



UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

CARACTERIZAÇÃO DA APLICAÇÃO DE PLACAS BLOQUEADAS FIXIN® NO  
MANEIO DE FRACTURAS APENDICULARES EM CANÍDEOS

JOÃO PEDRO SILVA DOS REIS

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

ORIENTADOR

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutora Sandra de Oliveira Tavares de Sousa

Jesus

2014

LISBOA





UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

CARACTERIZAÇÃO DA APLICAÇÃO DE PLACAS BLOQUEADAS FIXIN<sup>®</sup> NO  
MANEIO DE FRACTURAS APENDICULARES EM CANÍDEOS

JOÃO PEDRO SILVA DOS REIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINÁRIA

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

ORIENTADOR

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutora Sandra de Oliveira Tavares de Sousa

Jesus

2014

LISBOA



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Doutor António Ferreira, meu orientador de estágio, por ter aceite orientar o meu estágio e esta dissertação, pela sugestão do tema, pela disponibilidade e pela oportunidade de aprendizagem, quer durante o estágio, quer durante o curso.

A todos os professores que contribuíram para a minha formação na instituição, pelo seu apoio e transmissão de conhecimentos.

À equipa que forma o Hospital Escolar Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa, por me ter acolhido e permitido a realização do estágio curricular. À equipa de médicos pela oportunidade de trabalho em equipa, pela oportunidade de aprendizagem e contacto com a profissão. À equipa de enfermeiros e auxiliares, pela oportunidade de trabalho em equipa, pela transmissão de conhecimentos e pela boa vontade, paciência e companheirismo durante o período de estágio.

Aos meus pais pela dedicação e amizade, por terem permitido e acompanhado a realização deste sonho.

À Joana, por me ter acompanhado neste percurso, por todo o amor, dedicação e paciência.

A todos os meus amigos e colegas de curso, que me acompanharam e ajudaram ao longo desta caminhada, pela sua amizade, companheirismo e por todos os bons momentos nestes últimos anos. Aos meus colegas estagiários, por me terem acompanhado durante o meu período de estágio, pelo trabalho em equipa, pela amizade e pelos bons momentos.

A todos os meus amigos, dos quais nem é necessário referir os nomes, pela sua presença, apoio e amizade ao longo dos anos.



# Caracterização da aplicação de placas bloqueadas Fixin<sup>®</sup> no manejo de fracturas apendiculares em canídeos

## RESUMO

Um dos objectivos do desenvolvimento de implantes ósseos é a resolução de fracturas, tornando, novamente, o membro funcional. Para tal, os implantes necessitam de auxiliar os tecidos a recuperar a sua integridade biológica e mecânica. As placas bloqueadas têm vindo a ser introduzidas no material ortopédico do cirurgião veterinário para técnicas de osteossíntese. Se por um lado as placas convencionais têm como objectivo obter o máximo de estabilidade através de uma placa rígida e de compressão dos fragmentos, por outro, as placas bloqueadas permitem manter uma certa elasticidade. Este parâmetro, em combinação com o principal objectivo das placas bloqueadas, que é a preservação da vascularização e dos tecidos moles que envolvem a fractura, promovem a formação de calo ósseo e por consequência, uma cicatrização óssea indirecta. O sistema Fixin<sup>®</sup> diferencia-se pela utilização de uma bucha nos orifícios, que realiza uma ligação cónica aos parafusos. A própria bucha permite a utilização de placas mais finas e facilita a alteração e remoção do implante do osso.

Este estudo retrospectivo, teve como objectivo a caracterização da aplicação de placas bloqueadas, pertencentes ao sistema Fixin<sup>®</sup>, numa população de vinte e sete indivíduos, vinte e seis pertencentes à espécie *Canis familiaris* e um à espécie *Felis catus*, no Hospital Escolar Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa. Para cada paciente, foi caracterizada a fractura e o implante utilizado, registando-se, no período pós-cirúrgico, o resultado clínico, o resultado radiográfico e, em caso de ocorrência, complicações. No final, todos os pacientes apresentaram-se a apoiar o membro, nenhum com sinais de dor e apenas um apresentou sinais de claudicação. A totalidade dos casos que se apresentaram a exame radiográfico (n=13), demonstraram união óssea. Complicações maiores foram observadas em sete fracturas (26%). Após a realização de um inquérito aos proprietários, 87% demonstraram-se muito satisfeitos com o resultado cirúrgico. Apesar de, neste estudo, ter ocorrido um valor moderado de complicações, as placas Fixin<sup>®</sup> demonstraram ser um sistema de osteossíntese aceitável, apresentando-se como uma escolha com potencial para a resolução de fracturas apendiculares.

**Palavras-chave:** placa bloqueada, Fixin<sup>®</sup>, osteossíntese, fractura, cicatrização óssea, cão.



# Characterization of Fixin<sup>®</sup> locking plates application in the management of appendicular fractures in dogs

## ABSTRACT

One purpose of the development of bone implants is fractures resolution, making the limb functional again. With that in mind, implants need to assist the recover of the tissues biological and mechanical integrity. In recent years, locking plates have been introduced in the veterinary surgeon orthopedic material for osteosynthesis techniques. If on one hand, conventional plates are designed to get maximum stability through a stiff plate and compression of the fragments, on the other, locking plates allow to keep a certain elasticity. Elasticity, combined with the main purpose of the locking plates, which is the preservation of the vasculature and soft tissues surrounding the fracture, promote callus formation and, therefore, an indirect bone healing. The Fixin<sup>®</sup> system is distinguished by the use of bushing-inserts in the holes, which are conically shaped to engage and secure the head of the screw. Bushing-inserts allow the use of thinner plates and facilitate modifications and implants removals.

This retrospective study aimed to evaluate the use of locking plates, belonging to the Fixin<sup>®</sup> system, in a population of twenty seven individuals, twenty six belonging to *Canis familiaris* and one *Felis catus*, from de Hospital Escolar Veterinário from Faculdade de Medicina Veterinária of Universidade de Lisboa. For each patient, data pertaining to the fracture and the implants used, were recorded. Postoperatively, the clinical and radiographic outcomes and complications were analyzed. In the end, limb support was demonstrated by all patients, with no signs of pain and a single case of lameness was recorded. All the patients who were submitted to radiographic evaluations (n=13), showed bone union. Major complications were seen in seven fractures (26%). Eighty seven percent of the owners were very pleased with the surgical outcome. Despite of a modest complications rate, the Fixin<sup>®</sup> locking plates have demonstrated to be an acceptable osteosynthesis system and thus a potential choice of implant for stabilization of appendicular fractures.

**Keywords:** locking plate, Fixin<sup>®</sup>, osteosynthesis, fracture, bone healing, dog.



# ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO .....	1
II. RELATÓRIO DE ESTÁGIO CURRICULAR.....	2
III. NOTA HISTÓRICA.....	9
IV. UTILIZAÇÃO DE PLACAS BLOQUEADAS NA RESOLUÇÃO DE FRACTURAS EM CANÍDEOS E FELÍDEOS - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	14
1. Anatomia e fisiologia do osso .....	14
2. Fracturas .....	22
2.1 Classificação de fracturas .....	22
2.2 Biomecânica das fracturas .....	25
2.3 Cicatrização óssea.....	27
2.3.1 Factores que afectam a cicatrização óssea.....	32
2.4 Avaliação radiográfica da cicatrização de fracturas .....	34
2.5 Complicações.....	38
2.5.1 Atraso na união.....	38
2.5.2 Não união.....	39
2.5.3 Má união .....	41
2.5.4 Osteomielite.....	42
2.5.5 Falha no implante .....	43
3. Redução de fracturas .....	44
3.1 Fixação interna .....	46
3.2 Placas.....	48
3.2.1 Placas de compressão dinâmica.....	50
3.2.2 Placas de compressão dinâmica de contacto limitado .....	51
3.2.3 Outras placas.....	52
3.2.4 Função das placas .....	52
4. Placas bloqueadas .....	53
4.1 Variedades de placas bloqueadas .....	54
4.1.1 Placas de compressão bloqueadas .....	54
4.1.2 Placas bloqueadas de orifício único.....	56
4.2 Características mecânicas .....	57
4.3 Características biológicas .....	63
4.4 Indicações clínicas para placas bloqueadas .....	64
4.5 Sistema FIXIN® .....	68
V. MATERIAL E MÉTODOS .....	72
1. Critérios de inclusão .....	72
2. Descrição dos pacientes e das fracturas.....	72

3. Técnica cirúrgica.....	72
4. Implantes fixin <sup>®</sup> utilizados.....	73
5. Avaliação dos resultados.....	74
5.1 Resultados clínicos.....	74
- claudicação com apoio total do membro .....	74
- claudicação com apoio parcial do membro .....	74
5.2 Resultados radiográficos .....	74
5.3 Complicações .....	75
6. Satisfação do cliente.....	75
7. Análise de dados .....	75
VI. RESULTADOS .....	76
1. Descrição da amostra de pacientes e fracturas em estudo.....	76
2. Implantes e técnicas utilizadas .....	78
3. Avaliação dos resultados.....	80
3.1 Resultados clínicos.....	80
3.2 Resultados radiográficos .....	83
3.3 Complicações .....	85
4. Satisfação do cliente.....	87
VII. DISCUSSÃO DE RESULTADOS.....	88
1. Descrição dos pacientes e fracturas .....	88
2. Implantes Fixin <sup>®</sup> utilizados.....	89
3. Resultados clínicos.....	92
4. Resultados radiográficos .....	93
5. Complicações .....	94
6. Satisfação do cliente.....	96
VIII. CONCLUSÃO .....	97
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	99
ANEXOS .....	104
1. Casuística durante o estágio.....	104
2. Diagnóstico de fracturas.....	106
2.1 Exame físico e ortopédico.....	106
2.2 Diagnóstico por imagem .....	108
2.2.1 Radiografia.....	109
2.2.2 Tomografia Axial Computorizada .....	110
2.2.3 Ressonância Magnética.....	111
2.2.4 Ultra-sonografia .....	112
2.2.5 Cintigrafia óssea.....	112
3. Maneio pré-operativo do paciente traumático .....	114

4. Espessura de placa DCP de acordo com o osso e peso do animal.....	118
5. Espessura de placa fixin <sup>®</sup> de acordo com o osso e peso do animal.....	119
6. Placas DCP .....	121

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Placa de Lambotte e ilustração da placa de Muller .....	12
Figura 2 - Osso cortical e osso esponjoso.....	15
Figura 3 - Estrutura do osso longo.....	17
Figura 4 - Estrutura microscópica do osso cortical .....	18
Figura 5 - Fases da ossificação endocondral .....	20
Figura 6 - Sistema SIMAF.....	22
Figura 7 - Fracturas das placas de crescimento de acordo com o sistema Salter-Harris.....	23
Figura 8 - Forças actuantes no osso e respectivas linhas de fracturas.....	26
Figura 9 - Fases da cicatrização óssea indirecta .....	29
Figura 10 - Evolução radiográfica da cicatrização óssea directa e indirecta.....	36
Figura 11 - Não união atrófica.....	40
Figura 12 - Classificação das más uniões das fractura .....	42
Figura 13 - Erro técnico num procedimento de nivelamento do plateau da tibia.....	44
Figura 14 - Resultado da aplicação de forças num sistema não bloqueado. ....	51
Figura 15 - Sistema combinado da LCP .....	54
Figura 16 - O funcionamento das forças ao longo de uma placa convencional e de uma placa bloqueada.....	57
Figura 17 - Influência do comprimento de trabalho numa fractura diafisária simples.....	59
Figura 18 - Influência do comprimento de trabalho numa fractura diafisária cominutiva.....	60
Figura 19 - Tracção e libertação dos parafusos numa placa convencional e numa placa bloqueada.....	61
Figura 20 - Comportamento do sistema convencional e do sistema bloqueado, relativamente a forças tangenciais .....	62
Figura 21 - Aplicação da LCP com função de compressão.....	66
Figura 22 - Aplicação da LCP na resolução de fracturas intra-articulares.....	67
Figura 23 - Componentes do sistema Fixin <sup>®</sup> .....	69
Figura 24 - Remoção do implante Fixin <sup>®</sup> .....	71
Figura 25 - Utilização de duas placas Fixin, numa fractura cominutiva do rádio e da ulna, com uma placa em cada osso e cerclage no rádio .....	79
Figura 26 - Utilização de duas placas Fixin na resolução de uma fractura transversa do fémur .....	79
Figura 27 - Cirurgia da osteotomia e distracção do rádio e respectiva radiografia pós-cirúrgica.....	84
Figura 28 - Osteossíntese com sinais de reabsorção óssea.....	84
Figura 29 - Processo de cicatrização da fractura do paciente que realizou a osteotomia correctiva do rádio.....	84
Figura 30 - Caso de desunião da placa ao osso .....	86
Figura 31 - Radiografias ortogonais de fracturas pré-operação, pós-operação e reavaliação de dois cães de raça grande com duas técnicas de reconstrução diferentes .....	110
Figura 32 - Diagrama esquemático ilustrando a incidência de lesões torácicas associadas a fracturas específicas.....	116
Figura 33 - Esquema da correspondência entre peso do animal, osso fracturado e respectiva espessura da DCP a utilizar .....	118
Figura 34 - Esquema da correspondência entre peso do animal, osso fracturado e respectiva espessura da placa Fixin a utilizar .....	119

Figura 35 - Compressão adicional na DCP.....	121
Figura 36 - Inclinação dos parafusos numa DCP.....	121

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Frequências absolutas e relativas das áreas desempenhadas e frequências parciais por espécie.....	2
Tabela 2 - Frequências absolutas e relativas nas áreas clínicas e frequências parciais por espécie.....	3
Tabela 3 - Frequências absolutas e relativas na área da medicina preventiva e frequências parciais por espécie.....	3
Tabela 4 - Frequências absolutas e relativas na área da Medicina Interna e frequências parciais por espécie.....	4
Tabela 5 - Frequências absolutas e relativas nas área da cirurgia e frequências parciais por espécie.....	5
Tabela 6 - Frequências absolutas e relativas na área da cirurgia geral e frequências parciais por espécie.....	5
Tabela 7 - Frequências absolutas e relativas das consultas de ortopedia e traumatologia e frequências relativas por espécie.....	6
Tabela 8 - Frequências absolutas de cirurgias realizadas na área da ortopedia e neurologia, frequências relativas das intervenções ou áreas cirúrgicas e frequências parciais por espécie .	6
Tabela 9 - Frequências absolutas de exames imagiológicos realizados, frequências relativas das intervenções ou áreas de intervenção e frequências parciais por espécie.....	7
Tabela 10 - Frequência relativa da composição química de um osso de bovino.....	21
Tabela 11 - Evolução dos sinais radiográficos da cicatrização óssea indirecta.....	35
Tabela 12 - Guia de classificação dos casos de claudicação.....	74
Tabela 13 - Frequências absolutas e relativas de casuística por espécie e sexo.....	104
Tabela 14 - Frequências absolutas e relativas de casuística de exóticos por classe e sexo...	104
Tabela 15 - Frequências absolutas e relativas por espécie e imunização.....	105

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Curva representativa do alongamento em função da força aplicada.....	25
Gráfico 2 - Curva representativa da tensão interna em função do stress.....	25
Gráfico 3 - Falha de placas convencionais e bloqueadas dependendo da densidade mineral óssea.....	64
Gráfico 4 - Percentagem de indivíduos do sexo masculino e do sexo feminino .....	76
Gráfico 5 - Distribuição da idade dos pacientes em meses .....	76
Gráfico 6 - Frequências absolutas das raças dos pacientes pertencentes à espécie <i>Canis familiaris</i> .....	76
Gráfico 7 - Distribuição do peso dos pacientes em quilogramas .....	77
Gráfico 8 - Frequências absolutas das origens das fracturas .....	77
Gráfico 9 - Percentagem representativa dos ossos fracturados .....	78
Gráfico 10 - Percentagem da localização da fractura no osso .....	78
Gráfico 11 - Percentagem representativa da linha de fractura.....	78
Gráfico 12 - Percentagem de indivíduos com doenças osteoarticulares .....	78
Gráfico 13 - Frequências relativas do comprimento das placas em relação ao osso.....	79
Gráfico 14 - Frequências relativas da quantidade de parafusos por placa.....	79
Gráfico 15 - Percentagem representativa do número de consultas de seguimento por indivíduo .....	81
Gráfico 16 - Frequências absolutas do número de pacientes por intervalos de tempo em consultas de seguimento .....	81
Gráfico 17 - Distribuição da data da primeira consulta em dias .....	81
Gráfico 18 - Distribuição da data da última consulta em dias.....	81
Gráfico 19 - Distribuição da primeira data a apoiar o membro em dias .....	81
Gráfico 20- Percentagens do parâmetro "Apoiar o membro" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento.....	82
Gráfico 21 - Percentagens do parâmetro "claudicação" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento .....	82
Gráfico 22 - Percentagens do parâmetro "dor" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento.....	82
Gráfico 23 - Frequências relativas da satisfação do cliente relativamente ao resultado cirúrgico.....	87
Gráfico 24 - Frequências relativas da satisfação do cliente relativamente ao preço .....	87

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO - *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (Associação para o estudo da fixação interna)

ASIF - *Association for the Study of Internal Fixation* (Associação para o estudo de fixação interna)

DCP - *Dynamic compression plate* (placa de compressão dinâmica)

ECG - Electrocardiograma

FA - Frequência absoluta

FR - Frequência relativa

LC-DCP - *Low contact-dynamic compression plate* (placa de compressão dinâmica de contacto limitado)

LCP - *Locking compression plate* (placa de compressão bloqueada)

MIPO - *Minimally invasive plate osteosynthesis* (osteossíntese com placa de mínima invasão)

LISS - *Less invasive stabilization system* (sistema de estabilização menos invasivo)

PC-Fix - *Point-contact fixator* (fixador de ponto de contacto)

PDGF - *Platelet-derived growth factor* (factor de crescimento derivado de plaquetas)

RCVS - *Royal College of Veterinary Surgeons*

SIMAF - Sistema de classificação morfológico alfanumérico de fracturas

TAC - Tomografia axial computadorizada

TGF-1 - *Transforming growth factor 1* (factor transformador do crescimento um)

# I. INTRODUÇÃO

O presente trabalho foi desenvolvido no âmbito do estágio curricular do curso de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, o qual foi realizado no Hospital Escolar Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária, da Universidade de Lisboa, no decorrer do período entre Março e Setembro de 2013, sob a orientação do Professor Doutor António José de Almeida Ferreira. O estágio permitiu a participação nas diversas áreas de Medicina Interna, Cirurgia, Imagiologia e Internamento de animais de companhia e animais exóticos.

Esta dissertação caracteriza a casuística acompanhada durante o período de estágio, apresenta uma monografia dedicada ao tema " Utilização de placas bloqueadas na resolução de fracturas em canídeos" e um estudo realizado no próprio hospital no âmbito da caracterização da aplicação de placas bloqueadas, do sistema Fixin<sup>®</sup>, em fracturas apendiculares em canídeos e um felídeo. Este estudo teve como objectivo a caracterização da população em estudo, caracterização dos implantes utilizados e caracterização dos resultados clínicos, radiográficos e complicações. Parte dos casos foram acompanhados e recolhidos durante o período de estágio, enquanto a restante população, pertenceu a um período anterior ao estágio e integrou um estudo retrospectivo.

## II. RELATÓRIO DE ESTÁGIO CURRICULAR

O estágio curricular foi realizado no Hospital Escolar Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Lisboa, no decorrer do período entre o mês de Março e Setembro de 2013. Durante esse período foram realizadas diversas actividades divididas nas áreas de Medicina Interna, Cirurgia, Imagiologia e Internamento. Para dados estatísticos, durante o estágio foram recolhidos os casos participados perfazendo um total de 609 casos, repartidos como se apresenta na tabela 1. Animais que recorreram a diversos serviços, como por exemplo um paciente que tenha participado numa consulta e, posteriormente, tenha recorrido aos serviços de imagiologia, cirurgia ou consulta de seguimento, foram considerados separadamente. Maioritariamente, os casos visualizados foram dedicados às espécies canídeo e felídeo, mas também um número considerado de animais exóticos foi acompanhado neste período (ver tabela 13 e 14 no anexo 1).

**Tabela 1 - Frequências absolutas e relativas das áreas desempenhadas e frequências parciais por espécie**

Casos	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
<b>Consultas</b>	<b>380</b>	62,4	71,6	20,0	8,4
<b>Cirurgia</b>	<b>133</b>	21,8	66,2	30,1	3,7
<b>Imagiologia</b>	<b>96</b>	15,8	78,1	21,9	-
<b>Total</b>	<b>609</b>	100	71,4	22,5	6,1

No âmbito estatístico, dividiu-se a área de Medicina Interna em quatro áreas mais específicas, sendo elas consultas de âmbito informativo, preventivo, de patologia médica ou de patologia cirúrgica (tabela 2). Na Medicina Interna procedeu-se à participação em consultas, nas quais se recolheu a história clínica, realizou-se exame físico e, sempre que possível, elaborou-se um plano de diagnóstico e tratamento. Recolheu-se sangue para análises hematológicas, bioquímicas, microbiológicas e parasitárias. Colocou-se cateteres e sistemas de vénoclise. Administrou-se vacinas e fármacos de forma oral ou parentérica. Foram realizados outros procedimentos, tais como, algaliação, toracocentese, abdominocentese, limpeza, desinfecção e sutura de feridas, remoção de praganas ou outros corpos estranhos, electrocardiograma (ECG), medição da pressão arterial, limpeza e observação do conduto auditivo externo, imunização, realização de pensos simples e de estabilização ortopédica, triagens, reanimação cárdio-respiratória, teste de fluoresceína, teste de Schirmer, citologias, raspagens e biopsias de pele, teste de Wood, assim como eutanásias.

**Tabela 2 - Frequências absolutas e relativas nas áreas clínicas e frequências parciais por espécie**

Consultas	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
Consulta informativa	66	17,4	51,5	34,9	13,6
Medicina preventiva	73	19,2	71,2	26,0	2,8
Patologia médica	206	54,2	78,2	12,6	9,2
Pré/pós cirúrgica	35	9,2	71,4	22,9	5,7
<b>Total</b>	<b>380</b>	100	71,6	20,0	8,4

Na área de consulta informativa, foram englobadas as consultas cujo objectivo era obter, tal como o nome indica, informação sobre determinada afecção ou tratamento a seguir, primeiras consultas e desparasitações preventivas ou em caso de infestação. De igual modo, foram englobadas consultas, nas quais, o paciente demonstrava problemas generalistas que não foram enquadrados numa área médica específica e aos quais se procedeu a um tratamento sintomático ou recolha de análises para avaliação posterior.

Para dados estatísticos, as consultas de preparação e seguimento cirúrgico englobaram recolha de sangue venoso para hemograma e análises bioquímicas com o intuito de perfazer avaliação do nível de saúde satisfatório para o paciente ser submetido a um procedimento cirúrgico. Porém, também foram consideradas consultas de seguimento para avaliação do paciente, da sutura, mudanças de penso e remoção de suturas.

Na área de medicina preventiva (tabela 3) foram consideradas todas as imunizações activas, assim como identificações electrónicas. A área de patologia médica (tabela 4) englobou todas as consultas que se comprovou um diagnóstico de uma área específica da medicina. Por exemplo, dentro da área da Dermatologia, foram consideradas afecções específicas como dermatite atópica e dermatite alérgica à picada de pulga mas, de igual modo, outras lesões neste órgão como escoriações e hematomas.

**Tabela 3 - Frequências absolutas e relativas na área da medicina preventiva e frequências parciais por espécie**

Medicina preventiva	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
Imunização Raiva + identificação electrónica	3	4,1	100	-	-
Imunização activa	70	95,9	70,0	27,1	2,9
<b>Total</b>	<b>73</b>	100	71,2	26,0	2,8

**Tabela 4 - Frequências absolutas e relativas na área da Medicina Interna e frequências parciais por espécie**

Patologia médica	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
<b>Cardiologia</b>	<b>7</b>	3,4	100	-	-
<b>Dermatologia</b>	<b>27</b>	13,1	66,7	7,4	25,9
<b>Doenças infecciosas</b>	<b>6</b>	2,9	66,7	33,3	-
<b>Doenças parasitárias</b>	<b>2</b>	1,0	100	-	-
<b>Endocrinologia</b>	<b>14</b>	6,8	78,6	21,4	-
<b>Estomatologia e odontologia</b>	<b>6</b>	2,9	50,0	16,7	33,3
<b>Gastroenterologia</b>	<b>23</b>	11,2	78,3	21,7	-
<b>Neurologia</b>	<b>15</b>	7,3	100	-	-
<b>Oftalmologia</b>	<b>5</b>	2,4	80,0	20,0	-
<b>Oncologia</b>	<b>20</b>	9,7	80,0	10,0	10,0
<b>Ortopedia e traumatologia</b>	<b>35</b>	17,0	88,6	2,9	8,5
<b>Otorrinolaringologia</b>	<b>16</b>	7,9	68,7	6,3	25,0
<b>Pneumologia</b>	<b>10</b>	4,8	70,0	30,0	-
<b>Reprodução</b>	<b>10</b>	4,8	90,0	10,0	-
<b>Urologia</b>	<b>10</b>	4,8	50,0	40,0	10,0
<b>Total</b>	<b>206</b>	100	78,2	12,6	9,2

Na área da cirurgia, foi executada a função de cirurgião, ajudante de cirurgião, anestesista e circulante. No pré-operatório participou-se na preparação cirúrgica do paciente: protocolo terapêutico pré-cirúrgico, colocação de cateter endovenoso e sistema de vénoclise, indução anestésica, colocação de tubo endotranqueal, tricotomia, desinfecção do campo cirúrgico e posicionamento do paciente. Após estes procedimentos, os pacientes foram conectados a dispositivos de monitorização tais como ECG, pulsoxímetro e estetoscópio esofágico. Nas participações como cirurgião ou ajudante de cirurgião, participou-se na preparação da equipa cirúrgica, na limpeza e desinfecção das mãos e antebraços, no vestir do material de protecção, na colocação do campo estéril, na organização da mesa de instrumentos e na própria cirurgia. No pós-cirúrgico participou-se no recobro do paciente, na escolha e administração de terapia analgésica assim como na escolha e prescrição de outra medicação para o período pós-operatório. Tal como nas outras áreas, foi efectuado uma recolha da casuística, com fins estatísticos (tabela 5 e 6). Em casos, nos quais foram realizados dois procedimentos cirúrgicos

diferentes na mesma cirurgia, considerou-se o procedimento de maior importância, ou o que motivou tal intervenção cirúrgica. Decidiu-se, por opção meramente estatística, dividir os procedimentos relacionados com o aparelho reprodutor em electivos ou por afecção. Mastectomias foram consideradas cirurgias do aparelho reprodutor por afecção. A colocação de tubos esofágicos, não foi considerado na área de Medicina Interna, mas sim como actividade cirúrgica, dentro da área gastroenterologia. Laparotomias exploratórias, com ou sem recolhas de amostras para análise, assim como esplenectomias também foram englobadas na área da gastroenterologia. Por fim, herniorrafias foram enquadradas na área do sistema muscular.

**Tabela 5 - Frequências absolutas e relativas nas área da cirurgia e frequências parciais por espécie**

Cirurgia	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
Cirurgia geral	107	80,5	66,4	29,9	3,7
Ortopedia	23	17,3	60,9	34,8	4,3
Neurocirurgia	3	2,2	100	-	-
<b>Total</b>	<b>133</b>	<b>100</b>	<b>66,2</b>	<b>30,1</b>	<b>3,7</b>

**Tabela 6 - Frequências absolutas e relativas na área da cirurgia geral e frequências parciais por espécie**

Cirurgia geral	Total	Total	FR (%) por espécie		
	FA	FR (%)	Canídeo	Felídeo	Exótico
Circulatório periférico	1	0,9	100	-	-
Dermatologia	16	14,9	100	-	-
Estomatologia	12	11,2	66,7	8,3	25,0
Gastroenterologia	21	19,6	57,1	42,9	-
Laringe	1	0,9	100	-	-
Oftalmologia	3	2,9	100	-	-
Reprodução electiva	24	22,4	41,7	58,3	-
Reprodução por afecção	18	16,8	66,7	27,8	5,5
Sistema muscular	5	4,8	100	-	-
Urologia	6	5,6	50,0	50,0	-
<b>Total</b>	<b>107</b>	<b>80,5</b>	<b>66,4</b>	<b>29,9</b>	<b>3,7</b>

Devido ao facto do tema da dissertação do mestrado integrado em Medicina Veterinária, apresentar-se na área da Ortopedia e Traumatologia, foi efectuada uma análise estatística mais detalhada da casuística desta área, diferenciando casos de Medicina Interna (tabela 7) e Patologia Cirúrgica (tabela 8).

**Tabela 7 - Frequências absolutas e relativas das consultas de ortopedia e traumatologia e frequências relativas por espécie**

Consultas ortopedia e traumatologia	Total FA	Total FR (%)	FR (%) por espécie		
			Canídeo	Felídeo	Exótico
Displasia cotovelo	5	14,3	100	-	-
Displasia da anca	10	28,5	100	-	-
Fractura	2	5,7	100	-	-
Lesão do plexo braquial	1	2,9	100	-	-
Luxação da patela	1	2,9	100	-	-
Luxação temporo-mandibular	1	2,9	100	-	-
Osteoartrite	2	5,7	50,0	50,0	-
Panosteíte	1	2,9	100	-	-
Ruptura ligamento cruzado	2	5,7	100	-	-
Sistema muscular	2	5,7	100	-	-
Outros	8	22,8	62,5	-	37,5
<b>Total</b>	<b>35</b>	<b>17,0</b>	<b>88,6</b>	<b>2,9</b>	<b>8,5</b>

**Tabela 8 - Frequências absolutas de cirurgias realizadas na área da ortopedia e neurologia, frequências relativas das intervenções ou áreas cirúrgicas e frequências parciais por espécie**

Cirurgia ortopédica e neurologia	Total FA	Intervenção cirúrgica / área de intervenção	Total FR (%)	FR (%) por espécie		
				Canídeo	Felídeo	Exótico
Osteologia	12	Fractura carpo	3,8	-	100	-
		Fractura fémur	11,5	-	100	-
		Fractura mandíbula	3,8	100	-	-
		Fractura pélvis	3,8	100	-	-
		Fractura rádio/ulna	15,3	25,0	75,0	-
		Fractura tibia	7,8	100	-	-

<b>Artrologia</b>	<b>11</b>	Amputação de membro	7,8	-	50,0	50,0
		Amputação de cauda	3,8	100	-	-
		Articulação do cotovelo	7,8	100	-	-
		Articulação patelar	11,5	100	-	-
		Luxação coxo-femoral	3,8	100	-	-
		Recessão cabeça do fémur	7,8	100	-	-
<b>Neurocirurgia</b>	<b>3</b>	Hemilaminectomia dorsal	11,5	100	-	-
<b>Total</b>	<b>26</b>		100	65,4	30,8	3,8

Em Imagiologia, participou-se na realização de exames radiográficos e ecográficos, endoscopias, tomografias axiais computadorizadas (TAC) e uma fluoroscopia (tabela 9). Estes exames foram realizados, de igual modo, no escalonamento de Imagiologia como no acompanhamento de casos em Medicina Interna ou Cirurgia. A Endoscopia foi considerada um método imagiológico, apesar de nalgumas circunstâncias, ter sido utilizada como procedimento interventivo, mesmo quando um diagnóstico já se apresentava concretizado. Participou-se em actividades como posicionamento do paciente, indução anestésica e interpretação dos exames realizados.

**Tabela 9 - Frequências absolutas de exames imagiológicos realizados, frequências relativas das intervenções ou áreas de intervenção e frequências parciais por espécie**

<b>Imagiologia</b>	<b>Total FA</b>	<b>Área de intervenção / intervenção</b>	<b>Total FR (%)</b>	<b>FR (%) por espécie</b>	
				<b>Canídeo</b>	<b>Felídeo</b>
<b>Ecografia</b>	<b>26</b>	Abdómen	16,7	87,5	12,5
		Aparelho reprodutor	4,2	75,0	25,0
		Aparelho urinário	3,1	66,7	33,3
		Ecocardiografia	3,1	100	-
<b>Radiografia simples</b>	<b>43</b>	Abdómen	6,3	83,3	16,7
		Articulação cárpica	1,0	100	-
		Art. do cotovelo	4,2	100	-
		Art. coxo-femoral	5,3	100	-
		Art. do joelho	2,1	100	-
		Art. tibiotársica	1,0	100	-
		Coluna toracolombar	5,3	100	-
		Coluna lombo-sagrada	1,0	100	-

		Crânio / boca	2,1	100	-
		Membro anterior	4,2	75,0	25,0
		Membro posterior	1,0	-	100
		Tórax	11,5	63,7	36,3
<b>Radiografia de contraste</b>					
	<b>1</b>	Mielografia	1,0	100	-
<b>TAC</b>					
	<b>14</b>	Abdómen	1,0	-	100
		Art. Cotovelo	1,0	100	-
		Coluna cervical	1,0	100	-
		Coluna toraco-lombar	4,2	100	-
		Crânio	5,3	60,0	40,0
		Tórax	2,1	-	100
<b>Endoscopia</b>					
	<b>11</b>	Broncoscopia	1,0	-	100
		Colonoscopia	1,0	-	100
		Digestiva alta	5,3	60,0	40,0
		Digestiva alta/Colonoscopia	1,0	100	-
		Laringoscopia	1,0	100	-
		Rinoscopia	1,0	100	-
		Uretrocistoscopia	1,0	100	-
<b>Fluoroscopia</b>					
	<b>1</b>	Portografia	1,0	-	100
<b>Total</b>					
	<b>96</b>		100	78,1	21,9

Na área do Internamento, foram realizadas no total 492 horas, divididas em turnos de 12 ou 24 horas. Participou-se em actividades como monitorização dos pacientes, administração de formas medicamentosas orais ou parentéricas, alimentação e cuidados de higiene, colocação de cateteres, colheita de sangue para análises clínicas, algaliação, elaboração de curvas de glicémia, microhematócritos, electrocardiogramas e medições de pressão arterial. Durante estes períodos participou-se em discussões, com os profissionais clínicos presentes, sobre os casos clínicos desse turno.

Durante o período de estágio, participou-se duas manhãs em colheitas de sangue, destinadas ao Banco de Sangue do Hospital Escolar Veterinário. A primeira colheita realizou-se dia 10 de Abril, na Fundação São Francisco de Assis, sendo utilizados como dadores três gatos e dois cães. A segunda colheita em que se participou, foi realizada no dia 17 de Julho, no próprio Hospital, tendo sido utilizados como dadores quatro cães.

### III. NOTA HISTÓRICA

Desde cedo, o Homem reconheceu a importância que a saúde animal tinha para a sua própria vida. Inicialmente, esta ligação apenas se restringia ao animal como fonte de alimento mas com o tempo, esta ligação foi divergindo. Os animais sempre foram vistos com enorme interesse, curiosidade e muitas vezes, mesmo mencionados como símbolos religiosos. Com os anos, foram adquirindo outras vertentes, como na produção de alimentos e vestuário, transporte, auxílio na caça, guarda de rebanhos e até na própria companhia e lazer. Várias são as imagens e relatos desta interação Homem-Animal. Se nas pinturas rupestres, diversas são as representações de animais e do Homem na caça, descrições mais recentes oriundas da China, Índia e do Antigo Egipto já relatam a preocupação do Homem com a saúde animal. Com origem nesse tempo, vão aparecendo escrituras e hieróglifos, representando o Homem no tratamento do gado e do cão, com plantas medicinais.

Alcmaeon, cientista grego da data 500 a.C. foi a primeira pessoa, que se conhece, a dissecar animais para fins científicos. Aristóteles (384-322 a.C.) reconhece que os animais são diferentes dos humanos, mas que ao mesmo tempo, apresentam inúmeras semelhanças, acabando por escrever vários artigos sobre o tema. Anos mais tarde, Virgílio começa a estudar as epidemias humanas e doenças animais, que mais frequentemente afectavam o povo romano, transcrevendo esses conhecimentos em obras como "Georgica". Columella, um intelectual do primeiro século d.C. descreve a palavra "veterinarius", associado a um indivíduo tratador de suínos, ovelhas e gado. Escreve, ainda, 12 volumes de publicações associadas a animais com temas desde a reprodução à saúde na criação de gado (Ho, 2005).

Na idade média, devido a grandes epidemias e aos seus efeitos devastadores na saúde humana, nos produtos de origem animal e na saúde animal, começam a surgir alguns intelectuais interessados em estudar e desenvolver o tema. Durante o século XVI e XVII, ocorre a grande revolução na área da saúde com a invenção do microscópio. Este permitiu identificar um vasto número de organismos causadores de doenças e compreender o processo de desenvolvimento destas. Em 1762, é fundada a primeira escola veterinária no mundo, em Lyon, por Claude Bourgelat. O Royal Veterinay College é fundado em 1791, em Londres, e o Royal College of Veterinary Surgeons (RCVS) é fundado em 1844, no âmbito de assegurar as bases educacionais e éticas na prática da saúde animal (Ho, 2005).

No entanto, a área da anestesia não foi desenvolvida até meados do século XIX. A partir de 1850, começam a surgir grandes novidades nesta área, abrindo as portas a novos procedimentos e cirurgias na medicina animal. Em 1847, é realizado no Royal Veterinary College, o primeiro tratamento veterinário utilizando técnicas anestésicas (Ho, 2005).

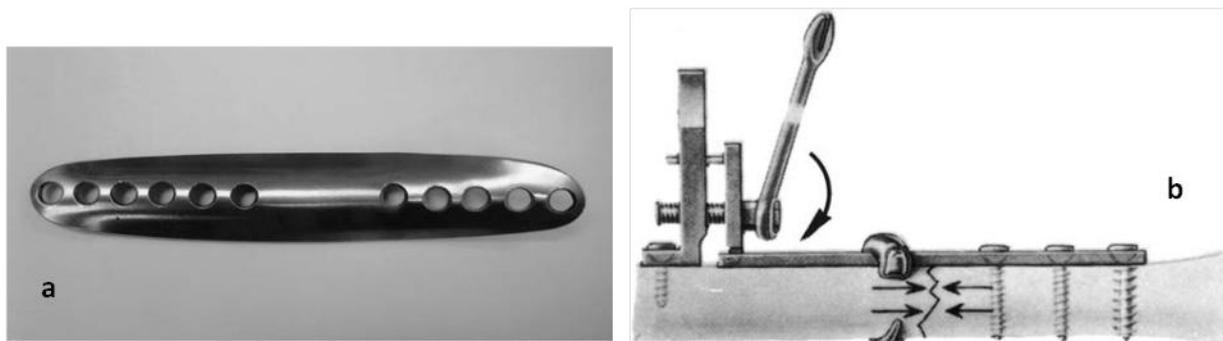
Após a 1ª Guerra Mundial, devido a uma diminuição na utilização do cavalo, começa a surgir o grande interesse na medicina do cão e gato. A partir daí, os veterinários começam a dedicar-se a novas tecnologias na área da medicina e cirurgia, até porque as novidades eram sempre testadas em animais primeiro. O tratamento de fracturas em grandes e pequenos animais limitava-se a tratamentos conservativos como imobilização e talas. Os resultados funcionais e anatómicos eram limitados, sendo frequente casos de não união, consolidação demorada e rigidez nas articulações. A grande transição do tratamento das fracturas em medicina humana para medicina veterinária, surge nos princípios da década de 1940, através do Dr. Kuntscher, com os seus trabalhos com cavilhas de fixação intramedular em cães. Em 1943, o Dr. Jacques Jenny, com o auxílio do Dr. H. Knoll e Dr. H. Willenegger realizam a primeira resolução cirúrgica com êxito de uma fractura diafisária femoral transversa num cão, através de uma cavilha intramedular (Synthes, 2012). O uso de placas metálicas, para a fixação interna de fracturas, começa a sofrer um maior desenvolvimento nesta época. No entanto, como a maioria das novidades, estas primeiras placas, também apresentavam algumas limitações, nomeadamente corrosão e força insuficiente. Apesar dos grandes benefícios destas novidades, as placas rígidas acarretavam desvantagens, como contribuição para a porose cortical, atraso na união dos fragmentos e novas fracturas após remoção da placa. Estes efeitos foram justificados pelo contacto da placa com o osso e com o objectivo de corrigir este paradigma começa-se a modificar as placas para reduzir a área de contacto (Uthoff, Poitras & Backman, 2006)

O uso de placas como fixadores internos no tratamento de fracturas é introduzido por Lane, em 1895. Contudo, estas demonstraram problemas com corrosão. Lambotte em 1909 e Sherman em 1912 introduzem novas versões de placas para fixação interna com o intuito de diminuir a corrosão (figura 1a). No entanto, estas placas acabaram por ser descontinuadas por apresentarem força insuficiente. Mais tarde, em 1948, Eggers introduz uma placa com duas longas ranhuras para permitir que a cabeça do parafuso obtenha mobilidade, compensando, deste modo, a reabsorção óssea desses pontos. Em 1949, um cirurgião belga, Robert Danis reconhece a importância da compressão entre os fragmentos da fractura e desenvolve uma placa que diminui o movimento dos fragmentos e aumenta a estabilidade, apresentando, deste modo, as primeiras noções de regeneração óssea primária (Uthoff et al., 2006). O trabalho de Danis interessou a um grupo suíço de ortopedistas que formou a *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* ou grupo AO, em 1958, também referido como Associação para o estudo de fixação interna, ASIF, nos Estados Unidos (Fossum, 2008; Harasen, 2011). Este grupo, dedicado à ortopedia, promove grandes evoluções no tratamento das fracturas, sendo um desses pontos quando define os princípios para a fixação interna (Synthes, 2012).

Inicialmente estes princípios baseavam-se na reconstrução anatómica, estabilidade absoluta e mobilidade precoce, utilizando técnicas compressivas. Com o tempo, foi ocorrendo uma mudança de filosofia, ganhando relevância a fixação biológica, com o objectivo de promover as melhores condições biológicas para a cicatrização, através da preservação dos tecidos moles e da vascularização (Blake, Boudrieau, Torrance, Tacvorian, Cabassu, Gaudette & Kowaleski, 2011). Mais tarde este grupo, levou ao estabelecimento do Centro de Documentação AO, em Berna. O Centro coloca à disposição dos investigadores e cirurgiões, uma enorme base de dados com os casos clínicos, resultantes dos métodos do grupo. A análise destes dados promoveu o desenvolvimento de um sistema de classificação geral das fracturas, com o qual se incrementou um sistema de tipificação das mesmas e as suas melhores opções de tratamento (Synthes, 2012). O ramo deste grupo, dirigido especificamente à medicina veterinária, surge em 1969 sob a sigla AOvet, e ainda hoje mantem-se em contínuo trabalho associado ao grupo original. O resultado da pesquisa do grupo AO tem sido uma das grandes pontes no desenvolvimento de placas e parafusos na cirurgia veterinária (Harasen, 2011).

