doutora Alexandra Sanfins

Orientadores- Professor Doutor João Requicha

Co-orientador- Professor Doutor Rui Onça

Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias

Faculdade de Medicina Veterinária

Lisboa

2017

Agradecimentos

À Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, na pessoa da sua Diretora, Prof.^a Doutora Laurentina Pedroso, pela possibilidade de realização desta Dissertação de Mestrado.

Ao Prof. Doutor João Requicha que orientou esta dissertação, um especial obrigado pela amizade, pelo respeito e humildade que demonstrou durante esta etapa e, acima de tudo, pela paciência. É por professores como o Dr. Requicha que cada vez mais temos melhores profissionais na nossa área.

À família Montenegro que me acolheu durante o meu estágio curricular, obrigado pela amizade e pelos conhecimentos que me passaram nesses oito meses. Fizeram-me sentir em casa.

À minha namorada Rebeca, vai o meu maior obrigado pela paciência e pelo companheirismo. Foi sem dúvida a fase mais difícil e rigorosa da minha vida e acredito que, sem ti que foste um pilar para mim, não estaria aqui hoje a terminar esta dissertação. As nossas vidas cruzaram-se de repente e, quando vi, já era tarde... Hoje pode-se dizer que somos apenas um e é por isso que preciso dizer obrigado por existires e teres aparecido na minha vida.

Obrigado a todos os colegas estagiários, Mariana, Alexandra, Joana, Nádia e o Daniel, que tive a honra em privar durante o meu estágio. Não consigo descrever em palavras os bons momentos que passámos juntos e tudo o que conseguimos ultrapassar para chegar ao final do estágio, obrigado pelo grupo unido que conseguimos formar durante esses meses e pelas noites passadas tanto no hospital como nas Galerias Paris.

Aos meus grandes amigos Nilson, Mauro, Rafael, Paulo (papimpalass), Kevitcha, Kaka, Zé Ricardo, Leandro, Carlos meus bro's que me apoiaram desde sempre. Infelizmente, por motivos maiores, teve cada um que ir para o seu lado em busca dos seus sonhos, mas apesar de tudo o importante é que a amizade permanece e continua crescendo. Obrigado pelas férias todas que reuníamos e festejamos os sucessos uns dos outros e que assim continue.

Aos meus bro's Tiago e William, companheiros de Lisboa, obrigado por estarem presentes sempre que foi necessário, obrigado pelas noites, pela cama que ambos emprestaram quando foi necessário... tamuh juntos

Ao meu Pai, que é a minha fonte de inspiração, agora companheiro de profissão. Desde o início da minha vida que sempre quis ser Médico Veterinário, isso devido ao meu cota, desde pequeno que o sigo para todo lado e o vejo a tratar os animais e crescer em termos de gestão. O orgulho que sinto por ele fez-me sempre crescer e um dia poder seguir os mesmos passos. Hoje faço-te feliz com a entrega da minha dissertação, mas sei que a esperança que colocas em mim vai muito além e vou dar o meu máximo para o honrar.

A minha Mãe, Marlice, e às minhas irmãs, Helen e Márcia, o obrigado vem do coração. Obrigado por me terem aturado e pelo apoio incondicional desde o início.

Aos Professores Rui Onça e Alexandra Rodrigues, o meu obrigado pelo tempo que perderam e pela gigante ajuda na realização desta dissertação.

Resumo

A articulação coxofemoral é uma das regiões anatómicas com maior interesse em Ortopedia Veterinária, assim sendo, o conhecimento das suas propriedades mecânicas é de extrema importância para prever o comportamento da mesma quando sujeita a estímulos físicos como as forças de tração, de compressão ou de corte.

O objetivo principal deste estudo foi o de compreender melhor as propriedades biomecânicas de compressão da cabeça do fémur do cão. Adicionalmente, pretendeu-se avaliar o efeito do sexo, da idade e da presença de osteoartrite nas propriedades em estudo.

A amostra estudada incluiu sete animais atendidos no Hospital Referência Veterinário Montenegro (Porto, Portugal) e pelo Dr. Rui Onça (Lisboa, Portugal) no período compreendido entre 8 de agosto de 2015 e 12 de fevereiro de 2016. Estes animais foram submetidos a exame ortopédico e radiográfico da região pélvica e tiveram indicação cirúrgica para a realização da ressecção da cabeça do fémur.

As amostras obtidas foram conservadas a -20° até ao dia da realização dos ensaios mecânicos de compressão, no Instituto Superior Técnico (Lisboa, Portugal), com recurso ao equipamento Instron modelo 5566 (Estados Unidos da América).

A análise de cubos com 1 cm de aresta, obtidos a partir de cada cabeça de fémur e analisados segundo a direção do eixo longo do osso, permitiu identificar módulos de elasticidade de 89,79 a 589,40 MPa ($282,55 \pm 197,09$ MPa) e tensões de cedência de 6,06 a 27,07 MPa ($13,94 \pm 6,94$ MPa).

As limitações do estudo prenderam-se essencialmente com a pequena amostragem utilizada e com a variabilidade da raça e de peso vivo dos cães analisados, todavia os resultados obtidos contribuíram para o conhecimento das propriedades do tecido ósseo canino.

Palavras-passe: Cão, cabeça do fémur, propriedades mecânicas, compressão.

Abstract

The coxofemoral joint is one of the anatomic regions that is subject of major investigation in areas as Veterinary Orthopedics, therefore, the knowledge of its mechanical properties is of extremely importance to predict the behavior when submitted to physical stimuli such as tensile, compression or shear forces.

The main objective of this study was to better understand the biomechanical properties of compression of canine femoral head. Additionally, it was intended to evaluate the effect of sex, age and the presence of osteoarthritis in the properties under study.

The studied population includes seven animals that were attended at the Hospital Referência Veterinário Montenegro (Porto, Portugal) and from Dr. Rui Onça in the period between 8th August 2015 and 12th February 2016. These animals were submitted to physical and orthopedic examination and pelvic radiography and were indicated for surgery, resection of the femurs head.

Samples obtained were stored at -20° until the day of the mechanical compression tests at Instituto Superior Técnico (Lisbon, Portugal) using the Instron model 5566 (United States of America).

The analysis of the cubes with 1 cm of edge, obtained from each head of the femur and analyzed according to the direction of the long axis of the bone, allowed to identify Young's modulus from 89,79 to 589,40 MPa (282.55 ± 197.09 MPa) and yield stress from 6,06 to 27,07 MPa (13.94 ± 6.94 MPa).

The limitations of the study were essentially related to the small sample used and to the breed and weight variability of the dogs analyzed, therefore the results obtained contributed to the knowledge of the properties of the canine bone.

Keywords: Dog, femoral head, mechanical properties, compression.

Índice Geral

AGRADECIMENTOS	1
RESUMO.....	3
ABSTRACT	4
ÍNDICE GERAL	5
ÍNDICE DE FIGURAS.....	8
LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E ACRÓNIMOS	9
I. DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO CURRICULAR.....	1
1. CASUÍSTICA DA ÁREA CLÍNICA	1
2. MEIOS COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO	3
3. CASUÍSTICA DA ÁREA CIRÚRGICA	3
II. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO.....	5
1. INTRODUÇÃO	5
1.1 Osso	5
1.1.1 <i>Tipos de osso</i>	7
1.2 ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL.....	7
1.2.1 <i>Acetábulo</i>	8
1.2.2 <i>Fémur</i>	8
1.3 CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS	9
1.4 ENSAIO DE COMPRESSÃO	13
1.5 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO	13
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	16
2.1. CRITÉRIOS DE SELEÇÃO	16
2.2. EXAMES ORTOPÉDICO	16
2.3. RECOLHA DAS AMOSTRAS	18
2.4. PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS	18
2.5. ENSAIOS MECÂNICOS DE COMPRESSÃO.....	19
3. RESULTADOS	21
3.1. AMOSTRAS ESTUDADAS	21

3.2. PROPRIEDADES MECÂNICAS DE COMPRESSÃO	22
4. DISCUSSÃO	24
5. CONCLUSÃO	27
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	28

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Distribuição dos animais relativamente ao sexo e espécie.	1
Tabela 2 - Distribuição relativa das consultas realizadas no estágio de acordo com a área. .	2
Tabela 3 - Procedimentos clínicos e não-cirúrgicos realizados no decorrer do estágio curricular.....	2
Tabela 4 - Meios de diagnóstico realizados durante o estágio curricular	3
Tabela 5 - Intervenções cirúrgicas em tecidos moles observadas no decorrer do estágio curricular.....	3
Tabela 6 - Cirurgias ortopédicas observadas no decorrer do estágio curricular.....	4
Tabela 7 - Propriedades biomecânicas obtidas em ensaios mecânicos em cabeça de fêmur canino.....	14
Tabela 8 - Informação acerca dos animais dos quais foram obtidas as amostras estudadas, em relação à raça, idade, sexo, peso vivo e diagnóstico.	21
Tabela 9 - Resultados obtidos após o ensaio de compressão (módulo de Young e tensão de cedência) das sete amostras em estudo.....	23

Índice de Figuras

Figura 1 - Curva de tensão-deformação de uma amostra de osso testada em compressão. A inclinação da região elástica da curva é definida como o módulo de Young em tensão e compressão.	10
Figura 2 - Ilustração da curva de carga-deformação de uma estrutura viscoelástica, como osso.	11
Figura 3 - Ilustração das varias forças que o osso pode ser submetido.	12
Figura 4 - Representação gráfica da influência que a densidade aparente demonstra no comportamento mecânico do osso quando submetido a forças de compressão, estudada em uma amostra de osso cortical e duas de osso esponjoso.	13
Figura 5 - Radiografia de uma luxação coxofemoral do lado direito em cão(A), em projeção ventrodorsal (imagem gentilmente cedida pelo Dr. Luis Montenegro). Radiografia com displasia de anca grave (B) (Imagem gentilmente cedida pelo Dr. Rui Onça).	17
Figura 6 - Representação esquemática da cabeça e colo do fêmur e da trajetória das forças de compressão e tração.	19
Figura 7 - Máquina de compressão Instron modelo 5566 utilizando o software Bluehill2 utilizada neste estudo.	20
Figura 8 - Imagem representativa de uma amostra cúbica de cabeça de fêmur colocada entre duas placas e submetida a uma força uniaxial.	20
Figura 9 - Fotografia representativa de uma amostra de cabeça de fêmur canino depois do corte e polimento e depois da realização do teste mecânico de compressão.	22
Figura 10 - Gráfico representativo da curva de tensão vs. extensão (amostra 4).	23

Lista de Abreviaturas, Símbolos e Acrônimos

OA - Osteoartrite

CAMV - Centro de Atendimento Médico-veterinário

cm - Centímetro

ECG - Eletrocardiografia

GPa - Gigapascal

HVRM - Hospital Veterinário Referência Montenegro

IST - Instituto Superior Técnico

Kg - Quilograma

LL - Laterolateral

MPa - Megapascal

MY - Módulo de Young

VD - Ventrodorsal

μm - Micrómetro

I. DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO CURRICULAR

O estágio curricular foi realizado no Hospital Veterinário Referência Montenegro (HVRM, Porto) nas áreas de medicina interna e cirurgia de animais de companhia, no período de agosto 2015 até fevereiro de 2016 sob a orientação do Dr. Luís Montenegro. O facto deste centro estar equipado com meios de diagnóstico de tecnologia avançada e ter uma ampla casuística, permitiu colocar em prática e aprofundar os conhecimentos teóricos e práticos adquiridos durante o curso de Medicina Veterinária da Universidade Lusófona. No início de cada mês, era proposto um horário com objetivo de perfazer pelo menos oito horas diárias, uma noite por semana e dois períodos de 24 horas em dois fins-de-semanas de cada mês. Durante o estágio, foram acompanhadas as diversas especialidades, tendo participado nas consultas, incluindo a anamnese, exames físicos e exames complementares de diagnóstico. No internamento, foi possível seguir todos casos clínicos, iniciando a manhã pelos exames físicos e exames complementares de cada animal internado, seguindo-se a monitorização e administração da medicação necessária. Na área da cirurgia, começava-se por fazer o exame pré-cirúrgico e as análises pré-anestésicas e discussão do protocolo anestésico a realizar. Foi possível participar em inúmeros procedimentos cirúrgicos e acompanhamento pós-cirúrgico dos indivíduos intervencionados.

1. Casuística da área clínica

De entre os animais que se apresentaram à consulta (total de 754 animais), a espécie canina foi a mais observada, seguida da felina, não tendo sido atendidos animais de espécies exóticas. Relativamente ao sexo e em ambas as espécies, foram observados mais animais do sexo masculino (Tabela 1).

Tabela 1 - Distribuição dos animais relativamente ao sexo e espécie.

Animais	Percentagem	Sexo	Percentagem
Gatos	45%	Machos	60%
		Fêmeas	40%
Cães	55%	Machos	57%
		Fêmeas	43%
Exóticos	0%		

No decorrer do estágio, foi possível observar as diferentes áreas destacando-se essencialmente as áreas de ortopedia e neurologia, no entanto, foi possível observar as diversas áreas tal como demonstrado a Tabela 2. A Tabela 3 ilustra os procedimentos clínicos e não-cirúrgicos realizados no decorrer do estágio curricular.

Tabela 2 - Distribuição relativa das consultas realizadas no estágio de acordo com a área.

Área	Percentagem	Área	Percentagem
Neurologia	25 %	Ortopedia	15 %
Urologia e Nefrologia	10 %	Pneumologia	10 %
Medicina	5 %	Hematologia / Doenças	6 %
Estomatológico-dentária	5 %	Infeciosas	
Reprodução	5 %	Gastroenterologia	5 %
Endocrinologia	4 %	Cardiologia	5 %
Otorrinolaringologia	3 %	Dermatologia	4 %
Oncologia	2 %	Outros	1 %

Tabela 3 - Procedimentos clínicos e não-cirúrgicos realizados no decorrer do estágio curricular.

Eutanásia	8%
Administração de medicação	80%
Remoção de sutura	5%
Pensos	5%
Outros	2%

2. Meios complementares de diagnóstico

No decorrer do estágio, foi possível observar e realizar distintos meios complementares de diagnóstico de modo a melhor caracterizar os casos clínicos e procurar obter um diagnóstico final (Tabela 4).

Tabela 4 - Meios de diagnóstico realizados durante o estágio curricular

Análises sanguíneas (hemograma e bioquímica sérica)	30%	Tomografia computadorizada	12%
Radiografia	10%	Ecografia abdominal	18%
Recolha de líquido cefalorraquidiano	2%	Biópsia	1%
Ressonância magnética	6%	Punção aspirativa por agulha fina	2%
Eletrocardiografia	8%	Medição da pressão arterial	4%
Raspagem de pele	3%	Ecocardiografia	4%

3. Casuística da área cirúrgica

Na área de clinica cirúrgica, foram realizados diferentes procedimentos que se encontram divididos, abaixo, em cirurgias de tecidos moles (Tabela 5) e ortopédicas (Tabela 6).

Tabela 5 - Intervenções cirúrgicas em tecidos moles observadas no decorrer do estágio curricular.

Aparelho gastrointestinal	30%
Resolução de hérnias	20%
Aparelho reprodutor feminino	15%
Aparelho reprodutor masculino	15%
Tratamentos estomatológico-dentários	10%
Pericardiocentese	5%
Aparelho geniturinário	5%

Tabela 6 - Cirurgias ortopédicas observadas no decorrer do estágio curricular.

Resolução de hérnia cervical	20%
Resolução de hérnia toracolombar	20%
Ressecção de cabeça do fémur	20%
Resolução de fratura de fémur	20%
Resolução de fratura de rádio e ulna	15%
Resolução de fratura dos ossos do coxal	5%

II. DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

1. INTRODUÇÃO

O conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais é de extrema importância visto que permite prever o comportamento dos mesmos a estímulos físicos, tais como as forças de tração, de compressão ou de corte. Esta caracterização é também aplicável aos tecidos biológicos, nomeadamente ao osso (Ateshian & Friedman, 2009) .

Uma das estruturas ósseas que é alvo de maior investigação é a cabeça do fêmur. Sob o ponto de vista biomecânico, estas propriedades têm uma relação direta com a sua função na articulação coxofemoral e na resposta a traumatismos ósseos. Determinadas doenças ósseas como a osteoartrite da anca, a osteonecrose ou a doença de Legg-Calve-Perthes podem ter um efeito sobre as propriedades mecânicas deste osso (Piermattei *et al.*, 2006).

As propriedades biomecânicas podem ser investigadas através da realização de ensaios específicos em que se sujeita a amostra em estudo a determinadas condições. Os principais ensaios efetuados são os de tração e de compressão (Miles, 2011).

1.1 Osso

O esqueleto tem como função participar na locomoção do animal e no suporte dos tecidos moles e proteção dos órgãos vitais, como os contidos na caixa craniana e torácica. Os ossos funcionam ainda como depósito de cálcio, fosfato e outros iões, armazenando-os ou libertando de forma controlada contribuindo para a homeostasia destes elementos. Estes são capazes de absorver toxinas e metais pesados minimizando os seus efeitos adversos em outros tecidos (Junqueira & Carneiro, 2008).

O tecido ósseo é um tecido conjuntivo especializado e constituído, essencialmente, por osteoblastos e osteócitos, estes últimos localizados em lacunas envolvidas por uma matriz extracelular rica em colagénio e calcificada, a osteoide (Doblar *et al.*, 2004).

Dado que não existe difusão de substâncias através da osteoide, a nutrição dos osteócitos depende dos canalículos que existem na matriz e entre as lacunas (Trostle & Market, 1996) . Muitos autores sugerem que os osteócitos são as células mecanossensíveis que controlam a remodelação óssea. Estes são afetados por processos que danificam a matriz óssea (Cowin *et al.*, 1991; Lanyon, 1993; Doblar *et al.*, 2004; Skerry *et al.*, 2009).

Os osteócitos respondem a estímulos mecânicos com a produção de moléculas de sinalização que modulam as atividades dos osteoblastos e osteoclastos, convertendo assim esses estímulos em sinais celulares (Burger & Klein-Nulend, 1999). Perante danos locais e/ou morte de osteócitos, os osteoclastos começam por reabsorver o osso. Em resposta, os osteoblastos são recrutados para depositar nova matriz óssea, sendo posteriormente mineralizada (Klein-Nulend *et al.*, 2005).