Nos anos 50 o Grupo AO, liderado por Maurice Müller, trabalha com o objectivo de promover que os pacientes movimentem os membros lesionados através da redução anatómica das fracturas e da aplicação de compressão a estas. Estes métodos promoviam uma cicatrização óssea directa, sem calo, através de uma estabilização absoluta e para tal, era necessário uma redução aberta e fixação anatómica. O preço pago para atingir esta estabilidade mecânica foi cicatrização mais lenta e lesão da perfusão sanguínea dos tecidos moles e do perióstio sob a placa (Szypryt & Forward, 2009). Em 1958, Bagby e Janes descrevem uma placa com orifícios ovais, com o objectivo de aumentar a compressão entre os fragmentos durante a colocação do parafuso. Müller, em 1965, apresenta um novo molde com os mesmos objectivos. A novidade consistia num aparelho fixo à placa e ao osso para promover tensão entre os fragmentos (figura 1b). Esta modificação promovia a não formação de calo ósseo, pois este era interpretado como sinal de instabilidade. Ao mesmo tempo, este sistema era um aumento de peso na lesão (Uhthoff et al., 2006).

**Figura 1 - Placa de Lambotte e ilustração da placa de Muller**



a. Placa desenvolvida por Lambotte em 1909. b. Ilustração da placa de Muller (1965). O implante obtinha compressão entre os fragmentos através de um aparelho promotor de tensão e que se encontrava temporariamente ligado ao osso e à placa (adaptado de Uthoff et al., 2006, *Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments*, *Journal of orthopaedic science*, págs. 119 e 120).

Em 1969, introduz-se um novo tipo de placa, denominada por placa de compressão dinâmica (DCP) (Johnson, Houlton & Vannini, 2005), com bases na placa produzida por Bagby. Esta placa obtinha fixação e estabilidade através da fricção gerada pela compressão da placa ao osso. Apresentava as vantagens de um índice baixo de uniões incorrectas e a não necessidade de mobilização externa. Contudo, para obter essa fricção, a placa devia apresentar um molde adequado à superfície do osso, perturbando o aporte sanguíneo ao próprio. Algumas desvantagens foram-se manifestando, como atraso na união, perda de osso cortical debaixo da placa e persistência de pequenas fracturas que constituíam pontos frágeis após a remoção da placa. Considerou-se então, duas possíveis causas de fractura após remoção da placa. A primeira hipótese seria uma rigidez insuficiente durante a fixação, e a segunda apontava a necrose cortical secundária a um contacto excessivo entre a placa e o osso, interferindo com a própria perfusão cortical (Uthoff et al., 2006; Blake et al., 2011). Nos finais dos anos 80, Perren e colaboradores, citados por Szypryt & Forward (2009), estudam o potencial de placas e fixadores internos que reduzem o contacto à superfície do osso, diminuindo a interferência na vascularização cortical. Estas placas denominadas placas de compressão dinâmica de contacto limitado (LC-DCP), reduzem a ligação entre o osso e placa, em aproximadamente 50% (Uthoff et al., 2006), sem perda da fricção entre o implante e osso para transmitirem forças entre si. Esta fricção é, posteriormente evitada através do uso de placas e parafusos bloqueados, o que permite uma redução da necrose óssea (Johnson et al., 2005). Desenvolve-se, o fixador de ponto de contacto (PC-Fix) e o sistema de estabilização menos invasivo (LISS), os quais são sistemas bloqueados de modo a minimizar as forças compressivas e a preservar o aporte sanguíneo ao osso. Contudo, estas placas apenas permitem a colocação de parafusos perpendicularmente à própria. A placa de compressão bloqueada (LCP) é desenvolvida para resolver esse problema, apresentando a superfície inferior semelhante à

LC-DCP é uma combinação de orifícios, a qual permite a colocação de parafusos convencionais ou parafusos bloqueados. Ao mesmo tempo, esta placa apresenta a possibilidade de colocação de parafusos com angulação, podendo ser aplicada como uma placa convencional, como placa bloqueada ou uma combinação das duas (Blake et al., 2011). Este respeito pela biologia dos tecidos moles envolventes e redução da lesão ao aporte sanguíneo, aparece com o conceito de fixação biológica. Esta veio introduzir não só novos implantes mas também novas técnicas. Dentro destas, o conceito de redução fechada indirecta, usando tracção, cirurgias menos invasivas e menor interferência no hematoma da fractura (Szypryt & Forward, 2009). As vantagens nestes novos implantes reflectem-se através do crescimento exponencial de publicações que têm surgido desde, aproximadamente, 1998 (Cronier et al., 2010).

Estudos posteriores, realizados por Jain et al. (1999), citados por Uthoff et al. (2006), através de fluxometria em tíbias caninas, concluíram não haver diferenças no fluxo sanguíneo cortical entre as DCP e as LC-DCP, assim como a inexistência de diferenças nas propriedades biomecânicas de ambas. Os autores chegaram à conclusão que as LC-DCP não apresentavam vantagens no tratamento das fracturas. Contudo, outros estudos, realizados por Gunst e colaboradores (1979), citados por Uthoff et al. (2006), através de injeções de azul de dissulfina, 15 minutos antes de abater ovelhas, descobriram ausência de perfusão cortical com placas de contacto mas não com placas de contacto reduzido.

Uthoff et al. (2006), através de vários estudos realizados com as diferentes placas, chegam à conclusão que a perda de osso induzida pelo contacto com a placa, resultava num processo de reabsorção caracterizado por porose da metade do perióstio do córtex, durante os primeiros tempos após a fixação. Nas fases mais tardias, ocorreu uma perda de osso na metade do endóstio, culminando no aumento do canal medular e na redução da espessura da zona cortical. Van Frank Haasnot et al. (1995) chegam, finalmente à conclusão que o desenvolvimento de calo ósseo é representativo de uma reacção regenerativa positiva. Com os anos vão aparecendo novas placas e novos estudos sobre as vantagens e desvantagens, das próprias, em relação às anteriores (Uthoff et al., 2006). A medicina e a cirurgia assumem-se, deste modo, como ciências mutáveis ao longo do tempo. A cirurgia ortopédica engloba-se nessa definição, surgindo, constantemente, novas ideias e novos materiais.

# **IV. UTILIZAÇÃO DE PLACAS BLOQUEADAS NA RESOLUÇÃO DE FRACTURAS EM CANÍDEOS E FELÍDEOS - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

## **1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DO OSSO**

O esqueleto é dividido em três partes: o esqueleto axial, o qual é composto pela coluna vertebral e a cabeça, o esqueleto apendicular, que engloba os ossos dos membros, e o esqueleto esplâncnico ou visceral, com ossos desenvolvidos nos órgãos moles ou vísceras como é exemplo o osso peniano do cão (Getty, 1986).

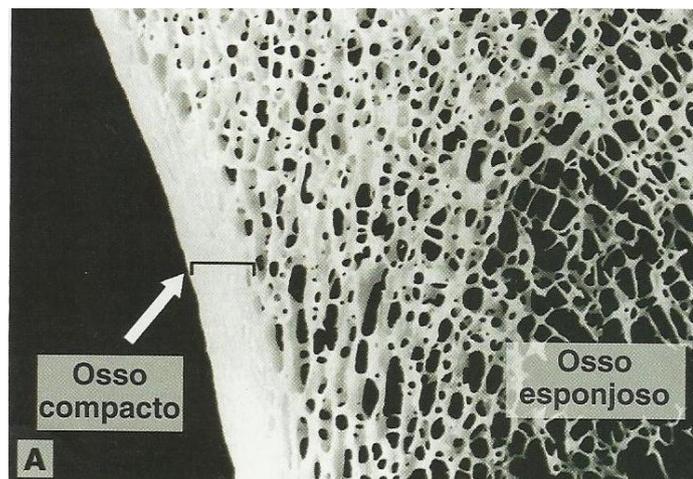
De acordo com a sua forma e função, os ossos são divididos em três classes principais. Os ossos longos, são o típico osso cilíndrico com extremidades alargadas, os quais aparecem nos membros. Os ossos planos são representados em duas direcções, consistindo em duas lâminas de osso cortical intercaladas com osso esponjoso e medula óssea. É exemplo a escápula. Os ossos curtos apresentam similaridade nas dimensões do comprimento, largura e espessura. São exemplos os ossos do carpo e tarso (Getty, 1986). Além destes três grupos bem definidos, existem outros intermediários que podem ser divididos em cinco grupos. Os ossos irregulares são representados por ossos de forma irregular e com funções várias, como as vértebras. Os ossos alongados, que são longos, achatados e sem canal central, como as costelas. Os ossos pneumáticos, que são ocos, com cavidades preenchidas por ar e revestidos de mucosa, como o esfenoide. Os ossos sesamóides, presentes no interior de alguns tendões e geralmente de pequenas dimensões à excepção da patela. Por fim, existem os ossos suturais, de pequenas dimensões dentro de articulações, nomeadamente entre alguns ossos do crânio (Wecker, 2011).

Ao contrário do que muitas vezes pode parecer, o osso é um tecido vivo constituído por nervos, vasos sanguíneos e vasos linfáticos, sendo sujeito aos mesmos factores que os outros tecidos. Estes tornam-se mais finos pela diminuição do seu uso e hipertrofiam para suportar aumentos de peso. Para além de ser um órgão hematopoiético, por ser fonte de células sanguíneas, também possui outras funções, como suporte do corpo, protecção de algumas vísceras e reserva de minerais (Getty, 1986). Além destas funções, os ossos funcionam como depósitos de cálcio, fosfato e outros iões, mantendo a sua concentração constante no organismo (Junqueira & Carneiro, 2004).

O osso consiste numa camada externa de substância compacta, dentro da qual se localiza a substância esponjosa (figura 2). Em ossos longos, a zona diafisária contém a cavidade medular. A substância compacta varia em espessura consoante as pressões e tensões, às quais o osso está sujeito. Esta parte do osso é formada por substância intersticial calcificada e

matriz óssea, organizada sob a forma de lamelas. A substância intersticial apresenta cavidades denominadas lacunas, as quais são ocupadas pelos osteócitos (Getty, 1986). Cada lacuna contém apenas um osteócito. As outras principais células presentes no tecido são os osteoblastos e os osteoclastos. Os osteoblastos sintetizam a matéria orgânica (colagénio tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas) da matriz óssea. As glicoproteínas podem ter algum papel na mineralização da matriz. Os osteoblastos localizam-se nas superfícies ósseas, lado a lado, como um tecido epitelial simples. Ao serem envolvidos pela matriz recém sintetizada, estas células passam a ser denominadas por osteócitos. Os osteoclastos são células móveis, gigantes e multinucleadas, as quais reabsorvem tecido ósseo, participando activamente nos processos de remodelação dos ossos (Junqueira & Carneiro, 2004).

**Figura 2 - Osso cortical e osso esponjoso**



Corte espesso de um osso seco, expondo o osso cortical e o osso esponjoso (adaptado de Histologia básica, Junqueira & Carneiro, 10ª edição, 2004, pág. 140).

A substância esponjosa organiza-se em variadas lâminas ósseas, dispostas de acordo com as forças mecânicas, às quais estão sujeitas. Os espaços entre as lâminas são denominados espaços medulares e são preenchidos pela medula óssea. Os ossos curtos são formados, essencialmente por substância esponjosa, assim como as extremidades e ao longo da diáfise dos ossos longos. Deste modo, o crânio apresenta ossos planos com uma camada externa de substância compacta, a lâmina externa, uma camada interna, a lâmina interna ou tábua vítrea e entre estas duas uma camada de osso esponjoso, o diploe (Getty, 1986). As grandes diferenças entre osso cortical e esponjoso são a sua porosidade, que o osso cortical apresenta de 5% a 30% e o esponjoso de 30% a 90%, e as dimensões estruturais de cada um (Slatter, 2003). Apesar das diferenças anatómicas, o osso esponjoso e o osso cortical apresentam a mesma estrutura histológica (Junqueira & Carneiro, 2004).

O osso está revestido externamente por uma membrana com capacidade osteogénica, denominada por perióstio. Este, por sua vez, é constituído por uma lâmina externa fibrosa

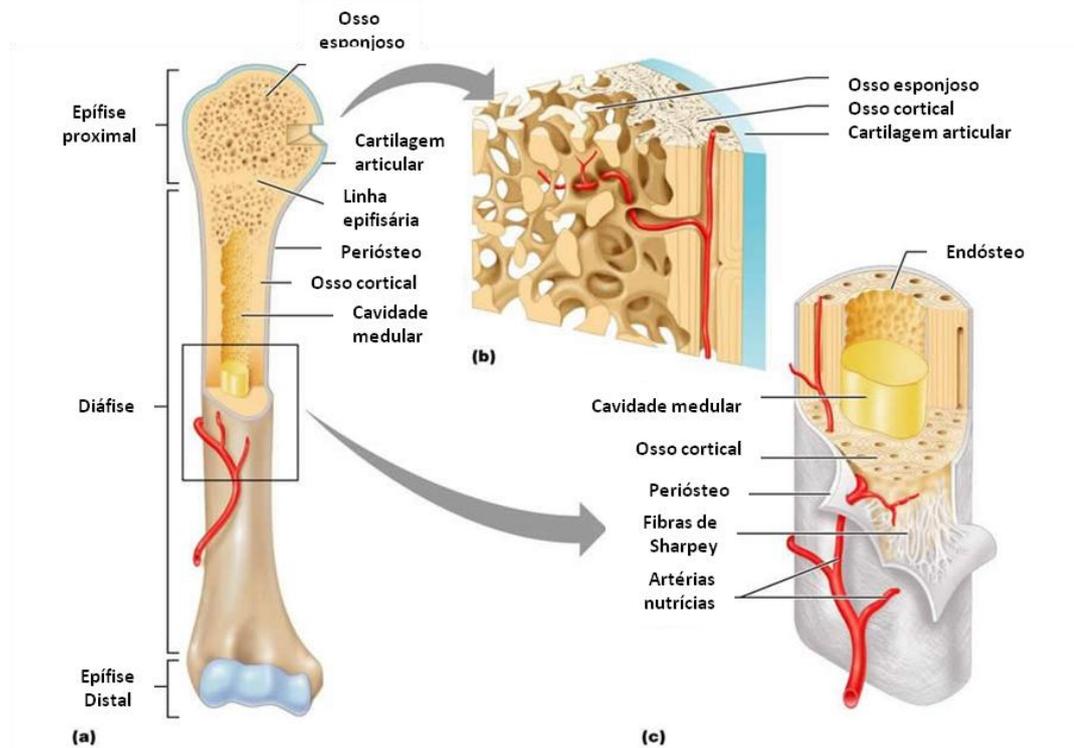
protectora e uma lâmina interna osteogénica (Getty, 1986). A camada mais superficial apresenta fibras de colagénio e fibroblastos. As fibras de Sharpey são feixes destas fibras de colagénio, que penetram no tecido ósseo e prendem firmemente o perióstio ao osso. As camadas mais profundas do perióstio apresentam maior celularidade, com células osteoprogenitoras, que se diferenciam em osteoblastos, participando activamente no crescimento do osso e na reparação de fracturas. (Junqueira & Carneiro, 2004). Nas zonas onde é coberto por espessas camadas musculares, apresenta-se delgado e facilmente destacável e a vascularização depende da actividade do próprio perióstio. A cavidade medular, as cavidades do osso esponjoso, os canais de Havers e os de Volkmann, apresentam-se envolvidos por uma membrana fibrosa delgada, também com capacidade osteogénica, denominada por endóstio (Getty, 1986). As principais funções do perióstio e do endóstio são a nutrição do tecido e fornecimento de novos osteoblastos para regeneração e crescimento do osso (Junqueira & Carneiro, 2004).

A medula óssea ocupa os interstícios do osso esponjoso e a cavidade medular dos ossos longos (figura 3). Esta apresenta duas variantes no adulto, a vermelha e a amarela. A medula óssea vermelha é constituída predominantemente por células totipotentes da linhagem sanguínea e a amarela por tecido adiposo (Getty, 1986). No recém-nascido toda a medula óssea apresenta cor vermelha devido ao alto teor de eritrócitos e à activa produção de células sanguíneas (Junqueira & Carneiro, 2004). Ao longo do crescimento do indivíduo, a medula vermelha vai sendo substituída por medula amarela (Getty, 1986). A medula vermelha persiste no esterno por toda a vida, tornando este local ideal para aspirações e exames. Em indivíduos idosos ou mal nutridos a medula pode sofrer degenerescência, transformando-se em medula óssea gelatinosa (Getty, 1986).

Histologicamente o osso apresenta-se sob duas formas, imaturo, primário ou não lamelar; e maturo, secundário ou lamelar. Ambos os tipos possuem as mesmas células e os mesmos constituintes da matriz. Contudo, tal como o nome indica, o tecido primário aparece primeiro tanto no desenvolvimento do osso como na reparação de fracturas, sendo temporário e substituído por tecido secundário. No tecido primário, as fibras não apresentam uma orientação definida, ao contrário do tecido secundário, cujas fibras se organizam em lamelas e daí o nome lamelar. Estas lamelas apresentam-se paralelas entre si em torno de canais com vasos, os sistemas de Havers, como mostra a figura 4. Na diáfise, as lamelas organizam-se de modo a formar os sistemas de Havers, os circunferenciais interno e externo e os intermediários. Cada sistema de Havers é constituído por 4 a 20 lamelas concêntricas, formando um cilindro paralelo à diáfise (figura 4a). O centro do sistema apresenta o canal de Havers, o qual é percorrido por vasos e nervos e é revestido por endóstio. Estes canais

comunicam entre si, com a cavidade medular e com o periosteio, através de canais transversais ou oblíquos, os canais de Volkmann. Estes distinguem-se por não apresentarem lamelas ósseas concêntricas. Cada sistema de Havers é formado pela deposição contínua de lamelas a partir da periferia. Deste modo, os sistemas mais recentes apresentam canais mais largos e as lamelas mais internas são as mais jovens (Junqueira & Carneiro, 2004).

**Figura 3 - Estrutura do osso longo**



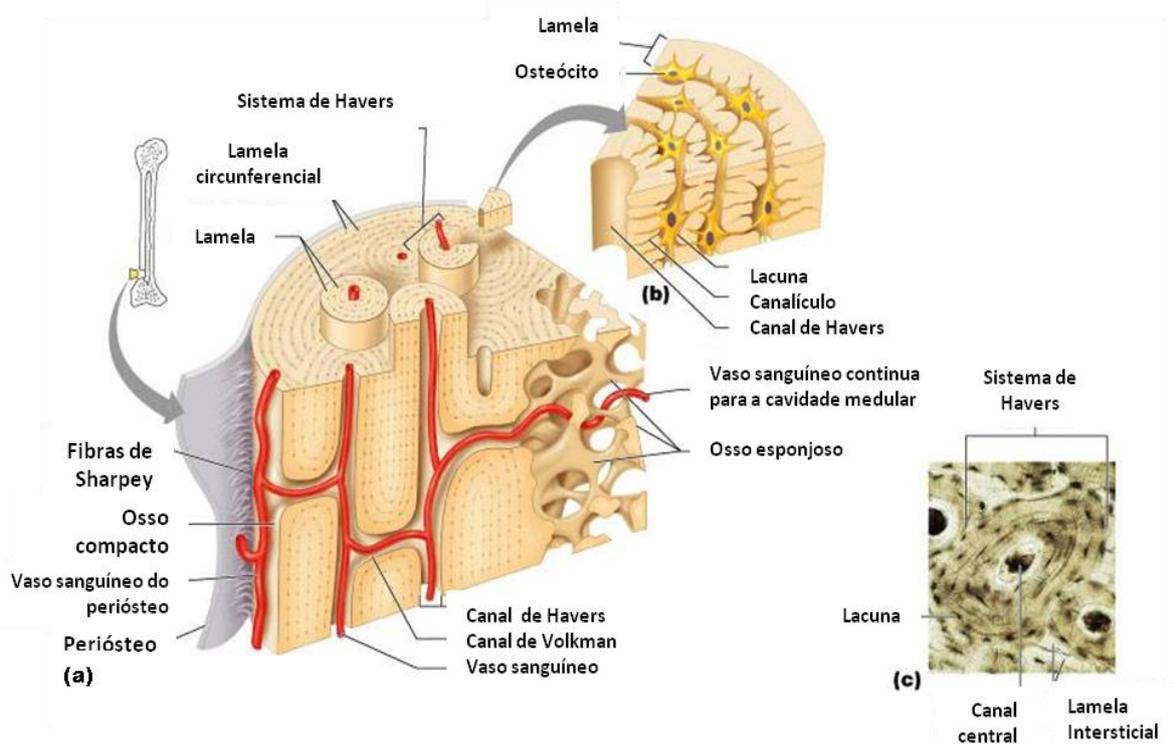
a. Corte do osso. b. Corte da epífise. c. Corte da diáfise (adaptado de *Human anatomy & physiology*, Marieb & Hoehn, 7ª edição, 2007).

Como não existe difusão de substâncias através da matriz calcificada, a nutrição celular depende de canalículos que percorrem a própria matriz (figura 4) (Junqueira & Carneiro, 2004). Deste modo, o osso é um tecido vastamente vascularizado, percorrido por dois tipos de artérias, as periósticas e as medulares. As artérias periósticas, como o nome indica, percorrem o periosteio e emitem pequenos vasos que entram pelos canais de Volkmann à superfície, atingindo os canais de Havers da substância compacta. Outros ramos penetram nas extremidades dos ossos longos e abastecem o osso esponjoso e respectiva medula óssea. Os ossos de maior calibre apresentam a artéria nutrícia ou medular, a qual entra no forâmen nutrício e ramifica-se na medula óssea. O osso cortical da diáfise também é irrigado por ramos dos vasos periósticos. Artérias próximas das articulações, denominadas artérias articulares, suprem o osso esponjoso e medula óssea das extremidades dos osso, através de ramificações metafisárias e epifisárias (Getty, 1986). Em raças de cães pequenas existe uma

menor densidade vascular na junção distal entre a diáfise e a metáfise do rádio, em comparação com raças maiores. Esta região, nestas raças, está associada a piores prognósticos para a resolução de fracturas, com maiores frequências de atrasos na união e não uniões (Welch, Boudrieau, DeJardin & Spodnick, 1997).

Relativamente às veias que percorrem o osso, estas, ao contrário das restantes no organismo, não possuem válvulas. Geralmente, as veias maiores do osso esponjoso não acompanham as artérias mas emergem próximo das superfícies articulares. Os vasos linfáticos percorrem o perióstio como canais perivasculares e a substância compacta através dos canais de Havers (Getty, 1986). As fibras nervosas acompanham os vasos sanguíneos no osso, apresentando alguma actividade vasomotora e actividade sensitiva para o perióstio (Getty, 1986).

**Figura 4 - Estrutura microscópica do osso cortical**



a. Corte da diáfise. b. Corte do sistema de Havers. c. Imagem ao microscópio de um corte de osso seco representando o sistema de Havers (adaptado de *Human anatomy & physiology*, Marieb & Hoehn, 7ª edição, 2007).

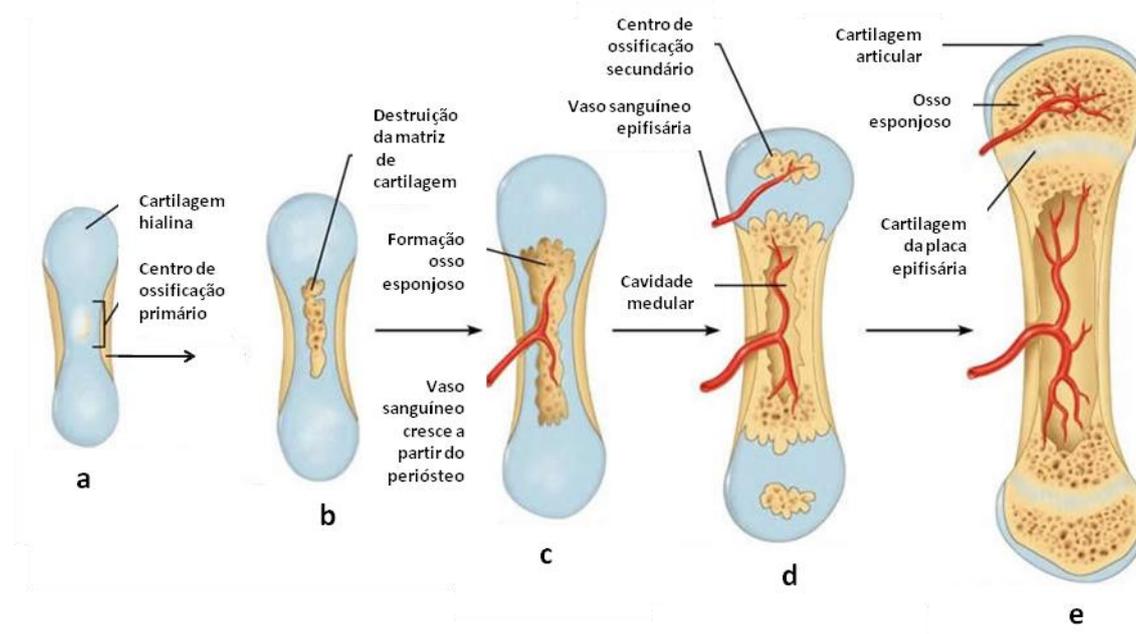
O esqueleto embrionário é formado por cartilagem e tecido fibroso, dando origem ao esqueleto ósseo do indivíduo adulto, através de um processo denominado por ossificação ou osteogénese, corroborado essencialmente pelos osteoblastos. Existem dois processos que culminam na formação do esqueleto adulto, a ossificação intramembranosa e a endocondral. Os principais ossos membranosos são os da abóbada e lados do crânio como o frontal, parietal, partes do occipital, do temporal e dos maxilares, e são formados por tecido fibroso. A restante maioria dos ossos do esqueleto são ossos cartilaginosos, formados através de moldes

de cartilagem. O crescimento em comprimento dos ossos longos depende de ossificação endocondral, enquanto o seu crescimento em diâmetro resulta da deposição de membrana óssea debaixo do perióstio (Getty, 1986).

A ossificação intramembranosa inicia-se num centro de ossificação, no qual células mesenquimatosas se diferenciam em osteoblastos, levando à síntese por parte destes, do osteóide, uma matriz não mineralizada. Esta matriz sofre mineralização, envolvendo alguns osteoblastos, que logo se transformam em osteócitos (Junqueira & Carneiro, 2004). Os osteoblastos promovem uma deposição de osso do centro para a periferia, elaborando trabéculas ósseas, as quais espessam-se e fundem-se originando uma lâmina separada dos ossos contíguos por tecido fibroso (Getty, 1986). A membrana conjuntiva que não sofre ossificação torna-se o endóstio e o perióstio (Junqueira & Carneiro, 2004). A parte superficial forma o perióstio e a partir daí várias camadas de osso vão-se formando, dando origem ao diâmetro final do osso (Getty, 1986).

Na ossificação endocondral (figura 5), o osso forma-se a partir de um modelo de cartilagem hialina. Este processo é o principal responsável pela formação dos ossos curtos e longos. Numa primeira etapa, existem modificações na cartilagem hialina, os condrócitos hipertrofiam, a matriz cartilaginosa é reduzida a pequenas lâminas e ocorre mineralização e morte dos condrócitos. Numa segunda etapa, os vasos e células osteogénicas invadem as áreas ocupadas pelos condrócitos. Essas células diferenciam-se em osteoblastos, os quais depositam matriz óssea na cartilagem calcificada, formando-se, deste modo, tecido ósseo primário. O centro de ossificação localizado na diáfise, denomina-se centro primário e apresenta um crescimento rápido. Desde cedo, na formação deste centro, surgem osteoclastos que promovem a absorção de tecido ósseo, originando o canal medular. Células sanguíneas, com origem em células totipotentes, são encaminhadas para o canal medular, dando origem à medula óssea. Posteriormente, surgem, não simultaneamente, os centros de ossificação secundária, um em cada epífise. Nestes, o crescimento é radial e também apresentam nos seus centros, medula óssea. Deste modo, cada osso longo é formado por um corpo, denominado diáfise, e duas extremidades, as quais são as epífises. As epífises são formadas por osso esponjoso, revestido por uma fina camada de osso cortical. A diáfise é, quase na sua totalidade formada por osso cortical (Junqueira & Carneiro, 2004). A parte do corpo do osso longo, próxima do disco epifisário, que contém a zona de crescimento e osso neoformado é designada por metáfise. No adulto, o tecido ósseo da metáfise e da epífise é contínuo (Getty, 1986).

**Figura 5 - Fases da ossificação endocondral**



a. Início da formação óssea em torno do modelo de cartilagem hialina. b. Formação da cavidade na cartilagem hialina. c. Invasão das cavidades internas pela veia que entra no perióstio e formação de osso esponjoso. d. Formação da cavidade medular e dos centros de ossificação secundários nas epífises. e. Ossificação das epífises. No fim da ossificação, a cartilagem hialina apenas permanece nas placas epifisárias e nas cartilagens articulares (adaptado de *Human anatomy & physiology*, Marieb & Hoehn, 7ª edição, 2007).

Após a formação completa do osso, o perióstio torna-se reduzido e inativo, sendo a capacidade osteogénica estimulada por diversas causas como na cicatrização de fracturas (Getty, 1986). O tecido cartilaginoso fica reduzido a dois pontos, a cartilagem articular, que persiste por toda a vida e não contribui para a formação óssea, e a cartilagem de conjugação ou disco epifisário, responsável pelo crescimento longitudinal do osso. Esta fica localizada entre o tecido ósseo das epífises e da diáfise, acabando por desaparecer na idade adulta, determinando o fim do crescimento longitudinal dos ossos. A cartilagem de conjugação é formada por cinco zonas, zona de repouso, zona de cartilagem seriada ou de proliferação, zona de cartilagem hipertrófica, zona de cartilagem calcificada e zona de ossificação (Junqueira & Carneiro, 2004). Nos indivíduos idosos, a ossificação invade as cartilagens e as inserções dos tendões e ligamentos, e ocorre diminuição da matéria orgânica, rarefacção do tecido, tornando os ossos mais predispostos a fracturas (Getty, 1986).

A relação de matéria orgânica e inorgânica, no osso seco, é aproximadamente 1:2. A matéria orgânica oferece flexibilidade e elasticidade e a matéria inorgânica torna o tecido mais rígido. A matéria orgânica é formada, principalmente, por uma proteína denominada colagénio ósseo ou osseína (Getty, 1986). A parte inorgânica representa cerca de 50% do peso da matriz. Os iões mais encontrados são o fosfato e o cálcio (tabela 10). Em menores quantidades aparece bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato (Junqueira & Carneiro, 2004).

O peso específico do osso cortical fresco é de cerca de 1,9. Apresenta elevada dureza e resistência à pressão. A resistência à compressão, é aproximadamente de 1,239kg/cm<sup>2</sup>, e a força de tensão é em média 914,4kg/cm<sup>2</sup> (Getty, 1986).

**Tabela 10 - Frequência relativa da composição química de um osso de bovino**

<b>Composto</b>	
<b>Gelatina</b>	33,30
<b>Fosfato de cálcio</b>	57,35
<b>Carbonato de cálcio</b>	3,85
<b>Fosfato de magnésio</b>	2,05
<b>Carbonato e cloreto de sódio</b>	3,45
<b>Total</b>	100

(adaptado de Anatomia dos animais domésticos Vol.1, Getty, 5ªedição, 1986, pág. 23).

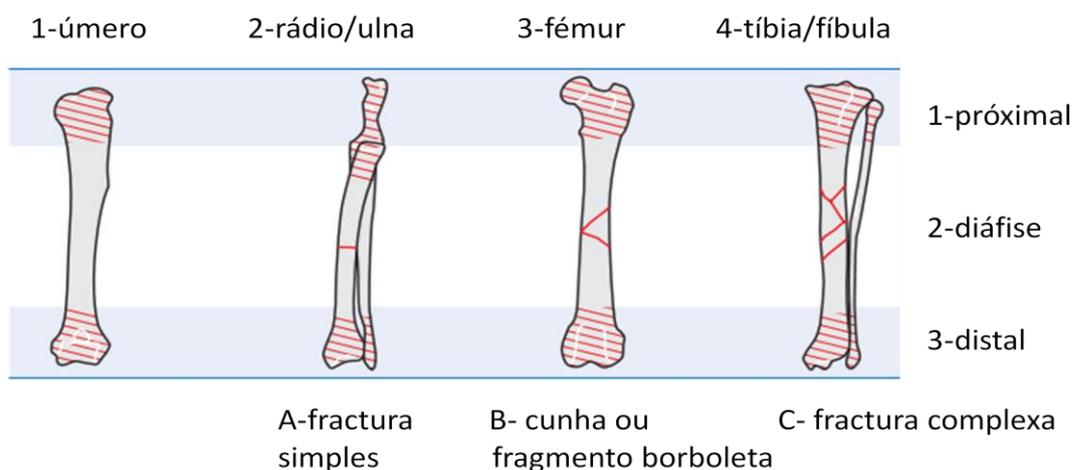
O esqueleto contém 99% do cálcio do organismo, funcionando como uma reserva deste ião. Deste modo, ocorre uma troca contínua entre o cálcio do plasma sanguíneo e o dos ossos, através de dois mecanismos de mobilização. O primeiro mecanismo, puramente físico, consiste na transferência de iões de cristais de hidroxiapatite para o líquido intersticial, do qual o cálcio passa para o sangue. O segundo mecanismo, envolve a hormona da paratiróide, a paratormona. Quando ocorre uma diminuição do cálcio sanguíneo (hipocalcémia), esta hormona conduz a um aumento no número de osteoclastos e reabsorção da matriz óssea, com libertação de fosfato de cálcio. A concentração do fosfato mantém-se estável, porque a própria hormona acelera a sua excreção através dos rins. A paratormona actua em receptores nos osteoblastos, levando à não produção de colagénio e início da secreção do factor estimulador dos osteoclastos. Por outro lado, a calcitonina, produzida pelas células C da tiróide, actua no sentido inverso. Esta inibe a acção dos osteoclastos e por conseguinte inibe a reabsorção da matriz, mantendo o cálcio no osso. A carência alimentar deste elemento causa descalcificação dos ossos, predispondo a fracturas. Uma descalcificação descontrolada pode, também, ocorrer devido a uma produção em excesso de paratormona, como nos casos de hiperparatiroidismo. Por outro lado, a osteopetrose, causada por uma deficiência nos osteoclastos, origina uma excessiva produção de tecido ósseo muito duro (Junqueira & Carneiro, 2004).

## 2. FRACTURAS

### 2.1 Classificação de fracturas

A classificação das fracturas serve como padronização da linguagem, de modo a organizar estas lesões em grupos clinicamente úteis, facilitando o seu tratamento e prognóstico (Henry, 2010). Frequentemente, recorre-se a meios por imagem para obter esta classificação (anexo 2). A localização e a morfologia são caracterizadas por um método denominado sistema morfológico alfanumérico de fracturas (SIMAF) (figura 6). A cada osso longo é associado um número (úmero-1, rádio e ulna-2, fémur-3, tibia e fíbula-4), depois localiza-se o fragmento ósseo (epífise proximal-1, diáfise-2, epífise distal-3). Posteriormente, classifica-se quanto à gravidade dos danos (fractura simples-A, fractura oblíqua ou com fragmento borboleta-B, fractura complexa com maior número de fragmentos-C) (Johnson et al., 2005).

**Figura 6 - Sistema SIMAF**



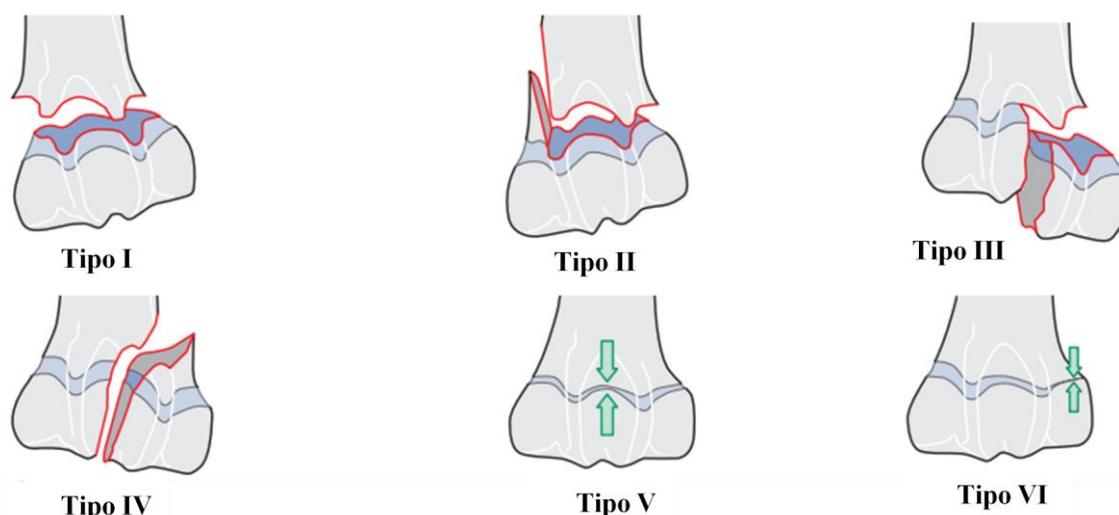
(adaptado de *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, Johnson et al., 2005, pág.9).

As fracturas são classificadas segundo a localização, direcção, completas ou incompletas, número de linhas de fracturas, deslocamento e a existência de comunicação com o meio ambiente externo. A localização inclui o osso envolvido e a localização no osso. Uma fractura diafisária de um osso longo, pode ser dividida quanto à porção do osso envolvida, em proximal, distal ou média. Fractura metafisária envolve a metáfise proximal ou distal. Fractura epifisária pode envolver a placa de crescimento e a articulação adjacente. Fracturas articulares penetram uma articulação e nestes casos é importante a descrição da extensão e localização da lesão, assim como a presença de fragmentos dentro da articulação (Henry, 2010).

Em casos, cuja placa de crescimento se encontra aberta, utiliza-se o sistema Salter-Harris, de acordo com as regiões envolvidas na linha de fractura, como é visualizado na figura 7. Fracturas Salter-Harris tipo I situam-se ao longo da própria placa de crescimento, enquanto

que o tipo II envolve a placa e uma porção da metáfise. Fracturas tipo III, geralmente são fracturas intra-articulares, e envolvem a placa de crescimento e a epífise. Fracturas Salter-Harris tipo IV são, igualmente, fracturas articulares e ocorrem na epífise, passando a placa de crescimento e a metáfise. Fracturas tipo V não são, frequentemente, visíveis ao raio-X, decorrendo pela compressão da placa de crescimento (Fossum, 2008). O único sinal radiográfico observado na lesão aguda é a radiopacidade aumentada na região da placa (Henry, 2010). Fracturas tipo VI são encerramentos parciais da placa de crescimento (Fossum, 2008). Em fracturas tipo V ou VI pode ocorrer encerramento precoce de parte da cartilagem da placa, provocando deformações no crescimento (Henry, 2010).

**Figura 7 - Fracturas das placas de crescimento de acordo com o sistema Salter-Harris**



(adaptado de *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, Johnson et al., 2005, pág.10).

As fracturas classificam-se quanto à direcção da linha da fractura em relação ao eixo longitudinal do osso. Quando a linha de fractura é perpendicular ao eixo longo do osso, denominam-se transversas. Se existir um ângulo com o eixo longitudinal do osso, são fracturas oblíquas. Caso o ângulo seja 45 graus ou menor são fracturas oblíquas curtas e caso seja maior são oblíquas longas. Fracturas em espiral são fracturas oblíquas que se enrolam ao longo do eixo longitudinal do osso (Fossum, 2008; Henry, 2010).

Nas fracturas completas, a linha da fractura percorre todo o osso, ao invés das fracturas incompletas, que envolvem apenas um único córtex ósseo ou uma pequena porção de um osso, não causando separação em vários fragmentos. Fracturas completas ocorrem com maior frequência. Uma fractura por stress é um tipo de fractura incompleta. São pequenas fracturas, que podem não ser visualizadas radiograficamente, e que são causadas por trauma repetido num período de tempo que excede a capacidade de carga do osso (Henry, 2010).

Quanto ao número de linhas de fracturas, estas classificam-se em simples ou cominutivas. Uma fractura simples apresenta apenas uma linha de fractura, a qual divide o osso em dois

fragmentos principais. Fracturas cominutivas apresentam múltiplas linhas de fractura. Quando apresentam três fragmentos grandes, geralmente possuem, um fragmento triangular denominado fragmento borboleta (Fossum, 2008; Henry, 2010).

Uma fractura que não esteja exposta ao ambiente externo, denomina-se por fechada. Caso contrário é uma fractura aberta e classifica-se dependendo do mecanismo de perfuração e a gravidade da lesão dos tecidos moles. Uma fractura aberta grau I é causada pela penetração do osso através da pele, causando uma pequena perfuração, na qual o osso pode ou não ser visível (Fossum, 2008). Uma fractura de grau II apresenta uma lesão dos tecidos moles mais ampla, a qual é resultado directo de um trauma externo. Geralmente é uma fractura simples ou minimamente cominutiva (Johnson et al., 2005). O prognóstico depende do grau de perda e contaminação dos tecidos moles envolvidos (King & Boag, 2007). Uma fractura de grau III caracteriza-se por uma fragmentação óssea grave associada a uma lesão extensa dos tecidos moles (Fossum, 2008). São fracturas muito cominutivas, com grandes perdas de tecido, contaminação e desvitalização. Pode ocorrer atraso na união óssea, assim como outras complicações no período pós-cirúrgico (King & Boag, 2007). O grau III subdivide-se em três categorias (a-c) consoante a gravidade das lesões.