Os osteoblastos são células mesenquimatosas diferenciadas que se encontram no perióstio ou no estroma da medula óssea (Doblar *et al.*, 2004) tendo funções de síntese da matéria orgânica da matriz óssea e deposição da hidroxiapatite. Assim sendo, quanto maior a deformação aplicada no osso, maior a ativação dos osteoblastos (Burger and Klein-Nulend, 1999). Quando envolvidos pela matriz recém sintetizada passam a ser chamados de osteócitos (Junqueira & Carneiro, 2008).

Os osteoclastos têm origem na medula óssea adjacente e, após o contacto com o tecido ósseo, unem-se para formar os osteoclastos multinucleados. São células móveis, gigantes, multinucleadas e extensamente ramificadas. Estas células têm como função a reabsorção óssea, participando assim no processo de remodelação dos ossos (Parfitt, 2001). Devido à sua atividade, os osteoclastos encontram-se em áreas de reabsorção óssea que microscopicamente são depressões da matriz conhecidas como as lacunas de Howship (Trostle & Market, 1996).

A composição da matriz óssea, em peso, é de 21% em matriz orgânica, 71% em material inorgânico e 8% em água. A parte orgânica é formada por fibras de colagénio (95%), essencialmente do tipo 1, e os restantes 5% por pequenas quantidades de proteoglicanos e glicoproteínas,(Trostle & Market, 1996). A associação da hidroxiapatite com as fibras de colagénio é responsável pela dureza e resistência do tecido ósseo. Após a remoção do cálcio, os ossos mantêm a sua forma intata, mas tornam-se tão flexíveis quanto os tendões. A matriz inorgânica confere força e rigidez ao osso e a matriz orgânica confere flexibilidade e resiliência (Radash, 1999).

Todos os ossos são revestidos externa e internamente por tecido conjuntivo e células osteogénicas, ou seja, pelo perióstio e endóstio, respetivamente. Estes têm como principais funções a nutrição do tecido ósseo e o fornecimento de novos osteoblastos para o crescimento e regeneração óssea (Junqueira & Carneiro, 2008). O perióstio contém, na sua camada mais superficial, essencialmente fibras de colagénio e fibroblastos. As fibras de Sharpey correspondem a feixes de fibras de colagénio do perióstio que vão penetrar o

tecido ósseo suportando firmemente o perióstio ao osso (Ferreira & Ciardelli, 2012). Na sua porção mais profunda, o perióstio é mais celular e composto por células osteoprogenitoras, morfológicamente idênticas a fibroblastos, as quais têm um papel na regeneração de fraturas e crescimento ósseo, multiplicando-se por mitose e diferenciando-se em osteoblastos. O endóstio tem na sua constituição células osteoprogenitoras que vão revestir as cavidades de osso esponjoso, o canal medular, os canais de Havers e de Volkmann (Hankenson, 2015).

1.1.1 Tipos de osso

Sob o ponto de vista anatômico, os ossos podem classificar-se em ossos longos, curtos e achatados. Os ossos longos, que formam o esqueleto apendicular, são constituídos por um corpo ou diáfise revestido por uma camada espessa de osso compacto e uma cavidade medular composta por osso esponjoso. As suas extremidades, epífise proximal e distal, são formadas na sua parte externa por uma fina camada de cortical e osso esponjoso no interior (Hans-George Liebich, 2006). O osso cortical circunda o osso esponjoso, contudo, a quantidade relativa de cada tipo varia de acordo com a localização, nomeadamente, entre a diáfise, metáfises e epífises (Radash, 1999).

Os ossos curtos apresentam formas diferentes, cilíndricas, cuboides ou arredondados, e são constituídos no seu interior por tecido ósseo esponjoso no qual se localiza o tecido hemorreticular. São exemplos, os ossos da coluna vertebral e do tarso (Dyce *et al.*, 2010).

Os ossos achatados, que constituem a abóbada craniana, possuem duas camadas de osso compacto, tábua interna e externa, separados por osso esponjoso que nessa zona tem o nome de *diploe* (Dyce *et al.*, 2010).

O osso cortical é composto, principalmente, por matriz inorgânica mineralizada e, portanto, tem uma baixa porosidade. A porosidade do osso cortical é estimada entre 5% a 30%, enquanto que a porosidade do osso esponjoso pode variar de 30% a 90% (Radash, 1999). A porosidade é definida como o volume de osso ocupado por tecido não-mineralizado (Frankel & Nordin, 1980).

1.2 Anatomia da articulação coxofemoral

A articulação coxofemoral é uma articulação do tipo cotiloide (Enartrose), muito móvel nos carnívoros, permitindo movimentos de circundação (Ferreira, 2010). A estabilidade da articulação “*ball-and-socket*” está assegurada pelo ligamento redondo, que se encontra

entre a fôvea da cabeça do fêmur e a fossa acetabular, pelo ligamento transverso do acetábulo, pela musculatura e pela cápsula articular, inserindo-se no acetábulo e no colo do fêmur (Denny, 2000).

A cápsula desta articulação é robusta e apresenta um reforço fibroso dorsal particularmente desenvolvida em carnívoros, designado de zona orbicular. Encontra-se inserida na margem acetabular e no colo femoral. Os ligamentos iliofemoral e isquiofemoral completam, respetivamente, os reforços capsulares cranial e caudal (Ferreira, 2010). A relação entre o bordo do acetábulo e a cabeça do fêmur, no qual esta encaixada, é de maior importância na determinação da integridade da articulação (Dyce *et al.*, 2010).

1.2.1 Acetábulo

A cintura pélvica é composta pelo osso coxal que é composto pela junção dos ossos ílio (cranialmente), ísquio (caudalmente) e púbis (medialmente). A união do coxal esquerdo com o direito tem uma localização dorsal, formando com o sacro os limites ósseos da cavidade pélvica (Ferreira, 2010).

O acetábulo resulta do contributo da união entre o bordo cranial do ílio, o bordo caudal do ísquio e o púbis. Este é aberto na parte inferior no denominando de encaixe acetabular, aonde se aloja a cabeça do fêmur (Can *et al.*, 2015)

1.2.2 Fémur

O fémur é o osso mais pesado do esqueleto, tem corpo cilíndrico longo e duas extremidades. A extremidade proximal apresenta, na zona medial, uma cabeça hemisférica, a cabeça do fémur. O colo femoral é o responsável pela ligação entre a cabeça e a extremidade proximal (Evans & DeLahunta, 2010).

Apesar de toda a proteção muscular que o fémur dispõe, é um dos ossos com maior incidência de fraturas, acontecendo na maior parte das vezes ao nível da diáfise (Dyce *et al.*, 2010).

O epífise proximal do fémur articula com o coxal, formando um ângulo flexor cranial de aproximadamente 110° e articula distalmente com a tíbia, formando um ângulo flexor caudal de 110° (Rumph & Hathcock, 1990).

O grande trocânter corresponde ao maior processo encontrado na extremidade proximal do fémur localizado lateralmente à cabeça do fémur. Neste inserirem-se os músculos glúteo

médio e glúteo profundo. Na fossa trocantérica, cavidade profunda que se encontra mediantemente ao grande trocânter, inserirem-se alguns músculos pélvicos (Evans & DeLahunta, 2010).

O pequeno trocânter é uma proeminência distinta em forma de pirâmide que se projeta a partir da superfície caudomedial da epífise proximal perto da sua junção com o corpo do fêmur (Evans & Miller, 2013) e aonde se insere o músculo iliopsoas que é responsável pela flexão da articulação coxofemoral (Ferreira, 2010).

A cápsula articular tem como principal função manter a cabeça do fêmur encaixada no acetábulo, evitando uma sobre-extensão ou sobreflexão. A congruência da cabeça do fêmur no interior do acetábulo pode ser estimada a partir de uma radiografia da pélvis em projeção ventrodorsal e avaliando o ângulo de Norberg, isto é, o ângulo entre a linha que liga os centros das cabeças do fêmur e que une o centro de uma cabeça femoral com a parte cranial do bordo acetabular ipsilateral. Um ângulo menor que 105 ° indica subluxação e sugere displasia da anca (Oftadeh *et al.*, 2015).

1.3 Caracterização das propriedades mecânicas

Durante a atividade física, forças mecânicas são exercidas sobre os ossos através das forças de reação do solo e pela atividade contrátil dos músculos. Estas forças resultam em uma manutenção ou ganho de massa óssea, mas também na adaptação da estrutura óssea (Bacabac *et al.*, 2012). O osso evoluiu e adaptou-se a estas necessidades mecânicas, pela função que exerce na locomoção e suporte do peso corporal e de cargas estáticas e dinâmicas (Dunlop & Fratzl, 2010). A adaptação da arquitetura óssea trabecular de acordo com as necessidades mecânicas é evidente nas vértebras, nas quais as trabéculas são predominantemente orientadas na direção longitudinal, proporcionando assim a melhor resistência possível à fratura de compressão das vértebras (Bacabac *et al.*, 2012).

As propriedades mecânicas do osso podem ser descritas através da relação entre forças aplicadas, ou cargas, e a deformação óssea. A resistência do osso em resposta a essas forças é conhecida como tensão, que representa a força por unidade de área. A deformação resultante é referida como extensão e é definida como uma alteração relativa de tamanho ou da forma. As tensões normais provocam um alongamento ou encurtamento, enquanto que as de tensões de corte representam distorção. Por conseguinte, a curva de carga-

deformação ou a curva de tensão-extensão são frequentemente usadas para definir as propriedades biomecânicas do osso (Bilezikian *et al.*, 2002).

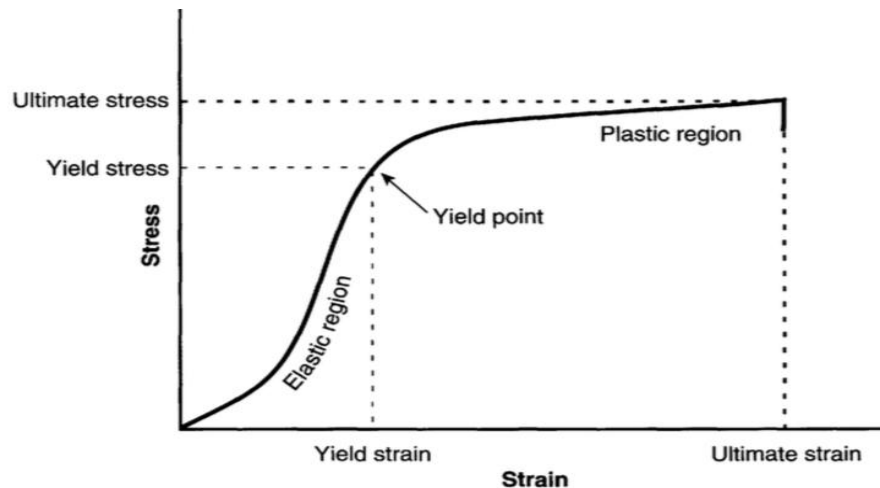


Figura 1 - Curva de tensão-deformação de uma amostra de osso testada em compressão. A inclinação da região elástica da curva é definida como o módulo de Young em tensão e compressão (Trostle & Market, 1996).

A porção linear inicial da curva, chamada região elástica, é uma medida da elasticidade de uma estrutura. Quando uma estrutura é carregada somente através da região elástica da curva, a estrutura retorna à sua forma original após remoção da carga (deformação não-permanente). Quando a estrutura não retorna mais à sua forma original após remoção da carga, o material entra em deformação plástica (Trostle & Market, 1996). A curva de carga-deformação, permite estudar três parâmetros utilizados para determinar a resistência de uma estrutura, são eles: (i) a carga que a estrutura pode sustentar antes de roturar, (ii) a deformação que pode sustentar antes de roturar e (iii) a energia que pode armazenar antes de roturar (Trostle & Market, 1996).

A energia armazenada antes da fratura (a área sob a curva até o ponto de falha final) é um conceito importante para entender o facto de, quanto maior é a energia que um osso absorve antes da fratura, maior é o dano ao tecido mole causado pela liberação desta energia durante a propagação da fratura. A rigidez da estrutura é definida como a inclinação da região elástica da curva, sendo que uma inclinação mais acentuada indica uma estrutura mais rígida (Trostle & Market, 1996).

A curva de carga-deformação é útil para determinar as propriedades mecânicas de estruturas inteiras, como um osso inteiro, e é importante para a compreensão da recuperação da fratura e da resposta do osso à tensão (Nordin *et al.*, 1990).

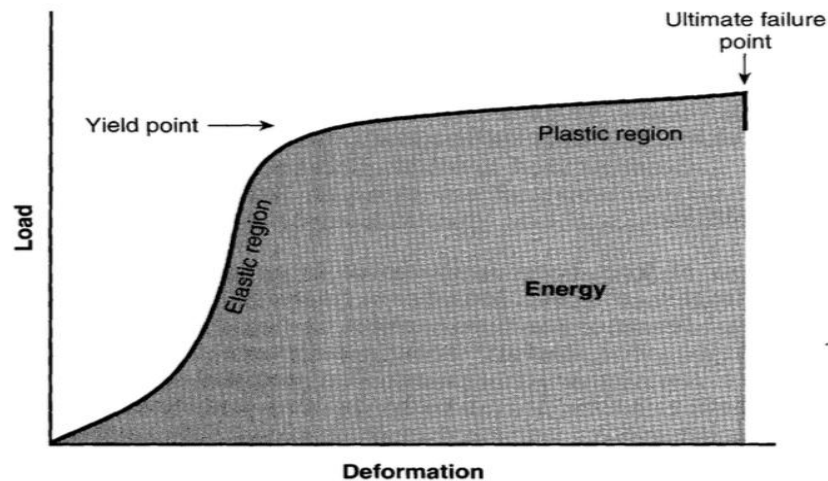


Figura 2 - Ilustração da curva de carga-deformação de uma estrutura viscoelástica, como osso (Trostle & Market, 1996).

A tensão corresponde à força por unidade de área que se desenvolve sobre uma superfície plana dentro de uma estrutura em resposta a uma carga aplicada externamente (Trostle & Market, 1996).

Nas atividades diárias normais, forças e momentos são aplicados ao osso em várias direções, produzindo tração, compressão, flexão, corte, torção e podendo ainda produzir cargas combinadas (Figura 3).

A resposta biomecânica do osso às forças a que está sujeito depende de muitos fatores, como por exemplo, as propriedades do tecido ósseo, a geometria do osso, o modo como a carga é aplicada (em tração ou em compressão), a velocidade de carga e a frequência de carga (Trostle & Market, 1996).

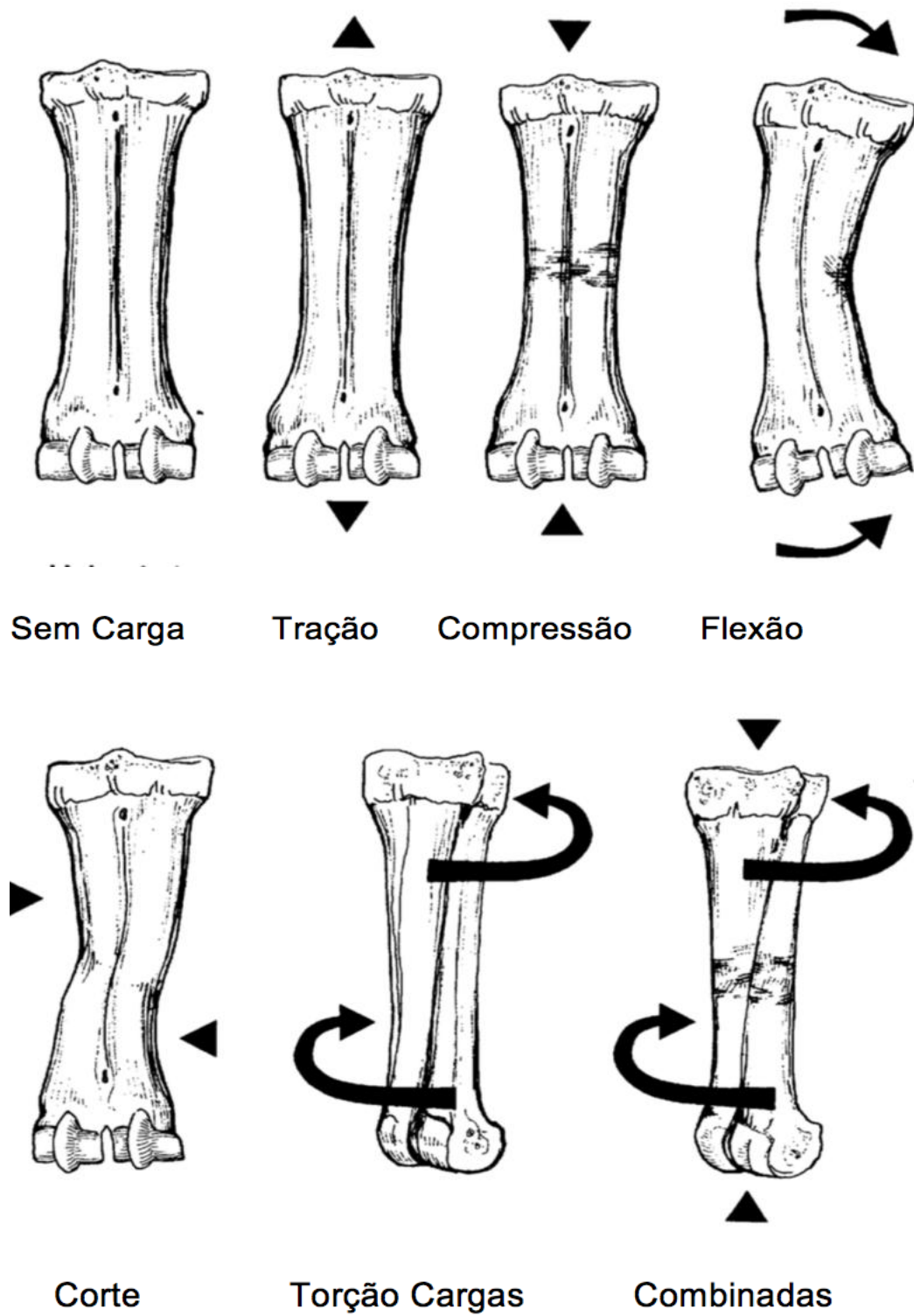


Figura 3 - Ilustração das varias forças que o osso pode ser submetido (adaptado de Trostle & Market, 1996).