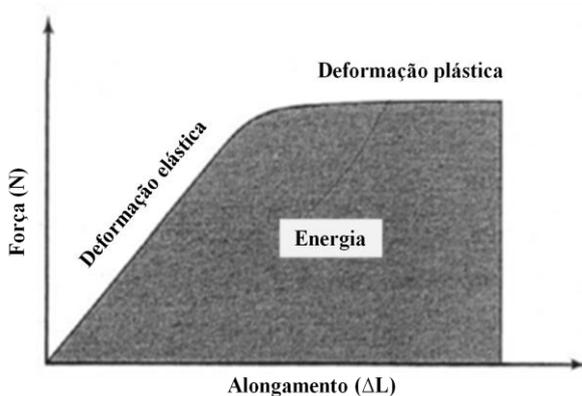
O deslocamento de uma fractura é descrito quanto ao fragmento distal ou caudal e está relacionado com a interferência da lesão para com outras estruturas. Geralmente, é definido em termos de encurtamento, alongamento, deslocamento angular e deslocamento por tensão (Henry, 2010).

Existem ainda outras terminologias com importância na descrição de fracturas. Fractura patológica resulta de um enfraquecimento secundário a um processo patológico, como neoplasia ou hiperparatiroidismo. Fracturas múltiplas ou segmentares caracterizam-se pela presença de múltiplas linhas de fracturas, mas as quais não comunicam entre si como as fracturas cominutivas. Fracturas compressivas ou por esmagamento decorrem por um trauma que esmaga o osso diminuindo as suas dimensões. Fracturas condilares, bicondilares e supracondilares, tal como o nome indica, envolvem estas regiões. Fracturas osteocondrais resultam da ruptura da cartilagem articular com uma porção do osso subcondral. Fragmentos soltos que apareçam dentro da articulação, denominam-se corpos livres ou ratos articulares. Fracturas em fissura são fracturas incompletas, que podem surgir de uma fractura completa, durante a sua redução e fixação. Apresentam-se como finas linhas radiotransparentes (Henry, 2010).

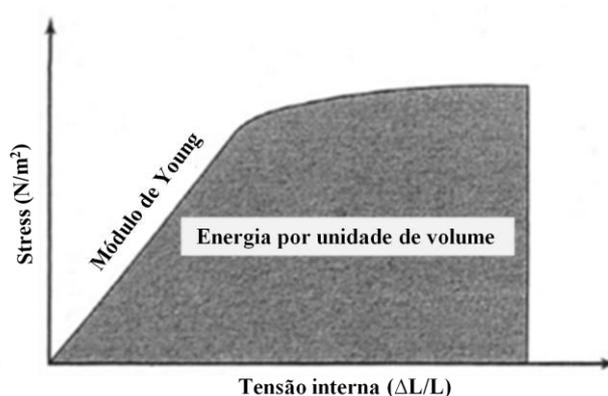
## 2.2 Biomecânica das fracturas

Os ossos estão sujeitos a cargas crescentes, que promovem a sua deformação até que ocorra uma falha (Slatter, 2003). Estas cargas estão em constante mudança, dependendo do peso do animal, locomoção e contracções musculares (Denny & Butterworth, 2000). A força do osso é definida como a última carga que o osso resiste antes de se fracturar. As propriedades estruturais do osso dependem não só da sua composição mas também, da dimensão de cada osso, ou seja quanto maior o animal, maior a resistência dos ossos (Slatter, 2003). Ao relacionar-se a força aplicada e o alongamento do osso, verifica-se a formação de uma curva com uma zona linear e outra não linear (gráfico 1). A zona linear corresponde a uma deformação elástica, na qual o osso ao ser sujeito a uma força moderada deforma-se, e quando esta cessa, o osso volta à forma inicial. A partir de uma determinada força, a deformação torna-se irreversível, formando uma deformação plástica (Autefage A., 1997). Forças e deformações locais actuam dentro da estrutura. O stress é a razão entre a força aplicada e área sectorial do osso, enquanto a tensão interna é a razão entre a diferença de comprimento, ou alongamento, e o comprimento original (Slatter, 2003). O coeficiente de proporcionalidade relaciona o stress em virtude da tensão interna e é denominado por módulo de elasticidade ou módulo de Young (gráfico 2). Este representa a rigidez do material pois à medida que aumenta, o material torna-se mais rígido (Autefage, 1997). O stress e tensões podem ser neutralizados com aparelhos de estabilização (Slatter, 2003).

**Gráfico 1 - Curva representativa do alongamento em função da força aplicada**



**Gráfico 2 - Curva representativa da tensão interna em função do stress**



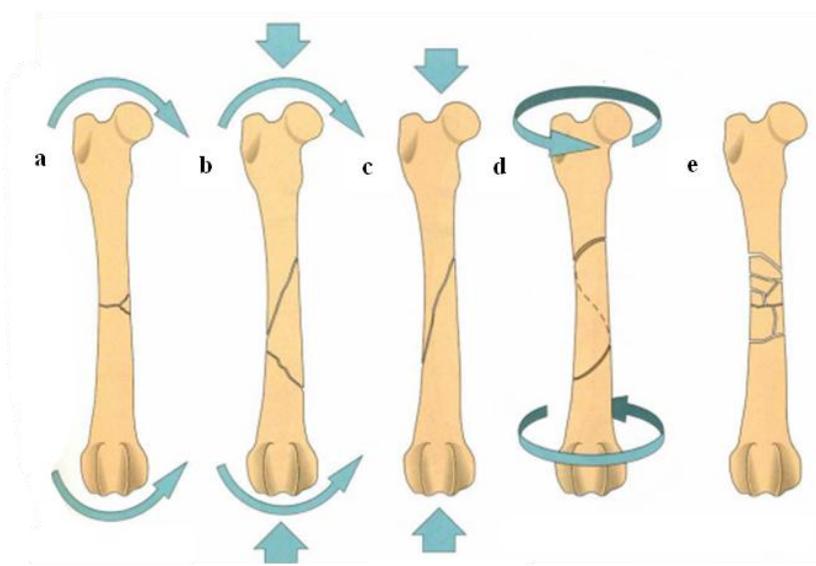
(adaptado de *Manuel de Fixation Externe*, Autefage, 1997, pág.33).

Se a tensão for reduzida, geralmente menor de 2%, ocorre cicatrização primária. Se a tensão for entre 2 e 10% ocorre formação de calo e caso a tensão seja superior a 10% pode ocorrer reabsorção óssea e não união (Miller & Goswami, 2007).

As fracturas resultam de forças aplicadas aos ossos, as quais podem ser não fisiológicas, como acidentes de carro, armas de fogo ou quedas, ou fisiológicas causadas pelo peso, contracção

muscular e actividade física associada (Slatter, 2003). Existem quatro forças fisiológicas primárias (figura 8), compressão axial, tensão axial, flexão e torção. As forças axiais promovem uma deformação da estrutura. As forças compressivas resultam em fracturas oblíquas (figura 8c) e as forças de tensão em fracturas transversas, muitas vezes compatíveis com fracturas por avulsão de uma parte do osso onde se insere um tendão ou um ligamento (Fossum, 2008). As forças de flexão promovem que o osso se dobre pelo seu eixo, provocando forças de tensão num lado do osso, geralmente na superfície convexa, e forças compressivas no lado oposto, geralmente a superfície côncava. Geralmente, este tipo de fractura inicia-se de forma transversa no lado da tensão e propaga-se com fractura oblíqua no lado da compressão, muitas vezes originando um fragmento em borboleta (figura 8a) (Slatter 2003; Fossum, 2008). Estas forças acabam por se neutralizar num ponto de zero stress, denominado eixo neutro, que corresponde, aproximadamente, ao centro da cavidade medular. No tratamento de fracturas de ossos longos, é importante saber qual a superfície de tensão, para obter uma boa resistência e estabilidade. Esta superfície corresponde à cranio-lateral do fémur, tíbia e úmero, à cranial do rádio e caudal da ulna (Slatter, 2003). As forças de torção fazem com que o osso rode sobre o seu próprio eixo, causando uma fractura em espiral (figura 8d) (Fossum, 2008). Este tipo de forças surge quando o corpo realiza uma torção e o membro encontra-se firmemente apoiado no solo. O eixo de rotação, geralmente corresponde com o centro da cavidade medular (Slatter, 2003). A combinação de forças de flexão e forças de torção, representa mais de 90% das cargas fisiológicas (Blake et al., 2011).

**Figura 8 - Forças actuantes no osso e respectivas linhas de fracturas**



a. Forças de flexão causam uma fractura transversa no lado da tensão e pequenas fracturas oblíquas no lado da compressão. b. Forças de flexão e de compressão axial causam fracturas comitativas oblíquas. c. Forças de compressão causam fracturas oblíquas. d. Forças de torção causam fracturas em espiral. e. Forças de energia elevada causam fracturas comitativas irreductíveis (adaptado de Cirurgia de pequenos animais, Fossum, 3ª edição, 2008, pág. 952).

A velocidade da força, também caracteriza o tipo de fractura e a gravidade da lesão. Forças de baixa velocidade, geralmente originam fracturas simples com pouca energia dissipada, enquanto forças de alta velocidade originam fracturas cominutivas (figura 8e) e lesões dos tecidos moles adjacentes (Fossum, 2008). O osso também é considerado um material anisotrópico, ou seja a força e a rigidez estão relacionadas com a direcção da carga. Estas são maiores se a carga é paralela à orientação dos sistemas de Havers. Por este motivo, os ossos longos apresentam maior resistência a cargas paralelas ao eixo longitudinal da diáfise (Slatter, 2003).

Do mesmo modo que os ossos estão sujeitos a todos estes tipos de forças, os sistemas de fixação também os apresentam. É necessário aliar o conhecimento destas forças à capacidade dos implantes para as neutralizar, com o objectivo de obter o melhor tratamento para a fractura.

### **2.3 Cicatrização óssea**

A cicatrização óssea é um processo biológico contínuo, de reconstrução tecidual e retorno à função original, que ocorre após um processo patológico ou trauma físico, que origina ruptura de cartilagem e osso. Esta reconstrução, caso a vascularização se apresente adequada, depende da presença de estabilidade mecânica, a qual é obtida por um processo natural ou por osteossíntese. A cicatrização de uma fractura pode ocorrer por dois métodos básicos, cicatrização óssea directa ou indirecta, decorrendo processos histológicos diferentes, consoante cada situação.

A cicatrização óssea indirecta ou secundária (figura 9), apresenta-se como sendo a mais comum na clínica de animais e ocorre em fracturas, nas quais é possível algum movimento entre os fragmentos devido a uma falta de fixação rígida (Henry, 2010). Este tipo de cicatrização caracteriza-se pela presença de calo ósseo, o qual é reduzido através de níveis progressivos de estabilidade atingidos, gradualmente, com moldes, cavilhas intramedulares, fixadores externos e placas ósseas (Fossum, 2008). Este processo é dividido em três fases: fase inflamatória, fase de reparação e fase de remodelação (Johnson et al., 2005).

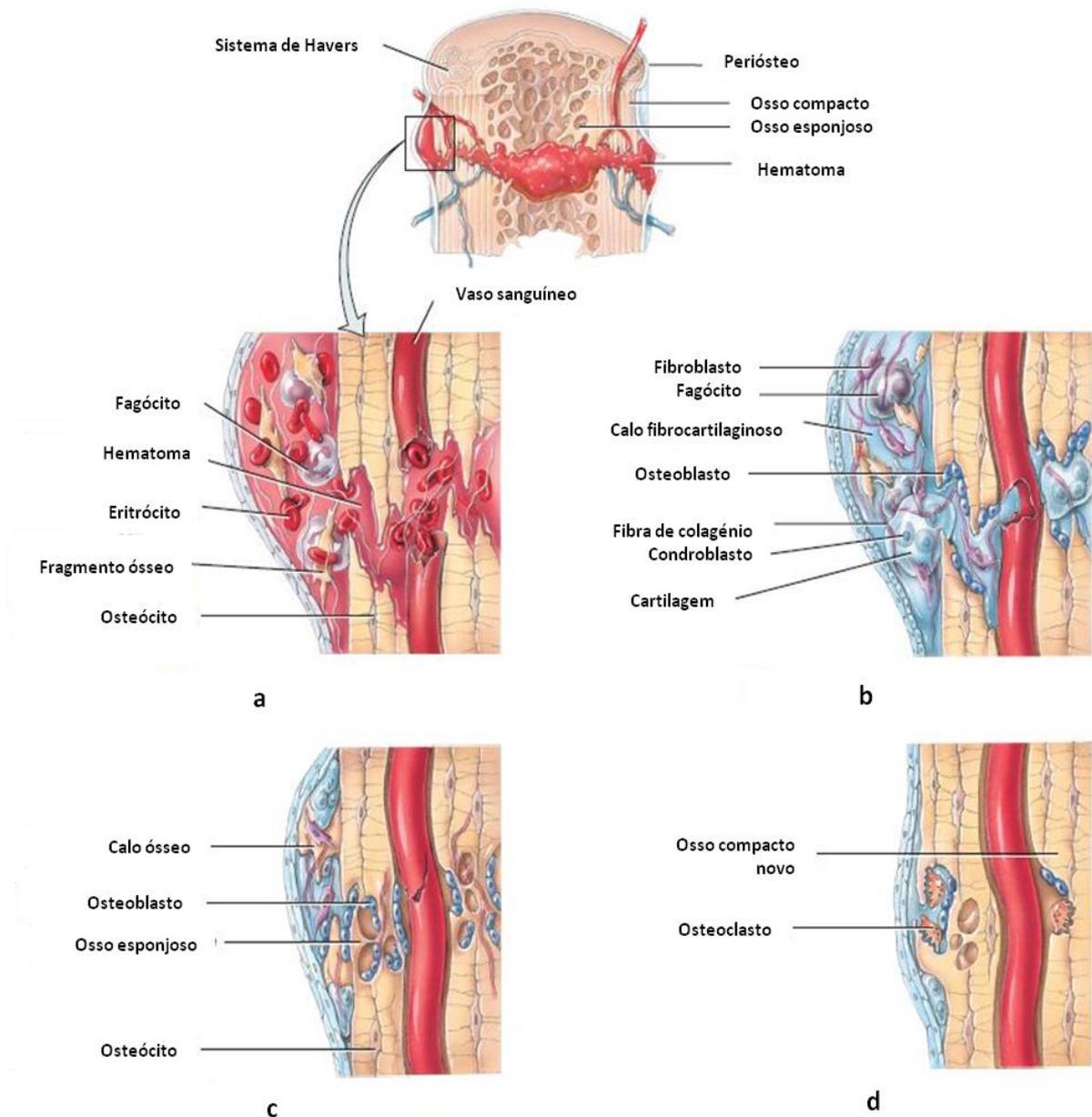
A fase inflamatória inicia-se após a fractura do osso até ao início da formação de cartilagem ou tecido ósseo, a qual coincide com o decréscimo de dor e edema. Esta fase dura três a quatro dias, podendo durar mais consoante a força que causou a fractura. Este tipo de lesão provoca uma ruptura dos vasos medulares com libertação de sangue (figura 9a). Apesar de ocorrer, posteriormente, uma contracção e trombose destes vasos, a interrupção de suporte sanguíneo incita necrose isquémica do osso, caracterizada pela presença de lacunas. Nesta fase começa-se a depositar um revestimento rico em fibrina. Estudos realizados, onde foram

transplantados hematomas de fracturas para outros locais, verificaram o desenvolvimento ósseo, nesses locais. Por este motivo, pensa-se que o hematoma, através da libertação de factores de crescimento, estimule a angiogénese e a formação óssea (Johnson et al., 2005). As plaquetas produzem Factor de crescimento derivado de plaquetas (PDGF) e Factor transformador do crescimento um (TGF-1), os quais participam na proliferação e diferenciação celular. Outros mediadores inflamatórios, como as Prostaglandinas E1 e E2, podem actuar na estimulação da angiogénese e na sinalização do início da reabsorção óssea pelos osteoclastos e proliferação de células osteoprogenitoras (Fossum, 2008). Os mastócitos, representam-se em grande número nesta fase, estimulando a formação de novos vasos, através da libertação de substâncias vasoactivas (Johnson et al., 2005). Em poucas horas desenvolve-se um aporte vascular extra-ósseo transitório para nutrir o calo ósseo. Com a progressão da cicatrização, a vascularização medular é restabelecida (Fossum, 2008). Fagócitos mononucleares começam a actuar na remoção de osso necrosado. Esta resposta vascular e a reabsorção óssea são afectadas pelo comprometimento dos tecidos moles envolventes, tanto traumáticos como iatrogénicos. No final desta fase, o hematoma é reabsorvido, apenas se prolongando em casos de infecção, grande instabilidade ou necrose extensa (Johnson et al., 2005).

Na fase de reparação, com a neovascularização, células mononucleares e fibroblastos, inicia-se a transformação do hematoma em tecido de granulação. Esta transformação aumenta a força mecânica da região, visto o tecido de granulação apresentar uma força de tracção de  $0.1\text{Nm/mm}^2$ , podendo suportar um estiramento de 100% antes de fracturar. O número de fibras de colagénio torna-se mais abundante, levando o tecido de granulação a transformar-se em tecido conjuntivo fibroso. Este tecido apenas suporta 10% de estiramento, apresentando uma força de 1 a  $60\text{Nm/mm}^2$ . À medida que esta transformação ocorre, o colagénio tipo I começa a predominar sobre o tipo II e III, também presentes inicialmente. Factores de crescimento, tensão intrafragmentária e uma menor vascularização influenciam a formação de um calo de fibrocartilagem (figura 9b). Células mesenquimatosas, que proliferam na fase inflamatória, diferenciam-se em condrócitos e osteoblastos nesta fase. Com esta transformação, o perióstio que envolve a fractura aumenta a espessura e produz um calo exterior, apenas irrigado por vasos externos ao osso (figura 9c) (Johnson et al., 2005). Estes vasos, que formam o aporte sanguíneo extra-ósseo fornecem células, oxigénio e nutrientes ao local de reparação (Pozzi, Hudson, Gauthier & Lewis, 2013). A parte interior do calo é provida de sangue através de arteríolas medulares. Este calo inicial, formado nas três semanas após a fractura, resiste à compressão, apesar da sua força de tracção e capacidade de estiramento, serem semelhantes aos do tecido fibroso. O aumento da concentração de

proteoglicanos, promove uma mineralização deste calo, desde a periferia para o centro da lesão (Johnson et al., 2005). Posteriormente, macrófagos promovem a reabsorção local do tecido mineralizado, seguindo-se a vascularização da cavidade de reabsorção e formação de osso lamelar nessa cavidade. Deste modo, osso trabecular ou esponjoso são formados no local (Fossum, 2008). A força de tracção do osso é cerca de  $130\text{Nm/mm}^2$ , e a sua capacidade de estiramento é de 2%. No fim desta fase, o osso permite a realização de exercício ligeiro. O tempo necessário para atingir esta união varia consoante a configuração e localização da fractura, estado dos tecidos moles envolventes, características do paciente, espécie, idade, saúde e outras afecções (Johnson et al., 2005).

**Figura 9 - Fases da cicatrização óssea indirecta**



a. Formação do hematoma. b. Formação do calo fibrocartilagenoso. c. Formação do calo ósseo. d. Remodelação óssea (adaptado de [http://higheredbcs.wiley.com/legacy/college/tortora/0470565101/heartthis\\_ill/pap13e\\_ch06\\_illustr\\_audio\\_mp3\\_am/simulations/heart/bone\\_fracture\\_repair.html](http://higheredbcs.wiley.com/legacy/college/tortora/0470565101/heartthis_ill/pap13e_ch06_illustr_audio_mp3_am/simulations/heart/bone_fracture_repair.html)).

A fase de remodelação (figura 9d) é um processo lento, que pode durar seis a nove anos em humanos, representando 70% do tempo total de regeneração de uma fractura. Esta fase promove uma alteração morfológica do osso com o objectivo de obter a função e força original. A acção dos osteoblastos e osteoclastos baseia-se na lei de Wolff e piezoelectricidade (Johnson et al., 2005). A lei de Wolf afirma que o osso adapta-se à carga que é colocada sobre ele. Um osso que levante mais peso, desenvolve músculos mais fortes e ossos, igualmente mais fortes e de maior diâmetro (Harasen, 2011). Quanto à piezoelectricidade, a carga axial dos ossos longos cria uma superfície convexa electropositiva, na qual a actividade osteoclástica predomina. Pelo contrário, numa superfície concava, a actividade osteoblástica está associada a uma carga electronegativa. Progressivamente, o calo externo desaparece e o calo interno é remodelado, para formar uma cavidade medular contínua. A transformação para calo rígido depende de um aporte sanguíneo adequado e o aumento da estabilidade no local da fractura (Johnson et al., 2005).

A cicatrização óssea directa ou primária resulta da consolidação directa entre os fragmentos sem um estágio de cartilagem e sem a formação de calo. Este processo resulta de um alinhamento dos fragmentos com fixação rígida e uma redução anatómica favorável, cujo foco de fractura não seja maior que 150 a 300  $\mu\text{m}$  (Henry, 2010). Após a aplicação de placa, pode ocorrer a formação de calo em situações em que a placa não foi aplicada no local de tensão do osso, a redução da fractura não é perfeita ou a placa apresenta pouca rigidez. Na cicatrização óssea directa podem ocorrer dois processos diferentes, dependendo do espaço entre os fragmentos (Johnson et al., 2005).

A cicatrização de contacto ocorre em locais, nos quais o espaço entre os fragmentos é menor que 10  $\mu\text{m}$  e a tensão intrafragmentária é menor que 2%. Nestes casos ocorre uma formação directa de osso lamelar, onde os osteoblastos e os osteoclastos funcionam de modo a promover, simultaneamente, a união óssea e a remodelação do sistema de Havers. Pelo contrário, quando existem espaços maiores entre os fragmentos, ocorre outro tipo de cicatrização, onde a união óssea e a remodelação do sistema de Havers são sequenciais. O espaço da fractura é preenchido por osso intramembranoso. Formam-se canais no local de fractura, nos quais células osteoprogenitoras diferenciam-se em osteoblastos, depositando camadas de osso lamelar até ocorrer união óssea (Johnson et al., 2005). Contudo, o local mantém-se mecanicamente instável, e entre três a oito semanas começa a remodelação do sistema de Havers, na qual ocorre reabsorção osteoclástica do osso e formação de cavidades de reabsorção (Fossum, 2008). Com o tempo, a integridade mecânica e anatómica do córtex é restabelecida (Johnson et al., 2005). Esta cicatrização, demonstrou no Homem, um tempo

mais prolongado de cura, iniciando-se a união entre os fragmentos entre cinco a seis semanas após estabilização (Miller & Goswami, 2007).

Outras variantes na cicatrização de fracturas, dependem do processo que as originou ou local das mesmas. Osteogénese por distracção é um processo de separação gradual dos fragmentos ósseos, nomeadamente, após osteotomias. Esta técnica tem como objectivo alongar um osso que tenha sofrido uma interrupção prematura do crescimento, perda de um segmento ósseo ou má união devido a um trauma (Henry, 2010). Fracturas metafisárias que envolvam osso esponjoso, não cicatrizam de forma similar às de osso cortical. O osso esponjoso devido à sua maior estabilidade, não cicatriza com a formação de calo perióstico, excepto em casos de grande instabilidade. Nestas fracturas, ocorre um aumento da actividade osteoblástica em ambos os lados da lesão, promovendo a união óssea. Fracturas das placas de crescimento ocorrem porque a placa é mais frágil que o osso circundante. Em casos de não comprometimento das células de crescimento e da vascularização, ocorre um crescimento contínuo da cartilagem de crescimento, formação de calo metafisário e ossificação endocondral. Em casos de lesão nas zonas de crescimento, não ocorre crescimento da cartilagem de crescimento, apenas ossificação endocondral, resultando no encerramento precoce das placas (Fossum, 2008).

Várias estratégias têm sido usadas na cicatrização de fracturas, com o objectivo de promover melhores resultados. Um destes conceitos é a osteossíntese biológica, que consiste em aproveitar os benefícios dos tecidos moles na regeneração do osso. Apresenta como propósito, restabelecer o comprimento e alinhamento do osso com o mínimo de invasão cirúrgica (Johnson et al., 2005). A redução fechada de fracturas proporciona um menor dano aos tecidos moles envolventes e do aporte sanguíneo extra-ósseo. Pelo contrário, a redução aberta prejudica o desenvolvimento de vasos sanguíneos que irrigam o osso externamente, e retardam o desenvolvimento do fluxo sanguíneo medular. A aplicação de placas e parafusos, devido à estabilidade que oferece, permite o restabelecimento da circulação medular, mas o aporte sanguíneo ao osso cortical externo pode ser prejudicado, originando remodelação e osteoporosidade nestas áreas (Fossum, 2008). Por estes motivos, alguns implantes mais rígidos, têm vindo a ser desenvolvidos para limitar o contacto com o osso e preservar a vascularização da área, como o caso das placas de compressão dinâmica de contacto limitado. Outras estratégias biológicas, têm como função acelerar a cicatrização e regresso da força mecânica. Uma destas estratégias é a utilização de auto-enxertos de osso esponjoso. Este tipo de osso oferece células osteoprogenitoras e factores de crescimento local. Em cães, os principais locais de recolha deste material são a asa do ílio, úmero proximal e tíbia proximal. Outros locais menos utilizados são o fémur proximal e as costelas. Deve-se recolher o

material para enxerto, apenas após a estabilização da fractura, visto a viabilidade das células em auto-enxertos frescos ser de 85 a 100%, diminuindo este valor com o tempo (Johnson et al., 2005). Também existe a possibilidade de utilizar enxertos de outros indivíduos da mesma espécie, denominados aloenxertos. Estes enxertos são apresentados comercialmente congelados ou misturados com pó de osso desmineralizado. Este tipo de enxertos apresenta a vantagem de poder ser utilizado em grandes defeitos estruturais de ossos longos. Apesar de apresentar uma formação de osso novo mais lenta que a dos enxertos autógenos, os aloenxertos não apresentam nenhuma diferença no sucesso a longo prazo (Fossum, 2008). Outros materiais têm vindo a ser utilizados como suporte para células osteoprogenitoras depositarem novo osso, como produtos ósseos, cerâmicas, colagénio, polímeros e outros compostos (Johnson et al., 2005).

### **2.3.1 Factores que afectam a cicatrização óssea**

Muitos factores, individualmente ou em conjunto, apresentam um efeito importante na cicatrização das fracturas. Estes factores podem ser biológicos, mecânicos ou clínicos. Dentro dos factores biológicos, factores metabólicos como espécie, raça, idade, estado nutricional e a presença de doenças podem afectar a cicatrização do osso. Animais mais jovens apresentam um perióstio mais activo e um maior número de células mesenquimatosas, e por consequência, uma regeneração óssea mais rápida. Animais mais pesados, submetem os aparelhos de fixação a cargas maiores, apresentando uma maior dificuldade na cicatrização. Algumas alterações como hiperparatiroidismo, diabetes mellitus, hiperadrenocorticismos, hipo e hipertiroidismo, deficiência na hormona do crescimento, alterações renais, hepáticas ou de má absorção intestinal, podem retardar a cicatrização (Johnson et al., 2005; Henry, 2010). Afecções neoplásicas, nutricionais e alterações no equilíbrio dos valores de cálcio e fósforo, assim como a falta de vitamina A, D, K e cobre estão associadas com distúrbios na produção de osso (Johnson et al., 2005).

A localização da fractura é outro factor biológico na cicatrização óssea. Determinadas fracturas diafisárias, como no rádio e tíbia, possuem uma menor quantidade de tecidos moles envolventes, quando comparadas com, por exemplo, úmero e fémur. Nesses casos, a união óssea é mais demorada e apresenta maior probabilidade de complicações (Fossum, 2008). A localização dentro do osso também influencia a cicatrização. Fracturas metafisárias apresentam maior área de contacto e cicatrizam mais rapidamente, para além do maior aporte sanguíneo que apresentam.

A integridade dos tecidos moles e da vascularização é fundamental neste tipo de processos. Tecido mole fornece protecção para os fragmentos ósseos e actua como fonte de aporte

sanguíneo extra-ósseo. Uma interrupção desse mesmo fornecimento, vai inibir o processo de reparação. Danos ou perda de tecidos moles nas áreas lesionadas diminuem a taxa de reparação (Henry, 2010). Fragmentos ósseos desprovidos de tecidos moles, podem ser utilizados na reconstrução morfológica do osso, desde que, adequadamente estabilizados, a fim de promover uma rápida revascularização. Casos de fracturas fechadas representam um menor dano nos tecidos moles, e uma união óssea mais rápida. O contrário acontece quando uma fractura necessita de uma redução aberta. Nestes casos, ocorre dano nos tecidos e nos vasos, com origem iatrogénica (Fossum, 2008).

Por fim, a infecção do osso ou dos tecidos adjacentes, pode inibir, directa ou indirectamente, o processo de cicatrização no foco da fractura, diminuindo a fixação dos dispositivos utilizados, e por conseguinte a estabilidade da lesão (Henry, 2010).

Nos factores mecânicos, a redução anatómica, a estabilidade e o dispositivo de fixação utilizado, assumem um papel importante na cicatrização (Henry, 2010). Fracturas com duas partes ou com poucos fragmentos mas grandes, geralmente são redutíveis, permitindo que o córtex após a redução compartilhe com os implantes o peso da carga. Fracturas com múltiplos fragmentos organizados ou múltiplos fragmentos pequenos que não podem ser imobilizados com implantes, denominam-se irreduzíveis, sendo os implantes a suportar o total da carga até à formação de calo (Fossum, 2008). Focos de fractura maiores ou esquírolas ósseas exigem a formação de um calo maior e um período de cicatrização mais demorado. De igual modo, a redução anatómica, assume um papel importante em fracturas articulares, de modo a prevenir danos e alterações a longo prazo na cartilagem (Henry, 2010).

A estabilidade define-se, na clínica, como o grau de deslocamento nas superfícies da fractura, dependente de cargas. Ao aplicar-se compressão, no local da fractura não se observa deslocamento, indicando estabilidade absoluta. Pelo contrário, sem essa compressão, ocorre um deslocamento relativo, o qual é proporcional à carga aplicada e inversamente proporcional à rigidez do implante usado. O deslocamento na interface entre implante e osso ou entre osso e osso induz reabsorção óssea. Por este facto, fracturas reduzidas sob compressão que apresentem alguma instabilidade e por consequência, deslocamento dos fragmentos, originam necrose dos tecidos (Perren, 2002). A falta de estabilidade numa fractura é uma das causas mais comuns no atraso da cicatrização óssea. Cães e gatos devem apoiar o seu peso em, pelo menos, três membros. Em casos que outros órgãos estão afectados ou existe uma claudicação noutro membro, o suporte do peso através do conjunto do osso com o implante não é o apropriado, gerando instabilidade (Fossum, 2008). Por outro lado, uma falha na fixação ou excessivo movimento do paciente pode romper os tecidos e afectar a vascularização que se está a formar. A mobilidade persistente promove a formação de um calo fibrocartilágneo

maior, na tentativa de obter estabilidade, e uma maior duração no restabelecimento vascular. Se essa mobilidade persistir, podem surgir complicações como atrasos na união ou, até mesmo, não união óssea (Henry, 2010).

No momento que se selecciona e aplica o dispositivo de fixação, deve-se ter em atenção a estabilização correcta da fractura e não interferir no ambiente tecidual que está envolvido no processo. Problemas como tamanho inadequado do material de fixação, assim como a sua aplicação ou número insuficiente de parafusos associados à placa, promovem instabilidade, alterações nos tecidos envolventes e possíveis complicações a longo prazo na cicatrização (Henry, 2010).

Factores clínicos são características do paciente e do proprietário que afectam a cicatrização óssea. O primeiro desses factores é a capacidade do proprietário em corresponder às necessidades pós-operatórias do animal. Sistemas de fixação externos exigem uma manutenção mais atenta e rigorosa, por parte do proprietário. No mesmo sentido, apresenta-se o factor da cooperação do paciente após a cirurgia. Pacientes mais activos e incontroláveis não são bons para sistemas de fixação externos, pois a actividade em excesso aumenta a probabilidade de complicações. Estes sistemas, facilmente colidem com objectos do meio envolvente ao animal e perdem a coaptação desejada. Animais mais activos ou cujas lesões requeiram um nível de conforto maior, aconselha-se o uso de placas ósseas (Fossum, 2008).

## **2.4 Avaliação radiográfica da cicatrização de fracturas**

Após a resolução anatómica da fractura, avalia-se radiograficamente, com o propósito de analisar a redução e alinhamento da mesma, assim como o sistema de fixação utilizado. São realizadas duas projecções ortogonais, as quais devem ser repetidas a cada quatro a seis semanas, a menos que surja uma complicação. Nestas radiografias de seguimento, avalia-se o alinhamento ósseo, o osso, articulações e cartilagem, o sistema de fixação e os tecidos moles (Henry, 2010).

Avaliar o alinhamento do fragmento da fractura, pode demonstrar alterações indicativas de instabilidade da fixação. Deste modo, é essencial a realização das duas projecções ortogonais nos vários exames de seguimento, e o posicionamento de controlo deve ser o mais próximo possível das radiografias anteriores, para que todas as imagens possam ser analisadas e comparadas entre si (Henry, 2010).

O osso é avaliado baseado nas alterações radiográficas ao longo do processo de cicatrização, como demonstra a tabela 11 e a figura 10.

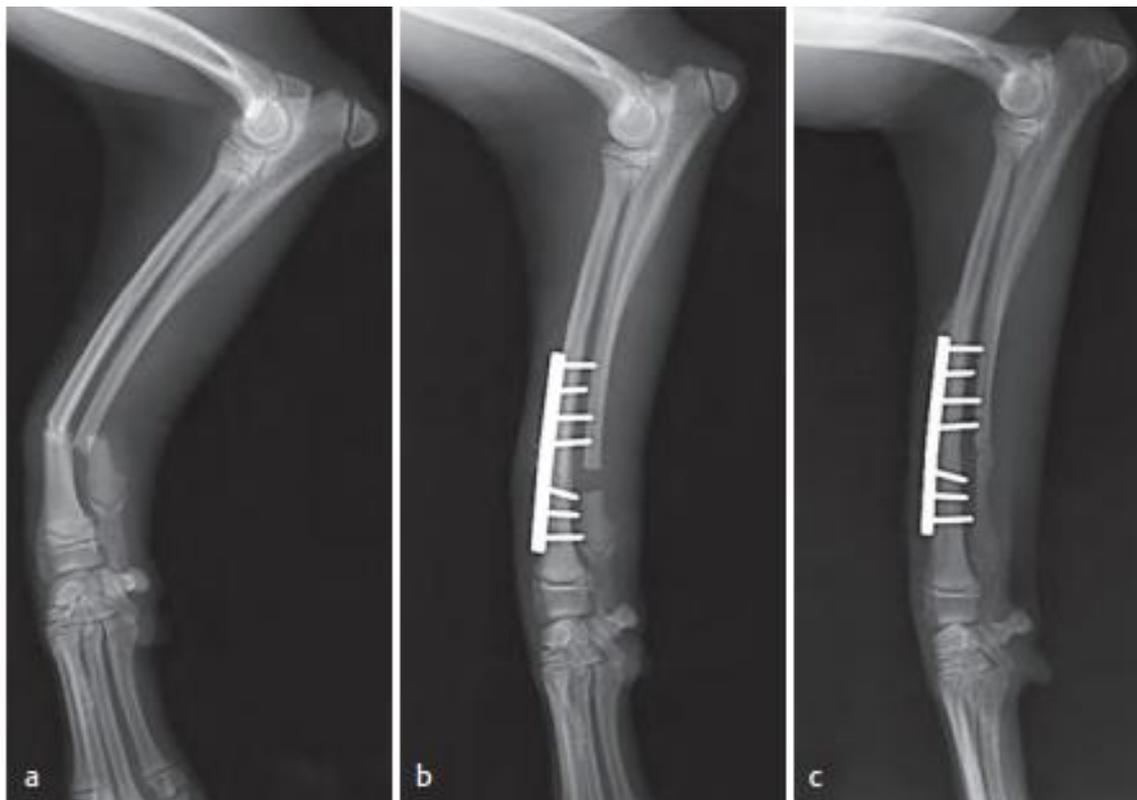
**Tabela 11 - Evolução dos sinais radiográficos da cicatrização óssea indirecta**

<b>Cicatrização óssea indirecta</b>
<b>5 a 10 dias após a redução</b> Alargamento da linha de fractura. Reabsorção das margens dos fragmentos, que perdem radiopacidade. As arestas das extremidades dos fragmentos tornam-se menos definidas.
<b>10 a 20 dias após a redução</b> Formação de calo ósseo. A formação do calo não aparece radiograficamente até que a mineralização ocorra. A componente perióstica desenvolve-se primeiro e aparece em torno do local de fractura. O calo interno é mais difícil de se visualizar radiograficamente. Aos 10 a 12 dias, ou antes, pode ser visto um calo calcificado em cães jovens, com fractura simples e pouco trauma nos tecidos moles. Redução do foco de fractura Fragmentos soltos perdem radiopacidade
<b>≥ 30 dias após a redução</b> Desaparecimento da linha de fractura. Aumento da radiopacidade do calo externo e ocorre remodelação.
<b>≥ 3 meses após a redução</b> Remodelação completa do calo. Cavidade medular é gradualmente restabelecida. Remodelação cortical.

(adaptado de Diagnóstico de radiologia veterinária, Henry, 2010, 5ª edição, pág. 295).

A cicatrização óssea directa, caracteriza-se inicialmente por um desaparecimento da linha de fractura, sem o desenvolvimento do calo externo. Apesar de na cicatrização óssea de contacto, não se verificar uma reabsorção evidente das margens dos fragmentos que se encontram em contacto, ocorre uma redução da radiopacidade no local em torno da fractura, devido ao trabalho exercido pelas células osteoprogenitoras. A linha de fractura vai desaparecendo sem a formação do calo perióstico. A remodelação completa demora alguns meses a alguns anos, dependendo da espécie, período no qual o local de fractura permanece mais radiotransparente que o osso cortical intacto (Johnson et al., 2005). Um estudo retrospectivo em fracturas femorais cominutivas em cães, realizado por Johnson, Smith e Schaeffer (1998) verificou que a formação de uma ponte óssea entre os fragmentos em quinze semanas com uma placa normal e dez semanas com uma placa em ponte. Contudo, os tempos variaram entre as cinco a trinta e sete semanas, de acordo com factores individuais.

**Figura 10 - Evolução radiográfica da cicatrização óssea directa e indirecta**



a. Fractura distal no rádio de um Galgo italiano, de 5 meses. b. A fractura foi estabilizada com placa. Na tentativa de se desenvolver uma deformação angular no membro, devido à lesão na placa de crescimento distal da ulna, um enxerto de gordura foi colocado no local da ulnectomia. c. Seis semanas depois, rádio está a cicatrizar sem a formação de calo, ao contrário da ulna que apresenta um calo ósseo no local de fractura (adaptado de Johnson et al., 2005, *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, pág. 46).

Radiograficamente, a cicatrização de fracturas metafisárias ocorre pela formação de duas ou três camadas de maior radiopacidade no local da fractura. Estas camadas vão-se unindo até que a cápsula cortical seja preenchida totalmente por osso. As fracturas das placas de crescimento, em geral, sofrem ossificação endocondral, verificando-se radiograficamente, o preenchimento da linha da placa com osso (Fossum, 2008).

Fragments da fractura, que perdem a vascularização e em que não ocorre reabsorção das margens, podem desenvolver um sequestro ósseo. Casos de instabilidade, infecção ou ferimentos no perióstio, podem apresentar calos e reacções periósticas maiores. Aliás, o tamanho do calo relaciona-se com o tipo de fractura, grau de redução e fixação, apresentando fracturas cominutivas, com falta de fragmentos ou fixação menos rígida, calos maiores (Henry, 2010).

A avaliação das articulações e cartilagem consiste na avaliação das mesmas quando estas estão envolvidas na fractura ou, quando tal não acontece, avaliar as articulações proximais ou distais à fractura. Avalia-se a posição e alinhamento dos vários fragmentos, assim como alterações que possam comprometer a cicatrização, como a incorrecta colocação ou

movimento do sistema de fixação. Caso haja presença de derrame articular com lise do osso subcondral e proliferação perióstica, pode ser indicativo de uma infecção articular (Henry, 2010).

Ao avaliar o sistema de fixação, deve-se focar na colocação e alinhamento ao longo da cicatrização (Henry, 2010). Os vários tipos de fixadores permitem cicatrizações diferentes. Quanto menor a rigidez do fixador, maior a formação de calo. Nos pensos verifica-se a cicatrização óssea indirecta, o que em radiografias revela-se por uma continuidade entre perióstio e endóstio, com calo nos locais de fractura. Fixadores externos demonstram uma imagem semelhante, mas com menor formação de calo perióstico e maior do calo do endóstio. Na fixação rígida, ocorre cicatrização com formação óssea do endóstio e de pontes ósseas entre os fragmentos. Radiograficamente, verifica-se o desenvolvimento mínimo de calo perióstico e, após um mês, existe radiopacidade mineral aumentada no local da fractura. A formação óssea é evidente em dois meses, e após três meses a remodelação do calo torna-se evidente. A TAC permite a observação de osso do endóstio em duas semanas e pontes do endóstio e osso entre os fragmentos, doze semanas após a fixação (Fossum, 2008).

Casos em que ocorre migração de um aparelho ortopédico, indica que este não se encontra bem fixo e pode ser necessária intervenção correctiva. Um aparelho que se apresente dobrado também pode indicar instabilidade. Cavilhas, parafusos, fios e placas partidas indicam que ocorreu ou está a ocorrer um stress elevado no local. Pacientes com sistemas ortopédicos soltos e fracturas instáveis apresentam sinais de dor e desuso do membro, com atrofia muscular. Um aparelho que apresente radiotransparência no seu contorno, pode ser indicativo de que o aparelho está solto, está a decorrer um processo de osteomielite ou necrose óssea causada por um berbequim ortopédico durante a cirurgia. Alguns sistemas radiográficos computadorizados, produzem um artefacto que pode mimetizar essa radiotransparência adjacente a objectos metálicos, e que deve ser reconhecida para evitar avaliações incorrectas (Henry, 2010).

No esquema de avaliação radiográfica da cicatrização, a avaliação dos tecidos moles completa o processo. Após a cirurgia podem ocorrer casos de enfisema e edema dos tecidos, que geralmente desaparecem em sete a dez dias. Após a resolução deste enfisema, o aparecimento de bolsas de ar pode sugerir uma infecção no local. Sinais de radiopacidade mineral nos tecidos podem representar diferentes causas como mineralização distrófica por uma lesão anterior, mineralização de um hematoma associado à fractura, fragmentos ósseos soltos, material de um enxerto esponjoso ou lesões mais agressivas como osteomielite ou neoplasia óssea. Casos em que os tecidos se apresentam atrofiados significam que o animal não está a utilizar esse membro (Henry, 2010).

## 2.5 Complicações

### 2.5.1 Atraso na união

Um atraso na união da fractura é uma fractura que apresenta um tempo de consolidação mais prolongado que o de fracturas semelhantes, tratadas com uma técnica semelhante. Várias são as causas que estão por detrás desta complicação. A natureza do trauma pode prejudicar a cicatrização óssea, como são os casos de fracturas abertas, de grande energia ou com grande lesão dos tecidos moles (Fossum, 2008). A lesão dos tecidos moles é a principal responsável por uma inadequada vascularização óssea e um osso desprovido da sua vascularização pode tornar-se um sequestro. O sequestro ósseo passa a ser um fragmento não viável, e é visualizado como um fragmento de margens pontiagudas separado do osso de origem por uma zona radiotransparente (Henry, 2010). Quanto maior a energia do trauma inicial, maior a lesão na vascularização do tecidos locais, o que aumenta a probabilidade de problemas como necrose e infecção. O transporte do animal desde o local do trauma para a clínica também pode prejudicar a lesão, aumentando o potencial risco de lesão dos tecidos moles e formação de fragmentos não vascularizados (Johnson et al., 2005). Um segundo factor de atraso na união é o maneio da fractura. Dentro deste sector são englobadas as decisões do clínico e falhas no material. Uma má fixação do material ao osso, pode induzir instabilidade e movimento no local de fractura, criando tensão entre os fragmentos. Se esta tensão exceder a tolerância dos tecidos, estes não se regeneram no local da lesão. A instabilidade do implante pode ocorrer por este apresentar um tamanho reduzido ou contacto entre o osso e o implante ser insuficiente. Outros factores que contribuem para o atraso na união são as alterações sistémicas do organismo e o consumo de alguns fármacos como corticosteróides ou anti-inflamatórios não esteróides e antineoplásicos (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008).

Clinicamente, um atraso na união, pode apresentar-se por uma manifestação de dor no membro afectado, ou diminuição da sua utilização. Um animal que, subitamente, cessa a utilização do membro após, previamente, este já estar a ser utilizado, é um sinal preocupante. Radiograficamente, um atraso na união manifesta actividade óssea progressiva, sendo as mudanças mais lentas que o esperado. Neste caso, radiografias adicionais de seguimento devem ser agendadas (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008).

A prevenção é o grande objectivo na cicatrização de uma fractura. Pós-cirurgicamente, se os sistemas de fixação estiverem adequados, deve-se prolongar o tempo de confinamento do animal e continuar a monitorização da cicatrização óssea. Casos de não união, geralmente são combatidos através de um acréscimo e melhoramento da técnica de osteossíntese utilizada anteriormente. Nos casos em que o sistema de fixação não se encontra bem coaptado, aí sim

deve ser removido o fixador e a fractura estabilizada correctamente. Gradualmente, pode-se remover parafusos a uma placa ou cavilhas a um fixador externo, com o objectivo de estimular a cicatrização. Auto-enxertos de osso esponjoso podem, igualmente, ser utilizados para acelerar a cicatrização (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008).

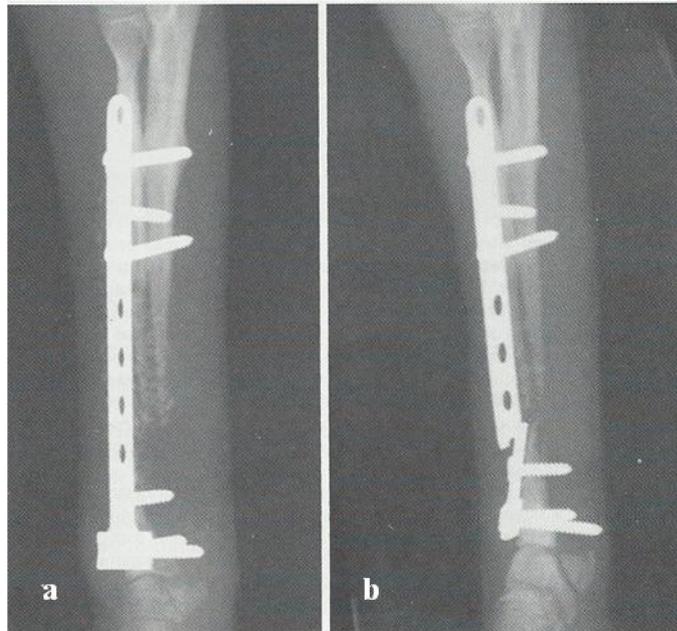
### **2.5.2 Não união**

Uma não união é uma fractura que não está consolidada e não possui evidência da progressão do processo de cicatrização. Todos os casos de não união, passam inicialmente por uma fase de atraso na união (Henry, 2010). A maioria destes casos resulta de falhas técnicas atribuídas ao manuseio da fractura. A instabilidade no local da lesão é a causa mais comum para a não união óssea. (Fossum, 2008). Uma causa local muito comum na falha da união óssea em raças de cães miniatura é a reduzida vascularização no rádio distal e a pouca cobertura do perióstio por tecidos moles. Fracturas deste osso, nestas raças têm grande propensão a gerar uma não união óssea (Welch et al., 1997; Pozzi et al., 2013).

As não uniões são divididas em viáveis ou biologicamente activas e não viáveis ou biologicamente não activas. As não uniões viáveis apresentam osso reactivo e a formação de calo mas este não participa na união óssea, ao contrário das não viáveis que não apresentam calo. Nas não uniões viáveis, fibrocartilagem não mineralizada é o principal tecido presente entre os topos dos fragmentos (Johnson et al., 2005). Este tipo de não união divide-se em três subgrupos. O primeiro são as não uniões hipertróficas, as quais resultam, geralmente por movimento excessivo no local de fractura devido a fixação inadequada ou actividade excessiva (Henry, 2010). Demonstam um grande calo ósseo e sinais de cicatrização mas o processo encontra-se interrompido. O segundo grupo são as não uniões moderadamente hipertróficas, que demonstram uma menor formação de calo devido a uma reduzida actividade biológica no local. O terceiro grupo são as não uniões oligotróficas, as quais demonstram pouco ou nenhum calo na união dos fragmentos, apesar de ainda apresentarem actividade biológica. As extremidades dos fragmentos apresentam-se arredondadas e sofrem descalcificação (Johnson et al., 2005). As não uniões não viáveis caracterizam-se pela falta de aporte sanguíneo adequado no local e dividem-se em quatro subgrupos. O primeiro são as não uniões distróficas definidas pelo escasso aporte sanguíneo a pelo menos um dos lados de um fragmento. As não uniões necróticas resultam de uma completa privação do aporte sanguíneo ao fragmento, o qual se torna necrótico e um sequestro. Radiograficamente, o fragmento mantém as arestas pontiagudas. As não uniões defeituosas ocorrem quando existe um espaço de fractura muito grande para que o calo realize a união. Por fim as não uniões atróficas

(figura 11) são caracterizadas por um defeito na fractura com reabsorção das extremidades (Henry, 2010).

**Figura 11 - Não união atrófica**



a. Poodle toy com fractura no rádio e ulna com não união atrófica três meses após a lesão inicial. Não há formação de calo e verifica-se a atrofia dos fragmentos adjacentes da fractura. O motivo desta complicação foi um ambiente pobre em tecidos moles, incluindo um aporte sanguíneo reduzido no foco da fractura que impediu a formação de calo. b. Aos quatro meses e meio da lesão inicial, ocorreu uma fractura da placa por fadiga do implante (adaptado de Diagnóstico de radiologia veterinária, Henry, 2010, 5ª edição, pág. 286).

Clinicamente, o animal pode apresentar claudicação, dor e atrofia muscular no membro afectado. Pode ocorrer instabilidade da fractura e infecção é uma complicação adicional frequente. Radiograficamente não há progressão da cicatrização durante um longo período, não ocorre aumento da radiopacidade na linha de fractura e as extremidades dos fragmentos apresentam-se bem definidas. O calo não forma uma ponte óssea e podem aparecer sequestros. Instabilidade manifesta-se por lise óssea e separação entre o implante e o osso. A cintigrafia demonstra ser um método interessante para avaliar o aporte sanguíneo e a presença de tecido viável (Johnson et al., 2005; Henry, 2010).

O tratamento destas complicações consiste na intervenção cirúrgica, de modo a criar um ambiente propício à cicatrização. Implantes soltos ou partidos devem ser removidos e a fractura estabilizada. Osso e tecido necrosado devem ser removidos e extremidades não viáveis osteotomizadas. Enquanto enxertos ósseos não são estritamente necessários nas não uniões viáveis, o contrário é obrigatório, para um resultado bem sucedido. Fixação rígida com placas e parafusos são os implantes de escolha para correcção desta complicação, pois fornecem estabilidade e rigidez por um longo período de tempo (Johnson et al., 2005).

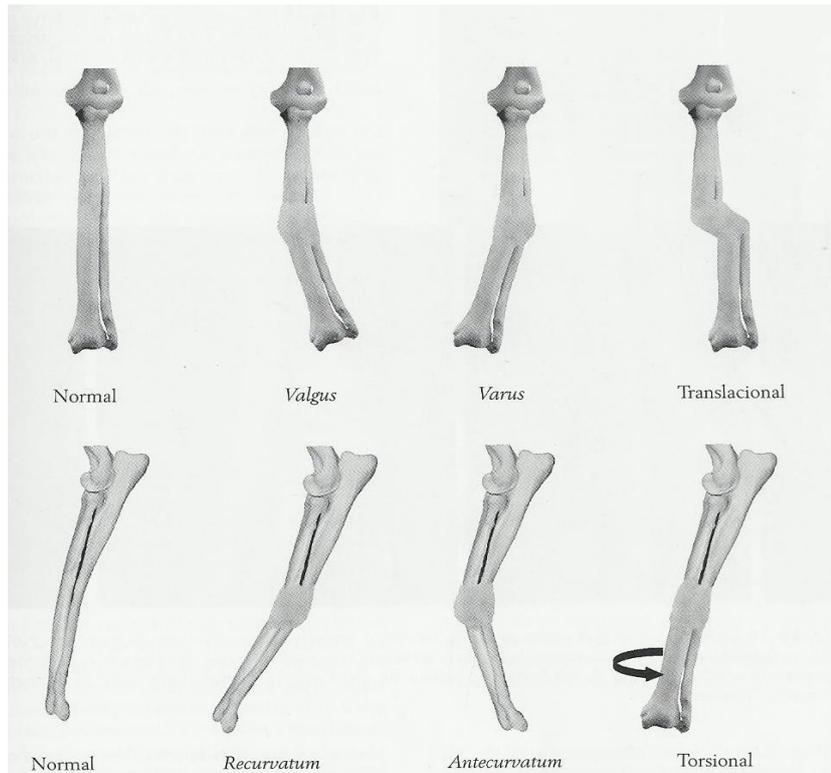
### 2.5.3 Má união

Fracturas mal unidas são fracturas cicatrizadas, mas que apresentam um alinhamento ósseo anormal. A causa mais comum de uma má união é o tratamento incorrecto da fractura original, quer por uma redução inadequada, originando uma deformação do osso, quer pelas forças que estão a actuar na fractura não terem sido totalmente contrabalançadas durante a cicatrização. Uma má união pode, também, ser originada por uma fractura na placa de crescimento de animais jovens, nomeadamente em sistemas de ossos pares, como o rádio e a ulna e a tibia e a fíbula. Quando a placa de crescimento de um desses ossos é danificada e o crescimento do osso interrompido, dois ossos que deviam se desenvolver sincronizadamente não o fazem, originando uma deformação (Johnson et al., 2005; Henry, 2010). O local mais comum para esta complicação é a cartilagem da placa distal da ulna em cães, pois é particularmente susceptível, devido ao seu formato cónico, que concentra forças dentro da placa de crescimento (Henry, 2010).

A deformação deve ser analisada em todos os planos. Deformações no plano frontal são classificadas como *varus*, quando há um desvio do segmento axial em direcção ao plano sagital mediano, e *valgus* quando esse mesmo desvio é no sentido contrário ao plano sagital mediano (figura 12). Deformações no plano sagital são *procurvatus*, curvatura cranial e *recurvatus*, curvatura caudal (figura 12) (Johnson et al., 2005). Uma rotação de um fragmento com menos de 10 graus é difícil detectar em radiografia. Quando essa rotação é no sentido interno denomina-se *pronatus* e quando é no sentido externo, *supinatus*. A deformação designa-se simples se afecta apenas um plano e complexa se afecta dois. Um quarto tipo de deformação ocorre quando um osso sofre um encurtamento, o qual em osso de sistema único, pode ser compensado pela extensão de articulações adjacentes (Johnson et al., 2005; Henry, 2010). O termo funcional e não funcional indicam se este problema está a alterar a função do membro, mas esta é uma avaliação clínica. Este tipo de alteração é avaliado, mais correctamente, através de radiografia (Henry, 2010).

Má uniões menores, sem grandes deformações angulares que sejam funcionais, devem ser mantidas sem correcção. Uma má união que afecte a função do membro, dever ser corrigida, através de osteotomia e um correcto alinhamento. Pode-se recorrer a placas ou fixadores externos, sendo que os fixadores externos circulares apresentam a vantagem de corrigir a deformação e aumentar o comprimento do osso, simultaneamente (Johnson et al., 2005).

**Figura 12 - Classificação das más uniões das fractura**



(adaptado de Diagnóstico de radiologia veterinária, Henry, 2010, 5ª edição, pág. 301).

#### **2.5.4 Osteomielite**

Osteomielite é uma entidade inflamatória do osso, tendo origem sanguínea ou pós-traumática. A osteomielite pós traumática apresenta duas formas, aguda e crónica. Em pequenos animais, a forma crónica é a mais comum e pode ocorrer meses a anos após a apresentação clínica e tratamento. *Staphylococcus* é uma das espécies mais reportadas nestes casos mas outros organismos Gram positivos ou negativos também vão sendo reportados. As fracturas abertas apresentam grande incidência de osteomielite, assim como contaminações hospitalares, por exemplo em cirurgias prolongadas. O osso saudável é resistente à colonização e infecção bacteriana. Contudo, essa resistência é quebrada quando ocorre compromisso vascular com isquemia dos tecidos, e outros factores locais como necrose e sequestros ósseos, instabilidades, corpos estranhos ou outras causas que alteram a resposta imune e o metabolismo tecidual (Johnson et al., 2005). Após penetrarem na lesão, ocorre colonização microbiana do osso, tecidos e implantes. Formam-se biofilmes na superfície dos implantes que estimulam a adesão de organismos e protegem-nos contra antimicrobianos e defesas do hospedeiro (Fossum, 2008).

Os sinais clínicos de osteomielite incluem letargia, dor, edema e calor no local. Radiograficamente, os casos agudos podem demonstrar edema dos tecidos moles, com raros casos de enfisema. Radiografias com sete a dez dias após a infecção, podem indicar

proliferação do perióstio, reabsorção óssea e mineralizações precoces (Henry, 2010). Casos crónicos podem conduzir a lesões ósseas mais agressivas, como lise óssea, sequestros e quebra de implantes (Johnson et al., 2005). Os sinais indicativos de osteomielite local são radiotransparência irregular e mal definida no local dos parafusos com reacção do perióstio nos pontos de penetração do dispositivo (Henry, 2010). Outros exames como TAC, ressonância magnética, cintigrafia ou culturas bacterianas podem fornecer informação adicional.

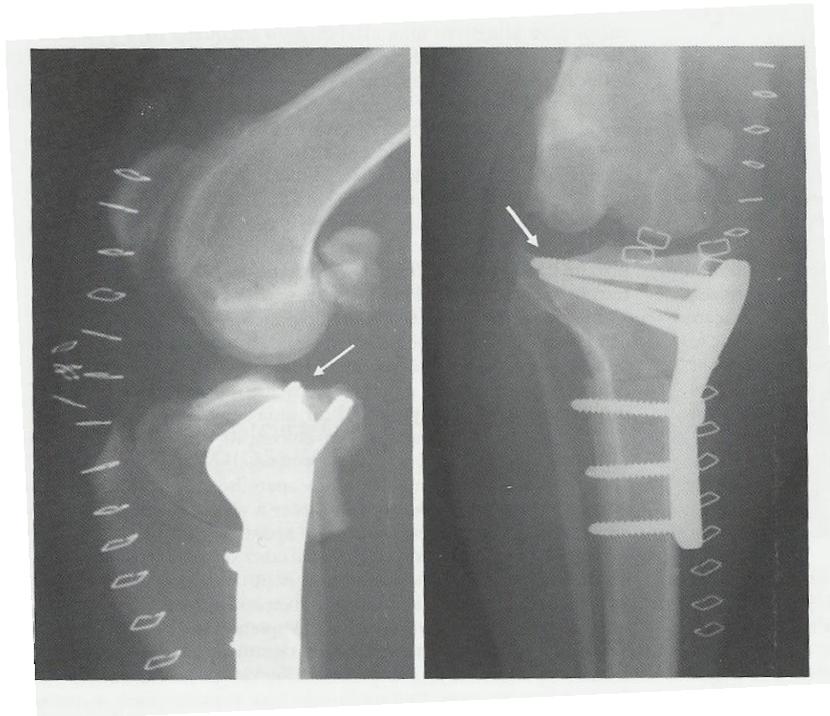
O tratamento da osteomielite visa a restauração do ambiente favorável à cicatrização, com desbridamento, remoção de sequestros ósseos, tecido necrosado e corpos estranhos, interrupção do biofilme e estabilização da fractura. Deve ser adicionada uma terapia antimicrobiana apropriada, de preferência ajustada aos resultados de uma cultura bacteriana, durante pelo menos quatro semanas em casos agudos e seis a oito semanas em casos crónicos (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008).

#### **2.5.5 Falha no implante**

A falha no implante pode ter uma origem mecânica ou biológica. O implante pode falhar, a união do implante ao osso pode falhar ou o próprio osso ser o responsável. Como, actualmente, os implantes ortopédicos apresentam uma qualidade bastante elevada, apenas uma pequena percentagem de falhas pode ser atribuída apenas ao implante. A causa mais comum de falhas é erro técnico (figura 13). Este tipo de erros pode ser especificado em selecção incorrecta do implante; ou seja, este é inadequado para as forças que estão a actuar na fractura, ou aplicação incorrecta do implante. Uma causa comum ocorre, semanas após a intervenção, quando cargas constantes ao longo do tempo resultam em dano no conjunto osso-fixador (Johnson et al., 2005). A falha no implante, ocorre mais frequentemente, devido a cargas cíclicas, do que apenas a uma carga única (Blake et al., 2011). O resultado final é uma falha na integridade do osso, com consequente instabilidade do local de fractura. As falhas biológicas resultam numa falha da cicatrização óssea, a qual não promove o suporte necessário ao sistema de fixação. Inúmeras causas podem estar na origem destas falhas, como trauma e isquemia dos tecidos, uma técnica cirúrgica inapropriada ou um maneio pós-cirúrgico ineficaz (Johnson et al., 2005).

Clinicamente, pacientes com falha no implante demonstram dor súbita no membro e diminuição da sua função. À palpação, apresentam dor e instabilidade no local da fractura. Contudo, a radiografia demonstra ser o método mais conclusivo para falhas nos sistemas de fixação (Johnson et al., 2005).

**Figura 13 - Erro técnico num procedimento de nivelamento do plateau da tibia**



Nas radiografias pós operatórias de um procedimento do plateau da tibia, verifica-se um parafuso (seta) provavelmente dentro da articulação. Embora, provavelmente, não esteja a atravessar a cartilagem articular, é recomendado redireccionar ou a remoção e recolocação de um parafuso de menores dimensões (adaptado de Diagnóstico de radiologia veterinária, Henry, 2010, 5ª edição, pág. 296).

Após perceber a causa da falha, determina-se se o implante deve ser removido, corrigido ou reforçado. Geralmente, a maioria das falhas altera a configuração da fractura, assim como a redução, o alinhamento e o ambiente local, suficientemente para a necessidade de uma mudança no método de fixação. Um reforço do sistema de fixação apenas deve ser considerado, quando radiograficamente a redução e o alinhamento da fractura estão aceitáveis e o implante anterior não vai alterar a cicatrização e a função do membro. O tratamento deve consistir em corrigir a fractura, criar um ambiente propício à cicatrização e estimular a formação óssea (Johnson et al., 2005).

### **3. REDUÇÃO DE FRACTURAS**

O principal objectivo no tratamento de uma fractura é o paciente retomar, o mais precocemente possível, a função normal, através do alinhamento do membro e da estabilização da fractura após um maneio pré-operativo (anexo 3). O alinhamento é conseguido através da restauração do comprimento original do membro e da posição espacial das articulações proximal e distal da fractura (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008). A fractura deve ser avaliada quanto aos factores mecânicos e biológicos que exercem efeitos no osso e na fixação da fractura. Factores mecânicos como a configuração da fractura, o potencial para

a reconstrução e a presença de lesões músculo-esqueléticas influenciam a carga que o implante vai suportar. Por outro lado, factores biológicos como a idade, a localização da fractura e lesão dos tecidos moles influenciam o tempo que o implante vai ser necessário. Animais jovens, com um perióstio activo ou lesões metafisárias com elevadas quantidades de osso esponjoso irão cicatrizar rapidamente. Pelo contrário, fracturas cominutivas de alta energia com grande destruição dos tecidos moles, assim como, animais geriátricos ou debilitados irão necessitar de implantes estáveis por maiores períodos de tempo. O cirurgião deve averiguar se a reconstrução anatómica do osso é possível, de modo a que as cargas de suporte de peso sejam distribuídas entre o implante e o osso, protegendo o implante de fadiga e quebra precoce (Johnson et al., 2005). A fadiga é um processo de acumulação de defeitos, aparecimento de fendas e a sua propagação devido a uma quantidade de cargas cíclicas (Kanchanomai, Phiphobmonkol & Muanjan, 2008). Uma fractura não reconstruída vai sobrecarregar apenas o implante na carga axial. Fracturas com indicação de reconstrução anatómica são fracturas articulares, fracturas simples ou fracturas com dois ou três fragmentos grandes. Fracturas cominutivas têm como principal objectivo retomar o alinhamento (Johnson et al., 2005).

As fracturas podem ser manipuladas sob uma redução aberta ou fechada. Na redução fechada não ocorre exposição cirúrgica dos ossos fracturados. Este tipo de redução favorece o ambiente biológico ao preservar os tecidos moles e a vascularização, diminui o risco de contaminação iatrogénica e reduz o tempo cirúrgico. A maior desvantagem é a dificuldade em se conseguir uma reconstrução anatómica das fracturas redutíveis. Nestes casos o objectivo é restaurar o comprimento do osso e alinhamento do membro, eliminando rotações e deformações angulares nos segmentos distais. É utilizada, principalmente em fracturas incompletas ou sem deslocamento de ossos distais ao cotovelo e joelho ou fracturas cominutivas, recorrendo na maioria das vezes a fixadores externos (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008).

A redução aberta expõe cirurgicamente os fragmentos ósseos de modo a atingir uma reconstrução anatómica e colocação de implantes no local. Este tipo de redução é indicado a fracturas que podem ser anatomicamente reconstruídas, incluindo fracturas com deslocamento simples ou com fragmentos grandes e fracturas articulares. Fracturas cominutivas tratadas através do alinhamento dos fragmentos principais e utilização de enxertos de osso esponjoso também utilizam esta técnica (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008). As vantagens desta técnica englobam a visualização directa dos fragmentos ósseos facilitando a reconstrução e colocação de implantes, a reconstrução óssea permite que osso e implante dividam as cargas e

a possibilidade de usar enxertos ósseos. As desvantagens são um trauma cirúrgico maior a tecidos moles e vascularização e contaminação iatrogénica (Fossum, 2008).

Quanto à técnica cirúrgica, a redução pode ser directa ou indirecta. A redução directa consiste na aplicação de tracção e forças de flexão, promovendo que as extremidades ósseas sejam colocadas em contacto e reposicionando os ossos na conformação normal (Fossum, 2008). As técnicas de redução indirecta baseiam-se no alinhamento dos fragmentos através da distracção das extremidades do osso, ao invés da manipulação do local de fractura. Utiliza-se principalmente em fracturas cominutivas ou não redutíveis (Johnson et al., 2005) visando preservar a biologia e proporcionando apoio mecânico com fixações em ponte. Uma vez o osso alinhado pode-se utilizar um fixador externo ou uma placa para manter a redução. A distracção pode ser conseguida através de distractores, cavilhas intramedulares ou mesmo através do peso do animal, suspendendo o membro fracturado ao tecto (Fossum, 2008). As técnicas de osteossíntese de mínima invasão facilitam a cicatrização óssea através da preservação dos tecidos moles envolventes e promovendo uma grande oxigenação no hematoma da fractura (Pozzi et al., 2013).

Um estudo retrospectivo, realizado por Pozzi e colaboradores (2013), cujo objectivo era verificar a eficácia da redução e tempo de união entre uma osteossíntese de mínima invasão e uma redução aberta, não obteve diferenças estatísticas, sendo os tempos de  $51.9 \pm 18.4$  dias e  $49.5 \pm 26.5$  dias, respectivamente. Contudo, o estudo apresenta algumas limitações inerentes à natureza retrospectiva com datas de seguimento esporádicas e inconsistentes.

Após a avaliação do paciente e da fractura, e a escolha da técnica correcta para a redução da mesma, deve-se desenvolver um plano de modo a aplicar o implante mais direccionado à lesão presente.

### **3.1 Fixação interna**

A fixação interna no tratamento de fracturas permite manter os fragmentos seguros consentindo a movimentação do paciente e o suporte de peso pelo membro. Contudo este método é invasivo, provocando lesão nos tecidos e potenciais infecções. A escolha da técnica utilizada depende da situação da fractura e de factores do paciente como tamanho, idade e temperamento. O tipo e o local da fractura, o tamanho dos fragmentos e as cargas aplicadas, assim como a extensão da lesão dos tecidos também influenciam a técnica a utilizar. Em medicina veterinária, problemas como o custo e a disponibilidade do material, muitas vezes, também, influenciam a escolha final (Slatter, 2003). As placas e os parafusos ósseos apresentam versatilidade na estabilização de fracturas, nomeadamente de ossos longos, apesar de serem recorrentemente utilizadas no esqueleto axial e em superfícies articulares. Ambos

oferecem boa estabilidade, conforto e movimentação precoce pós-cirúrgica, particularmente benéfico em animais com fracturas complicadas (Fossum, 2008). O material usado nos implantes tem de apresentar uma boa função e o mínimo de efeitos secundários. Actualmente, o material mais usado na construção dos implantes de fixação interna é o metal, pois este oferece um grau de rigidez e força elevados, assim como boa ductilidade e é bem tolerado pelos tecidos. Os implantes usados, hoje em dia, são de aço inoxidável ou titânio. A rigidez caracteriza a relação ente a carga aplicada e a deformação elástica resultante. A osteossíntese restabelece a rigidez óssea temporariamente, enquanto a cicatrização óssea estabelece a rigidez permanentemente. A rigidez de um implante depende da rigidez do material mas também da sua forma e dimensão. Por exemplo, o titânio apresenta menor rigidez que o aço inoxidável mas ao aumentarmos ligeiramente a espessura da placa de titânio consegue-se compensar essa rigidez. A força define-se pela quantidade de tensão que uma estrutura pode suportar antes de se deformar ou quebrar. Aqui novamente, as dimensões são importantes. A força do titânio é inferior ao aço inoxidável, mas um ligeiro aumento na secção transversal da placa compensa essa força. Na fixação interna, a resistência a cargas repetidas, que origina novas rupturas por fadiga, é mais importante do que a força. Deste modo, o titânio demonstra uma menor resistência a cargas únicas mas maior resistência a cargas repetidas ciclicamente. A ductilidade é a capacidade de deformação plástica que uma estrutura tolera antes de quebrar. O titânio apresenta uma menor ductilidade, sendo necessário uma maior prática do cirurgião para manusear este material (Johnson et al., 2005). As principais desvantagens dos metais são o seu comportamento corrosivo e a possibilidade de reacções de hipersensibilidade (Miller & Goswami, 2007). A corrosão determina a quantidade de produtos com origem no implante, que são libertados para os tecidos envolventes (Johnson et al., 2005), e ocorre, maioritariamente na interface entre o parafuso e a placa. As duas justificações para este local são a diferença de metais entre os dois dispositivos, o que origina uma corrosão galvânica, ou o contacto de cargas entre as duas superfícies, causando uma corrosão de desgaste (Miller & Goswami, 2007). A corrosão galvânica ocorre por consequência da diferença de potencial electroquímico entre dois materiais diferentes. O metal menos nobre apresenta maior probabilidade de corrosão (Høl, Mølster & Gjerdet, 2008). O aço inoxidável usado em peça única apresenta baixa corrosão, mas ao ser usado em combinação, placa e parafuso, o desgaste de um ao passar no outro, desfaz a camada protectora da superfície deste material, aumentando a corrosão. Pelo contrário, o titânio não demonstra este comportamento, sendo o material que oferece o melhor comportamento biológico (Johnson et al., 2005).

### 3.2 Placas

Existe uma grande variedade de placas disponíveis para utilização em ortopedia veterinária. As placas ósseas são denominadas de várias maneiras dependendo de inúmeros factores como o comprimento da placa, determinado pelo número de orifícios que apresenta, tamanho dos parafusos, configuração da placa e orifício dos parafusos, assim como a função (Fossum, 2008).

O tamanho da placa varia consoante o peso do paciente e a dimensão do osso. A AO desenvolveu tabelas que relacionam o peso do paciente e a região anatómica com a placa a utilizar (ver anexo 4 figura 33) (Fossum, 2008). A própria Traumavet também fornece tais tabelas para as placas Fixin<sup>®</sup> (anexo 5 figura 34). Como a força do osso diminui à medida que o tamanho do parafuso aumenta, o diâmetro deste não deve ser superior a 40% do diâmetro do osso (Johnson et al., 2005). Segundo Gautier e Sommer (2003), o comprimento ideal de um fixador interno é determinado por dois valores: o rácio do comprimento da placa e a densidade de parafusos na mesma. O rácio de comprimento da placa é o quociente entre o tamanho da placa e o tamanho da fractura, devendo apresentar valores superiores a 2 até 3 em fracturas cominutivas e superiores a 8 até 10 em fracturas simples. A densidade de parafusos é o quociente entre o número de parafusos inseridos e o número de orifícios na placa. Os autores recomendam valores inferiores a 0,5 até 0,4, indicando que metade dos orifícios da placa estão preenchidos. O comprimento mínimo da placa deve abranger seis corticais, ou três parafusos, no fragmento acima da fractura e seis corticais, ou igualmente três parafusos, no fragmento abaixo (Fossum, 2008). Caso a função desejada seja de ponte, o número ideal de parafusos por fragmento principal é quatro, e o mínimo três. Os pontos mais frágeis de qualquer placa são os orifícios dos parafusos e por este motivo, deve-se evitar deixar um orifício sem parafuso no local da fractura (Denny & Butterworth, 2000). O número de parafusos assegura uma correcta distribuição de pressão pelos vários parafusos da placa. Para além do tamanho apropriado, a placa deve ser moldada à morfologia do osso (Fossum, 2008). A distância entre o orifício do parafuso e o foco de fractura deve ser 4 a 5 mm, ou pelo menos igual ao diâmetro do parafuso utilizado (Piermattei, Flo & DeCamp, 2006)

Para contrariar as forças de flexão a que os ossos longos estão sujeitos, que causam compressão na superfície côncava e tensão na superfície convexa, a placa deve ser aplicada na superfície de tensão (Fossum, 2008). Em fracturas mais complexas, pode-se melhorar a força que o sistema de fixação apresenta, combinando à placa outros dispositivos como cavilhas intramedulares (Slatter, 2003).

Placas e parafusos ósseos requerem pouca manutenção pós-operatória. A actividade física deve ser restrita até ocorrer cicatrização da fractura. O período funcional destes sistemas é

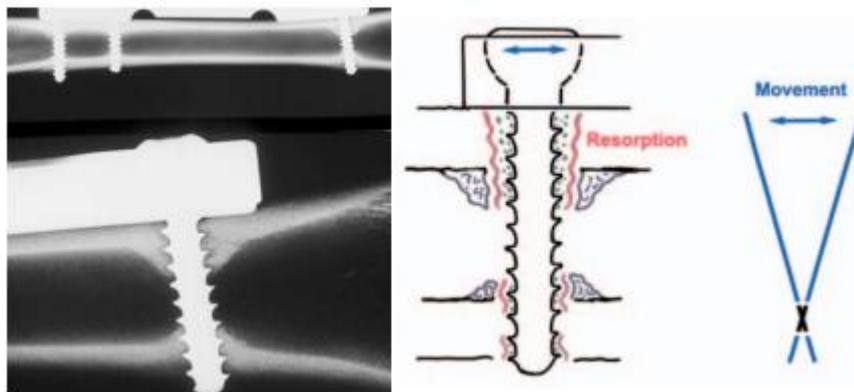
longo, sendo a maioria deixado no local após a cicatrização. No entanto, surgem algumas situações com indicação para remoção do material, a qual deve ser realizada apenas três a quatro meses após a união óssea radiográfica (Fossum, 2008). Situações em que este material deve ser removido engloba pacientes jovens, quando as placas se encontram em regiões com pouca cobertura de tecidos moles, ocorrência de infecções persistentes, irritação dos tecidos moles ou quando a placa deixa de ser funcional. Estes casos ocorrem com menos frequência em animais de meia-idade ou mais velhos mas em menores de um ano, a remoção é recomendada assim que a cicatrização esteja completa. Uma das razões de remover a placa nos animais jovens é prevenir o fenómeno protecção do stress. O osso normal, é sujeito constantemente a stresses mecânicos que resultam em deformação do osso ou tensão sempre que é aplicado peso ou quando ocorre contracção isométrica dos músculos. Estes mecanismos são essenciais na manutenção da arquitectura funcional do osso. De acordo com a lei de Wolff sobre a adaptação relativa a exigências funcionais, ao proteger-se o osso com uma placa estamos a estimular que a destruição óssea prevaleça sobre a osteogénese no decurso da remodelação óssea, originando osteoporose e aumentando o risco de uma nova fractura (Denny & Butterworth, 2000). A osteoporose tem vindo a tomar destaque pelo envelhecimento da população e caracteriza-se pela diminuição da massa óssea, tanto por reduzida formação, como por excessiva reabsorção. Pode ser afectada por factores como genética, nutrição, estilo de vida, hormonal e factores locais (Miranda, 2007). Actualmente, há evidência que muitos destes casos de perda óssea em locais sob placas ocorrem por interferência com a vascularização local em vez da protecção destes stresses naturais (Denny & Butterworth, 2000). As alterações no osso cortical, após a colocação da placa, tomam a forma de osteoporose sob a placa e crescimento ósseo em torno da mesma. Estas alterações podem promover mudanças na cicatrização e na estabilidade da fixação. O osso reage de acordo com as propriedades morfológicas e mecânicas da placa. Várias possibilidades poderiam explicar essa formação de osteoporose cortical como a protecção de stress, um aporte sanguíneo debilitado, reacção do osso à placa como corpo estranho ou mesmo a intervenção cirúrgica. Klaue, Fengels e Perren (2000), de modo a investigar este efeito, utilizam quatro tipos de placas diferentes, em ovelhas com osteotomia da tíbia, e avaliam durante um ano, abatendo-as posteriormente, e a analisando o osso. Os autores verificam, que placas que apresentam menor contacto com o osso, e por consequência menos alterações no aporte sanguíneo ao perióstio, induziam uma regeneração óssea mais acentuada. Muitos autores consideram a protecção de stress, a causa da osteoporose, pelo facto de placas que apresentam diferente rigidez mas com a mesma superfície de contacto, produzirem maiores graus de osteoporose sob placas mais rígidas. Contudo, os estudos mais recentes, apontam que

o principal factor que causa esta afecção é um aporte sanguíneo ao perióstio debilitado, pois placas com menor superfície de contacto têm apresentado menos porosidade sob a placa e melhores resultados em relação à regeneração óssea (Klaue et al., 2000). Um implante que contacte com o osso numa superfície mais extensa, inibe a chegada e saída de sangue ao osso resultando em isquémia e necrose, a qual estimula uma remodelação interna pelo sistema de Havers. Esta remodelação resulta em osteoporose, sendo posteriormente, estes espaços preenchidos por osso recém-formado. Em situações de necrose extensa, como se verifica com placas de maior contacto ósseo, ocorre uma maior irritação do osso e uma mais intensa remodelação óssea, a qual pode resultar na formação de espaços que dão origem a sequestros. Através da utilização de implantes de contacto mínimo com o osso e de técnicas de redução indirecta que mantenham o osso vivo, é possível reduzir a extensão da necrose e a ocorrência de complicações durante o processo de cicatrização (Perren, 2002).

### **3.2.1 Placas de compressão dinâmica**

As DCP aplicam uma compressão ao osso através da acção dinâmica do parafuso ao ser apertado. Quando esta acção acontece, as roscas do parafuso traccionam o osso, mantendo a placa em posição e provocando uma fricção entre a placa e o osso que elimina o movimento mas altera o aporte sanguíneo ao perióstio sob a placa (Szypryt & Forward, 2009) e requer que o osso seja de boa qualidade e que a placa apresente um molde anatómico ao próprio (Frigg, 2001). Energia potencial é convertida em fricção, a qual permite uma transferência de cargas do osso para a placa no local da fractura. Desde que a força de fricção supere a carga aplicada, a construção mantém-se estável (Miranda, 2007). Caso a placa não apresente o molde adequado, os parafusos colocam os fragmentos desalinhados e consequentemente origina-se uma má união (Szypryt & Forward, 2009). Ao mesmo tempo, forças de torção actuam na interface entre a placa e o osso e entre o osso e o parafuso, originando reabsorção sob a placa e em torno dos parafusos, resultando na libertação dos mesmos (figura 14) (Poon & Verco, 2013). A compressão e consequente estabilidade do sistema, são reduzidas com o tempo, nomeadamente no osso osteoporótico (Szypryt & Forward, 2009). O orifício da placa é oval e inclinado e à medida que o parafuso é apertado, a cabeça do mesmo desliza no sentido do centro do orifício. Enquanto ocorre esse movimento do parafuso, o osso realiza um movimento horizontal adjacente à placa. Ao ser colocado um parafuso, nestas condições, de cada lado da linha de fractura, o osso realiza um movimento aproximando os dois fragmentos, resultando numa compressão (como mostra o anexo 6 figura 35) (Fossum, 2008). Em casos de estabilidade absoluta, este tipo de placas permite uma cicatrização directa (Slatter, 2003).

**Figura 14 - Resultado da aplicação de forças num sistema não bloqueado.**



À medida que ocorrem forças no osso, a placa movimenta-se longitudinalmente, fazendo que o parafuso não bloqueado se desloque em torno de um eixo. O resultado é uma reabsorção óssea, nomeadamente junto à cabeça do parafuso, que pode originar a libertação do mesmo (adaptado de Perren, 2002, *Evolution of the internal fixation of long bone fractures, The journal of bone and joint surgery*, pág. 1096).

Uma placa DCP pode ser utilizada como placa de compressão, neutralização ou ponte. O posicionamento do parafuso faz variar a aplicação de uma carga compressiva ou neutra (Fossum, 2008). Na posição para aplicar carga, o formato do orifício do parafuso permite uma movimentação do fragmento de 0,8 a 1,0 mm por cada parafuso colocado (Johnson et al., 2005). Ao aplicar-se um parafuso na zona central do orifício, o objectivo é aplicar uma carga neutra, alcançando-se, no entanto, uma carga de 0,1 mm de compressão (Fossum, 2008). O formato oval dos orifícios permite uma inclinação dos parafusos de 25 graus no plano longitudinal e 7 graus no plano transversal (anexo 6 figura 36) (Johnson et al., 2005).

### **3.2.2 Placas de compressão dinâmica de contacto limitado**

As LC-DCP apresentam cortes na superfície inferior da placa entre os orifícios, com o objectivo de diminuir o contacto entre a placa e o osso cortical (Fossum, 2008). Como resultado, a rede capilar do perióstio sob a placa sofre uma menor agressão, originando uma melhor perfusão cortical, a qual por si conduz a uma redução das alterações ósseas sob a placa. Esses cortes apresentados na superfície inferior da placa promovem, igualmente, uma melhor distribuição da rigidez, facilitam a manipulação da placa e diminuem a tendência da placa dobrar nos orifícios ao sofrer forças de flexão (Johnson et al., 2005). Os orifícios dos parafusos baseiam-se no mesmo princípio de compressão dinâmica, variando neste caso em que o próprio orifício é simétrico, apresentando inclinação das duas extremidades em direcção ao centro, permitindo aplicar o parafuso nas duas direcções, e deste modo, compressão nos dois sentidos (Johnson et al., 2005; Fossum, 2008). Os orifícios estão, uniformemente, distribuídos na placa, o que também adiciona versatilidade (Johnson et al., 2005). Fracturas complexas beneficiam com a utilização destas placas pois a compressão pode ser aplicada em

vários locais. Nestas placas os orifícios são maiores permitindo uma inclinação do parafuso de 7 graus no plano transversal, tal como as DCP, mas uma inclinação maior no plano longitudinal, de 40 graus (Slatter, 2003; Johnson et al., 2005). Tal como as DCP, as LC-DCP podem ser usadas para as funções de compressão, neutralização e ponte (Johnson et al., 2005).

### **3.2.3 Outras placas**

Existem outras placas, em medicina veterinária, com características especiais vantajosas para algumas lesões específicas. As placas de reconstrução possuem reentrâncias lateralmente, entre os orifícios, o que permite serem trabalhadas em três planos, úteis no tratamento de fracturas com geometria complexa como ossos com apresentações mais curvilíneas, como a pélvis, acetábulo, mandíbula e maxila. Devido à sua estrutura, estas placas são mais frágeis que as equivalentes em tamanho (Slatter, 2003; Fossum, 2008), mas apresentam orifícios ovais que permitem compressão dinâmica (Johnson et al., 2005).