1.4 Ensaio de compressão

O teste de compressão é frequentemente utilizado para a avaliação do osso esponjoso, pois é o modo de carga mais importante para este tecido (Athanasίου *et al.*, 2000). Na carga compressiva, cargas iguais e opostas são aplicadas na superfície da estrutura, levando ao encurtamento e ao alargamento da amostra (Fung, 1993).

As curvas de força-deslocamento registadas durante os testes de compressão demonstram, geralmente, um aumento gradual e sem deformação plástica. O dano ósseo da microestrutura com o colapso dos poros ocorre eventualmente. A fratura é usualmente definida como o ponto além do qual a tensão diminui abruptamente, isto é, o ponto em que os poros entram em colapso. Clinicamente, as fraturas puramente compressivas são a principal causa de fraturas do fêmur e de algumas fraturas do corpo vertebral (Beaupied *et al.*, 2007).

Testes de tração e compressão são amplamente utilizados para investigar a tensão por falha. Os testes de compressão são preferidos, porque replicam cargas que são sustentadas *in vivo*, por exemplo pelas vértebras. Além disso, eles podem ser realizados em pequenas amostras (Beaupied *et al.*, 2007).

1.5 Propriedades mecânicas do osso

As diferenças de porosidade ou densidade aparente entre o osso esponjoso e o osso cortical afetam dramaticamente o seu comportamento quando os dois tipos de osso são submetidos a cargas, tal como demonstra a Figura 4 (Radash, 1999).

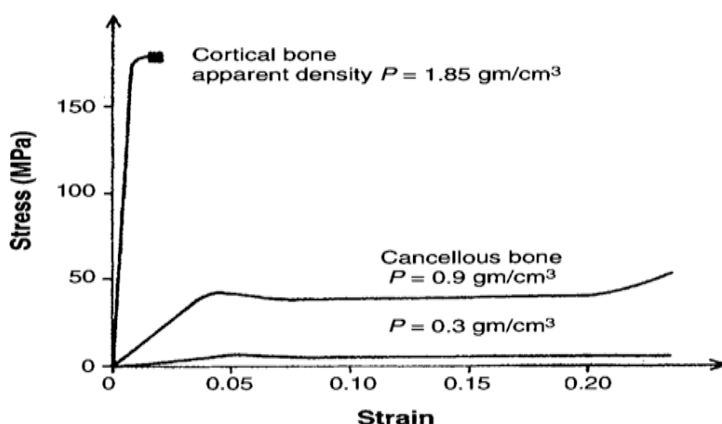


Figura 4 - Representação gráfica da influência que a densidade aparente demonstra no comportamento mecânico do osso quando submetido a forças de compressão, estudada em uma amostra de osso cortical e duas de osso esponjoso (Radash, 1999).

Em termos mecânicos, o osso esponjoso absorve uma maior quantidade de energia e transmite cargas (Cowin *et al.*, 1989), por outro lado, o osso cortical está confere rigidez à estrutura (Meade *et al.*, 1989).

O osso compacto tem uma densidade estrutural de aproximadamente $1,80 \text{ g/cm}^3$, enquanto que o osso esponjoso tem uma densidade de $0,20 \text{ g/cm}^3$ com uma porosidade superior a 75%. A matriz óssea é constituída por numerosas trabéculas cuja espessura varia de 100 a 300 μm e com um espaçamento de 300 a 1500 μm entre elas (Athanasίου *et al.*, 2000).

O osso trabecular tem um comportamento anisotrópico no que refere ao módulo de elasticidade como à resistência mecânica. A extensão da anisotropia é ligeira em comparação com materiais como os compósitos reforçados com fibras, mas a sua importância biomecânica em termos de resistência óssea total ou de desempenho ósseo-implante continua a ser quantificada (Keaveny *et al.*, 2001).

O efeito de condições patológicas do foro ósseo, tanto em cães como em humanos, tais como fraturas traumáticas ou decorrentes de osteoporose e doenças metabólicas, podem ser explicadas biomecanicamente. As propriedades mecânicas do osso esponjoso no cão ainda não se encontram bem caracterizadas na literatura. Em particular, no que concerne à cabeça de fêmur canino, há uma escassez de trabalhos de investigação nesta área, tal como se encontra ilustrado na Tabela 7.

Tabela 7 - Propriedades biomecânicas obtidas em ensaios mecânicos em cabeça de fêmur canino.

Animais estudados	Módulo de Young (módulo elasticidade)	Tensão de rotura	Outros resultados	Referência
8 cães com 30-63 Kg	Teste ultrassom 6,3 - 14,3 GPa Nas direções X, Y e Z, obteve-se respetivamente: $11,2 \pm 0,4 \text{ GPa}$, $10,5 \pm 2,1 \text{ GPa}$ e $10,5 \pm 1,8 \text{ GPa}$		P (densidade): $1,4 \pm 0,09 \text{ g/cm}^3$	(Pressel <i>et al.</i> , 2005)
6 cães Beagles	Teste de compressão: Axial: 361 - 583 MPa Transversal: 213 MPa		Coeficiente de Possion: Axial-transverso: 0,14-0,29 Transverso-axial: 0,07	(Wang <i>et al.</i> , 2009)

8 cães	Teste de compressão: $428 \pm 237 \text{ MPa}$	Teste de compressão: $29 \pm 4 \text{ MPa}$ Teste indentação: $85 \pm 15 \text{ MPa}$	Rigidez Teste de compressão: $1139 \pm 678 \text{ N/mm}$ Teste de indentação: $4910 \pm 1257 \text{ N/mm}$ Carga final: Teste de compressão: $360 \pm 43 \text{ N}$ Teste de indentação: $1205 \pm 205 \text{ N}$	(Ji & Tan, 1998)
--------	--	---	--	------------------

O objetivo principal deste estudo foi o de compreender melhor as propriedades biomecânicas de compressão da cabeça do fêmur do cão, de modo a aprofundar o conhecimento da sua função na articulação coxofemoral e da resistência à tensão mecânica de que é alvo. Adicionalmente, pretendeu-se avaliar o efeito do sexo, da idade e da presença de osteoartrite nas propriedades em estudo.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado com recurso a amostras de cabeça de fémur canino obtidas no Hospital Veterinário Referência Montenegro (HRVM, Porto, Portugal) e pelo Dr. Rui Onça no período compreendido entre 8 de agosto e 12 de fevereiro. Este teve a autorização da Comissão de Ética e Bem-Estar Animal (CEBEA) da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Lusófona.

2.1. Critérios de seleção

Neste estudo, foram incluídos todos os animais que se apresentaram a consulta com patologia da articulação coxofemoral. Os animais foram submetidos a um exame físico e exame ortopédico que incluiu realização de radiografias pélvicas. Foram incluídos animais de qualquer idade, raça, sexo ou peso vivo.

Os animais foram selecionados após confirmação de patologia da articulação coxofemoral, nomeadamente subluxação ou luxação da cabeça do fémur, traumatismo da articulação ou osteoartrite da mesma, e após decisão terapêutica de realização da ressecção da cabeça femoral.

Os animais com alterações no painel hematológico pré-anestésico ou na história, compatíveis ou diagnósticas de outras comorbilidades foram excluídos do estudo.

2.2. Exames ortopédico

Os animais estudados foram alvo de uma anamnese detalhada e um exame físico geral completo de modo a estabelecer os diagnósticos diferenciais do problema que levou animal à consulta.

O exame ortopédico iniciou-se pela observação da marcha do animal aquando da entrada no consultório e durante a anamnese, de modo a tentar identificar claudicações ou mesmo, quando o animal estava parado ou sentado, de avaliar desvios de carga para o membro não afetado.

Este exame incluiu a palpação de todos os ossos dos membros com vista à pesquisa de fontes de dor e crepitações e a palpação dos músculos de cada membro em simultâneo com o membro ipsilateral de modo a identificar eventuais atrofia musculares.

A avaliação ortopédica dos animais inclui o exame radiográfico à região pélvica com recurso a duas projeções ortogonais, ventrodorsal (VD) e laterolateral (LL). Na projeção VD, em decúbito dorsal, os membros pélvicos foram estendidos caudalmente, rodados medialmente e paralelos entre si, permitindo obter imagens como a da Figura 5.