As placas veterinárias de orifícios contínuos possuem tamanhos até cinquenta orifícios, podendo ser cortadas com o número de orifícios desejado (Fossum, 2008). No entanto, nestas placas os orifícios não se apresentam modulados para gerar compressão (Slatter, 2003). Esta placa é relativamente fraca e por esse motivo, podem-se utilizar duas placas, uma em cima da outra, para aumentar a rigidez da estrutura (Johnson et al., 2005)

A placa acetabular apresenta uma forma de modo a concordar com a superfície dorsolateral do acetábulo canino (Fossum, 2008). Existem placas em T e placas em L. Placas de gancho duplo são usadas em fracturas femorais proximais e osteotomias intertrocantéricas. Existem ainda placas para osteotomia dupla e tripla pélvica, placas tubulares para locais com reduzida cobertura de tecidos moles e placas de tamanhos reduzidos para gatos e cães de raças pequenas (Johnson et al., 2005)

### **3.2.4 Função das placas**

A mesma placa pode desempenhar diversas funções dependendo da sua aplicação ao osso. A função de placa de compressão ocorre quando é aplicada uma compressão axial à linha de fractura. Uma DCP pode actuar como placa de compressão somente se a linha de fractura for simples, transversa ou oblíqua até 45 graus (Fossum, 2008). Caso seja aplicado na placa, anteriormente, uma flexão que a faça ficar distanciada 2 mm acima da linha de fractura, origina-se uma compressão no córtex oposto quando a placa é fixada ao osso (Johnson et al., 2005).

Uma placa de neutralização equilibra as forças que actuam na zona do osso que foi estabilizada. Fracturas cominutivas redutíveis ou fracturas oblíquas superiores a 45 graus apresentam indicação para este tipo de placas (Fossum, 2008).

Uma placa em ponte une dois fragmentos intercalados por uma porção fragmentada (Fossum, 2008). São usadas em fracturas cominutivas, nas quais os fragmentos são demasiado pequenos para serem reduzidos com parafusos de compressão. Utilizam-se placas mais largas e a região central da mesma, que protege a área da fractura cominutiva, não apresenta orifícios para parafusos, de modo a aumentar a força da placa nessa região (Denny & Butterworth, 2000). Funciona para manter o comprimento e o alinhamento espacial do osso durante a cicatrização e todas as cargas aplicadas na estrutura serão suportadas pela placa no período pós-operatório (Fossum, 2008). Nestes casos, a união óssea vai depender da formação de um calo e não da cicatrização óssea directa. A combinação de placa com cavilha intramedular apresenta uma eficácia elevada na união de fracturas cominutivas, devido à sua acção mecânica sinérgica. Se por um lado a cavilha protege a fractura de forças de flexão, a placa actua contra as forças de torção e compressão axial (Johnson et al., 2005).

Em fracturas metafisárias, forças compressivas tendem a colapsar a superfície articular adjacente. Placas em ponte previnem que este colapso aconteça (Johnson et al., 2005).

#### **4. PLACAS BLOQUEADAS**

As placas bloqueadas são um tipo de placa em que a cabeça do parafuso é bloqueada à placa estabelecendo uma união flexível com estabilidade axial e angular (Wagner, 2003), o que diminui a dependência da união do parafuso ao osso (Miller & Goswami, 2007) e o risco de perda de redução durante a colocação dos parafusos e no pós-cirúrgico (Wagner, 2003). Estas placas diminuem o impacto biológico no osso e melhoram a fixação, nomeadamente no osso osteoporótico, onde a falha da placa é um problema comum, causado, particularmente, por uma fixação fraca dos parafusos e reabsorção óssea na interface entre parafuso e osso (Stoffel, Diete, Stachowiak, Gächter & Kuster, 2003). O contacto reduzido entre a placa e o osso promove uma preservação do aporte vascular do perióstio, reduzindo a reabsorção de osso sob a placa (Johnson et al., 2005) e diminuindo a necessidade de uma moldagem exacta da placa. Ao não ser necessário moldar a placa durante a cirurgia, poupa-se tempo intra-operatório. Devido às suas características semelhantes a uma placa mas apresentar um comportamento de fixador externo, oferecendo uma fixação flexível, mantendo as vantagens do fixador externo mas possibilitando a sua utilização em tratamentos longos, estes sistemas também são denominados por fixadores internos (Perren, 2002).

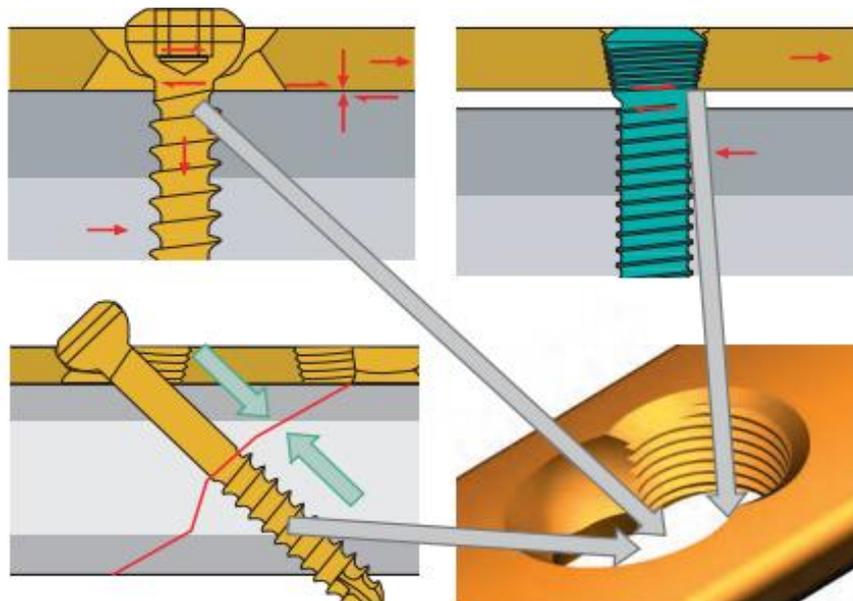
## 4.1 Variedades de placas bloqueadas

Em medicina veterinária utilizam-se principalmente duas variedades de placas bloqueadas, as placas de compressão bloqueadas e as placas bloqueadas de orifício único.

### 4.1.1 Placas de compressão bloqueadas

As LCP são introduzidas pelo Professor Michael Wagner, Robbie Frigg e colaboradores em 1998, quando desenvolvem um sistema híbrido com combinação de orifícios. Não foi possível usar as características de construção do conceito Unilock, o qual permite a utilização de parafusos de compressão ou parafusos de cabeça bloqueada no mesmo orifício. Estes componentes individuais já estavam presentes na prática clínica, independentes uns dos outros (Frigg, 2003). Desenvolvem, então, uma placa que utiliza um sistema combinado, no qual o mesmo orifício pode adotar um parafuso convencional ou um parafuso de cabeça bloqueada, apresentando esta, uma forma cônica roscada (figura 15). Este tipo de parafusos fornece uma melhor fixação, pois a sua posição relativamente à placa é fixa (Johnson et al., 2005). As extremidades da placa são afuniladas de modo a facilitar a sua inserção sub-muscular (Haaland, Sjöström, Devor & Haug, 2009)

Figura 15 - Sistema combinado da LCP



O orifício da LCP pode acomodar dois tipos de parafusos. Uma metade do orifício apresenta o design de uma placa DCP ou LC-DCP para parafusos convencionais, incluindo parafusos de compressão. A outra metade apresenta um design roscado cônico que aceita o parafuso de cabeça roscada e fornece estabilidade angular (adaptado de Johnson et al., 2005, *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, pág. 46).

Na LCP, a parte do orifício que permite a colocação de um parafuso convencional, apresenta o formato de um orifício de DCP ou LC-DCP, permitindo uma compressão axial e a colocação de parafusos de compressão com angulação. A outra parte do orifício permite a colocação de parafusos de cabeça bloqueada fornecendo estabilidade angular. As LCPs

apresentam, assim, dois modos de utilização, como placa de compressão dinâmica ou como placa bloqueada. Deste modo, a placa pode assumir a função de compressão, neutralização ou pode assumir a função de ponte, dependendo se são utilizados parafusos convencionais ou parafusos de cabeça bloqueada, respectivamente (Johnson et al., 2005). Casos que seja necessária angulação, para promover compressão de um fragmento ou evitar penetrar uma articulação, pode-se usar um parafuso cortical ou esponjoso. O parafuso cortical apresenta as roscas pouco espaçadas e pouco profundas, próprias para este tipo de osso, enquanto o parafuso esponjoso apresenta as roscas mais espaçadas e mais profundas, apropriadas para fixação no osso esponjoso mais brando da epífise e metáfise (Harasen, 2011). São usados parafusos auto-perfurantes, principalmente, como monocorticais em fragmentos diafisários de osso com boa qualidade. Como estes parafusos apresentam uma extremidade aguçada é importante ter em conta quando atravessam o segundo córtex para não danificar estruturas de tecidos moles, como nervos e vasos. Os parafusos auto-roscantes são usados nos vários segmentos do osso, nomeadamente quando é necessário um parafuso bicortical. No osso com osteoporose, o córtex é fino e o comprimento de trabalho do parafuso, ou seja, o comprimento do parafuso em contacto com o osso, de um parafuso monocortical é insuficiente, podendo causar instabilidade. Deste modo, nestes casos recomenda-se um parafuso bicortical auto-roscante para aumentar o comprimento de trabalho e por consequência a resistência à torção (Gautier & Sommer, 2003). A LCP integra, deste modo, duas tecnologias no mesmo implante, sem comprometer as propriedades mecânicas dos dois sistemas (Frigg, 2003).

Ao utilizar o sistema como um fixador interno, podem-se aplicar suportes de espaço temporários nos orifícios cónicos da placa. Estes suportes permitem que a placa não contacte com o osso durante a cirurgia, o que diminui a lesão à vascularização do osso. Posteriormente, podem ser retirados ou substituídos por parafusos (Wagner, 2003).

Nas situações que a LCP é utilizada como LC-DCP, o molde correcto da placa ao osso é necessário. A transferência de cargas de um fragmento para o outro ocorre através de fricção. Caso a LCP seja utilizada com função de ponte, com parafusos bloqueados, o molde exacto não é necessário. A transferência de cargas ocorre através do sistema bloqueado. Este tipo de sistema estimula a cicatrização óssea indirecta (Gautier & Sommer, 2003).

A fadiga é uma propriedade importante de uma placa e depende das propriedades do material, do seu design, do manuseio durante a cirurgia e da tensão após a mesma (Frigg, 2003). Em testes biomecânicos, que simulam cargas semelhantes ao caminhar, Kanchanomai et al. (2008), verificam que as forças se distribuem, predominantemente, no local da fractura. A secção dos orifícios na DCP é onde se concentra um maior stress sob tensão, em termos de design, sendo mais crítico no local do orifício de compressão. Este factor apresenta a

vantagem de quando a placa é deformada durante a cirurgia, a zona roscada da placa apresentar-se mais protegida (Frigg, 2003).

#### **4.1.2 Placas bloqueadas de orifício único**

O mecanismo bloqueado Unilock consiste em parafusos com cabeça roscada que são acoplados aos respectivos orifícios também roscados. Todos os parafusos são auto-roscantes e são inseridos perpendicularmente à placa (Johnson et al., 2005). Este sistema, em relação à LCP, apresenta a vantagem que o orifício da placa envolve toda a circunferência da cabeça do parafuso, promovendo uma maior estabilidade angular e axial (Frigg, 2003). É utilizada uma guia especial, que é aparafusada no orifício, facilitando o bloqueio entre o parafuso e a placa (Johnson et al., 2005).

Outro sistema é o mecanismo de bloqueio poliaxial, o qual apresenta os benefícios das placas bloqueadas Unilock e oferece a opção de inserção dos parafusos com angulação até 10 graus. Estes parafusos com angulação melhoram a fixação do sistema, pois ocorre aumento da quantidade de osso que tem de ser deslocada quando forças de tracção estão a decorrer (Perren, 2002). Ao mesmo tempo, esta angulação, permite a colocação de parafusos mais compridos, que apresentam maior área de contacto com o osso e, conseqüentemente, melhoram a fixação do sistema. O sistema afiado da rosca da cabeça do parafuso encaixa e forma o seu próprio sistema roscado no orifício da placa, durante a inserção e mantendo a força do sistema bloqueado. Barnhart et al. (2013), num estudo retrospectivo com 60 cães e 2 gatos verificaram que estas placas apresentaram um tempo médio de união funcional de 7,1 semanas, e uma taxa de complicações, ambos similares a outros sistemas de união de fracturas.

O estudo de Bottlang et al. (2010a), apresenta o sistema *far cortical locking plates*, cujos parafusos estabelecem uma relação bloqueada na placa e no osso cortical distal da diáfise. No estudo, este sistema apresentou menor rigidez que uma placa bloqueada convencional e valores superiores quanto a forças de torção e flexão, possivelmente atribuídas à distribuição de forças pela totalidade dos parafusos. Com estas características, este sistema permite um movimento paralelo entre os fragmentos, promovendo um calo de maiores dimensões e simétrico, diminuindo os casos de não união.

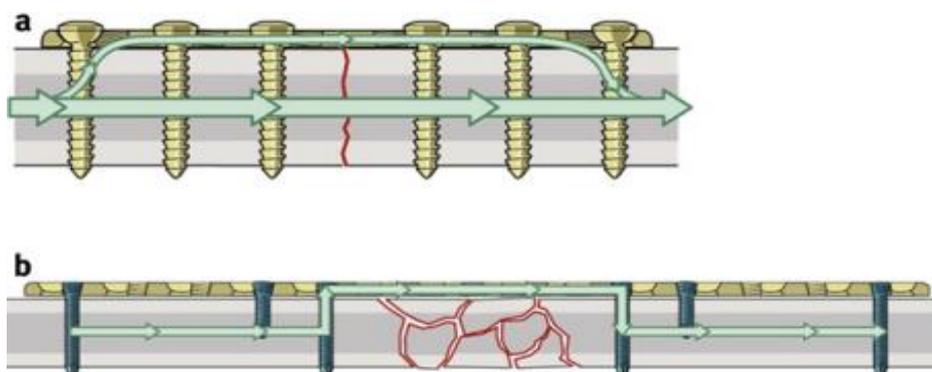
## 4.2 Características mecânicas

A placa e os parafusos bloqueados formam um sistema estável e a estabilidade da fractura depende da rigidez da estrutura (Wagner, 2003), proporcionando, mecanicamente, uma função semelhante a um fixador externo. Factores que influenciam a estabilidade mecânica de uma fractura incluem a redução da fractura, o número, tamanho e posição dos parafusos, o comprimento da placa, o comprimento de trabalho e a distância entre a placa e o osso (Ahmad et al., 2007). Por estes factores, muitas falhas que ocorrem nos sistemas bloqueados, devem-se a erros cirúrgicos, tanto na escolha do implante como na sua aplicação (Miranda, 2007).

Edward, Wilson, Zhang, Flores e Merk (2006), em estudos biomecânicos comparativos no Homem, realizados em fracturas no úmero proximal, concluem que, relativamente a cavilhas intramedulares, a LCP apresenta melhores resultados quando exposta a forças de torção e a forças de flexão, apresentando menos rotação angular e menos deslocação. Em estudos comparativos da LCP com a LC-DCP em fêmures caninos, Aguila et al. (2005), concluem que não existem diferenças significativas quanto a forças de flexão no geral, mas, relativamente à rigidez, no local da fractura, a LCP apresentava melhores valores em flexões latero-mediais. No estudo, as LCP também apresentam melhores resultados quanto a forças de torção.

A força de uma placa bloqueada é equivalente ao somatório de todas as interfaces entre parafusos e osso, ao contrário da estabilidade de uma placa convencional, que depende da fricção (Miller & Goswami, 2007). No sistema bloqueado, não ocorre compressão da placa contra o osso e as forças do osso contra a placa ocorrem através da união bloqueada entre a placa e o parafuso (Szypryt & Forward, 2009), ao contrário do sistema DCP, cujas forças são transmitidas através da fractura (figura 16).

**Figura 16 - O funcionamento das forças ao longo de uma placa convencional e de uma placa bloqueada**



a. Um sistema convencional de placa e parafusos actua como um dispositivo de partilha de cargas. b. Uma placa bloqueada, actua de forma semelhante a um fixador externo, inibindo a passagem de cargas no local da fractura (adaptado de Szypryt & Forward, 2009, *The use and abuse of locking plates, Orthopaedics and trauma*, pág. 281).

As cabeças dos parafusos são cónicas, em vez de hemisféricas, o que promove uma melhor fixação no orifício, com uma melhor distribuição das forças entre a cabeça do parafuso e os orifícios roscados no osso (Szypryt & Forward, 2009). Devido a não ser necessário a placa estar pressionada contra o osso para adquirir estabilidade, um molde anatómico da placa deixa de ser necessário, o que, de igual modo, vai prevenir a deslocação da fractura causada por um molde incorrecto da placa (Frigg, 2001).

O parafuso convencional apresenta uma rosca larga e assimétrica para resistir a forças de tracção. Os parafusos bloqueados apresentam uma linha mais fina, para permitir a sua introdução no osso e simétrica de modo a equilibrar as forças de avanço e tracção do parafuso (Cronier et al., 2010). O diâmetro do núcleo é superior promovendo maior força na flexão, cerca de 200%, em forças tangenciais ou de deslizamento, cerca de 100% (Szypryt & Forward, 2009). Com este diâmetro maior, ocorre também, uma melhor fixação contra forças que actuam perpendicularmente ao eixo axial do parafuso (Perren, 2002). O eixo do parafuso apresenta-se, ligeiramente, mais largo que o orifício do parafuso e é afunilado de modo a produzir uma pré-carga e prevenir a reabsorção do osso, e reduzir os pequenos movimentos. Deste modo, os parafusos de cabeça bloqueada estabelecem uma melhor fixação tanto em ponte como em fixação absoluta, oferecendo vantagens no osso osteoporótico e em fracturas em regiões articulares onde pode ocorrer um pequeno bloqueio articular (Szypryt & Forward, 2009).

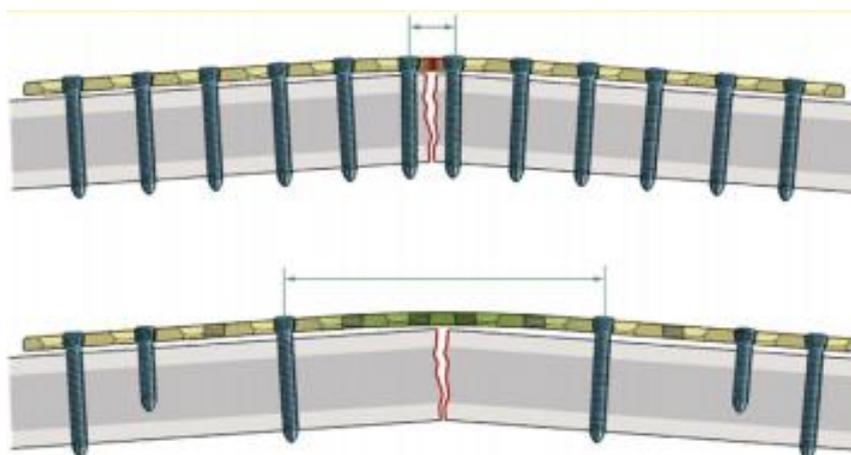
Quanto ao número de parafusos, três em cada fragmento é, geralmente, suficiente. Ao adicionarmos um quarto, acrescentamos pouco efeito na estabilidade axial mas melhoramos a estabilidade relativa a forças de torção (Szypryt & Forward, 2009). No osso com osteoporose, Wagner (2003) recomenda, pelo menos, três parafusos em cada fragmento sendo, no mínimo, um deles bicortical.

Placas bloqueadas costumam ser mais compridas de modo a permitir um comprimento de trabalho maior e reduzir a concentração de stress no local da fractura (Szypryt & Forward, 2009). O comprimento de trabalho é a distância entre os dois primeiros parafusos em cada lado da fractura. Nas experiências de Stoffel et al. (2003) o comprimento de trabalho demonstrou ser o factor que mais afectava a rigidez axial e torsional. Um comprimento de trabalho maior distribui as forças encontradas pela placa, num comprimento maior da placa, fazendo que a falha por fadiga seja menos provável (Tan & Balogh, 2009). Relativamente a forças de torsão, placas maiores não apresentam grandes vantagens, ao contrário da rigidez axial, que diminui com placas menores, assim como já tinha sido demonstrado em placas convencionais (Stoffel et al., 2003).

A posição dos parafusos influencia não só a rigidez da construção mas também, a fadiga cíclica do implante (Chao, Conrad, Lewis, Horodyski & Pozzi, 2013). Os parafusos apresentam maior resistência quando distribuídos ao longo de uma placa com maior comprimento (Szypryt & Forward, 2009). Ao contrário de fracturas reduzidas com compressão entre os fragmentos, onde a grande concentração de forças aplicadas ocorre nos parafusos das extremidades da placa, utilizando placas em ponte, as grandes concentrações de stress localizam-se nos parafusos juntos à fractura (Stoffel et al., 2003).

Segundo testes realizados por Stoffel et al. (2003), em cilindros de fibra de vidro preenchidos por uma espuma sintética, a rigidez axial mantém-se constante, no momento que a placa apresente mais de três parafusos em cada fragmento, desde que dois desses três se localizem no primeiro e no último orifício. A rigidez torsional aumenta, até à colocação do quarto parafuso no segmento, mantendo-se, a partir desse número, constante e sendo independente da posição desses parafusos adicionais. Ao ser omitido um orifício junto ao local de fractura, a rigidez axial e torsional diminuem 64% e 36%, respectivamente. Em ambas, para cada orifício adicional, que não se apresente preenchido, a estabilidade diminui, aproximadamente, 10%. Deste modo, para aumentar a elasticidade do sistema e diminuir a sua deformação plástica, pode-se não preencher os orifícios junto a uma fractura simples, evitando um stress excessivo na placa e parafusos e estimulando a distribuição do stress (figura 17) (Wagner, 2003; Cronier et al., 2010). Esta elasticidade, juntamente com a tensão reduzida nos tecidos e a manutenção da vascularização dos fragmentos, são uns dos principais mecanismos na diferenciação do tecido de granulação em calo (Gautier & Sommer, 2003).

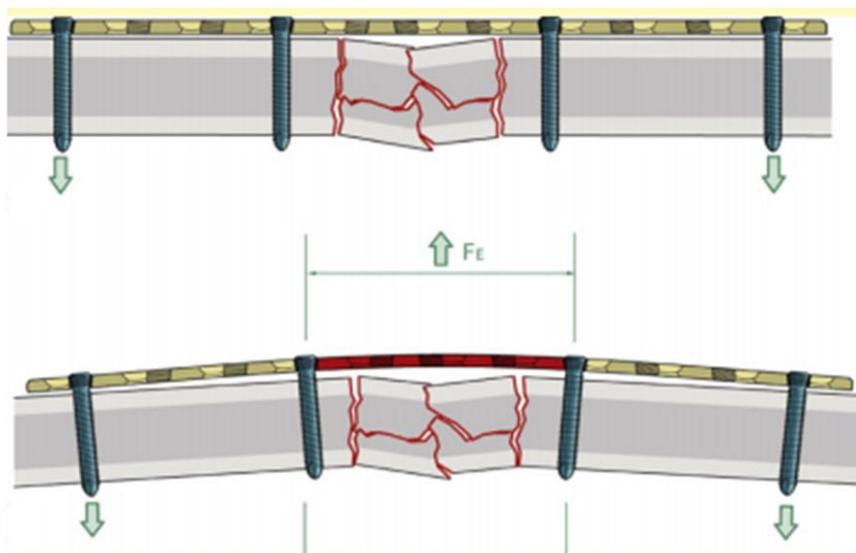
**Figura 17 - Influência do comprimento de trabalho numa fractura diafisária simples**



Um comprimento de trabalho reduzido aumenta o stress e a tensão numa área pequena do implante. Ao aumentar-se o comprimento de trabalho, o sistema fica mais elástico e ocorre distribuição do stress numa área maior (adaptado de Szypryt & Forward, 2009, *The use and abuse of locking plates, Orthopaedics and trauma*, pág. 288).

Em fracturas cominutivas, não ocorre contacto ósseo e partilha de cargas durante cargas dinâmicas, e o stress na placa e nos parafusos aumenta com o aumento do comprimento de trabalho (Stoffel et al., 2003). Nestes casos, colocar parafusos junto ao foco de fractura adiciona resistência à fixação e evita stress em excesso no implante (figura 18) (Cronier et al., 2010). Stoffel et al. (2003) demonstra em testes de carga dinâmicos, em que fracturas com maiores intervalos, apenas as que possuíam placas com menores comprimentos de trabalho é que resistiam a cargas maiores. Todas as falhas com cargas axiais ocorreram por falha da placa e não dos parafusos, e maioritariamente pelo orifício DCP, onde os autores encontraram valores de stress mais elevados.

**Figura 18 - Influência do comprimento de trabalho numa fractura diafisária cominutiva**



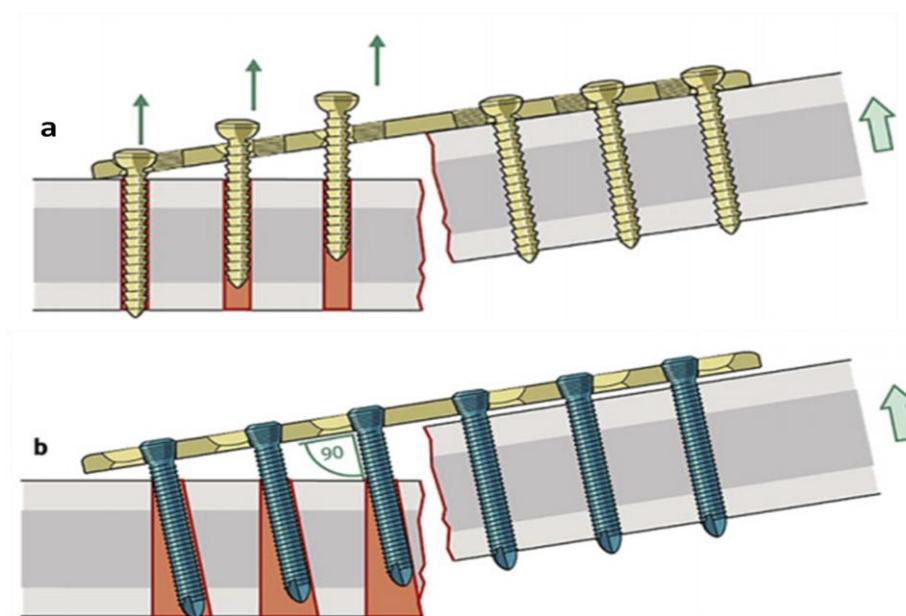
(adaptado de Szypryt & Forward, 2009, *The use and abuse of locking plates, Orthopaedics and trauma*, pág. 288).

Relativamente à distância entre a placa e osso, Ahmad et al. (2007) demonstram, em experiências realizadas em moldes de osso *in vitro*, que quanto mais afastada uma placa bloqueada se encontra do osso, mais a estabilidade do sistema é afectada, tornando-se menor a rigidez axial e maior a deformação rotacional, ao aplicar-se forças de torção. Também demonstram que a LCP comporta-se, mecanicamente, de modo semelhante, quando aplicada junto ao osso ou a uma distância de 2 mm, apresentando mais resistência que a placa a 5 mm a cargas axiais estáticas. Esta placa apresentou, igualmente, maior movimento rotacional com cargas menores, nos testes de torção estática e maiores deslocamentos tanto com cargas cíclicas axiais como de torção. Deste modo, os autores recomendam a colocação de placas a uma distância ao osso, menor ou igual a 2mm.

A falha numa placa e parafusos padrão, como os de compressão, nomeadamente no osso osteoporótico, ocorre por perda sequencial dos parafusos e reabsorção óssea na zona de

contacto entre o parafuso e o osso, como se observa na figura 19a (Ahmad et al., 2007). Como os parafusos bloqueados apresentam dificuldade em se libertarem, ao ocorrerem cargas axiais excessivas, a ruptura, geralmente acontece no colo do parafuso (Miranda, 2007). No osso de má qualidade, as falhas podem ser atribuídas a uma reduzida resistência dos parafusos à torção no osso cortical fino e à capacidade de manterem o seu alinhamento axial e a um menor contacto entre o parafuso e o osso (Miller, Acquaviva, Eisenmann, Stone & Kraus, 2011). Através da fixação estável, conseguida entre os dispositivos bloqueados, tal não acontece, o que promove uma melhor resistência às forças de flexão (figura 19b). (Szypryt & Forward, 2009). Devido à diminuição das forças de tracção, o comprimento do parafuso, no sistema bloqueado, torna-se menos vital. Nos parafusos convencionais atingir os dois córtices promove maior estabilidade mas, ao mesmo tempo, danifica mais tecidos moles (Cronier et al., 2010). Em casos de osteoporose, são aconselháveis parafusos bloqueados bicorticais (Gautier & Sommer, 2003).

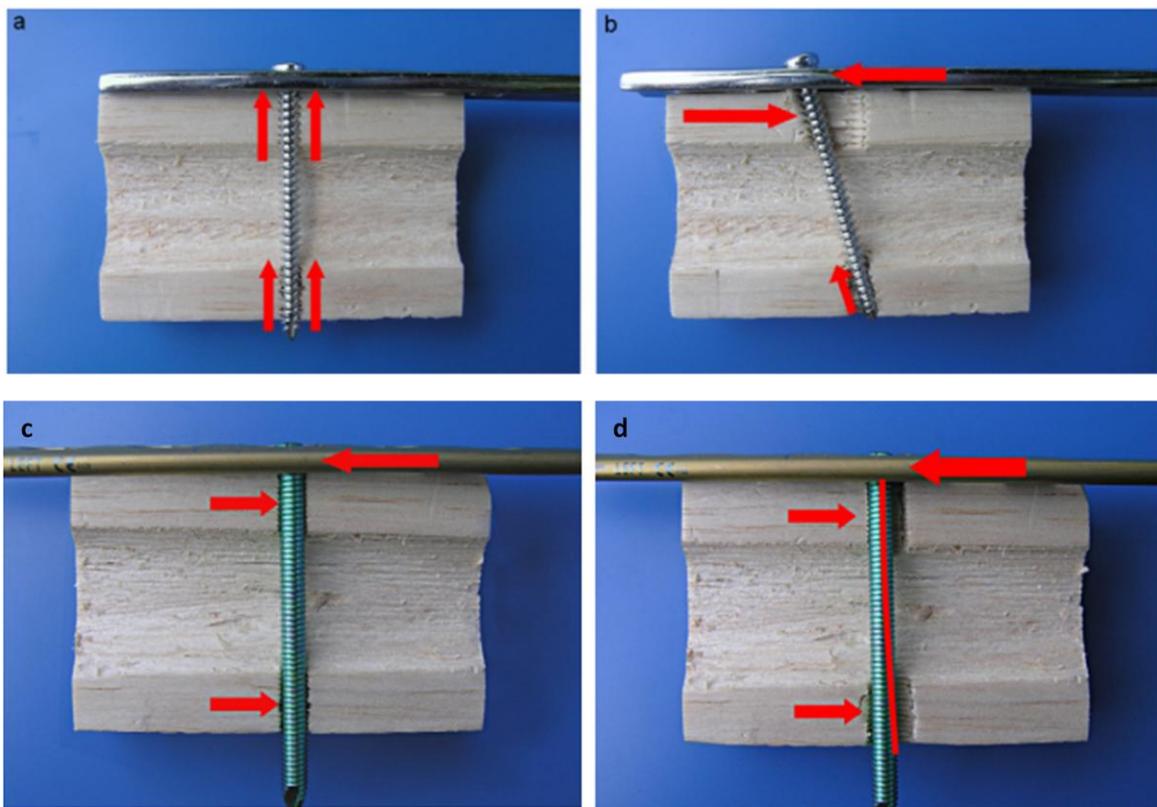
**Figura 19 - Tracção e libertação dos parafusos numa placa convencional e numa placa bloqueada**



a. Falha sequencial dos parafusos numa placa convencional. b. A estabilidade angular da cabeça dos parafusos bloqueados acoplados na placa bloqueada não permite a libertação sequencial dos parafusos, aumentando a resistência a forças de flexão. Para ocorrer falha na placa é necessário tracção simultânea de todos os parafusos (adaptado de Szypryt & Forward, 2009, *The use and abuse of locking plates, Orthopaedics and trauma*, pág. 283).

Ao mesmo tempo a resistência a forças tangenciais, ou seja, a forças de deslocamento paralelas em sentidos diferentes, também é superior, pois a força é exercida em todo o comprimento do parafuso, ao contrário de um parafuso convencional (figura 20), o que torna os parafusos bloqueados mais efectivos (Cronier et al., 2010).

**Figura 20 - Comportamento do sistema convencional e do sistema bloqueado, relativamente a forças tangenciais**



a. Efeito da compressão das roscas do parafuso convencional. b. Efeito das forças tangenciais numa placa convencional. Este efeito ocorre, marcadamente, na zona cortical proximal à cabeça do parafuso. c. O parafuso bloqueado resiste a forças tangenciais ao longo de todo o seu comprimento. d. No decorrer de forças tangenciais, o parafuso bloqueado é sujeito a uma ligeira flexão (adaptado de Cronier et al., 2010, *The concept of locking plates, Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, págs. 20 e 21).

A desvantagem dos parafusos de cabeça bloqueada é a sua orientação perpendicular à placa, não permitindo a fixação de fragmentos afastados da placa ou a sua utilização com função de compressão (Frigg, 2001). Assim, placas puramente bloqueadas perdem a função de compressão. Por outro lado, parafusos com diferentes direcções promovem maior resistência a forças de tracção. Daí, este ser um dos motivos da maioria dos implantes epifisários apresentar parafusos em diferentes direcções (Cronier et al., 2010). O mesmo acontece no osso osteoporótico, o qual beneficia de uma ligeira flexão do fixador interno. Torna-se vantajoso em parafusos com direcções convergentes e divergentes, aumentado a força de tracção dos próprios (Gautier & Sommer, 2003). Em regiões com pouco tecido subcutâneo, estas placas podem ficar proeminentes sob a pele causando dor e irritação dos tecidos (Szypryt & Forward, 2009). Outra desvantagem destes sistemas é o custo, pois como é uma tecnologia recente, placas e parafusos deste sistema, geralmente, apresentam-se mais caros que os implantes anteriores não bloqueados (Szypryt & Forward, 2009).

### **4.3 Características biológicas**

A estabilidade angular e axial conseguida pela combinação dos formatos cónicos da cabeça do parafuso e do orifício, permite que a placa não apresente a necessidade de contactar com o osso (Frigg, 2001). Ao mesmo tempo, ao adicionar-se um segundo parafuso bloqueado não ocorre perda de redução. Tal pode acontecer em parafusos convencionais, quando a placa não se apresenta moldada ao osso (Cronier, 2010). Por este motivo e por apresentar melhor estabilidade em ossos de menor qualidade, estes sistemas são preferidos em casos de osteoporose.

A estabilidade angular aliada à necessidade de menos parafusos deste método de fixação, vai de encontro ao conceito de osteossíntese percutânea de mínima invasão (Frigg, 2001). Como a compressão entre placa e osso não é necessária, ocorre a preservação do aporte sanguíneo ao perióstio e menor interferência no hematoma e na cicatrização, permitindo a formação do calo (Szypryt & Forward, 2009) Com uma distância entre o osso e a placa menor de 2 mm, este sistema mantém um ambiente mecânico estável (Ahmad et al., 2007). Em placas convencionais, o osso debaixo do implante demonstra uma baixa capacidade de regeneração, apresentando um córtex frágil durante maiores períodos de tempo devido à destruição da vascularização pela placa. Este efeito, ou a destruição do aporte sanguíneo durante o acidente ou a cirurgia, pode potenciar, mais tarde, uma não união ou uma nova fractura (Gautier & Sommer, 2003; Szypryt & Forward, 2009). Como a interface entre o osso e o parafuso apresenta-se sob um menor stress, as placas bloqueadas também apresentam vantagens no osso jovem, sendo estes pacientes, candidatos a cirurgias de mínima invasão.

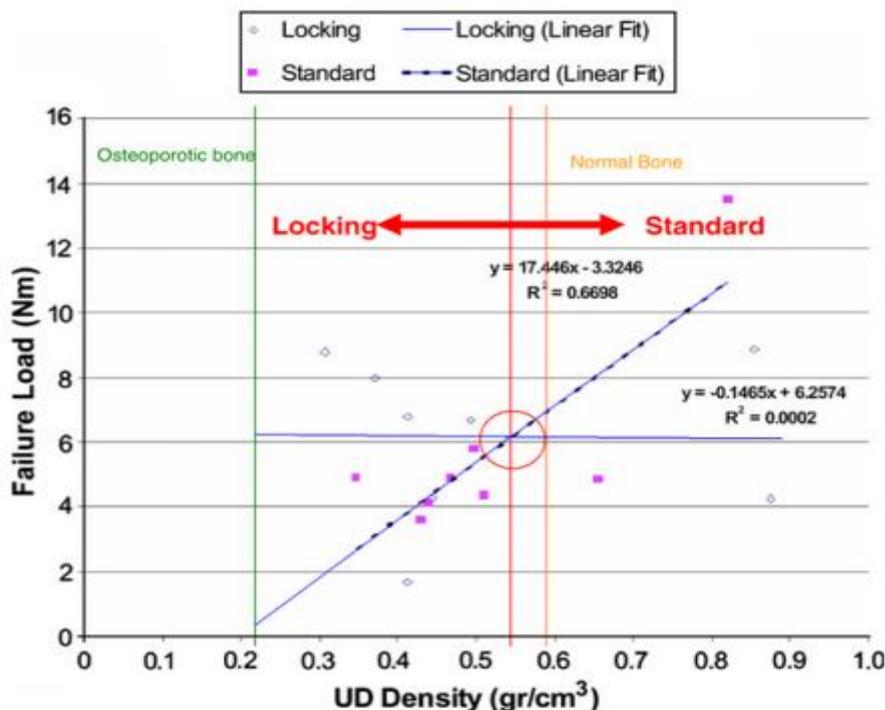
Estudos realizados por Perren (2002), demonstram que o efeito de um corpo estranho que reduz a resistência a infecção é menos causado pelo próprio corpo estranho e mais pela necrose, neste caso, induzida pela placa. Tecido desvascularizado, nomeadamente osso, é uma matriz ideal para o desenvolvimento bacteriano (Pozzi et al., 2013). Nas placas bloqueadas, como não ocorre esta fricção, não se desenvolve necrose do osso, e por consequência menos infecção.

#### 4.4 Indicações clínicas para placas bloqueadas

Escolher uma LCP depende de vários factores, entre os quais a qualidade do osso, a localização e situação da fractura, a condição dos tecidos moles e do paciente, a preferência e a experiência do cirurgião e a disponibilidade do material (Wagner, 2003). Existem três situações específicas para o uso de uma placa bloqueada: em situações de osteoporose, fracturas peri-articulares e fixação biológica (Szypryt & Forward, 2009).

No osso osteoporótico, várias vantagens já foram enumeradas nas placas bloqueadas, destacando-se o aumento da força de tracção. Esta é conseguida pela elevada rigidez conseguida no sistema bloqueado de ângulo fixo entre a placa e a cabeça do parafuso (Szypryt & Forward, 2009). Também apresenta maior resistência a forças de flexão e torção e não ocorre fricção entre a placa e o osso (Wagner, 2003). Kim, Ayturk, Haskell, Miclau & Puttlitz (2007), em estudos com cadáveres, verifica que a resistência a cargas, em placas convencionais depende da densidade mineral óssea, enquanto as placas bloqueadas são independentes (gráfico 3). Deste modo é importante analisar cada paciente individualmente para otimizar a aplicação de implantes ósseos

Gráfico 3 - Falha de placas convencionais e bloqueadas dependendo da densidade mineral óssea



A LCP, à medida que a densidade mineral óssea aumenta, apresenta pouca variação no seu comportamento, enquanto que uma placa convencional torna-se mais resistente a cargas, à medida que a densidade mineral óssea aumenta. Existe um ponto em que as duas linhas se intersectam. Para a esquerda, a densidade mineral do osso diminui, aproximando-se de valores do osso osteoporótico, e pode-se averiguar que a LCP apresenta resistência a cargas maiores. Para a direita da linha, são as placas convencionais que apresentam maior resistência, concluindo-se que para estes valores de densidade mineral óssea, a LCP pode não ser tão vantajosa, também de acordo com o seu preço mais elevado (adaptado de Miller & Goswami, 2007, A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing, Clinical Biomechanics 22, pág. 1060).

Outros dispositivos têm sido usados na resolução de fracturas do osso osteoporótico, como por exemplo, a utilização de cimento ósseo de polimetilmetacrilato e resinas compostas de hidroxiapatite para uma melhor fixação dos parafusos à placa (Kim et al., 2007).

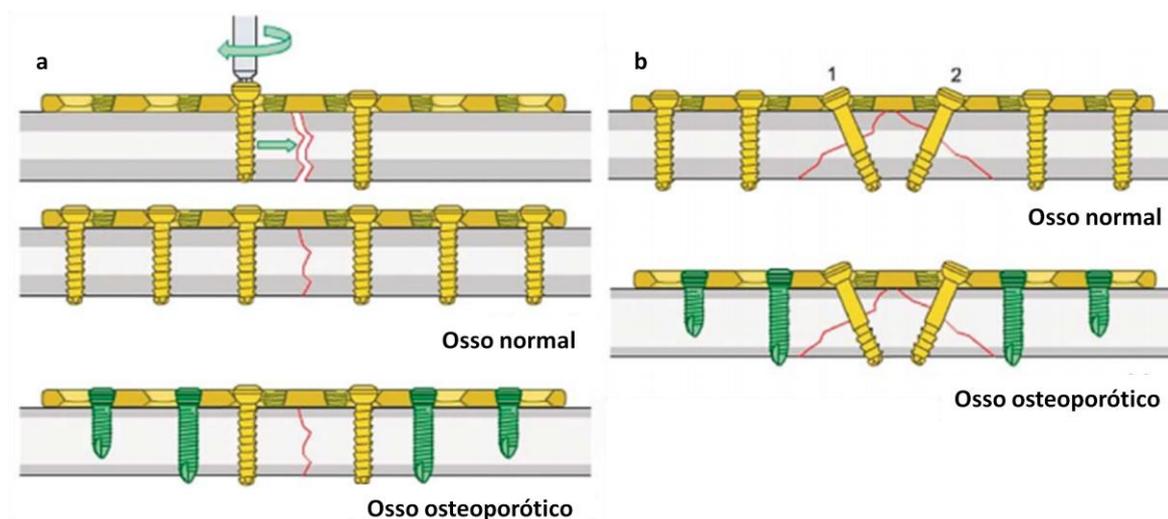
Nas fracturas peri-articulares, a estabilização de pequenos segmentos de osso metafisário é melhorada com um sistema bloqueado. Se por um lado a placa não necessita de um molde exacto nas zonas que não contacta com o osso, na região metafisária pode ser aplicado um molde adequado, de modo a auxiliar a redução de segmentos articulares, usando os princípios de estabilidade absoluta (Szypryt & Forward, 2009). Neste tipo de fracturas, nem sempre é possível a utilização de parafusos bicorticais, situação que no osso osteoporótico, com placas convencionais pode não ser a mais adequada (Kim et al., 2007). Contudo, um parafuso bloqueado unicortical, restabelece a estabilidade oferecida por um parafuso convencional bicortical (Perren, 2002).

A fixação biológica é estimulada através da preservação do aporte sanguíneo e do movimento controlado no local da fractura, originando a formação de calo e evitando a necessidade de enxertos ósseos (Szypryt & Forward, 2009). O objectivo é evitar complicações como sequestros e infecção, os quais podem ser causados por necrose óssea (Perren, 2002). É uma técnica aconselhada em casos de fracturas com lesões abundantes dos tecidos moles (Wagner, 2003).

Para além das vantagens que apresentam nestes casos, também foi referido que as placas bloqueadas oferecem várias funções originando os dois tipos de cicatrização.

As placas bloqueadas ao serem utilizadas como placas convencionais, aplica-se o método de compressão e o princípio de estabilidade absoluta, os quais convergem em cicatrização óssea primária. A técnica é similar à usada nas placas e parafusos convencionais (Wagner, 2003), podendo-se usar parafusos standard ou de compressão para funções de compressão (figura 21a) ou neutralização. Pode-se preencher alguns orifícios com parafusos bloqueados para diminuir a possibilidade de saída dos mesmos, o que é vantajoso em casos de osteoporose (figura 21 a verde). Contudo, estes parafusos não devem ser utilizados para compensar o tamanho da placa (Tan & Balogh, 2009). Casos que utilizem esta função são os casos de fracturas intra-articulares deslocadas, não uniões ou uniões atrasadas, osteotomias precisas ou fracturas simples transversas ou oblíquas de ossos longos com reduzido comprometimento de tecidos moles (Szypryt & Forward, 2009).

**Figura 21 - Aplicação da LCP com função de compressão**

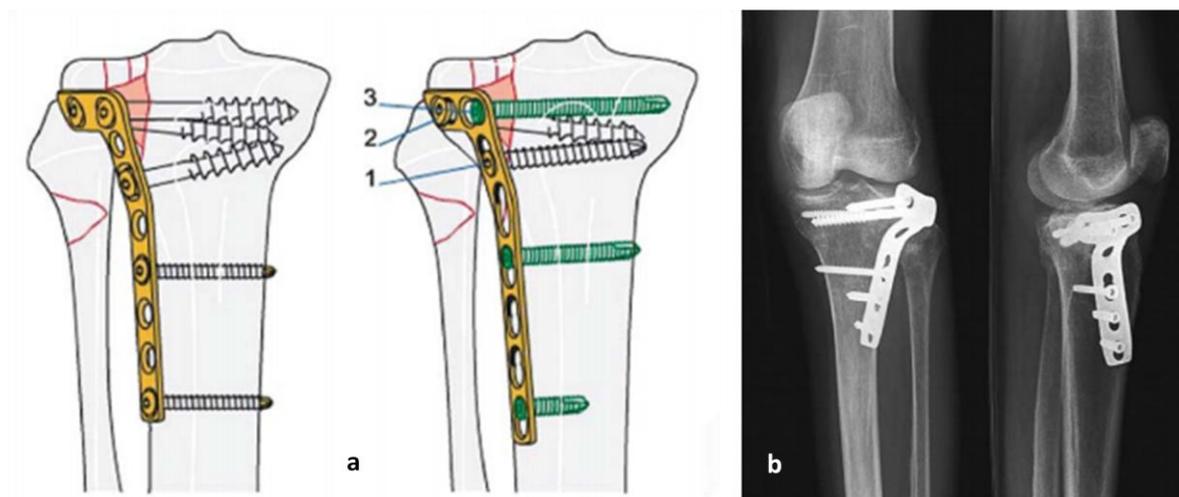


a. Na LCP, consegue-se a função de compressão com dois parafusos corticais de cada lado da fratura. No osso normal, parafusos corticais adicionais acrescentam estabilidade, aumentando a fricção entre a placa e o osso. No osso osteoporótico, parafusos de cabeça bloqueada aumentam a estabilidade da interface entre o osso e a placa. Parafusos de cabeça bloqueada monocorticais apresentam a vantagem de não perfurar mais o osso que já se apresenta enfraquecido. b. A LCP ao ser usada como placa de neutralização, a compressão de fragmentos é conseguida através de parafusos de compressão. No osso osteoporótico, parafusos de cabeça bloqueada auxiliam a manter a redução e compressão sem adicionar pressão da placa na superfície do osso (adaptado de Wagner, 2003, *General Principles for the clinical use of the LCP*, *International Journal of the care of the injured* 34, pág. 35).

Caso o objectivo seja construir um sistema biológico, com função de ponte, utiliza-se a placa bloqueada com parafusos bloqueados, com o objectivo de alinhamento anatómico, uma abordagem minimamente invasiva e uma estabilidade relativa, a qual permite pequenos movimentos e evita a falha da fixação. Esta técnica vai estimular a cicatrização óssea secundária. Este método de fixador interno é apropriado para fracturas com elevado número de fragmentos na diáfise e metáfise, para reconstruir o alinhamento da articulação proximal e distal respeitando o comprimento, angulação e rotação do osso. Placas em ponte também são utilizadas em fracturas próximas a uma prótese, osteotomias com espaços maiores (Szypryt & Forward, 2009; Tan & Balogh, 2009), fracturas simples na diáfise ou metáfise, nas quais uma redução menos precisa é suficiente para um resultado funcional e fracturas secundárias após a introdução de uma cavilha intramedular (Wagner, 2003). Muitas vezes, no espaço entre a metáfise e a diáfise, o canal intramedular é demasiado grande para uma estabilização com um dispositivo intramedular e o osso cortical vai-se tornando mais ténue, fornecendo osso insuficiente para uma fixação cortical estável a uma placa com compressão. As placas bloqueadas são, igualmente, uma opção para fracturas próximas de próteses, pois através de múltiplos parafusos bloqueados unicorticais ou com possibilidade de angulação, este sistema pode ser colocado perto da prótese combinando uma boa força de tracção com uma mínima lesão dos tecidos envolventes (Tan & Balogh, 2009).

Em fracturas que requerem uma combinação de técnicas, como compressão e estabilidade angular, utiliza-se uma placa bloqueada com os dois tipos de parafusos, sendo os parafusos standard inseridos primeiro. A aplicação de parafusos convencionais depois de aplicar parafusos bloqueados, aumenta e concentra as forças onde eles estão inseridos, podendo levar à falha do implante (Tan & Balogh, 2009). Consegue-se, com a combinação de técnicas, princípios de estabilidade absoluta e relativa na mesma fractura. Os parafusos de cabeça bloqueada, geralmente são utilizados para atingir estabilidade angular, quer num segmento articular para prevenir posterior deformação, quer para estabelecer melhor fixação no osso osteoporótico (Szypryt & Forward, 2009). Esta técnica combinada é usada em fracturas intra-articulares com componentes metafisários, onde se promove redução anatómica e estabilidade absoluta na fracção intra-articular (figura 22), e função de ponte com estabilidade relativa na metáfise com fractura cominutiva (Tan & Balogh, 2009). Esta função combinada também apresenta utilização em fracturas de osso osteoporótico (Szypryt & Forward, 2009) e fracturas com vários segmentos, onde ocorre uma fractura simples num lado e cominutiva no outro. Nestes casos, estabelece-se compressão na fractura simples e a estrutura em ponte estabiliza a fractura cominutiva (Wagner, 2003).

**Figura 22 - Aplicação da LCP na resolução de fracturas intra-articulares**



a. A LCP pode ser usada na reconstrução de fracturas intra-articulares, utilizando a técnica convencional e a função de ponte. Em caso de osteoporose, parafusos de cabeça bloqueada (a verde), auxiliam na manutenção da estabilidade angular, enquanto parafusos de osso esponjoso convencionais (número 2) fornecem compressão entre os fragmentos dos componentes articulares. b. Radiografia antero-posterior e lateral da utilização da LCP com função de ponte, de uma fractura da cabeça da tibia num paciente humano (adaptado de Wagner, 2003, *General Principles for the clinical use of the LCP, International Journal of the care of the injured* 34, pág. 35 e 36).

## 4.5 Sistema FIXIN<sup>®</sup>

O sistema Fixin<sup>®</sup> foi introduzido na indústria veterinária, pela companhia Traumavet, fundada em 2007, a qual desenvolve uma grande gama de placas bloqueadas veterinárias baseadas em tecnologia com origem em produtos de medicina humana. O sistema Fixin<sup>®</sup>, apresenta os mesmos objectivos das placas bloqueadas, de combinar uma fixação estável com uma redução articular anatómica, visando preservar os tecidos moles e o perióstio e permitindo uma mobilidade precoce. A variedade de produtos da gama Fixin<sup>®</sup> inclui placas com diferentes indicações abrangendo a traumatologia, osteotomias correctivas e artrodeses como do carpo e tarso (Traumavet, 2013).

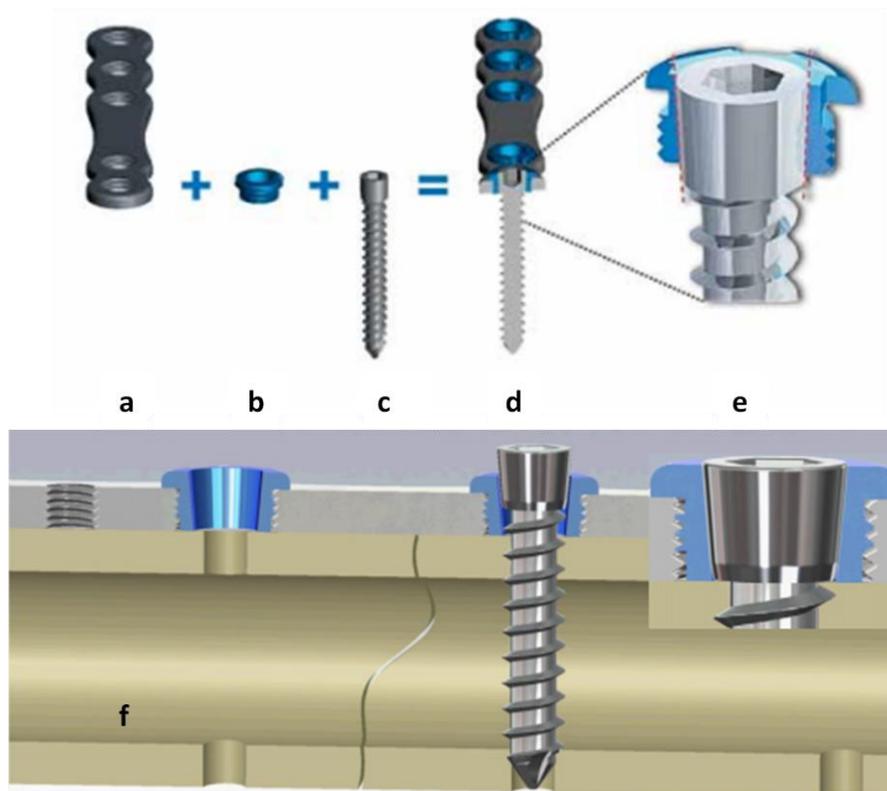
O sistema Fixin<sup>®</sup> é composto por um conjunto de três unidades, uma placa de suporte, buchas e parafusos (figura 23). A placa de suporte (figura 23a) é composta por aço inoxidável AISI 316LVM (contém 17-19% crómio, 13-15% níquel, 2-3% molibdeno e outros elementos), com orifícios roscados, nos quais são inseridas as buchas. As placas apresentam espessuras de 1.2 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm e 3 mm variando de quatro a oito orifícios e com diversos comprimentos (Petazzoni, Urizzi, Verdonk & Jaeger, 2010). A marca apresenta um sistema de tamanhos que é dividido em duas séries de fixadores internos. A série pequena tem como objectivo o tratamento de cães pequenos com peso até 10 Kg e gatos, enquanto o sistema grande é utilizado em cães de raça média, grande e gigante. A série de implantes pequenos apresenta placas de 1.2 mm a 2 mm e a série grande de 1.5 mm a 3 mm (Traumavet, 2013). Existem placas com angulação ou com moldes pré-definidos para cirurgias correctivas da ruptura do ligamento cruzado cranial e artrodeses (Petazzoni et al., 2010).

As buchas (figura 23b) são feitas de liga de titânio Ti-6Al-4V e apresentam uma superfície interna com formato cónico, de modo a encaixar na cabeça do parafuso, e uma superfície externa roscada para se fixar à placa. Na superfície que não contacta com o osso, a bucha apresenta ranhuras, que permitem a inserção e a remoção da bucha na placa. As buchas apresentam duas variedades, uma para a série de implantes mais pequenos, de cor amarelo, e outra para os implantes maiores, de cor azul (Petazzoni et al., 2010).

Os parafusos Fixin<sup>®</sup> (figura 23c) são parafusos bloqueados auto-roscantes, de liga de titânio Ti-6Al-4V (liga de grau 5, cuja composição química inclui 6% de alumínio e 4% de vanádio). Tal como os parafusos bloqueados, os parafusos Fixin<sup>®</sup> apresentam um sistema roscado de menores dimensões pois não têm como objectivo obter compressão entre a placa e o osso. O diâmetro do núcleo é, igualmente, mais largo, de modo a aumentar a força de flexão e a resistência a forças tangenciais e dissipar a carga por uma área maior de osso. A cabeça apresenta um formato cónico, correspondendo ao formato da superfície interna da bucha (figura 23e). A estabilidade entre a cabeça do parafuso e a bucha é conseguida através de

fricção, soldagem e deformação elástica entre as duas superfícies. Quando o parafuso está correctamente acoplado à bucha, a cabeça do primeiro fica alinhada no sistema. Caso em que a cabeça do parafuso emerge mais de 1 mm acima da bucha significa que o parafuso não se encontra totalmente inserido e o sistema não se encontra bloqueado. A série dos implantes pequenos pode acomodar parafusos de 1.9 mm ou 2.5 mm de diâmetro e a série de implantes maiores, parafusos de 3.0 mm e 3.5 mm. A cabeça do parafuso apresenta uma entrada hexagonal, correspondente à chave de fendas de 2.0 mm ou 2.5 mm do sistema pequeno e grande, respectivamente. Tal como os restantes sistemas bloqueados, é recomendado a utilização de três parafusos bicorticais em cada segmentos da fractura e o diâmetro do parafuso dever ser 25% do diâmetro do osso. Em regiões metafisárias ou justa-articulares pode-se utilizar um parafuso monocortical ou a bucha pode ser removida e colocar-se um parafuso convencional 3.5 ou 4.0 mm directamente no orifício da placa (Petazzoni et al., 2010).

**Figura 23 - Componentes do sistema Fixin®**



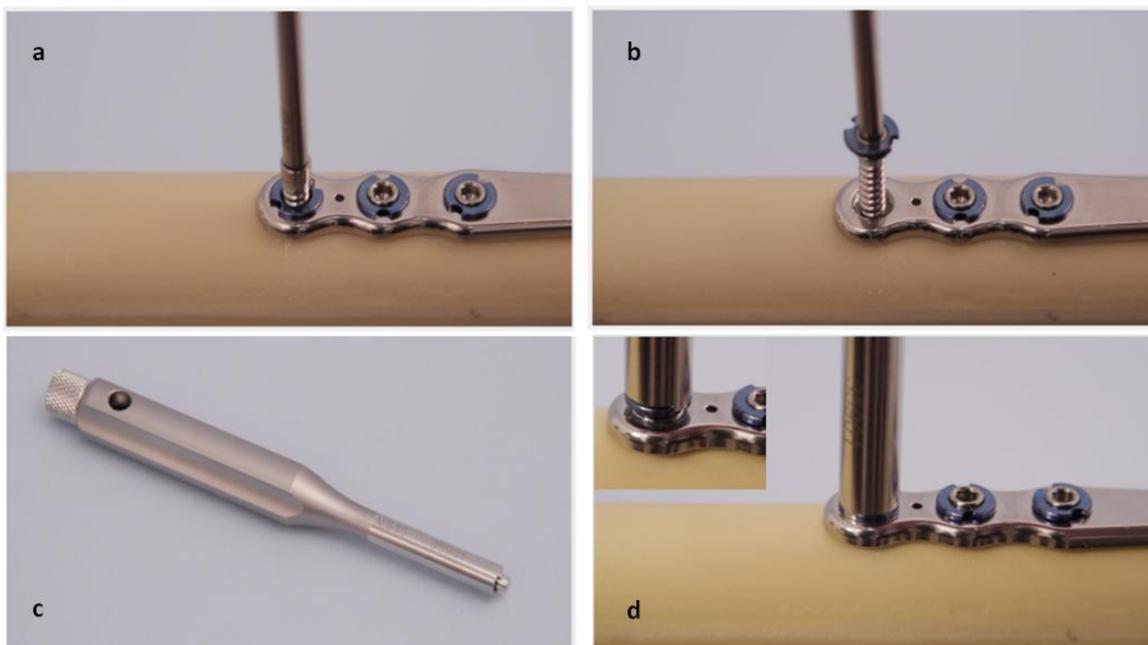
a. Placa de suporte. b. Bucha. c. Parafuso auto-roscante de cabeça cônica. d. Implante montado. e, f. Detalhe do acoplamento entre a cabeça cônica do parafuso e a superfície interna da bucha (adaptado de Petazzoni et al., 2010, *Fixin internal fixator, concept and technique, Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 4, pág. 251 & Traumavet, 2012, *Fixin general usage technique*, pág. 4).

O sistema Fixin® apresenta várias diferenças, em relação aos outros sistemas bloqueados. Essas diferenças são a ligação cônica entre a cabeça do parafuso e a bucha, a presença da própria bucha que bloqueia o parafuso e se enrosca na placa e a opção de remoção do

implante (Petazzoni et al., 2010). O sistema acoplado elimina o risco de cruzamento das roscas entre o parafuso e a placa e assegura uma técnica cirúrgica simples (Traumavet, 2013). A vantagem da incorporação da bucha no sistema é que a espessura necessária para o acoplamento cônico não se relaciona com a espessura da placa, o que permite a construção de placas mais finas, acarretando inúmeras vantagens. Em primeiro, como é um sistema, no qual os parafusos apresentam um ângulo fixo, mudanças na posição do parafuso são conseguidas através da alteração da moldagem da placa, a qual é conseguida mais facilmente com placas mais finas. Em segundo, placas mais finas são mais propícias a intervenções minimamente invasivas. Em terceiro, placas finas são mais apropriadas para o tratamento nas extremidades distais, nas quais a cobertura de tecidos moles é reduzida. Por último, um implante mais fino apresenta um comportamento semelhante a um fixador externo, estimulando a formação de calo e a cicatrização óssea (Petazzoni et al., 2010). É um sistema estável, que assegura a transferência de cargas ao longo da estrutura diminuindo o risco de fractura do implante e saída dos parafusos (Traumavet, 2013). Estudos mecânicos realizados no sistema semelhante ao Fixin<sup>®</sup>, em humano, verificaram que os valores de stress mais elevados se encontravam no pescoço do parafuso e na bucha, o que melhora a distribuição de stress na placa e pode reduzir a probabilidade de protecção de stress (Petazzoni et al., 2010). No entanto, estudos *in vitro* com o objectivo de testar a resistência a forças de flexão e de torção, demonstraram que o sistema Fixin<sup>®</sup> apresenta baixa força e rigidez de flexão, quando comparado com outros sistemas bloqueados (Nicetto, Petazoni, Urizzi & Isola, 2013), o que seria de esperar pelo sistema apresentar uma estrutura pequena de aço inoxidável. O mesmo estudo coloca a hipótese destes valores, também serem representados pela constituição de titânio dos parafusos e das buchas (Blake et al., 2011).

A outra vantagem do sistema Fixin<sup>®</sup>, é a opção em remover o implante, a qual facilita a remoção e mudança de parafusos, pois nos sistemas convencionais, a cabeça é uma das primeiras estruturas a perder a sua forma. Nestes casos, destrói-se a cabeça ou corta-se a placa junto ao parafuso (Cronier et al., 2010). No entanto, o sistema Fixin<sup>®</sup> permite remover o parafuso através de dois sistemas, ou o parafuso liberta-se da bucha e é removido ou o parafuso mantém-se, firmemente, acoplado à bucha e esta é desacoplada do sistema, juntamente com o parafuso. Vários instrumentos podem ser usados neste processo como a chave de fendas (figura 24a e 24b) ou um extractor de buchas próprio (figura 24c e 24d) (Traumavet, 2012).

**Figura 24 - Remoção do implante Fixin®**



a. Remoção do parafuso com a chave de fendas. b. Remoção do conjunto parafuso e bucha com a chave de fendas. c. Aparelho extractor de buchas. d. Remoção do conjunto parafuso e bucha utilizando o aparelho extractor de buchas. O aparelho encaixa nas ranhuras que a bucha apresenta na superfície externa (adaptado de Traumavet, 2012, *Fixin general usage technique*, págs. 12 e 13).

Pode-se questionar a razão pela inclusão no sistema de materiais diferentes, devido às várias questões que isso coloca. O objectivo foi otimizar a rigidez e força do sistema com materiais apropriados à biologia do osso (Petazzoni et al., 2010). Preocupações como enfraquecimento do implante e corrosão de desgaste e galvânica pelo uso de materiais diferentes, têm-se vindo a tornar infundadas, como comprova o estudo de Høl et al. (2008). Este estudo demonstra que há desgaste na interface entre o parafuso e a placa mas que a combinação entre estes dois metais não acelera a corrosão, não sendo, deste modo, um risco clínico.

Um estudo clínico e radiográfico, realizado por Nicetto et al. (2013), em fracturas apendiculares em cães, estabilizadas com o sistema Fixin®, obtém o valor de 89% de fracturas a atingir união óssea sem complicações e estabelece a flexão da placa e a sua ruptura como causas principais na falha da fixação. Uma limitação na placa Fixin®, tal como as placas bloqueadas unilock, é o facto de o orifício não permitir a formação de forças compressivas entre os fragmentos de fracturas diafisárias simples. A presença de pequenos espaços nestas fracturas, incluindo os menores de 1 mm, pode eliminar a partilha de cargas entre a placa e o osso, e potenciar a ocorrência de falha da placa. Nestes casos, algumas estratégias podem ser utilizadas como placas mais grossas, duas placas ou a utilização de uma placa com uma cavilha intramedular (Johnson, 2013).

## **V. MATERIAL E MÉTODOS**

### **1. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO**

O estudo foi realizado com base no acompanhamento de casos e registos médicos de uma amostra total de 27 pacientes, sendo 26 indivíduos (n=26) da espécie canina (*Canis familiaris*) e 1 indivíduo (n=1), da espécie felina (*Felis catus*), do Hospital escolar da Faculdade de medicina veterinária. Os pacientes apresentaram fracturas do esqueleto apendicular, as quais foram estabilizadas com placas de osteossíntese do sistema Fixin<sup>®</sup>, unicamente ou acompanhadas de outras técnicas, entre as datas de Novembro de 2011 e Outubro de 2013. Os critérios de inclusão incluíram a disponibilidade de registos médicos dos pacientes, assim como registos radiográficos das respectivas fracturas, pós-operatórios e de seguimento.

### **2. DESCRIÇÃO DOS PACIENTES E DAS FRACTURAS**

Cada paciente foi identificado, com base na informação recolhida nos registos médicos e radiográficos, relativamente aos seguintes parâmetros: género, espécie, raça, idade, peso vivo, origem da fractura (trauma rodoviário, trauma por queda, mordedura de outro animal, tracção de membro preso, queda de objecto em cima do membro ou pisado e desconhecido), osso fracturado (úmero, rádio e ulna, pélvis, fémur, tíbia e fíbula), parte do osso (diáfise, metáfise, epífise), tipo de fractura (transversa, oblíqua, cominutiva), fractura aberta ou fechada e outras doenças osteoarticulares conhecidas. Foi considerada cominutiva, uma fractura que apresentava mais de dois fragmentos corticais na zona de fractura.

### **3. TÉCNICA CIRÚRGICA**

O implante utilizado foi seleccionado de acordo com o osso fracturado, o peso do paciente (ver anexo 5 figura 34) e a experiência e preferência individual do cirurgião. Realizou-se a redução directa da fractura através de distracção, realinhamento e aposição dos fragmentos. Estas técnicas foram realizadas visando uma manipulação dos fragmentos pouco agressiva, de modo a preservar ao máximo o aporte sanguíneo. Sempre que foi necessário, procedeu-se à moldagem da placa ao osso de modo a reduzir a distância entre ambos e consequentemente a agressão da placa aos tecidos moles. Ao mesmo tempo, a placa moldada ao osso aumentou a rigidez da construção.

Realizou-se a estabilização do implante no osso, através de cavilhas, *pin-stoppers* e fórceps. Esta estabilidade permitiu a avaliação da posição da placa, preveniu o deslocamento dos fragmentos e assegurou a inserção correcta dos parafusos.

Acoplou-se ao sistema uma guia de perfuração única do sistema Fixin<sup>®</sup> com uma extremidade cónica que se associa à bucha da placa. Esta guia permitiu a realização de orifícios bicorticais perpendiculares à placa. Removeu-se a guia de perfuração e com o medidor calculou-se a profundidade do orifício. De acordo com os valores obtidos, inseriram-se parafusos auto-roscantes alternadamente em ambos os lados da fractura. Sempre que possível, iniciou-se a inserção dos parafusos nos orifícios mais distais da fractura de modo a assegurar o alinhamento axial da placa ao osso. Em casos que foi necessário um acréscimo de estabilidade, colocou-se uma segunda placa Fixin<sup>®</sup> ortogonal à primeira ou utilizou-se outros sistemas de fixação, incluindo cavilhas de Steinmann intramedulares, fios de cerclage, agulhas de Kirschner, fixadores externos ou parafusos independentes da placa e com função de compressão.

No pós-operatório, foi avaliada a aplicação do implante assim como o alinhamento axial e rotacional dos fragmentos, através de exames radiográficos. Foi administrado, a todos os pacientes, antibiótico, anti-inflamatórios não esteróides e terapia analgésica de acordo com a dose recomendada individualmente e preferência do cirurgião e do clínico. Casos que demonstraram complicações no pós-cirúrgico e que o cirurgião consentiu, procedeu-se a uma alteração do sistema de fixação ou a uma remoção de parafusos ou placas de acordo com as técnicas apropriadas.

#### **4. IMPLANTES FIXIN<sup>®</sup> UTILIZADOS**

Projeções radiográficas ortogonais do osso fracturado foram obtidas no momento pós-cirúrgico. A informação sobre o implante utilizado foi recolhida durante a cirurgia respectiva ou, posteriormente, através de medições em exames radiográficos. Os parâmetros recolhidos por implante foram: conformação da placa, comprimento da placa relativamente ao osso, número de parafusos por placa, número de parafusos bicorticais e outros sistemas de fixação utilizados na resolução da mesma fractura. Casos que utilizaram duas placas Fixin<sup>®</sup> na mesma fractura, incluindo o conjunto rádio/ulna, as placas foram caracterizadas individualmente, apesar da avaliação dos resultados ter sido efectuada por paciente e não por placa. O comprimento das placas e o número de parafusos por placa foram comparados com o peso vivo dos pacientes. Os pacientes foram divididos em grupos de acordo com o seu peso nos intervalos: 0 a 10Kg, >10 a 20Kg, >20 a 30Kg, >30 a 40Kg e >40Kg.

## 5. AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS

Os resultados foram avaliados através da informação obtida em consultas de seguimento, registos médicos, exames radiográficos de seguimento e telefonemas aos proprietários dos pacientes.

### 5.1 Resultados clínicos

A avaliação pós-operatória da função do membro, consistiu no registo dos seguintes parâmetros: apoio do membro, claudicação e dor. Os casos de claudicação, foram classificados em leve, moderada e grave, de acordo com os registos médicos e com a tabela 12. Em casos cujos registos médicos apresentaram reduzido número de consultas de seguimento e aqueles em que não foram realizadas as mesmas, efectuou-se uma consulta via telefónica para a recolha da informação pretendida.

Tabela 12 - Guia de classificação dos casos de claudicação

<b>Claudicação</b>
<b>Leve</b> <ul style="list-style-type: none"><li>- <b>claudicação com apoio total do membro</b></li><li>- andamentos pouco alterados de difícil percepção à vista</li><li>- sem alterações da postura quando em estação, decúbito e sentado</li><li>- sem atrofia muscular</li></ul>
<b>Moderada</b> <ul style="list-style-type: none"><li>- <b>claudicação com apoio parcial do membro</b></li><li>- alteração perceptível dos andamentos</li><li>- pode apresentar alterações da postura quando em estação, decúbito e sentado</li><li>- sem atrofia muscular ou leves sinais de atrofia</li></ul>
<b>Grave</b> <ul style="list-style-type: none"><li>- claudicação sem apoio do membro</li><li>- alteração muito perceptível dos andamentos</li><li>- apresenta alterações da postura quando em estação, decúbito e sentado</li><li>- possível atrofia muscular presente</li></ul>

### 5.2 Resultados radiográficos

Os exames radiográficos de seguimento foram avaliados relativamente aos parâmetros: formação de calo ósseo, união óssea, presença de reabsorção óssea em torno dos parafusos, reabsorção óssea sob a placa. Foi considerado haver união da fractura na presença de calo ósseo unindo pelo menos um córtex numa projecção radiográfica.

### **5.3 Complicações**

Foram registadas complicações que decorreram no período pós-cirúrgico e o tempo que decorreu desde a cirurgia. Foi registado o osso em que ocorreu a complicação. As complicações foram classificadas em curto prazo, se decorreram nos 40 dias após a cirurgia, e longo prazo, se ocorreram após 40 dias. As complicações foram consideradas menores, se não necessitaram de cirurgia de correcção, e consideradas maiores, nos casos que foi necessário cirurgia. De acordo com os registos médicos e consultas de seguimentos foram registadas as causas de ambos os tipos de complicações, casos de má união e casos de infecção. Nos casos que apresentaram complicações, foi registado se depois do respectivo tratamento, a complicação foi resolvida.

## **6. SATISFAÇÃO DO CLIENTE**

Foi realizado um inquérito aos proprietários dos pacientes acerca da satisfação relativamente ao resultado cirúrgico e ao preço da cirurgia. Ambos os parâmetros foram classificados em pouco satisfeito, satisfeito e muito satisfeito.

## **7. ANÁLISE DE DADOS**

A análise de dados foi realizada com base em parâmetros de estatística descritiva (média, desvio padrão, mediana, frequência absoluta e frequência relativa), utilizando o programa Microsoft Excel.

## VI. RESULTADOS

### 1. DESCRIÇÃO DA AMOSTRA DE PACIENTES E FRACTURAS EM ESTUDO

A amostra presente no estudo caracterizou-se pela utilização de vinte e sete animais com fracturas apendiculares, dos quais 96% dos indivíduos (n=26) pertenceram à espécie *Canis familiaris* e 4% (n=1) à espécie *Felis catus*. A presente amostra incluiu pacientes de ambos os sexos, 52% (14/27) machos e 48% (13/27) fêmeas (gráfico 4). O intervalo de idades foi entre os 3 meses e os 14,5 anos, sendo a média da amostra 32,2 meses (2 anos e 8 meses)  $\pm$  49,8 meses e a mediana 11 meses (gráfico 5). O indivíduo da espécie felina foi representado pela raça Europeu comum, enquanto que a amostra canina foi representada por catorze raças diferentes, um indivíduo resultante do cruzamento entre duas raças e 35 % dos indivíduos (9/27) sem raça definida (gráfico 6). As raças mais representadas foram o Caniche e o Pastor Alemão, ambos com dois indivíduos, sendo todas as outras raças, apenas representadas por um indivíduo.

Gráfico 4 - Percentagem de indivíduos do sexo masculino e do sexo feminino

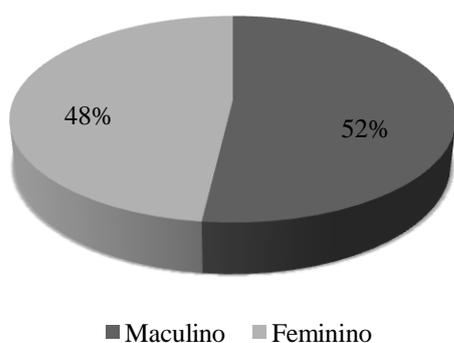


Gráfico 5 - Distribuição da idade dos pacientes em meses

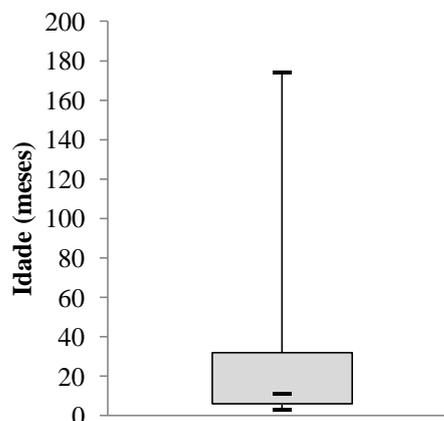
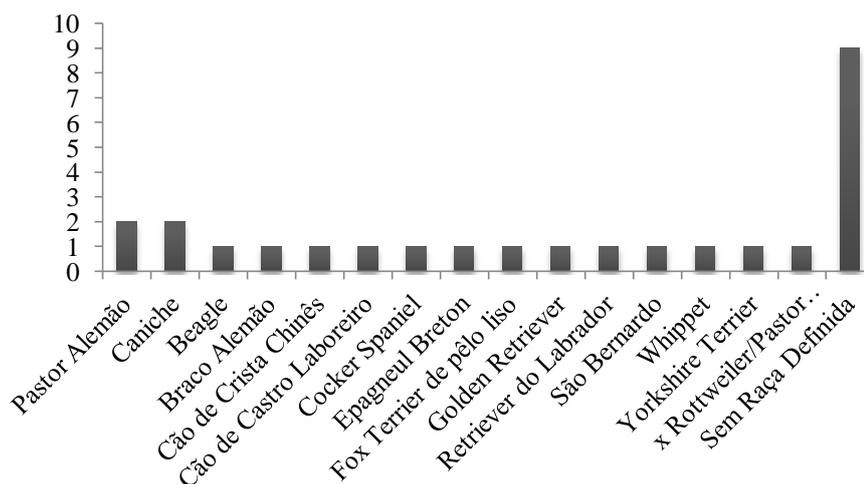


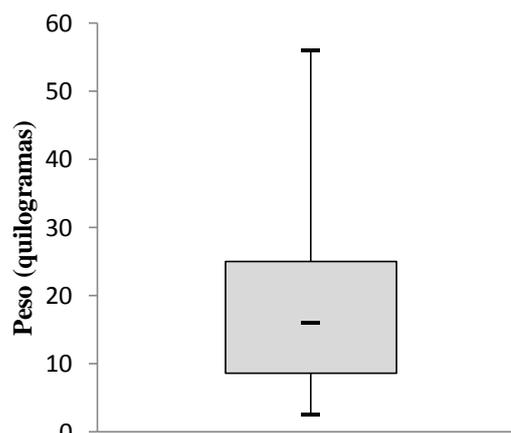
Gráfico 6 - Frequências absolutas das raças dos pacientes pertencentes à espécie *Canis familiaris*



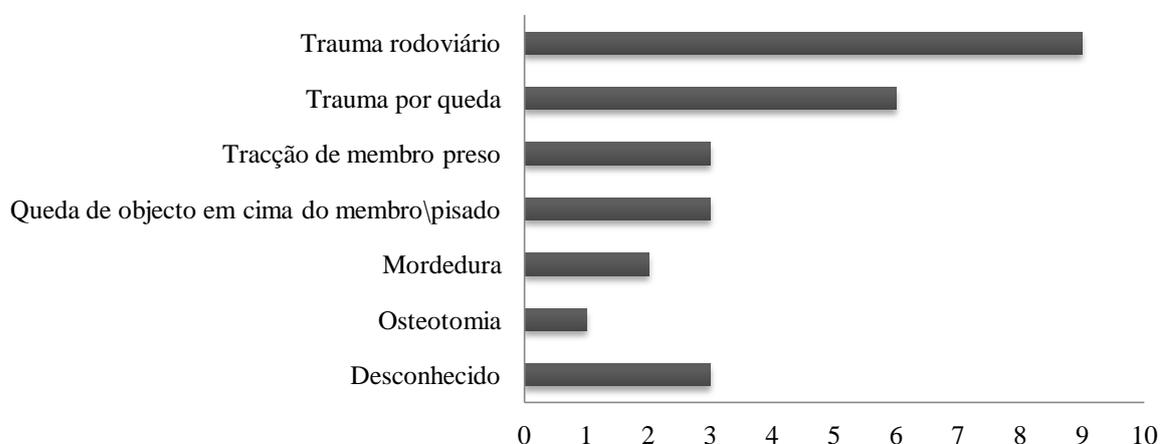
O menor peso apresentado na amostra foi 2,5 Kg, tendo o paciente mais pesado 56 Kg. A média dos pesos foi  $18,2 \pm 13,4$  Kg, sendo a mediana 16 Kg (gráfico 7). Trinta por cento dos indivíduos (8/27) apresentaram pesos entre os 0 e os 10 Kg, >10 a 20 Kg 33% (9/27), >20 a 30 Kg 22% (6/27) e >30 a 40 Kg 7,5% (2/27) e > 40 Kg 7,5% (2/27).

A origem da fractura foi trauma rodoviário em 33% dos pacientes (9/27), trauma por queda em 22% (6/27), tracção de membro preso em 11% (3/27), queda de objecto em cima do membro ou pisado em 11% (3/27), mordedura em 8% (2/27) (gráfico 8). Um dos pacientes (4%) apresentou como origem da fractura, uma osteotomia realizada na própria instituição no âmbito de cirurgia correctiva de subluxação do cotovelo direito e fragmentação do processo coronóide medial. O paciente da espécie canina, sexo feminino, 7 meses de idade e 25 Kg, apresentava encerramento precoce do rádio e numa primeira cirurgia realizou uma osteotomia no rádio e osteossíntese com 1 cm de distração com placa Fixin<sup>®</sup> e auto-enxerto de osso esponjoso e colagénio. Foi realizada a exérese de fragmentos do processo coronóide. Trinta e sete dias depois foi realizada uma segunda cirurgia ao mesmo membro, na qual se realizou uma osteotomia da ulna, sem colocar placa, com o objectivo de melhorar a congruência articular. Nos restantes 11% dos pacientes (3/27), não foi identificada a origem da fractura.

**Gráfico 7 - Distribuição do peso dos pacientes em quilogramas**



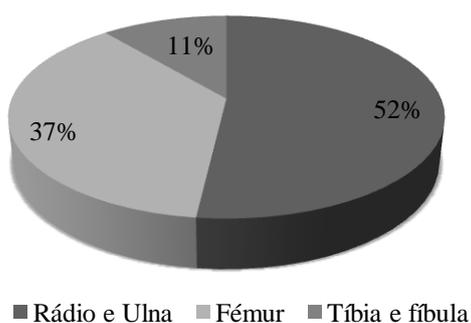
**Gráfico 8 - Frequências absolutas das origens das fracturas**



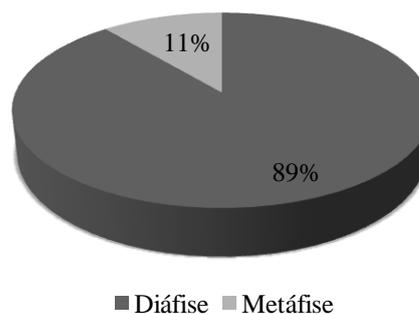
A amostra consistiu 52% (14/27) em fracturas do conjunto rádio e ulna, 37% (10/27) fracturas do fémur e 11% (3/27) do conjunto tíbia e fíbula (gráfico 9). Não foi apresentado nenhum paciente com fractura do úmero ou da pélvis. Oitenta e nove por cento dos pacientes (24/27) apresentaram fractura na diáfise e 11% (3/27) na metáfise (gráfico 10). Não se verificou

nenhuma fractura na epífise. Vinte e nove e meio por cento das fracturas (8/27) exibiram uma linha transversa, 29,5% uma linha oblíqua e 41% (11/27) foram cominutivas (gráfico 11). A fractura por osteotomia foi considerada cominutiva devido ao espaço de 1 cm que apresentou após distração. Apenas um indivíduo apresentou fractura aberta, sendo os restantes vinte e seis fracturas fechadas. Relativamente a doenças osteoarticulares conhecidas, 85% (23/27) não manifestaram histórico de presença de doença, enquanto 15% (4/27) manifestaram afecções presentes ou corrigidas (gráfico 12). Nestes indivíduos, dois manifestaram história clínica de displasia do cotovelo, um de displasia da anca e o outro de doença de Lyme.