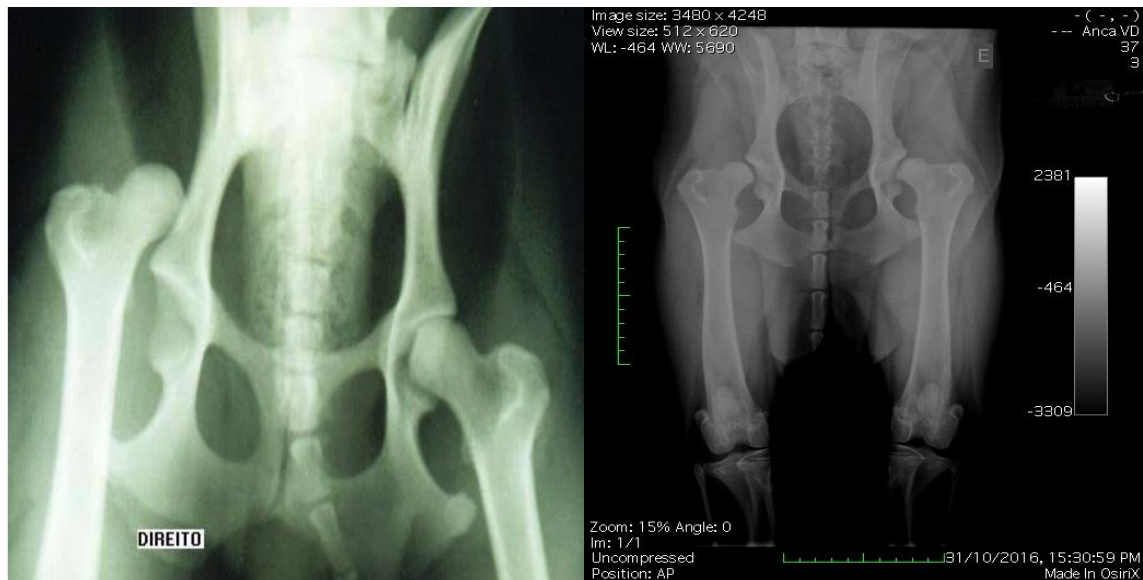


Figura 5 - Radiografia de uma luxação coxofemoral do lado direito em cão(A), em projeção ventrodorsal (imagem gentilmente cedida pelo Dr. Luis Montenegro). Radiografia com displasia de anca grave (B) (em que só está indicado prótese ou artroplastia excisiva da cabeça e colo do fêmur) (Imagem gentilmente cedida pelo Dr. Rui Onça).

Após a realização do exame radiográfico e diagnóstico da doença na articulação coxofemoral, procedeu-se à realização de análises pré-anestésicas, com vista à avaliação mais detalhada do estado do animal antes de ser alvo de ressecção da cabeça do fêmur e colo do fêmur com vista a eliminar a fonte de dor e promover a formação de fibrose, obtendo-se assim uma pseudo-articulação.

2.3. Recolha das amostras

O campo cirúrgico foi preparado de forma asséptica para um procedimento ortopédico, a fim de realizar um acesso cirúrgico craniolateral à articulação coxofemoral.

Acesso cirúrgico à anca foi realizado cranioventralmente, tendo como referência o trocânter maior do fémur, realizando posteriormente a incisão da fáscia lata e da inserção do músculo tensor da fáscia lata com musculo glúteo médio. Os músculos glúteo superficial e bíceps femoral e o nervo ciático foram afastados caudalmente. Foi realizada a incisão dos músculos gêmeos, da cápsula articular dorsal e do ligamento redondo, no caso de estarem íntegros.

Após uma rotação do membro no sentido caudal, foi exposta a cabeça femoral, efetuando-se a artroplastia por ressecção da cabeça e colo femoral. Nos casos em que permaneceram bordas ósseas traumáticas, essas foram retiradas com recurso a curetas ósseas (Piermattei *et al.*, 2006).

2.4. Preparação das amostras

Após a recolha das cabeças de fémur, estas foram colocadas em papel de prata e armazenadas numa arca congeladora a -20°C até à sua análise (Ji & Tan, 1998).

Na preparação das amostras, procedeu-se ao corte das cabeças de fémur com um disco de diamante acoplado numa peça de mão reta (iM3, Irlanda do Norte) obtendo cubos cujas faces foram assinaladas de acordo com a orientação anatómica da peça.

De seguida, no Instituto Superior Técnico (IST, Lisboa), procedeu-se ao polimento de todas as faces do cubo utilizando o equipamento Exakt-Grinding Micro System (Exact Technologies, Alemanha) e papel de lixa n.º 600 e 800 de forma obter faces planas e arestas com 1 cm (cubos de 10 mm x 10 mm x 10 mm).

Na Figura 6, pode observar-se a representação esquemática dos cubos que foram cortados na cabeça do fémur e da trajectória das forças de compressão e tração.

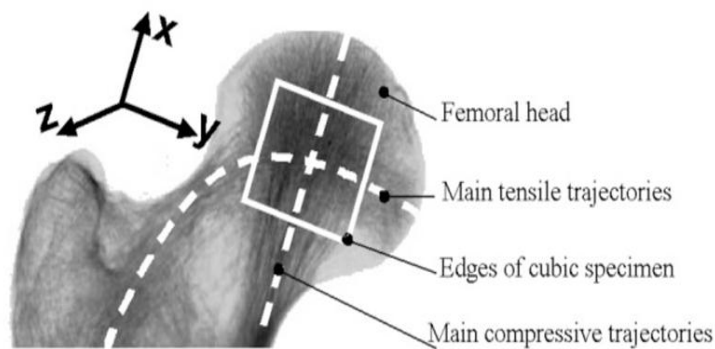


Figura 6 - Representação esquemática da cabeça e colo do fêmur e da trajetória das forças de compressão e tração (Pressel et al., 2005).

2.5. Ensaio mecânicos de compressão

O ensaio de compressão foi realizado no Departamento de Engenharia Mecânica do IST com uma máquina universal de ensaios mecânicos Instron modelo 5566 utilizando o *software* Bluehill 2 (Figura 7) que permite o controlo do ensaio.

Neste equipamento foram montadas dois pratos planos de aço entre as quais as amostras cúbicas de cabeça de fêmur foram colocadas e submetidas a uma força uniaxial de compressão a uma velocidade constante de 0,2 mm/min com uma célula de carga 10 KN levando a uma redução no tamanho da amostra (Figura 8).

Durante o teste, o computador recolheu os dados e organizou-os em folhas de cálculo permitindo se obter parâmetros como o módulo de elasticidade e a tensão de cedência através da análise de um gráfico de curva tensão-extensão.



Figura 7 - Máquina de compressão Instron modelo 5566 (Departamento de Engenharia Mecânica do IST) utilizada neste estudo.

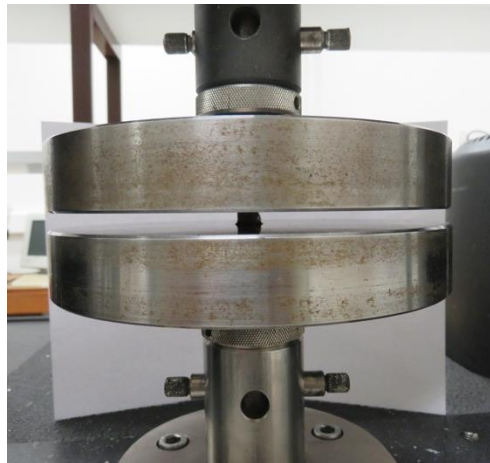


Figura 8 - Imagem representativa de uma amostra cúbica de cabeça de fémur colocada entre duas placas e submetida a uma força uniaxial.

3. RESULTADOS

3.1. Amostras estudadas

As amostras recolhidas e incluídas no estudo compreenderam sete cabeças de fémur obtidas durante cirurgias de ressecção da cabeça do fémur de sete cães diferentes que foram admitidos com problemas na região coxofemoral e submetidos a radiografia em, pelo menos, duas projeções ortogonais.

Os sete cães tinham idades compreendidas entres os 9 meses e os 6 anos, de raças diferentes (Golden Retriever, Yorkshire Terrier, Pastor Alemão, Labrador Retriever, Cocker Spaniel e sem raça definida) e com pesos vivos entre 3,4 Kg e 30,4 Kg (Tabela 8).

Tabela 8 - Informação acerca dos animais dos quais foram obtidas as amostras estudadas, em relação à raça, idade, sexo, peso vivo e diagnóstico.

Amostra	Raça	Idade	Sexo	Diagnóstico	Peso vivo (Kg)
A1	Pastor Alemão	9 meses	Feminino	Displasia da anca bilateral	25
A2	Labrador Retriever	1 ano e 5 meses	Masculino	Displasia da anca bilateral	28,4
A3	Não definida	6 anos e 5 meses	Feminino	Luxação coxofemoral direita	30,4
A4	Golden Retriever	2 anos e 3 meses	Masculino	Fratura colo do fémur direito	26
A5	Cocker spaniel	1 ano	Masculino	Displasia bilateral, com fratura do colo femoral direito	18
A6	Não definida	2 anos	Feminino	Luxação sacro ilíaca bilateral, fratura da bacia e acetabulo esquerdo	8,5
A7	Yorkshire Terrier	2 anos e 3 meses	Masculino	Displasia coxofemoral esquerda com luxação de patela bilateral	3,4

3.2. Propriedades mecânicas de compressão

Após o corte e polimentos das amostras, obtiveram-se cubos com aresta de cerca de 1 cm (Figura 8A). Após a realização dos ensaios de compressão, as amostras adquiriram um aspeto esmagado (Figura 8B) e a sua maior parte fraturou no final do ensaio.

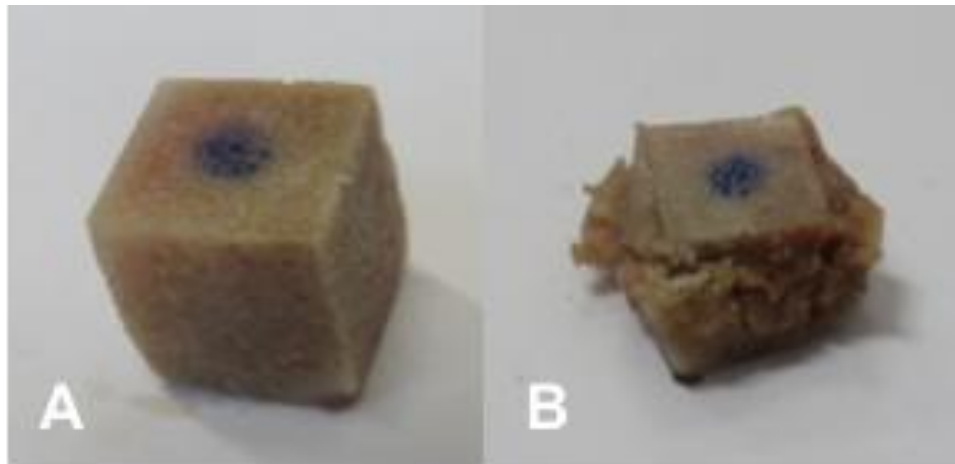


Figura 9 - Fotografia representativa de uma amostra de cabeça de fémur canino depois do corte e polimento (A) e depois da realização do teste mecânico de compressão (B).

A Figura 9 apresentar um exemplo representativo da curva de tensão-extensão obtida na análise da amostra A4. Nesta curva, observa-se que, no início do ensaio, a tensão mantém-se com valores muito baixos devido ao facto de as superfícies ósseas não estarem completamente planas e em contacto com os pratos. No intervalo [0-0,04] do eixo de extensão não existe nenhuma força de tensão aplicada e, a partir do ponto 0,04, a tensão começa a aumentar o que indica que as placas já se ajustaram à peça iniciando-se o domínio elástico.

A Tabela 9 resume os resultados obtidos nos ensaios de compressão das sete amostras estudadas. O módulo de Young calculado foi de 89,79 a 589,40 MPa ($282,55 \pm 197,09$ MPa) e a tensão de cedência foi de 6,06 a 27,07 MPa ($13,94 \pm 6,94$ MPa).

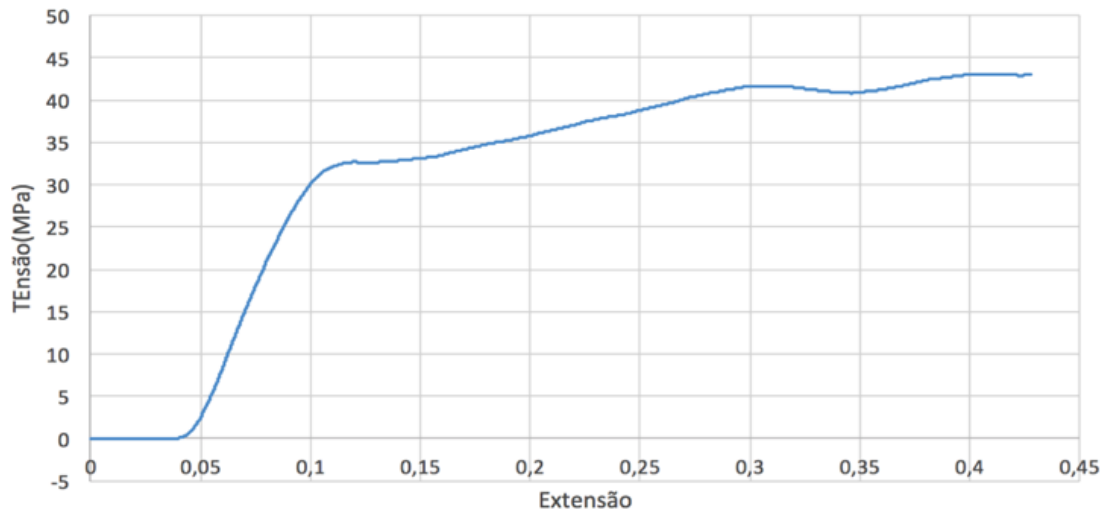


Figura 10 - Gráfico representativo da curva de tensão vs. extensão (amostra 4).

Tabela 9 - Resultados obtidos após o ensaio de compressão (módulo de Young e tensão de cedência) das sete amostras em estudo.

Amostra	Módulo de Young (MPa)	Tensão de cedência (MPa)
A1	204,00	7,22
A2	506,00	14,00
A3	192,33	6,06
A4	589,40	27,07
A5	306,00	15,80
A6	90,32	15,43
A7	89,79	12,00
Média	282,55	13,94
Desvio padrão	197,09	6,94

4. DISCUSSÃO

Este estudo visou caracterizar as propriedades biomecânicas da cabeça do fémur canino, tendo-se avaliado o módulo de elasticidade e a tensão de cedência através dos gráficos tensão-extensão obtido em cada amostra.

Muitas das condições patológicas do osso, como a OA, a osteoporose, fraturas ósseas, necrose da cabeça do fémur, podem ser explicadas biomecanicamente ou mesmo resolvidas com maior sucesso quando há um melhor conhecimento dos princípios da biomecânica. Estes são importantes para o planeamento de resolução de fraturas, no desenho de novas próteses, nomeadamente de cabeças de fémur (Wang *et al.*, 2009).

Este estudo pretendeu contribuir para a compreensão das propriedades biomecânicas de compressão na cabeça do fémur do cão e da resistência ao stress mecânico de que é alvo. A escassez de bibliografia sobre este tema e, em particular, na espécie canina, não permite estabelecer comparações detalhadas com outros estudos na mesma espécie. Alguns estudos sobre este tema avaliaram o módulo de elasticidade no osso trabecular da cabeça do fémur canino, excluindo o cálculo da tensão de cedência. Assim, os valores conhecidos de módulo de elasticidade são de entre 361 e 583 MPa (Wang *et al.*, 2009), de 428 e 237 MPa (Ji & Tan, 1998) e de entre 6,3 e 14.3 GPa (Pressel *et al.*, 2005). Os resultados dos dois primeiros estudos encontram-se mais próximos dos obtidos neste trabalho. O último revelou valores muito elevados de módulo de elasticidade em relação aos outros estudos, porque não só foi feito com recurso a técnica de ultrassom como também a amostra de osso continha ainda o tecido mole adjacente.

Nas curva de tensão-extensão, a tensão em níveis baixos foi relacionado com o facto das superfícies ósseas não estarem completamente planas e em contacto com os pratos, iniciando-se o domínio elástico após o ajuste das peças, como se pode observar na figura 10.

Algumas amostras não fraturaram, devido a microestrutura da cabeça do fémur que é constituído por trabéculas, levando com que as mesmas colapsem umas sobre as outras e não levando à fratura a amostra.

Wang e colaboradores (2009) referem que a deformação do lado esquerdo das amostras de cabeça de fémur ocorre com maior facilidade do que do lado esquerdo devido, possivelmente, há uma menor percentagem de osso trabecular e maior porosidade do lado

esquerdo do que do lado direito, todavia no presente estudo esta característica não foi possível avaliar. Se as amostras de osso fossem homogêneas em termos de composição, densidade e porosidade, a deformação deveria ser paralela (Wang *et al.*, 2009), Vários estudos já demonstraram que a cabeça do fémur é um material anisotrópico, pelo facto da sua arquitetura interna ser heterogênea, levando com que as propriedades mecânicas se alterem quando é alterada a direção da carga aplicada (Jorgense & Kundu, 2002; Kabel, Van Rietbergen, Dalstra, Odgaard, & Huiskes, 1999; Pressel *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2009)

Kuhn e colaboradores (1989) descreveram que o módulo de elasticidade encontrado no osso trabecular dos humanos é bastante mais elevado que o encontrado no osso trabecular canino, tendo sido reportados valores de $11,4 \pm 5,6$ GPa (Zysset *et al.*, 1999), de $3,5 \pm 8,6$ GPa (Ulrica & Rügsegger, 1997) e de $1,7 \pm 14,9$ GPa (Rho, 1998).

O módulo de elasticidade obtido neste trabalho apresentou com valores muito diferentes em comparação com outros ossos. Na epífise distal do fémur e nas vértebras, que também são compostos por osso trabecular, são reportados módulos de elasticidade de $19,9 \pm 2,5$ GPa e de $92,44 \pm 19,28$ MPa, respetivamente (Hill *et al.*, 2011). Pressel e sua equipa (2005) referem que a variabilidade dos módulos de elasticidade pode ser causada pela diferença estrutural das trabéculas nas diferentes regiões anatómicas e pelo volume da fração de osso.

Tendo em consideração a variação do peso vivo dos animais utilizados neste estudo, as amostras A1 a A5, apresentaram uma menor variação [18 a 30,4 Kg] em relação as amostras A6 e A7 que correspondiam a animais de pequeno porte (3,4 Kg e 8,5 Kg, respetivamente). As amostras A2, A4 e A5 apresentaram maior tensão de cedência e módulo de elasticidade, provando que essas três amostras foram as amostras que apresentaram maior resistência no ensaio de compressão. A amostra A5 obteve o maior módulo de elasticidade e a maior tensão de cedência, sendo assim aquela que mais energia absorveu no ensaio de compressão antes de entrar em deformação plástica (Khlystov & Zheng, 2013).