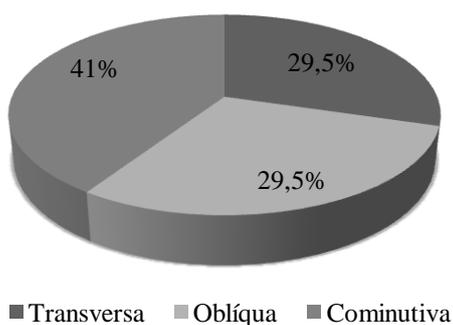
**Gráfico 9 - Percentagem representativa dos ossos fracturados**



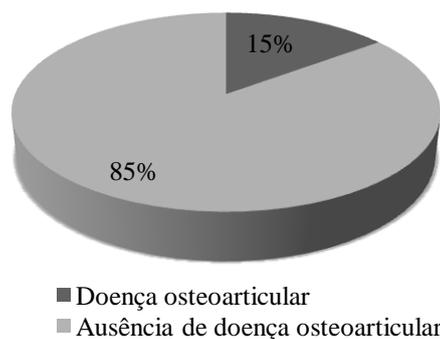
**Gráfico 10 - Percentagem da localização da fractura no osso**



**Gráfico 11 - Percentagem representativa da linha de fractura**



**Gráfico 12 - Percentagem de indivíduos com doenças osteoarticulares**



## 2. IMPLANTES E TÉCNICAS UTILIZADAS

Nos vinte e sete pacientes foram utilizadas trinta e três placas do sistema Fixin<sup>®</sup>. Vinte e dois por cento da amostra (6/27), utilizou duas placas na mesma fractura ou numa fractura que abrangesse um conjunto de dois ossos. Em quatro pacientes com fractura no conjunto rádio e ulna, utilizou-se uma placa Fixin<sup>®</sup> para cada um dos ossos (figura 25). Em dois pacientes que apresentaram fractura do fémur, utilizou-se duas placas Fixin<sup>®</sup> no mesmo osso (figura 26). Em 91% das placas utilizadas (30/33), a conformação foi em linha recta, 6% (2/33) em "L" e 3% (1/33) em "T". A placa em "T" e uma das placas em "L" foram utilizadas em fracturas da

metáfise e a segunda placa em "L" numa fractura da diáfise mas cuja extremidade distal da placa, abrangeu o côndilo lateral do fêmur.

**Figura 25 - Utilização de duas placas Fixin, numa fractura cominutiva do rádio e da ulna, com uma placa em cada osso e cerclage no rádio**

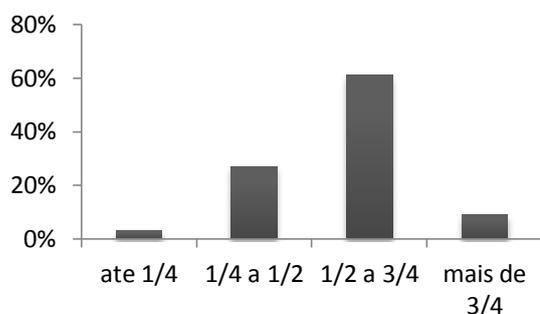


**Figura 26 - Utilização de duas placas Fixin na resolução de uma fractura transversa do fêmur**

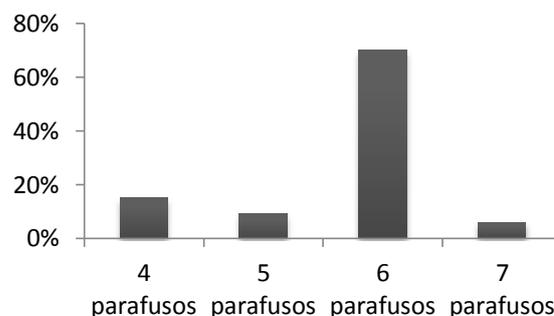


Relativamente à comparação entre o comprimento da placa e o comprimento do osso, 3% das fracturas (1/33) utilizaram placas com comprimento até 1/4 do osso, 27% (9/33) de 1/4 a 1/2, 61% (20/33) de 1/2 a 3/4 e os restantes 9% (3/33) com mais de 3/4 (gráfico 13). Quanto ao número de parafusos por placa, 15% das placas (5/33) apresentaram quatro parafusos, 9% (3/33) cinco, 70% (23/33) seis e 6% (2/33) sete (gráfico 14).

**Gráfico 13 - Frequências relativas do comprimento das placas em relação ao osso**



**Gráfico 14 - Frequências relativas da quantidade de parafusos por placa**



Foram utilizadas oito placas em paciente com peso até 10 Kg, 50% (4/8) com comprimento de 1/4 a 1/2 do osso e outros 50% de 1/2 a 3/4. Neste intervalo de peso, 50% da amostra (4/8) utilizou placas com quatro parafusos e os restantes 50%, placas com seis parafusos. No grupo de intervalo de peso de >10 a 20 Kg, 18% das fracturas (2/11) utilizou placas de comprimento

entre 1/4 a 1/2 do comprimento do osso e 82% (9/11) de 1/2 a 3/4. Nesta população 18% das placas (2/11) apresentaram cinco parafusos e 82% (9/11) seis. A população de >20 a 30 Kg apresentou 28,5% das fracturas (2/7) com placas entre 1/4 a 1/2 do comprimento do osso, 43% (3/7) de 1/2 a 3/4 e 28,5% com mais de 3/4. Relativamente ao número de parafusos por placa, 14% desta amostra (1/7) apresentou cinco parafusos por placa, 72% (5/7) seis parafusos e 14% sete. No conjunto de indivíduos de >30 a 40 Kg, um terço (1/3) utilizou placas de comprimento até 1/4 do osso, outro um terço de 1/2 a 3/4 e o último terço com mais de 3/4. Nesta amostra um terço das placas (1/3) apresentou quatro parafusos e os restantes dois terços (2/6) seis parafusos. Na população com >40 Kg, 25% (1/4) utilizaram placas de 1/4 a 1/2 do comprimento do osso e 75% (3/4) de 1/2 a 3/4. Setenta e cinco por cento das placas utilizadas nesta amostra apresentaram seis parafusos e 25% sete.

Ao analisar a percentagem de parafusos bicorticais, estes perfazem a maioria dos casos, com 96% do total (179/187). Oitenta e oito por cento das placas (29/33) utilizaram a totalidade dos parafusos em modo bicortical, 6% (2/33) utilizaram um monocortical e 3% (1/33) dois monocorticais. Apenas uma placa não apresentou nenhum parafuso bicortical.

Relativamente à utilização de outros métodos de fixação na resolução da fractura, verificou-se que 41% dos pacientes (11/27) utilizaram outros sistemas em conjunto com as placas Fixin<sup>®</sup>. Dentro desta população, dois indivíduos utilizaram uma cavilha de Steinmann intramedular, outros dois utilizaram cerclages e cinco utilizaram uma combinação entre os dois métodos. Um indivíduo utilizou um parafuso de compressão e uma agulha de Kirschner e outro indivíduo utilizou uma placa Fixin<sup>®</sup> no rádio e uma cavilha de Steinmann intramedular na ulna. Setenta e três por cento dos pacientes (8/11) nos quais se recorreu a outros métodos, apresentavam fracturas cominutivas e 27% (3/11) apresentavam fracturas oblíquas.

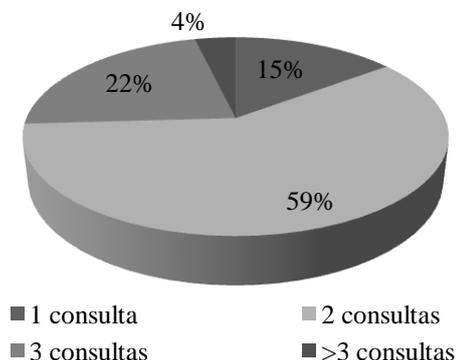
### **3. AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS**

#### **3.1 Resultados clínicos**

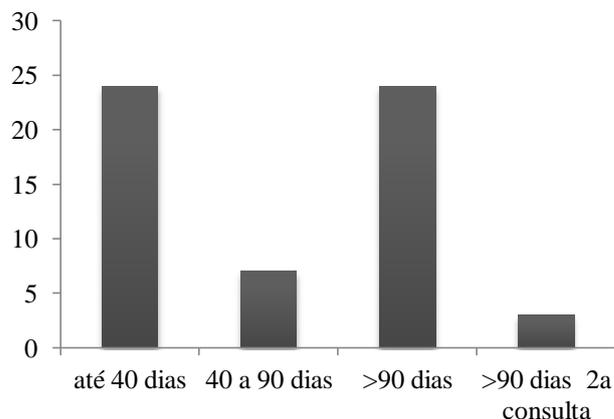
Os resultados clínicos foram realizados entre o sexto dia pós-cirúrgico e dois anos e dois meses. Em 15% dos pacientes (4/27) realizou-se apenas uma consulta de seguimento, 59% (16/27) realizaram duas, 22% (6/27) realizaram três e 4% (1/27) realizaram mais de três (gráfico 15). O paciente que apresentou mais de três consultas de seguimento foi devido à ocorrência de complicações no período pós-cirúrgico. Realizou-se consultas de seguimento, no período decorrido entre a cirurgia e o dia 40 pós-cirúrgico a vinte e quatro pacientes, em média no dia  $18 \pm 9$  dias e mediana dia 16. Entre o dia 40 a 90 realizou-se consultas de seguimento a sete pacientes e a partir do dia 90 a vinte e quatro pacientes, em média no dia

485 ± 262 dias e mediana no dia 526. Foi realizada uma segunda consulta no período após os 90 dias, a três pacientes (gráfico 16).

**Gráfico 15 - Percentagem representativa do número de consultas de seguimento por indivíduo**

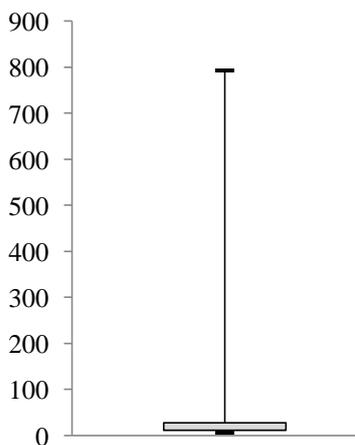


**Gráfico 16 - Frequências absolutas do número de pacientes por intervalos de tempo em consultas de seguimento**

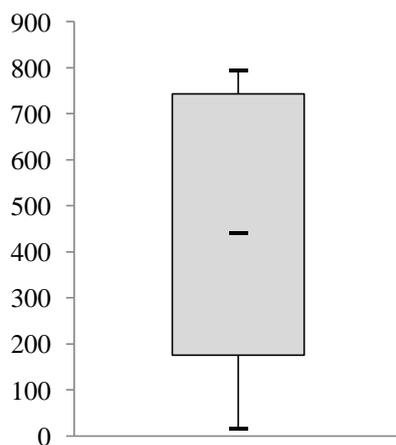


Na presente amostra, a primeira consulta pós-cirúrgica realizou-se em média no dia 78 ± 202 dias com a mediana de 16 dias, um mínimo de 6 e um máximo de 794 dias (gráfico 17). A última consulta desta amostra realizou-se em média no dia 443 ± 279 sendo a mediana 441 dias. O mínimo de dias para a última consulta foi 16 dias e o máximo 794 (gráfico 18). Alguns pacientes não demonstraram apoio do membro na primeira consulta e apenas realizaram uma segunda consulta com mais de 100 dias após a intervenção. Deste modo, este parâmetro apenas foi medido a pacientes (n=21) que apresentaram apoio do membro nos primeiros 100 dias pós-cirúrgicos. Assim, o intervalo entre a cirurgia e o início do apoio do membro intervencionado foi entre o dia 6 e o dia 75, em média no dia 21 ± 15, e mediana dia 16 (gráfico 19).

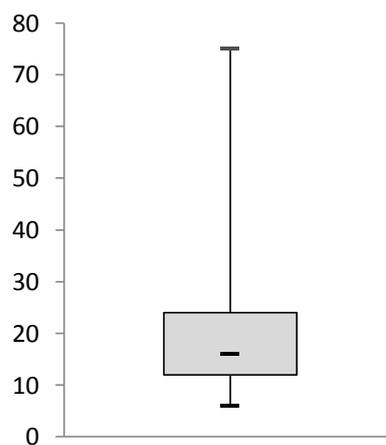
**Gráfico 17 - Distribuição da data da primeira consulta em dias**



**Gráfico 18 - Distribuição da data da última consulta em dias**



**Gráfico 19 - Distribuição da primeira data a apoiar o membro em dias**



Nas consultas realizadas a vinte e quatro pacientes, no intervalo desde a cirurgia a 40 dias após, 83% (20/24) dos pacientes apresentaram-se a apoiar o membro, ao contrário dos restantes 17% (4/24) (gráfico 20). Igualmente 83% (20/24), não apresentaram sinais de claudicação (gráfico 21). Dos animais que apresentaram claudicação nesta fase (n=4), um manifestou claudicação leve,

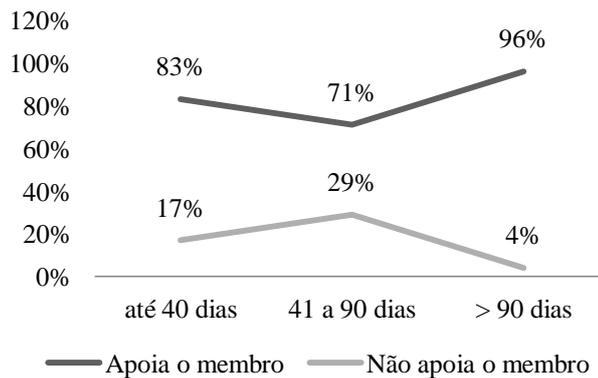
dois claudicação moderada e um claudicação grave. Em 87,5% (21/24) dos pacientes, não se verificou sinais de dor no membro (gráfico 22). Três dos quatro pacientes que não apresentaram apoio do membro, corresponderam aos três pacientes que manifestaram sinais de dor no mesmo.

Nas consultas de seguimento realizadas no intervalo do dia 41 a 90, a sete pacientes, 29% (2/7) não apoiavam o membro (gráfico 20), apresentando-se 29% (2/7) com claudicação (gráfico 21). Nos dois pacientes que apresentaram claudicação, esta registou-se num grau leve. Vinte e nove por cento (2/7) dos indivíduos que se apresentaram à consulta nestes dias, manifestaram sinais de dor (gráfico 22).

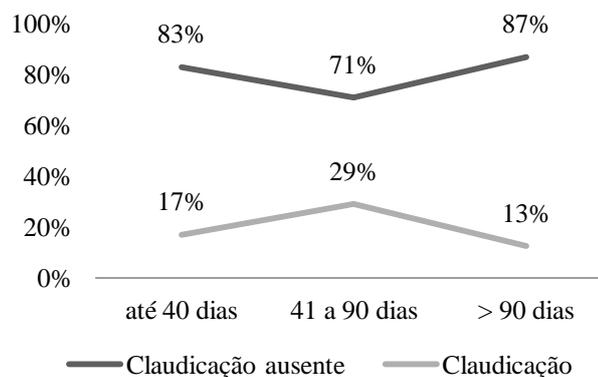
Um dos dois indivíduos que não apoiaram o membro nesta fase, manifestou dor no membro intervencionado.

Vinte e quatro pacientes apresentaram-se à consulta no período após os 90 dias pós-cirúrgicos, demonstrando apoio do membro 96% (23/24) dos indivíduos e apenas 4% (n=1) não apoiando (gráfico 20). Treze por cento (3/24) destes indivíduos apresentaram sinais de claudicação (gráfico 21), sendo categorizada uma em grau

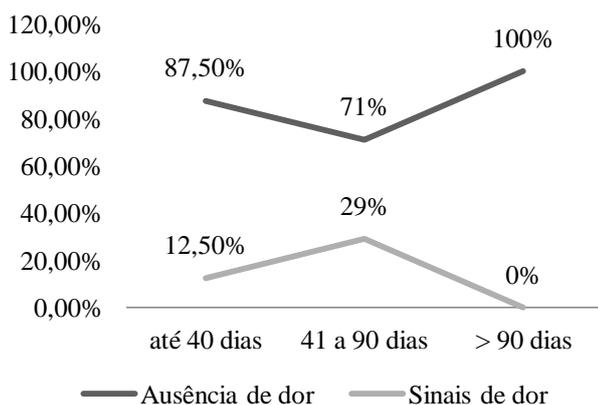
**Gráfico 20 - Percentagens do parâmetro "Apoiar o membro" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento**



**Gráfico 21 - Percentagens do parâmetro "claudicação" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento**



**Gráfico 22 - Percentagens do parâmetro "dor" ao longo dos intervalos de tempo das consultas de seguimento**



leve e duas em grau moderado. O caso de claudicação leve foi atribuído ao paciente que realizou a osteotomia correctiva do rádio e o mesmo manifestou que o membro intervencionado ficou mais curto que o oposto. Os dois casos que apresentaram claudicação moderada, foram intervencionados e na seguinte consulta de seguimento não manifestaram sinais de claudicação. O paciente que se apresentou sem apoiar o membro após os 90 dias da cirurgia, foi igualmente intervencionado, manifestando na consulta seguinte, apoio do membro e claudicação moderada. Toda a população que se apresentou à consulta neste período não manifestou sinais de dor (gráfico 22). Apesar de à consulta não apresentarem sinais de claudicação, três proprietários manifestaram que os seus animais exibiam sinais de claudicação esporádica, sendo um deles, apenas quando o membro embatia contra um objecto. Igualmente sem sinais de claudicação à consulta, um proprietário manifestou que o seu animal em repouso apoiava menos esse membro e outro proprietário que o seu animal cansava-se mais facilmente em longas caminhadas.

### **3.2 Resultados radiográficos**

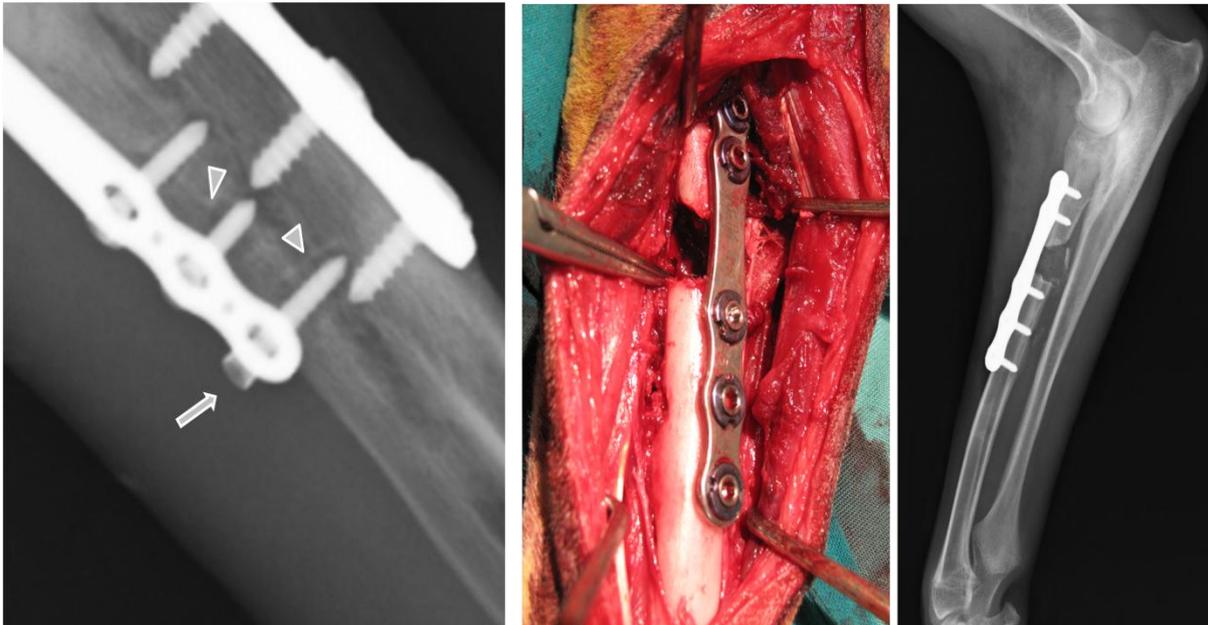
Os exames radiográficos de seguimento foram realizados entre o dia 21 e 2 anos e 1 mês após a cirurgia, com média de  $207 \pm 256$  dias e mediana 77,5. Foram seguidos radiograficamente treze pacientes, seis dos quais realizaram um exame e outros seis, dois exames. Apenas um paciente efectuou mais de dois exames de seguimento, devido a complicações durante o período pós-cirúrgico. No período decorrente entre a cirurgia e o dia 40 pós-cirúrgico realizou-se exame a oito pacientes em média no dia  $30 \pm 4$  e mediana dia 31. Neste período, todos os pacientes (8/8) apresentaram formação de calo ósseo e nenhum (0/8) demonstrou sinais de reabsorção sob a placa ou em torno dos parafusos. Nesta fase, 25% dos pacientes (2/8) apresentaram união da fractura ao contrário dos restantes 75% (6/8).

No período superior aos 40 dias após a cirurgia, foram acompanhados doze pacientes, realizando-se os exames em média no dia  $325 \pm 275$ , e mediana no dia 197. A totalidade dos pacientes (12/12) apresentou, na zona da fractura, calo ósseo, sendo já pouco evidente em cinco dos pacientes. Estes cinco, realizaram o exame no período decorrente entre o dia 316 e o dia 755. Os restantes (7/12) realizaram o exame num período inferior a 202 dias. Um dos pacientes (1/12) demonstrou, no período após os 40 dias, sinais de reabsorção óssea sob a placa numa extensão de 1 mm e em torno de três parafusos, igualmente, numa extensão de 1 mm (figura 27). Os restantes (11/12) não apresentaram sinais de reabsorção óssea. Nesta fase 92 % dos pacientes (11/12) demonstraram união da fractura e apenas um dos doze não apresentou união. Este caso foi representado pelo paciente que realizou a osteotomia correctiva do rádio (figura 28). No dia 31 e 51 após a cirurgia, o paciente apresentou

formação de calo ósseo mas não união da fractura. No dia 144 o paciente apresentou união da fractura e no dia 494 ossificação completa do rádio (figura 29).

**Figura 27 - Osteossíntese com sinais de reabsorção óssea**

**Figura 28 - Cirurgia da osteotomia e distracção do rádio e respectiva radiografia pós-cirúrgica**



Parafuso a soltar-se da placa (seta) e sinais de reabsorção óssea sob a placa e em torno dos parafusos (cabeças de seta).

**Figura 29 - Processo de cicatrização da fractura do paciente que realizou a osteotomia correctiva do rádio**



a. Trinta e sete dias após osteotomia do rádio. Presença de calo ósseo. Dia da realização da osteotomia da ulna com o objectivo de corrigir a incongruência articular que se verificava na data. b. Oitenta e um dias após a primeira cirurgia. Presença de calo ósseo em ambas as fracturas. c. Cento e quarenta e quatro dias após a primeira cirurgia. Calo ósseo exuberante e união óssea em ambas as fracturas.

### 3.3 Complicações

Ocorreram complicações em 30% (8/27) das fracturas. Numa das fracturas ocorreu duas complicações em tempos distintos. Todas as complicações, depois do respectivo tratamento, foram resolvidas. Setenta e cinco por cento das complicações (6/8) decorreram no fémur e 25% (2/8) no conjunto rádio e ulna. Observou-se 44% das complicações (4/9) no período a curto prazo e 56% (5/9) a longo prazo, em média no dia  $115 \pm 127$  dias e mediana no dia 46. O dia mais próximo da cirurgia em que decorreu uma complicação foi no dia 14 e a complicação mais afastada foi após 1 ano.

Foram reportadas duas complicações menores, um caso de seroma e outro, no qual ocorreram lesões no membro devido ao penso. Relativamente a complicações maiores, foram reportadas sete, as quais, na totalidade, necessitaram de cirurgia de correcção. As causas que motivaram as complicações maiores foram dois casos de osteomielite, dois casos nos quais a cavilha de Steinmann intramedular, a nível proximal, se encontrava dentro do espaço articular coxo-femoral, um caso de avulsão da placa por forças excessivas, um caso de desunião da placa ao osso e um caso de desunião de um parafuso ao osso.

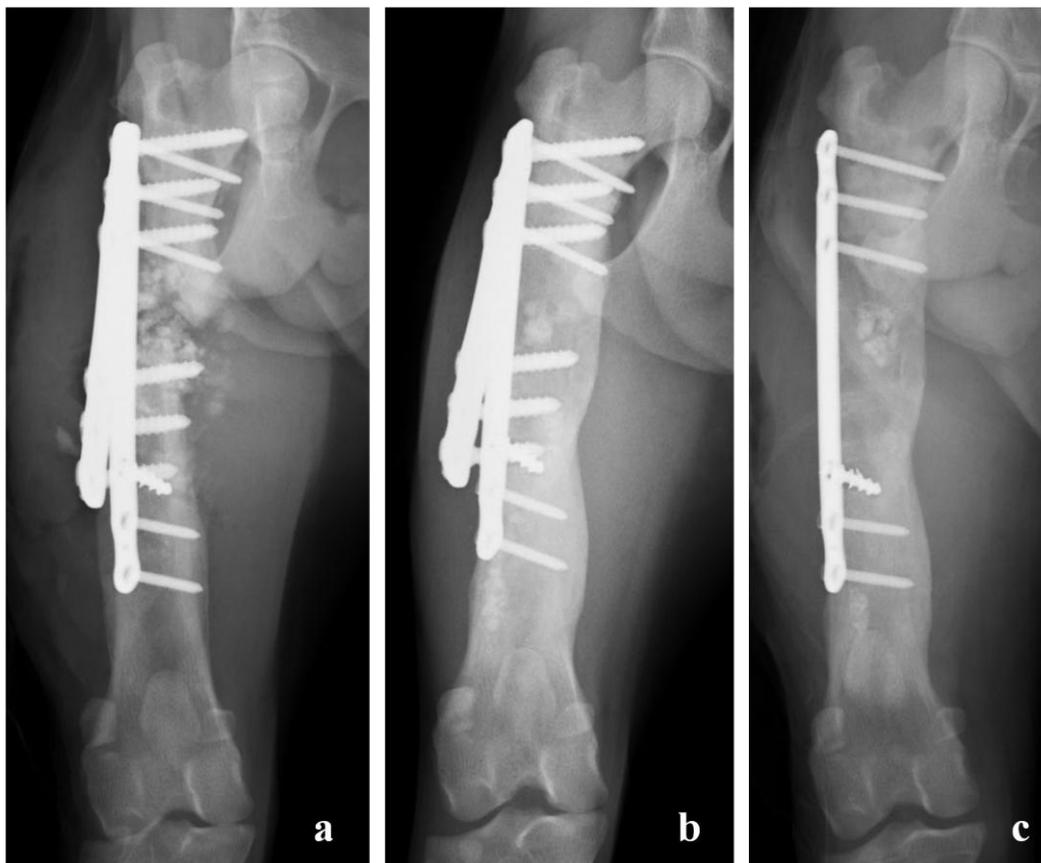
Os casos de osteomielite ocorreram, um, 24 dias após a cirurgia e o outro passado 1 ano. No caso com 24 dias, fez-se limpeza cirúrgica, laqueação da hemorragia, recolheu-se zaragatoas para análise e gelo, mantendo o aparelho ortopédico. No segundo caso, realizou-se colheita de líquido para cultura e teste de sensibilidade a antibióticos, que resultaram em *Staphylococcus aureus*. Neste caso, decidiu-se retirar a placa e ambos realizaram antibioterapia direccionada.

Os casos que compareceram com a cavilha de Steinmann intramedular dentro do espaço articular coxo-femoral, foram descritos nos dias 32 e 67 após a cirurgia. Ambos compareceram à consulta a não apoiar o membro. No primeiro caso, decidiu-se cortar 0,7 cm da extremidade da cavilha. Contudo, 3 meses depois, o paciente continuava a não apoiar o membro e decidiu-se extrair a totalidade da cavilha. Passado 1 ano, o paciente compareceu a apoiar o membro, sem dor e com claudicação moderada. No caso que compareceu aos 67 dias, decidiu-se remover, no momento, a totalidade da cavilha e a complicação foi resolvida, com o paciente a comparecer à consulta 22 meses depois, a apoiar o membro, sem claudicação e sem sinais de dor.

O caso que compareceu com avulsão da placa, resultou de forças excessivas externas no membro, 3 dias após a cirurgia. O paciente compareceu a não apoiar o membro depois do incidente e realizou exames radiográficos aos quais se verificou que a placa tinha feito avulsão. Removeu-se a placa e colocou-se um fixador externo, o qual foi removido 1 mês depois. Seis meses após a intervenção correctiva, o paciente demonstrou apoio do membro, ausência de claudicação e de dor.

O caso do paciente com desunião da placa ao osso, decorreu 7 meses após cirurgia a uma fractura ao fémur que levou duas placas ortogonais (figura 30). O paciente apareceu à consulta com claudicação moderada e ao exame radiográfico verificou-se que a extremidade distal de uma das placas se estava a soltar e a realizar pressão contra a pele. Esta pressão resultou em ferida da pele e decidiu-se remover a placa. Dois anos depois, o paciente demonstrou total apoio do membro sem sinais de claudicação.

**Figura 30 - Caso de desunião da placa ao osso**



a. Dia da cirurgia. Utilização de duas placas na correcção de uma fractura de fémur, cujo paciente apareceu à consulta, com uma placa partida de uma cirurgia um mês e 20 dias antes. b. Sete meses após a cirurgia. Placa lateral ao fémur apresenta desunião na extremidade distal. c. Sete meses após a cirurgia. Exame radiográfico após cirurgia correctiva com remoção da placa que apresentava desunião.

O paciente com desunião do parafuso à placa, apareceu à consulta 8 meses após a cirurgia, com sinais de claudicação moderada e a sentir-se, à palpação, um parafuso a fazer pressão contra a pele. Decidiu-se remover as duas placas e um mês depois o paciente apresentou-se a apoiar o membro, sem sinais de claudicação e dor.

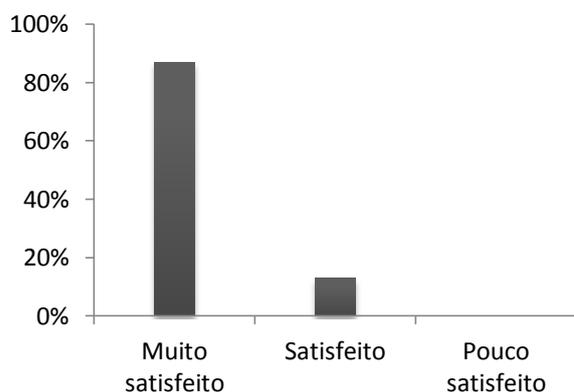
Os dois pacientes aos quais se removeu a totalidade das placas, sem manter nenhum aparelho de osteossíntese, decorreram 8 e 12 meses após a cirurgia. Nos restantes, manteve-se outro sistema de fixação. Na amostra, ocorreram dois casos (2/27) de má união, que resultaram em *valgus* ligeiro dos membros, um caso no rádio e ulna e outro no fémur.

#### 4. SATISFAÇÃO DO CLIENTE

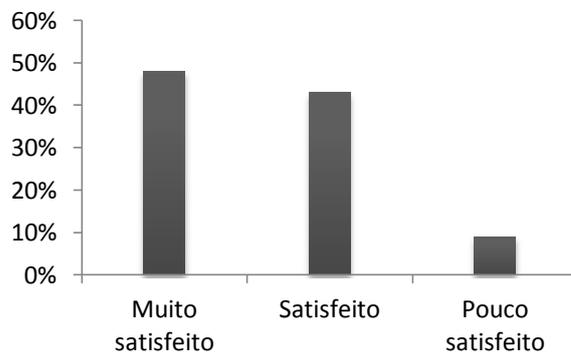
No inquérito relativo à satisfação dos clientes, quanto ao resultado cirúrgico e ao preço cobrado pela instituição, responderam 23 dos 27 proprietários pertencentes à amostra. Oitenta e sete por cento dos inquiridos (20/23) manifestaram-se "muito satisfeitos" quanto ao resultado de todo o procedimento e 23% responderam que ficaram "satisfeitos" (gráfico 23). Nenhum dos inquiridos apresentou a opção "não satisfeito" como representativa da sua situação.

Relativamente à satisfação do cliente, quanto ao preço da cirurgia, 48% dos inquiridos (11/23) revelaram apresentar "muita satisfação" e 43% (10/23) "satisfação" ao invés dos 9% (2/23) que se revelaram "não satisfeitos" com este parâmetro (gráfico 24).

**Gráfico 23 - Frequências relativas da satisfação do cliente relativamente ao resultado cirúrgico**



**Gráfico 24 - Frequências relativas da satisfação do cliente relativamente ao preço**



## VII. DISCUSSÃO DE RESULTADOS

### 1. DESCRIÇÃO DOS PACIENTES E FRACTURAS

A amostra representada no estudo contemplou, na sua maioria indivíduos da espécie *Canis familiaris*. Apenas um paciente da espécie *Felis catus*, contemplou a amostra, e este permaneceu no estudo, com o objectivo de demonstrar a possibilidade da utilização das placas Fixin<sup>®</sup> nesta espécie. O sexo masculino e feminino apresentaram-se equitativamente, 52% de machos e 48% de fêmeas, o que apenas representa a aleatoriedade dos acidentes que originam fracturas. O intervalo de idades foi entre os 3 meses e os 14,5 anos com uma média de 32,2 meses, o que corresponde a valores semelhantes a trabalhos anteriores de outros autores, como Nicetto et al. (2013). Igualmente, como no trabalho de Nicetto et al. (2013), a população da amostra do presente estudo, apresentou grande variedade nas raças, tendo sido observadas catorze raças diferentes, um indivíduo cruzado e nove sem raça definida. A amostra apresentou um intervalo de pesos, de 2,5 a 56 Kg, com valores de média 18,16 Kg e mediana 16 Kg, valores idênticos ao estudo de Nicetto et al. (2013). Estes valores demonstram a predisposição a fracturas, no mesmo tipo de situações, de indivíduos mais leves, e conseqüentemente, com ossos apendiculares menores e menos resistentes (Slatter, 2003). Relativamente à origem da fractura, trauma rodoviário e trauma por queda foram as duas opções mais demarcadas, com nove e seis indivíduos, respectivamente. Como descrito nos resultados, foi incluído um paciente que realizou uma osteotomia correctiva do rádio, com osteossíntese e utilização de placa Fixin<sup>®</sup>. Este paciente, apesar de não ter sofrido uma fractura natural, foi englobado no estudo, com o objectivo de demonstrar mais uma possibilidade para a utilização deste tipo de placas e avaliar, o respectivo resultado pós-cirúrgico.

Os ossos fracturados mais representados na amostra, foram o rádio e a ulna com 52%, seguindo-se o fémur com 37% e a tibia e fíbula com 11%. Nos estudos realizados por Nicetto et al. (2013) e Haaland et al. (2009), os ossos mais representados foram, igualmente, o rádio, a ulna e o fémur. O rádio e a ulna caracterizam-se por ser um conjunto ósseo com propensão para fracturas, representando 8,5 a 17% do total de fracturas em cães (Pozzi et al., 2013). Características morfológicas, densitométricas e mecânicas predispõem cães mais pequenos a fracturas do rádio e da ulna, frequentemente fruto de acidentes menores (Pozzi et al., 2013). O fémur é um dos ossos mais afectados, possivelmente por questões morfológicas e mecânicas que predispõem este osso a fracturas, nomeadamente por acidentes de elevada energia como trauma rodoviários e quedas. No presente estudo não foi contemplado nenhum caso de fractura do úmero ou da pélvis. Nicetto et al. (2013) e Haaland et al. (2009) também incluem

uma percentagem baixa destes casos. Relativamente à localização da fractura no osso, e de acordo com a bibliografia (Haaland et al., 2009), a região mais afectada foi a diáfise, contemplando-se apenas três casos na metáfise. Estes resultados, justificam-se pelo menor diâmetro do osso na diáfise, aumentando a probabilidade de fractura nesta região em comparação com as extremidades. Relativamente à linha de fractura, verificou-se que as fracturas cominutivas foram as mais comuns, com 41% dos casos. As fracturas transversas e as oblíquas dividiram-se, igualmente, nos restantes casos. Estes valores confirmam os dados recolhidos quanto à origem das fracturas. A maioria dos casos resultou de forças de alta velocidade, as quais originam fracturas cominutivas (Fossum, 2008). No presente estudo, registou-se um caso de fractura aberta. Estes casos, aumentam a probabilidade de condicionar a cicatrização óssea devido à destruição dos tecidos moles envolventes e aumento da probabilidade de infecção. Este caso apresentou um pós-cirúrgico semelhante aos outros casos, sem apresentar complicações maiores, apenas um ligeiro *valgus* no membro e sinais de reabsorção óssea 20 meses após a cirurgia e sem relação com a fractura. A amostra apresentou quatro pacientes com doenças osteoarticulares conhecidas. Este parâmetro foi registado, de modo a analisar o pós-cirúrgico destes casos. Nenhum dos casos apresentou complicações maiores e, na última avaliação, três demonstraram total funcionamento do membro. Apenas o paciente que realizou a osteotomia correctiva, apresentou claudicação ligeira na última avaliação, devido ao membro ter ficado ligeiramente mais curto. Contudo, esta correlação não é estatisticamente significativa, devido ao reduzido número de pacientes com doença osteoarticular.

## **2. IMPLANTES FIXIN<sup>®</sup> UTILIZADOS**

No presente estudo, seis pacientes recorreram a duas placas Fixin<sup>®</sup>, quatro no conjunto rádio e ulna com um placa em cada osso e dois com duas placas no fémur. Um dos pacientes com fractura no fémur apresentou-se com 56 Kg e uma fractura cominutiva e o segundo compareceu à cirurgia após uma osteossíntese do fémur que resultou em fractura da placa. A utilização de duas placas bloqueadas, lado a lado ou ortogonais, tem como objectivo aumentar a estabilidade do conjunto implante e osso. O mesmo acontece nos casos de fractura do rádio e ulna. Nos casos em que as placas são aplicadas no mesmo osso, ocorre uma neutralização de forças, semelhante a um fixador externo tipo Ib em dois planos (Nicetto et al., 2013). Os fixadores externos classificam-se, identificando-se o número de planos ocupados pela armação e o número de lados do membro dos quais o fixador emerge. Deste modo, os fixadores externos tipo I são unilaterais, dividindo-se em uniplanares (tipo Ia), ou biplanares (tipo Ib). Os fixadores tipo II são bilaterais e uniplanares e os tipo III bilaterais e biplanares. A

combinação de fixadores externos com cavilhas intramedulares aumenta a rigidez da fixação, passando estes sistemas a denominarem-se por *tie-in*. O último tipo de fixador externo é denominado circular ou Ilizaroff, o qual utiliza anéis parciais ou inteiros, de acordo com o tamanho do membro e localização do próprio anel, ao longo do membro (Fossum, 2008).

As placas bloqueadas, como o sistema Fixin<sup>®</sup>, também apresentam utilização em fracturas metafisárias. Neste estudo, a grande maioria das placas utilizadas, apresentou conformação em linha recta em virtude da elevada representação, na amostra, de fracturas diafisárias. Contudo, em casos localizados na metáfise, através do recurso a placas em T ou em L, foi possível realizar a osteossíntese, destes casos, com sucesso. Apesar de não ser necessário um molde exacto, destas placas, nos locais que não contactam com o osso, nas regiões metafisárias pode ser aplicada uma moldagem adequada, de modo a auxiliar a redução de segmentos peri-articulares (Szypryt & Forward, 2009).

Relativamente ao comprimento das placas utilizadas, o objectivo era medir este parâmetro para poder compará-lo com outros estudos semelhantes, como o de Nicetto et al., (2013). Contudo, devido ao carácter retrospectivo de uma parte dos casos e devido a problemas técnicos, esta medição não foi possível. Deste modo, assumiu-se outra perspectiva e realizou-se a medição do rácio placa em ponte, como no estudo de Pozzi et al. (2013). No presente estudo, 70% das fracturas recorreram a placas com mais de metade do tamanho do osso, o que se caracteriza de acordo com a bibliografia. Szypryt & Forward (2009), afirmam que as placas bloqueadas costumam ser mais compridas, de modo a permitir um comprimento de trabalho maior e reduzir a concentração de stress no local da fractura. No trabalho realizado por Stoffel et al. (2003), o comprimento de trabalho demonstrou ser o factor que mais afectava a rigidez axial e torsional. O presente estudo, também verificou, que à medida que o peso do paciente aumentou, igualmente foi aumentando a utilização de placas maiores relativamente ao osso. Nicetto et al. (2013), também verificou este facto no seu estudo. Contudo, no período pós-cirúrgico ocorreram quatro casos de ruptura da placa, dois deles em que o tamanho utilizado no paciente foi menor quando comparado com as recomendações do produtor. No presente estudo, não ocorreram casos de fractura de placa, possivelmente, devido aos maiores comprimentos das placas utilizadas, visando a grande maioria, o mínimo de três parafusos por segmento.

Os implantes utilizados, requereram em 76% dos casos, três ou mais parafusos em cada segmento da fractura. Este valor enquadra-se na literatura (Fossum, 2008; Szypryt & Forward, 2009), onde se descreve que três parafusos em cada segmento é, geralmente, suficiente. Adicionar um quarto parafuso, acrescenta pouco efeito na estabilidade axial mas melhora a estabilidade relativa a forças de torção. No estudo de Nicetto et al. (2013), 49% das fracturas

foram abordadas, com sucesso, usando apenas dois parafusos bicorticais em cada fragmento. Contudo, a grande maioria dos pacientes pertenciam a raças miniatura, pequenas e médias, não tendo sido abordado nenhum paciente de raça gigante. Esta situação não foi verificada no presente estudo, com 37% dos pacientes, com pesos superiores a 20 Kg, apresentando-se dois indivíduos com mais de 40 Kg.

Este estudo apresenta, maioritariamente, a utilização de parafusos bicorticais, totalizando 96% destes, o que se encontra em concordância com o estudo de Nicetto et al. (2013), com 95%. Estes valores são aceitáveis, pois segundo a literatura, os parafusos bloqueados bicorticais apresentam um maior comprimento de trabalho, aumentando, deste modo, a resistência a forças de torção (Gautier & Sommer, 2003). O único paciente que apresentou uma placa sem parafusos bicorticais, foi uma fractura de rádio e ulna. A placa utilizada no rádio, perfez quase a totalidade do comprimento do osso, apresentando grande estabilidade, sendo apenas necessário, uma pequena placa na ulna, com o objectivo de reduzir correctamente os dois segmentos.

Neste estudo, 41% dos pacientes recorreram a outros sistemas de fixação, de modo a combinar os benefícios das várias técnicas, nomeadamente em casos de fracturas mais complicadas de resolver. Setenta e três por cento dos pacientes que recorreram a estes meios, apresentaram fracturas cominutivas, e os restantes, fracturas oblíquas. A utilização de cavilhas de Steinmann intramedulares, presente em sete pacientes no estudo, teve como objectivo facilitar a redução da fractura, o restabelecimento do comprimento normal do osso e aumentar a resistência a forças de flexão. A cavilha ao ser usada em conjunto com uma placa, reduz o stress mecânico na placa, aumentando a força do implante (Haaland, 2009). A própria cavilha apresenta a vantagem mecânica da ocorrência de stresses ser no eixo longitudinal do osso (Cronier et al., 2010). Um paciente com fractura do rádio e da ulna, utilizou uma placa no rádio e uma cavilha de Steinmann intramedular na ulna. Este tipo de combinação, é utilizado com o objectivo de aumentar a força do sistema e reduzir o movimento no local da fractura (Haaland, 2009). Sete fracturas utilizaram cerclages de apoio às placas. Este sistema é utilizado para proporcionar estabilidade a fracturas oblíquas longas ou espirais, após reconstruídas, permitindo compressão entre os fragmentos e mantendo-os no local, durante a cicatrização (Fossum, 2008). Uma das desvantagens das placas bloqueadas, é a orientação perpendicular dos parafusos, não permitindo a fixação de fragmentos afastados da placa ou a sua utilização com função de compressão (Frigg, 2001). Este fenómeno justifica a utilização de um parafuso de compressão e uma agulha de Kirschner, numa fractura cominutiva da tíbia, num dos pacientes.