Na amostra A3 pode-se observar que o módulo de elasticidade e a tensão de cedência encontram-se relativamente baixo em comparação com as amostras A4 e A5 de animais com pesos vivos semelhantes. Este facto pode justificar-se pelo facto do animal A3 ter 6 anos e 5 meses de idade, ou seja, se mais velho e assim ter um osso trabecular com menor conectividade entre trabéculas e maior porosidade (Goldstein *et al.*, 1993). Os animais com neoplasias ósseas ou outras comorbilidades como doenças metabólicas e endócrinas não

foram incluídos no estudo, logo este fator não interferiu nos parâmetros mecânicos avaliados.

Radash (2008) descreveu que qualquer processo de doença que altere as propriedades ou geometria de um osso pode resultar num desvio do comportamento mecânico normal do osso. Alterações provocadas por hiperparatireoidismo secundário nutricional e renal, estados de azotemia prolongada, hiperadrenocorticism, osteogênese imperfeita, osteomielite bacteriana ou fúngica e neoplasias ósseas podem conduzir a uma inibição da reticulação normal de colagénio, alteração na microestrutura de colagénio normal e uma redução no conteúdo mineral do osso, tendo assim um impacto negativo no comportamento do osso na curva tensão-extensão e na resistência mecânica deste tecido (Radash, 1999).

Apesar das limitações existentes, relacionadas com a pequena amostragem utilizada e com a variabilidade da raça e de peso vivo dos cães analisados, este estudo piloto contribuiu para o conhecimento das propriedades biomecânicas da cabeça de fêmur do cão.

5. CONCLUSÃO

Este estudo pretendeu ser um contributo para a caracterização das propriedades biomecânicas da cabeça do fêmur do cão, visto que há poucos trabalhos de realizados com este objetivo.

Os ensaios de compressão realizados nas cabeça do fêmur canino tiveram como resultados um módulo de elasticidade de $282,55 \pm 197,09$ MPa e a tensão de cedência foi de $13,94 \pm 6,94$ MPa.

Nestes ensaios foi possível verificar, através da análise das curvas de tensão-extensão, que algumas das estruturas não chegaram a fraturar com a célula de carga máxima aplicada devido a sua estrutura trabecular, dado que as trabéculas colapsam entre si aquando da força axial aplicada, não chegando a fraturar.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alford, A. I., Kozloff, K. M., & Hankenson, K. D. (2015). Extracellular matrix networks in bone remodeling. *International Journal of Biochemistry and Cell Biology*, 65,20-31.
- Ateshian, G. A., & Friedman, M. H. (2009). Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications of fundamental mechanics. *Journal of Biomechanics*, 42(10),1444-1451.
- Athanasiou, K. A., Zhu, C., Lanctot, D. R., Agrawal, C. M., & Wang, X. (2000). Fundamentals of biomechanics in tissue engineering of bone. *Tissue Engineering*, 6(4),361-381.
- Bacabac, R. G., Bakker, A. D., Group, M. B. & City, C. (2012). Mechanical loading and how it affects bone cells : the role of the osteocyte cytoskeleton in maintaining our skeleton, *Journal of Biomechanical Engineering*, 24,278-291.
- Beaupied, H., Lespessailles, E., & Benhamou, C.-L. (2007). Evaluation of macrostructural bone biomechanics. *Joint Bone Spine*, 74(3),233-239.
- Burger, E. H., & Klein-Nulend, J. (1999). Responses of Bone Cells to Biomechanical Forces in vitro. *Advances in Dental Research*, 13(1), 93-98.
- Can, C. T., Classification, A., Spektor, M., Dym, R. J., & Derek, F. (2015). Acetabular Fractures : What Radiologists Should Know and How, (1), 555-577.
- Cowin, S. C., Moss-Salentijn, L., & Moss, M. L. (1991). Candidates for the mechanosensory system in bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(2), 191-7.
- Doblaré, M., Garcia, J. M., & Gomez, M. J. (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: A review. *Engineering Fracture Mechanics*, 71(13-14), 1809-1840.
- Dunlop, J. W. C., & Fratzl, P. (2010). Biological Composites. *Annual Review of Materials*, 40,1-24
- Dyce, K.M., Sack, W.O., Wensing, C.J.G., Veiga, E.R. & Urgel, J.C. (1999). Extremidade pelviana de los carnívoros. In: Editores M.-H. I. (Eds), Dyce, KM, Sack, WO & Wensing, CJG, Anatomia Veterinária (2a Ed., pp. 509-513). Cidade do México: McGraw-Hill

Interamericana Editores.

- Evans, Howard E., & DeLahunta, A. (2010). Joints of the pelvic limb. In: Alexander & Howard, *Guide to the dissection of the dog* (7^a Ed., p. 492) Saunders company, Philadelphia.
- Evans, H.E. & Lahunta, A.d. (2013). The skeleton. In: Elsevier (Eds), *Millers's Anatomy of the Dog* (4th Ed., pp. 140-150). Saunders company, Philadelphia.
- Ferreira, D.A. & Lacilla, J.M.V. (2010). Articulações do membro pélvico. In: Sector Editorial dos SDB, *Anatomia Veterinária IV: Osteologia, artrologia e miologia do membro pélvico*, pp. 13-15. Vila Real: Serviços Gráficos da UTAD.
- Ferreira, A. M., Gentile, P., Chiono, V., & Ciardelli, G. (2012). Collagen for bone tissue regeneration. *Acta Biomaterialia*, 8(9), 3191-3200.
- Frankel, V. H. & Nordin, M. (1980). In: Lea & Febiger, *Basic biomechanics of the skeletal system*. 24(11) p. 303. Philadelphia
- Fung, Y.-C. (1993). The application of biomechanics to the understanding of injury and healing, *Biomechanics*. New York, NY: Springer New York, 1-11.
- Goldstein, S. A., Goulet, R., & Mccubbrey, D. (1993). Measurement and significance of three-dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone. *Calcified Tissue International*, 53(Suppl 1), S127-S132.
- Hill, C., Wingerter, S., Parsell, D., & McGuire, R. (2011). Vertebral compression model and comparison of augmentation agents. *Evid Based Spine Care J*, 2(1), 23-27. 2(1), 23-27.
- Ji, B., & Tan, S. (1998). Mechanical properties and bone densities of canine trabecular bone, *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 9, 263-267.
- Jørgensen, C. S., & Kundu, T. (2002). Measurement of material elastic constants of trabecular bone: A micromechanical analytic study using a 1 GHz acoustic microscope. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 151-158.

- Junqueira, L. C. U., & Carneiro, J. (2008). Tecido ósseo. In: L. C. U. Junqueira & , J. Carneiro (Eds.), *Histologia Básica - Texto Atlas* (pp. 131-149). Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan.
- Kabel, J., Van Rietbergen, B., Dalstra, M., Odgaard, A., & Huiskes, R. (1999). The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 32(7), 673-680.
- Keaveny, T. M., Morgan, E. F., Niebur, G. L., & Yeh, O. C. (2001). Biomechanics of trabecular bone. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3,307-333.
- Khlystov, N., & Zheng, J. (2013). Uniaxial Tension and Compression Testing of Materials, *Lab Report*.
- Klein-Nulend, J., Bacabac, R. G., & Mullender, M. G. (2005). Mechanobiology of bone tissue. *Pathologie Biologie*, 53(10),576-580.
- Lanyon, L. E. (1993). Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling. *Calcified Tissue International*, 53(S1), S102-S107.
- Miles, A. W. (2011). Basic biomechanics and biomaterials. *Surgery*, 30(2),86-91.
- Radash, R. (200). Biomechanics of bone and fractures. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 29(5),1045-1082
- Nordin, M, and Frankel, V. L. & F. (1990). Book Reviews. *Conservation Biology*, 4(3), 205-211.
- Oftadeh, R., Perez-Viloria, M., Villa-Camacho, J. C., Vaziri, A., & Nazarian, A. (2015). Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(1), 1-15.
- Parfitt, M. (2001). The bone remodeling compartment: a circulatory function for bone lining cells. *Journal of Bone and Mineral Research*, 16(9),1583-1585.
- Piermattei, D. L., Flo, G. L., & DeCamp, C. E. (2006). The hip joint.In: D. L. Piermattei, G. L.

Flo & C. DeCamp (Eds.), *Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair* (4ª Ed., p 461). Estados Unidos da America; Saunders/Elsevier

Pressel, T., Bouguecha, A., Vogt, U., Meyer-Lindenberg, A., Behrens, B.-A., Nolte, I., & Windhagen, H. (2005). Mechanical properties of femoral trabecular bone in dogs. *Biomedical Engineering Online*, 4,17.

Rho, J. Y. (1998). Ultrasonic characterisation in determining elastic modulus of trabecular bone material. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 36(1),57-59.

Trostle, S. S., & Market, M. D. (1996). Fracture Biology, Biomechanics, and Internal Fixation. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice*, 12(1), 19-46.

Ulrich, D., Hildebrand, T., Van Rietbergen, B., Müller, R., & Rüegsegger, P. (1997). The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and mechanical testing. *Studies in Health Technology and Informatics*, 40, 97-112.

Wang, Q., Xie, H., Tang, P., Yao, Q., Huang, P., Chen, P., & Huang, F. (2009). Medical Engineering & Physics A study on the mechanical properties of beagle femoral head using the digital speckle correlation method. *Medical Engineering and Physics*, 31(10),12281234.

Zysset, P. K., Edward Guo, X., Edward Hoffler, C., Moore, K. E., Goldstein, S. A., Nolte, I., ... Weinans, H. (1999). Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, 32(10),1005-1012.