Haaland et al. (2009) apresenta a opinião que o tempo de cirurgia, em fracturas cominutivas, foi menor devido à diminuição do tempo despendido na redução precisa de todos os fragmentos e na moldagem precisa do implante. Contudo, o tempo de cirurgia não foi cronometrado. Teria sido, igualmente, um parâmetro interessante de registar neste estudo.

### **3. RESULTADOS CLÍNICOS**

Os exames de seguimento apresentaram datas semelhantes a trabalhos anteriores, realizados, igualmente com placas bloqueadas (Haaland et al., 2009; Nicetto et al., 2013). De modo a obter resultados mais concretos, sobre o primeiro seguimento em que o paciente demonstrou apoio total do membro, decidiu-se realizar a medição deste parâmetro apenas a indivíduos que demonstraram apoio nos primeiros 100 dias após a cirurgia. Alguns pacientes não demonstraram apoio do membro na primeira consulta e essa informação, apenas foi recolhida num intervalo superior a 100 dias ou por telefone. Assim, de acordo com trabalhos anteriores (Haaland et al., 2009), esses pacientes foram excluídos para este parâmetro. Neste estudo, os pacientes apresentaram, pela primeira vez, apoio do membro entre o dia 6 e 75, em média no dia 21. Após os 90 dias, apenas um paciente não demonstrou apoio total do membro, pelo que foi intervencionado com remoção da cavilha de Steinmann intramedular no fémur. Numa consulta posterior, o paciente já demonstrou apoio do membro. Estes valores vão de acordo a trabalhos anteriores, como o de Nicetto et al. (2013) que apresentou, no final, 97% dos pacientes com função normal do membro.

Relativamente ao parâmetro claudicação, o estudo apresentou 13% de casos após os 90 dias. Contudo, todos estes pacientes apresentaram complicações nesta fase, que foram, posteriormente, resolvidas. No final, apenas o paciente que não apresentou total apoio do membro, demonstrou claudicação moderada, 1 mês após a cirurgia de correcção. Estes valores, vão de acordo com o estudo de Nicetto et al. (2013), que no fim apresentou, apenas dois casos de claudicação (3%).

Nas consultas de seguimento após os 90 dias, nenhum dos pacientes demonstrou sinais de dor, apesar das manifestações de claudicação, ainda em três pacientes. Estes casos são justificados quando ocorrem situações de conflito mecânico com alguma estrutura anatómica que limita o movimento ou uma situação de dor, mas de reduzida intensidade, e que o animal não reage à manipulação. Ocorreram casos em que, à consulta o paciente não apresentava claudicação, mas os proprietários queixaram-se de claudicação esporádica ou quando o membro embatia num objecto. Alguns destes casos enquadraram-se com a literatura, pois representaram raças pequenas, com reduzida cobertura de tecidos moles, o que predispõe a complicações na cicatrização e à exposição do implante a cargas exteriores. Estes casos beneficiariam com

uma técnica MIPO (osteossíntese com placa de mínima invasão), de modo a diminuir a destruição vascular na colocação da placa e auxiliar na cicatrização.

#### **4. RESULTADOS RADIOGRÁFICOS**

No intervalo entre a cirurgia e o dia 40 pós-cirúrgico, a totalidade dos pacientes apresentou formação de calo ósseo e 25% sinais de união da fractura, o que se apresenta de acordo com a literatura. Henry (2010) afirma que no período entre os dias 10 e 20 após a redução, ocorre a formação de calo ósseo e aos 10 a 12 dias, pode ser visualizado um calo calcificado em cães jovens com fracturas transversas. No período superior a 30 dias após a redução, ocorre o desaparecimento da linha de fractura na cicatrização óssea indirecta. Apesar de se ter utilizado uma fixação rígida, a formação de calo ósseo foi evidente nos exames. Este parâmetro pode ser justificado pela estrutura menos rígida que estes implantes apresentam e pelas fracturas cominutivas que ocorreram no estudo, e que estimularam a formação de calos de maiores dimensões. O próprio estudo realizado por Poon & Verco (2013), ao comparar a cicatrização óssea em placas bloqueadas e convencionais, verifica que a união da fractura realiza-se mais precocemente nas placas bloqueadas e que este grupo demonstra uma maior formação óssea entre os fragmentos. O estudo de Haaland et al. (2009) apresenta os tempos menores de cicatrização com 2 semanas, situação que ocorreu em dois pacientes nesta fase.

Todos os pacientes que realizaram exames após os 40 dias, apresentaram calo ósseo, sendo já pouco evidente em cinco indivíduos e a totalidade, no final, apresentou união óssea. Segundo Fossum (2008), com fixação rígida, a formação óssea é evidente em 2 meses e após os 3 meses, a remodelação do calo é evidente, o que justifica os casos que realizaram exames em intervalos maiores, terem apresentado calos menos evidentes. Apesar de, nesta fase, cinco pacientes apresentarem a data da consulta superior a 316 dias, os restantes sete apresentaram um período inferior a 202 dias e onze dos doze com união óssea. O paciente que realizou a osteotomia do rádio apresentou uma união óssea mais tardia, a qual é justificada pelo espaço superior apresentado entre os dois segmentos ósseos. Estas datas de união óssea são, igualmente, representadas no estudo de Haaland et al. (2009) ao utilizar as LCP, no qual obteve 7 semanas como tempo médio de cicatrização. Barnhart et al. (2013) ao utilizar o mecanismo de bloqueio poliaxial, também obteve uma união funcional, em média, após 7,1 semanas. Apesar da amostra de pacientes que realizou seguimento radiográfico ser pequena, os resultados de união óssea vão de acordo com os resultados clínicos, que demonstraram na última consulta, após os 90 dias, a totalidade dos pacientes com apoio do membro.

Apenas um paciente apresentou sinais de reabsorção óssea sob uma extremidade da placa e em torno dos respectivos parafusos. Este fenómeno ocorreu, pois os parafusos nesta região

soltaram-se, permitindo algum movimento do implante e conduzindo a reabsorção óssea. A singularidade deste caso justifica-se pelas características das placas Fixin<sup>®</sup>, que não apresentam compressão contra o osso diminuindo a destruição vascular da região do periósteo (Nicetto et al, 2013) e o sistema de bloqueio entre a placa e os parafusos que diminui a probabilidade de estes se soltarem (Poon & Verco, 2013).

## 5. COMPLICAÇÕES

A amostra apresentou uma ocorrência de 30% de complicações, sendo 78% maiores. Estes valores foram superiores ao de Nicetto et al. (2013) com placas Fixin<sup>®</sup>, que obteve 11% de complicações, 67% maiores e aos de Haaland et al. (2009) com LCP, com 11% de complicações. O valor superior neste estudo, pode ter como origem o tamanho reduzido da amostra, a utilização de outros métodos de fixação ou um maior interesse em seguimento por parte dos proprietários cujos animais apresentaram complicações. Também, neste estudo, foram representadas complicações como seromas ou lesões devido ao penso, ao contrário do estudo de Nicetto et al. (2013). Contudo, tal como no trabalho de Nicetto et al. (2013), todas complicações foram resolvidas após tratamento. O osso mais afectado, neste estudo, foi o fémur e, posteriormente, o rádio e a ulna, situação invertida no estudo de Nicetto et al. (2013). Segundo a literatura, e como já foi referido, o conjunto rádio e ulna apresentam predisposição para complicações, nomeadamente em cães de raça pequena. Contudo no estudo de Nicetto et al. (2013) não se utilizou outros métodos como as cavilhas de Steinmann intramedulares. Já o estudo de Barnhart et al. (2013), com o sistema PAX, apresenta o fémur como o osso mais afligido por complicações, nomeadamente pela migração das cavilhas intramedulares.

Neste estudo, a maioria das complicações decorreram a longo prazo, com 56% destes casos. Este valor contraria os resultados de Nicetto et al. (2013), no qual a maioria dos casos ocorreu a curto prazo. Contudo, ao contrário do presente estudo, a maioria das complicações de Nicetto et al. (2013), estiveram relacionadas com falha no implante, com casos de fractura da placa ou flexão da mesma. Este tipo de complicações, devido à sua natureza, ocorre, geralmente, a curto prazo. Contudo, este tipo de problemas não foi verificado neste estudo.

Neste estudo ocorreram dois casos de osteomielite, que após tratamento adequado, foram resolvidos. Estudos anteriores, com o mesmo tipo de placas (Nicetto et al., 2013) ou outras placas bloqueadas (Haaland et al., 2009; Baarhart et al., 2013), também manifestaram este tipo de complicações. O caso que ocorreu após um ano, apresentou como agente *Staphylococcus*, sendo este um dos agentes descritos na literatura (Johnson et al., 2005), como um dos mais comuns nestes casos. A mesma literatura aponta factores como a redução aberta e cirurgias prolongadas, como causas predisponentes, causas essas presentes nestes casos. O

caso com intervalo de tempo maior, apresentou união óssea consolidada e foi decidido remover a placa. Muitos casos necessitam de remoção da placa, com o intuito de eliminar a infecção permanentemente (Barnhart et al., 2013). Em outra complicação, foi, igualmente, decidido remover as placas sem manter nenhum outro sistema de fixação. Estes casos ocorreram, no mínimo, oito meses decorrida a cirurgia, o que vai de acordo com a literatura (Fossum, 2008), a qual afirma que esta remoção só deve ocorrer três a quatro meses após a união óssea radiográfica.

O caso de avulsão da placa, resultou de forças externas excessivas no membro, três dias após a cirurgia. No estudo de Nicetto et al. (2013), também ocorreu um caso semelhante com deformação plástica da placa, dois dias após a cirurgia, num cão muito activo. Nesse caso foi decidido substituir-se por um placa de maior comprimento, ao contrário do caso neste estudo, no qual se optou por outro sistema de fixação. O caso de desunião da placa ao osso ocorreu, mantendo-se os parafusos acoplados à placa. A estabilidade angular conseguida pelos parafusos bloqueados à placa, não permite a libertação sequencial dos parafusos, sendo necessário para ocorrer libertação da placa, tracção simultânea de todos os parafusos (Szypryt & Forward, 2009). O caso de desunião do parafuso à placa pode indicar que este não se apresentava correctamente acoplado, pois este tipo de casos não é comum. Pela singularidade destes casos, pode-se assumir que o sistema Fixin<sup>®</sup> atinge uma união aceitável entre a placa e o parafuso.

Neste estudo, foram diagnosticados dois casos de má união, os quais resultaram em *valgus* ligeiro. Estes casos não manifestaram alterar a condição de vida dos pacientes. Assim, como a literatura confirma em casos menores, sem grandes alterações na angulação do membro, não foi necessária intervenção correctiva. O estudo de Nicetto et al. (2013) apresentou um caso de complicação menor com má redução moderada, que resultou em *valgus* e a qual, também, não necessitou de intervenção correctiva.

Apesar do estudo in vitro de Blake et al. (2011) demonstrar que o sistema Fixin<sup>®</sup> apresenta baixa força e rigidez de flexão, quando comparado com outros sistemas bloqueados, não ocorreram, neste estudo, casos de placas partidas, dobradas ou parafusos partidos. O estudo de Nicetto et al. (2013) com o mesmo sistema, apresenta sete casos com este tipo de complicações. Este parâmetro, no presente estudo, pode estar ausente devido ao elevado comprimento das placas utilizadas, à amostra ser pequena, presença de poucos cães pesados ou, mesmo, devido à utilização de outros métodos de fixação, no auxílio às placas Fixin<sup>®</sup>.

## **6. SATISFAÇÃO DO CLIENTE**

Com vista a debater os resultados e avaliar a perspectiva do proprietário, foi realizado um inquérito para os parâmetros de satisfação face ao resultado cirúrgico e satisfação face ao preço. Face aos resultados cirúrgicos apresentados, 87% dos proprietários declararam-se muito satisfeitos e nenhum dos inquiridos se posicionou na opção de não satisfeito.

Relativamente ao preço, 48% dos inquiridos revelaram ter ficado muito satisfeitos. Contudo, 43% demonstraram ficar apenas satisfeitos e 9% não satisfeitos. Um dos obstáculos ao uso da tecnologia recente das placas bloqueadas é o seu custo elevado. Berkes et al. (2011), num estudo com placas bloqueadas em humanos, conferiram que o custo dos implantes constituiu um preço 348% mais elevado que implantes não bloqueados.

## VIII. CONCLUSÃO

As placas bloqueadas apresentam o objectivo de preservar a biologia, otimizando as condições para os tecidos moles e osso. Este sistema combina as vantagens de redução do trauma dos tecidos moles, dos fixadores externos, com o conforto superior do paciente e vantagens mecânicas dos fixadores internos. Este estudo teve como objectivo, a caracterização da aplicação de uma marca específica de placas bloqueadas, as placas Fixin<sup>®</sup>. Através deste estudo, verificou-se que estas placas demonstram bons resultados, tanto clínicos como radiográficos, num diverso conjunto de fracturas apendiculares. No final, todos os pacientes demonstraram que apoiavam o membro, nenhum com sinais de dor e apenas um apresentou claudicação. Esse caso, foi associado a uma complicação, não relacionada directamente com a placa Fixin<sup>®</sup>, mas com a cavilha de Steinmann intramedular usada na mesma fractura. A totalidade dos casos apresentou união óssea e apenas o caso da osteotomia correctiva do rádio, apresentou um intervalo de tempo superior para a união. A desvantagem do sistema bloqueado, que impede a angulação dos parafusos, foi compensada através da utilização complementar de outros métodos de fixação, como parafusos de compressão ou agulhas de Kirschner. A percentagem de complicações foi um pouco superior ao esperado, contudo 22% foram menores e 20% relacionados com a migração da cavilha intramedular. Verificou-se a possibilidade de utilização destas placas em gatos e na realização de osteotomias para correcção de defeitos osteoarticulares. A satisfação dos proprietários foi de acordo com estes resultados, apresentando-se 87% dos inquiridos muito satisfeitos com o resultado cirúrgico.

Este estudo apresentou algumas limitações. Devido a uma parte da amostra apresentar um carácter retrospectivo, não foi possível agendar consultas de seguimento e exames radiográficos a datas definidas para todos os pacientes. Por este motivo é possível que alguns pacientes não tenham sido seguidos pormenorizadamente, e terem apresentado parâmetros a datas menos concretas. O tamanho da amostra, nomeadamente nos resultados radiográficos, foi pequeno. Teria sido interessante apresentar uma amostra maior, de modo a obter valores estatisticamente significativos para poder comparar com outros estudos idênticos. O presente estudo, apenas se baseou na caracterização da aplicação de placas Fixin<sup>®</sup>. Contudo, 41% dos pacientes utilizaram outros métodos de fixação, em colaboração com as placas. Com o objectivo do estudo ser mais direccionado, a amostra devia ter utilizado, apenas, as placas como método de fixação. Teria sido, igualmente interessante, a utilização de grupos de controlo, num estudo totalmente prospectivo, para comparação com placas não bloqueadas. A análise da cicatrização em estudos clínicos é menos precisa, devido à variabilidade no padrão

das fracturas, redução e fixação da fractura, lesões dos tecidos moles e características individuais dos pacientes. Poon & Verco (2013) apresentam um modelo de estudo, sobre a cicatrização das fracturas e avaliação da resposta do osso ao implante, estudo que poderia ser adaptado, de modo a complementar o presente estudo sobre as placas Fixin<sup>®</sup>. No estudo de Poon & Verco (2013), foram seleccionados grupos de ovinos, nos quais se realizou uma fractura na mandíbula, a qual foi, posteriormente, reduzida com as placas em estudo. Dois indivíduos, de cada grupo, foram abatidos às duas, quatro e oito semanas. As mandíbulas foram radiografadas e, posteriormente, descalcificadas para avaliação microscópica. Outros estudos, como o de Bottlang et al. (2010b), complementam com TAC e testes mecânicos, após a eutanásia dos animais.

Apesar destas limitações, as placas Fixin<sup>®</sup>, demonstraram neste estudo, ser uma opção interessante na estabilização de fracturas apendiculares em medicina veterinária. Uma vez que os animais de companhia estão a apresentar, cada vez, maiores períodos de vida, os casos de osteoporose também aumentam, o que aumenta a importância do uso, do estudo e do desenvolvimento de implantes que protejam a biologia do osso, como são caso as placas bloqueadas.

## VIII. BIBLIOGRAFIA

- Aguila, A. Z., Manos, J. M., Orlansky, A. S., Todhunter, R.J., Trotter, E.J., & Van der Meulen, M. C. (2005). In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 18, 220-226.
- Ahmad, M., Nanda, R., Bajwa, a S., Candal-Couto, J., Green, S., & Hui, a C. (2007). Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *International Journal of the Care of the Injured*, 38, 358-64.
- Autefage, A. (1997). Biomécanique. In Meynard J., A. & Latte, Y, *Manuel de fixation externe: applications au chien et au chat*. Paris, Editions PMCAC.
- Barnhart, M. D., Rides, C. F., Kennedy, S. C., Aiken, S. W., Walls, C. M., Horstman, C. L., Mason, D., Chandler, J. C., Brouman, J. D., Murphy, S. M., Pike, F. & Naber, S. J. (2013). Fracture repair using a polyaxial locking plate system (PAX). *Veterinary surgery*, 42, 60-66.
- Berkes, M., Garrigues, G., Solic, J., Van Zeeland, N., Shourbaji, N., Brouwer, K., Jupiter, J., Ruch, D. & Obremskey, W. T. (2011). Locking and Non-locking Constructs Achieve Similar Radiographic and Clinical Outcomes for Internal Fixation of Intra-articular Distal Humerus Fractures. *The musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery*, 7, 244-250.
- Blake, C., Boudrieau, R., Torrance, B., Tacvorian, E., Cabassu, J., Gaudette, G., & Kowaleski, M. (2011). Single cycle to failure in bending of three standard and five locking plates and plate constructs. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 24(6), 408-417.
- Bottlang, M., Doornink, J., Lujan, T. J., Fitzpatrick, D. C., Marsh, J. L., Augat, P., von Rechenberg, B., Lesser, M. & Madey, S. M. (2010a). Effects of construct stiffness on healing of fractures stabilized with locking plates. *The Journal of bone and joint surgery*, 92, 12-22.
- Bottlang, M., Lesser, M., Koerber, J., Doornink, J., von Rechenberg, B., Augat, P., Fitzpatrick, D. C., Madey, S.M. & Marsh, J. L. (2010b). Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates. *The journal of bone and joint surgery*, 92, 1652-1660.
- Chao, P., Conrad, B. P., Lewis, D. D., Horodyski, M., & Pozzi, A. (2013). Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. *BMC veterinary research*, 9, 1-7.
- Cronier, P., Pietu, G., Dujardin, C., Bigorre, N., Ducellier, F., & Gerard, R. (2010). The concept of locking plates. *Orthopaedics & traumatology: surgery & research*, 96, 17-36.

- Denny, H. R. & Butterworth, S. J. (2000). *A guide to canine and feline orthopaedic surgery*. (4<sup>a</sup>Ed). Oxford, United Kingdom. Blackwell Science.
- Edwards, S. L., Wilson, N. A., Zhang, L.Q., Flores, S., & Merk, B. R. (2006). Two-part surgical neck fractures of the proximal part of the humerus. A biomechanical evaluation of two fixation techniques. *The journal of bone & joint surgery*, 88, 2258–2264.
- Fossum, T. (Ed). (2008). *Cirurgia de pequenos animais*. (3<sup>a</sup>Ed). Rio de Janeiro. Elsevier Mosby.
- Frigg, R. (2001). Locking compression plate (LCP). an osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). *International Journal of the Care of the Injured*, 63–66.
- Frigg, R. (2003). Development of the Locking Compression Plate. *International Journal of the Care of the Injured*, 34, 6–10.
- Gautier, E., & Sommer, C. (2003). Guidelines for the clinical application of the LCP. *International Journal of the Care of the Injured*, 34, 63–76.
- Getty, R. (1986). Osteologia geral. In R. Getty, *Sisson/Grossman Anatomia dos animais domésticos volume 1*. (5<sup>a</sup>Ed). Rio de Janeiro, Guanabara Koogan
- Greiwe, R. M., & Archdeacon, M. T. (2007) Locking plate technology: current concepts. *The Journal of Knee Surgery*, 20, 50-55.
- Haaland, P. J., Sjöström, L., Devor, M., & Haug, A. (2009). Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 22(4), 309–315.
- Harasen, G. (2011). Orthopedic hardware and equipment for the beginner. Part 2: Plates and screws. *Canadian veterinary journal*, 52, 1359–1360.
- Henry, G. A. (2010). Consolidação de fracturas e complicações. In Thrall, D. E, *Diagnóstico de radiologia veterinária*. (5<sup>a</sup>Ed). Rio de Janeiro, Elsevier Saunders.
- Ho, J. (2005). *Information resources on veterinary history at the national agricultural library*. Acedido em Jan. 14, 2014, disponível em: <http://www.nal.usda.gov/awic/pubs/VetHistory/vethistory.htm>
- Høl, P. J., Mølster, A., & Gjerdet, N. R. (2008). Should the galvanic combination of titanium and stainless steel surgical implants be avoided? *International Journal of the Care of the Injured*, 39, 161–169.
- Johnson, A. L., Houlton, J. E., & Vannini, R. (2005). *AO Principles of fracture management in the dog and cat* (pp. 1–18, 27–50, 73–92, 394–432, 477–481). Clavadelerstrasse: AO Publishing.

- Johnson, A. L., Smith, C. W., & Schaeffer, D. J. (1998). Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987–1997). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 213, 1157–1161.
- Johnson, K. a. (2013). Fracture morphology and fracture management. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 26, V–VI.
- Junqueira, L.C., & Carneiro J. (2004). Tecido ósseo. In *Histologia Básica* (10ª Ed). Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- Kanchanomai, C., Phiphobmongkol, V., & Muanjan, P. (2008). Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate. *Engineering Failure Analysis*, 15, 521–530.
- Kim, T., Ayturk, U. M., Haskell, A., Miclau, T., & Puttlitz, C. M. (2007). Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: A biomechanical comparison of locking versus conventional plates. *The Journal of foot and ankle surgery*, 46(1), 2–6.
- King, L., & Boag, A. (2007). *BSAVA Manual of canine and feline emergency and critical care* (2º Ed.). Cheltenham, United Kingdom. British small animal veterinary association.
- Klaue, K., Fengels, I., & Perren, S. M. (2000). Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *International Journal of the Care of the Injured*, 31, 51–62.
- Marieb, E. N. & Hoehn, K. (2007). *Human anatomy & physiology*. (7ªEd). Benjamin Cummings.
- Miller, D. L., & Goswami, T. (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical biomechanics*, 22, 1049–62.
- Miller, E. I., Acquaviva, A. E., Eisenmann, D. J., Stone, R. T., & Kraus, K. H. (2011). Perpendicular pull-out force of locking versus non-locking plates in thin cortical bone using a canine mandibular ramus model. *Veterinary surgery*, 40, 870–874.
- Miranda, M. A. (2007). Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures. *International Journal of the Care of the Injured*, 38, 35–9.
- Nicetto, T., Pettazzoni, M., Urizzi, A., & Isola, M. (2013). Experiences using the Fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs: a clinical and radiographic retrospective assessment. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 61-68.
- Perren, S. M. (2002). Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *The journal of bone & joint surgery*, 84, 1093–1110.
- Petazzoni, M., Urizzi, A., Verdonck, B., & Jaeger, G. (2010). Fixin internal fixator: concept and technique. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 23(4), 250–253.

- Piermattei, D., Flo, G. & DeCamp, C. (2006). Fractures: classification, diagnosis, and treatment. In *Brinker, Piermattei & Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair* (4<sup>a</sup>Ed). Missouri, Saunders Elsevier
- Poon, C. C. H., & Verco, S. (2013). Evaluation of fracture healing and subimplant bone response following fixation with a locking miniplate and screw system for mandibular angle fractures in a sheep model. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42, 736–745.
- Pozzi, A., Hudson, C. C., Gauthier, C. M., & Lewis, D. D. (2013). Retrospective comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures in dogs. *Veterinary surgery*, 42, 19–27.
- Slatter, D. (Ed). (2003). *Textbook of small animal surgery*. (3<sup>a</sup>Ed). Philadelphia. Elsevier Saunders.
- Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G., Gächter, A., & Kuster, M. S. (2003). Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *International Journal of the Care of the Injured*, 34, 11–19. doi:10.1016/j.injury.2003.09.021
- Synthes. (2012). *Catálogo de veterinária Edición 2012*. Synthes.
- Szypryt, P., & Forward, D. (2009). The use and abuse of locking plates. *Orthopaedics and Trauma*, 23, 281–290.
- Tan, S. L. E., & Balogh, Z. J. (2009). Indications and limitations of locked plating. *International Journal of the Care of the Injured*, 40, 683–691.
- Traumavet. (2012). *General Usage Technique* (pp. 4–14). Rivoli: Traumavet.
- Traumavet. (2013). *Fixin Catalogue 2013* (pp. 2–25). Rivoli: Traumavet.
- Uhthoff, H. K., Poitras, P., & Backman, D. S. (2006). Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of orthopaedic science*, 11, 118–126.
- Van Frank Haasnoot, E., Münch, T. W. H., Matter, P., & Perren, S. M. (1995). Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix). *Injury*, 26 (suplemento 2).
- Wagner, M. (2003). General principles for the clinical use of the LCP. *International Journal of the Care of the Injured*, 34, 31–42.
- Wecker, J., E. (2011). Sistema esquelético. Acedido em Jun. 25, 2014, disponível em: <http://www.auladeanatomia.com/osteologia/generalidades.htm>
- Welch, J. A., Boudrieau, R. J., DeJardin, L. M., & Spodnick, G. J. (1997). The intraosseous blood supply of the radius: implications for distal fracture healing in small breed dogs. *Veterinary surgery*, 26, 57–61.

Wiley online library. (n.d.). Steps in repair of a bone fracture. Acedido em Jan. 14, 2014, disponível em: [http://higheredbcs.wiley.com/legacy/college/tortora/0470565101/hearthis\\_ill/pap13e\\_ch06\\_illustr\\_audio\\_mp3\\_am/simulations/hear/bone\\_fracture\\_repair.html](http://higheredbcs.wiley.com/legacy/college/tortora/0470565101/hearthis_ill/pap13e_ch06_illustr_audio_mp3_am/simulations/hear/bone_fracture_repair.html)

## ANEXOS

### 1. CASUÍSTICA DURANTE O ESTÁGIO

Tabela 13 - Frequências absolutas e relativas de casuística por espécie e sexo

Espécie	Total FA	Total FR (%)	Sexo	FR (%) por espécie
Canídeo	435	71,4	Macho	50,8
			Fêmea	49,2
Felídeo	137	22,5	Macho	50,4
			Fêmea	49,6
Exótico	37	6,1	Macho	73,0
			Fêmea	27,0
<b>Total</b>	<b>609</b>	<b>100</b>		

Tabela 14 - Frequências absolutas e relativas de casuística de exóticos por classe e sexo

Classe	Total FA	Nome comum	FR (%) por classe	FR (%) por sexo	
				Macho	Fêmea
Pequenos mamíferos	21	Chinchila	9,5	100	-
		Coelho	38,1	75,0	25,0
		Hamster	14,3	66,7	33,1
		Porquinho-da-Índia	33,3	100	-
		Rato	4,8	-	100
Repteis	9	Dragão-barbudo	11,1	-	100
		Iguana	22,2	100	-
		Tartaruga	66,7	83,3	16,7
Aves	7	Agapornis	28,6	100	-
		Canário	28,6	50,0	50,0
		Periquito-australiano	28,6	-	100
		Periquito de colar	14,2	-	100
<b>Total</b>	<b>37</b>				

Tabela 15 - Frequências absolutas e relativas por espécie e imunização

Espécie	FA	Vacina	FR (%)	Imunização	FR (%) por vacina
Canídeo	52	Monovalente	17,3	<i>Leishmania</i>	55,6
				Raiva	44,4
		Polivalente	36,5	Doenças infecciosas	89,5
				Tosse do canil ( <i>Bordetella bronchiseptica</i> e <i>Parainfluenza</i> )	10,5
2 vacinas	46,2	Doenças infecciosas + Raiva	100		
Felídeo	19	Polivalente	89,5	Doenças infecciosas	70,6
				Doenças infecciosas + clamídia	29,4
		2 vacinas	10,5	Doenças infecciosas + Leucemia felina	100
Exóticos	2	Monovalente	100	Mixomatose	100
<b>Total</b>	<b>73</b>				

## **2. DIAGNÓSTICO DE FRACTURAS**

### **2.1 Exame físico e ortopédico**

Quando o paciente entra na sala de consulta, é fundamental elaborar uma boa recolha de dados do historial do paciente assim como um bom exame físico, com o objectivo de obter um diagnóstico correcto. O número de pacientes que se apresenta à consulta com problemas ortopédicos compõe uma percentagem elevada do número de casos na clínica de pequenos animais. Um paciente com um problema ortopédico, pode apresentar-se a dois tipos de consultas, a primeira consulta, geralmente associada ao aparecimento dos sintomas ou a uma consulta de referência. Nestes casos, pode já existir um diagnóstico elaborado ou apresentar-se à consulta com o objectivo de se proceder a mais exames com fim a obter esse mesmo diagnóstico. O veterinário deve estar ciente das suas limitações ou da falta de meios e sempre que necessário, recorrer ao reencaminhamento dos casos mais complicados.

Para obter um diagnóstico diferencial é necessário conjugar a anamnese, sintomatologia e o exame físico. Muitas doenças ortopédicas apresentam-se relacionadas com determinados grupos etários ou raças (Fossum, 2008). Ao recolher a história é importante perguntar sobre o início do problema, duração, apatia ou febre, membro afectado, envolvimento de outros membros, intensidade da dor e claudicação, histórico de trauma ou outra causa, efeito do exercício, período do dia em que ocorre um agravamento dos sinais, efeito do descanso e alterações com o clima (Fossum, 2008). Uma avaliação primária inclui observação da coloração das mucosas, tempo de repleção capilar, hidratação, avaliação dos linfonodos, palpação abdominal, pulso, frequência cardíaca e respiratória, auscultação torácica e temperatura. Avaliar a condição corporal torna-se fundamental em casos ortopédicos, pois pode demonstrar impactos importantes no desenvolvimento da lesão, como são exemplos casos de obesidade. Uma avaliação da saúde geral é fundamental antes de colocar um animal sob anestesia (Fossum, 2008).

As apresentações clínicas mais comuns de origem ortopédica referem-se a doenças articulares e trauma. Em geral, a identificação de uma fractura como causa de claudicação, quando o paciente demonstra incapacidade em suportar o peso é directa (Fossum, 2008). Contudo, tratar de lesões com risco de vida imediato tem prioridade (Henry, 2010). Um animal que sofreu um trauma deve ser submetido a radiografia torácica, electrocardiograma, palpação da cavidade abdominal e análises clínicas. Fracturas de ossos longos apresentam, frequentemente, lesões concomitantes de tecidos moles, como pneumotórax, miocardite traumática, ruptura de bexiga ou de baço (Fossum, 2008). Deste modo, sempre que persistirem dúvidas, deve-se recorrer a outros exames por imagem, como por exemplo ecografia abdominal. Posteriormente, deve ser

realizada uma palpação cuidadosa de todo o esqueleto, com vista a identificar fracturas menos óbvias, sendo necessário, inúmeras vezes, requisitar outras técnicas de diagnóstico, nomeadamente por imagem. Fracturas abertas, fracturas de coluna ou de crânio requerem uma estabilização imediata. Feridas abertas requerem um tratamento, mais célere possível, pois a contaminação bacteriana afecta negativamente a progressão da lesão (Henry, 2010). Posteriormente, ao avaliar o paciente, deve-se classificar a fractura e desenvolver planos para a sua fixação. Nem sempre, lesões ortopédicas requerem tratamento cirúrgico, contudo um atraso na estabilização de uma fractura torna-se prejudicial, pois está associado a piores prognósticos (Fossum, 2008; Henry, 2010).

Se, por um lado, existem casos em que o diagnóstico de uma fractura se apresenta facilitado, existem outros que requerem estudos mais aprofundados. O passo seguinte ao exame físico é a elaboração de um exame ortopédico detalhado. Ao fazer a recolha da história e avaliação de sinais de claudicação, dois objectivos são fundamentais, analisar a conformação e os andamentos do paciente e proceder a uma correcta palpação dos membros.

O animal deve andar solto na sala de consulta, de modo a se observar sinais de claudicação e outros sinais como alívio do peso sobre um membro enquanto permanece em estação ou sentado. Numa análise à conformação geral, deve-se ter em conta a simetria entre os membros, o ângulo do próprio membro, anormalias rotacionais, comprimento, deformações como *varus* ou *valgus*, massa muscular e a sua simetria bilateral, assim como a postura dos membros. O animal deve ser, conjuntamente, observado num local mais amplo enquanto anda ou trota. Esta observação, sempre que possível, deve ser efectuada lateralmente, cranialmente e caudalmente ao animal. Quando apresentam dor, nas zonas mais proximais do membro, como na anca ou no ombro, muitas vezes os animais não levantam ou evitam levantar o próprio membro. Por outro lado, lesões mais distais do membro, promovem o não apoio do membro no solo. Quando a claudicação se apresenta num membro anterior, o animal, durante o andamento, levanta a cabeça quando apoia o membro afectado no solo, numa tentativa de retirar peso sobre o próprio (Fossum, 2008). Nos membros posteriores, estes movimentos da cabeça nem sempre são perceptíveis, mas quando existem, o animal movimenta a cabeça para baixo no momento que apoia o membro lesionado. Uma articulação comprometida provoca diminuição da amplitude de movimentos, promovendo um passo mais curto. Animais com comprometimento bilateral podem não claudicar ou apresentar sinais menos óbvios, podendo variar entre os membros (Fossum, 2008).

Com o membro afectado, já identificado, avança-se para a palpação dos membros e um exame neurológico inicial. Deve-se sempre examinar o membro lesionado, após os outros membros terem sido inspeccionados. Estes exames, idealmente, devem ser realizados sem sedação, de

modo a avaliar a resposta do animal à dor. Para promover uma correcta avaliação deve-se optar por uma técnica, que permita ao clínico estabelecer um padrão constante. Um exemplo comum, é começar pelos membros anteriores para os posteriores, iniciando nas porções distais até às mais proximais dos próprios membros (Fossum, 2008). O intuito desta palpação é delinear zonas de dor, edema, variações de temperatura, crepitação, movimentos articulares anormais e respostas proprioceptivas. Fracturas em ossos longos podem provocar alterações na conformação do membro, edema, dor, instabilidade ou crepitação. Nestes casos, também se deve palpar os músculos para avaliar a sua integridade. As articulações devem ser avaliadas isoladamente, sendo submetidas a movimentos para detectar crepitação, dor ou outras alterações. Na região pélvica, para além de uma boa palpação, pode-se realizar um exame rectal, para avaliar possíveis fracturas da região (Fossum, 2008).

Em muitos casos, afecções neurológicas demonstram sinais semelhantes a afecções ortopédicas. Deste modo, é sempre importante realizar um exame neurológico, em simultâneo com um exame ortopédico. Com o animal em estação, deve-se avaliar a propriocepção consciente nos quatro membros. Para tal, coloca-se a face dorsal da extremidade do membro em contacto com o chão. O animal sem afecção neurológica, retoma o membro à posição correcta, quase instantaneamente. O contrário pode indicar uma lesão neurológica. Contudo, animais que apresentam os membros fracturados podem sentir relutância em movimentar o membro e demonstrar, incorrectamente, um défice da propriocepção consciente. No seguimento da avaliação neurológica do membro, aplica-se pressão sobre os dedos e na pele entre os mesmos, para avaliar uma resposta à dor superficial e profunda. Uma ausência de resposta, pode ser indicativa de lesão nos nervos periféricos com origem numa fractura, nomeadamente fracturas do úmero no terço médio a distal (com lesão do nervo radial) ou do sacro (com lesão no nervo ciático) (Fossum, 2008). Com fim a avaliar possíveis lesões na coluna vertebral, podem realizar-se vários exames nomeadamente a extensão, flexão e rotação lateral do pescoço, para examinar vértebras cervicais, e aplicar uma pressão ao longo de toda a coluna, para avaliar as restantes vértebras.

## **2.2 Diagnóstico por imagem**

Um diagnóstico por imagem fornece informações de grande valor, na identificação de fracturas, relativamente ao exame físico. Consegue-se obter dados sobre o local, o tipo, a complexidade e possíveis complicações deste tipo de lesão. Ao mesmo tempo, um diagnóstico por imagem, começa a revelar dados para o tratamento adequado de redução e estabilização da fractura. Contudo, é essencial o conhecimento de determinados factores para obter uma imagem de elevada qualidade. É necessário o conhecimento da anatomia normal e possíveis

variações anatómicas para uma correcta interpretação dos dados (Henry, 2010). Variações de estruturas anatómicas e conformação esquelética existentes entre raças, podem conduzir o clínico a diagnósticos incorrectos (Fossum, 2008). De igual modo, uma boa contenção, com ou sem tratamento farmacológico, torna-se fundamental para a obtenção de imagens de qualidade superior (Henry, 2010). O uso de fármacos reversíveis em pacientes com este tipo de lesão, permite, uma imobilização temporária, de modo a obter o posicionamento correcto e uma redução do tempo de exposição. Pacientes com alterações específicas, como é o caso de animais em choque, apresentam maior risco anestésico, e daí a necessidade de ocorrer uma selecção de pacientes para este tipo de intervenção (Fossum, 2008).

### **2.2.1 Radiografia**

A radiografia mantém-se, em Medicina Veterinária, como o meio mais usado no diagnóstico e avaliação de fracturas. Este exame é um meio fundamental para complementar o exame ortopédico e para avaliar o seguimento cirúrgico, assim como a cicatrização de intervenções na mesma área. Para obter a avaliação mais adequada deste tipo de lesão, é necessário obter duas projecções ortogonais da área em questão (figura 31A, 31B, 31G e 31H). Uma única projecção pode não dar a informação suficiente e induzir a resultados pouco satisfatórios (Fossum, 2008; Henry, 2010). A linha de fractura deve-se apresentar paralela ao feixe de raios-x, de modo a que essa mesma linha seja identificada na imagem. Nos casos de fracturas das extremidades, as articulações proximal e distal devem ser incluídas, para avaliação de possível envolvimento articular. Se a suspeita é de fractura, mas nas duas projecções ortogonais a lesão não é identificada, devem ser realizadas projecções oblíquas, para identificar fracturas mais pequenas, incompletas ou que não apresentem deslocamento suficiente (Henry, 2010). O posicionamento correcto do paciente, é essencial na realização deste exame, pois a sobreposição de estruturas é frequente, e deve ser minimizada o máximo possível. Após observação das imagens, correlacionam-se os dados obtidos com os do exame físico e história clínica. Se necessário, deve-se realizar iguais projecções ao membro contra lateral, caso este não se apresente afectado. Deste modo, é possível comparar ambos os membros e respectivas estruturas, pois alterações morfológicas subtis bilaterais, são raras (Fossum, 2008).

Como a cicatrização de fracturas é um processo dinâmico, após a sua redução, é recomendada a realização de radiografias seriadas (figura 31), em intervalos de duas a quatro semanas consoante a gravidade da lesão. O método de cicatrização normal inicia-se com a reabsorção das extremidades dos fragmentos, provocando uma aumento da linha da fractura. Estas radiografias tomam vital interesse, pois permitem ao clínico, avaliar a formação de calo ósseo

ao longo do tempo, assim como reabsorção óssea e possíveis reacções do osso ao sistema de fixação (Fossum, 2008; Henry, 2010).

**Figura 31 - Radiografias ortogonais de fracturas pré-operação, pós-operação e reavaliação de dois cães de raça grande com duas técnicas de reconstrução diferentes**



(A-F) Tratamento através de osteossíntese com placa de mínima invasão. A, B. Pré-operação. C, D. Pós-operação. E, F. Reavaliação após nove semanas. (G-L) Tratamento através de redução aberta. G, H. Pré-operação. I, J. Pós-operação. K, L. Reavaliação após doze semanas. (adaptado de Pozzi et al., 2008, Retrospective comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures en dogs, *Veterinary surgery* 42, pág. 19).

### 2.2.2 Tomografia Axial Computorizada

A TAC, por ser um método de diagnóstico fidedigno e não invasivo, aparece cada vez mais presente na clínica de pequenos animais. Neste método, tecidos com diferentes composições absorvem a radiação x de forma diferenciada, elaborando uma imagem transversa seccional da área de interesse (Fossum, 2008). Tecidos mais densos ou que apresentem elementos mais pesados, como é o exemplo do cálcio, absorvem mais radiação, produzindo, deste modo, imagens mais radiodensas. A vantagem sobre a radiografia, coloca-se na diferenciação da densidade tecidual superior e na ausência de sobreposição de estruturas. Por outro lado, a TAC permite uma reformatação mais pormenorizada das imagens, incluindo um grande

detalhe de osso cortical e esponjoso, assim como uma construção da própria imagem num modelo tridimensional. Para além das inúmeras vantagens que apresenta no diagnóstico de alterações no sistema nervoso, incluindo coluna vertebral e medula espinhal, a TAC torna-se extremamente útil na descrição de fracturas em regiões de anatomia mais complexa, como chanfro, crânio e pélvis (Henry, 2010). A TAC permite avaliar pequenos fragmentos que possam estar ocultos nas radiografias por ossos adjacentes, assim como lesões de tecidos moles em iguais circunstâncias. Esta técnica apresenta-se, também superior à radiografia, na identificação de lesões ocultas que contribuem para uma fractura patológica, nomeadamente por invasão neoplásica do osso. A reconstrução tridimensional acarreta vantagens na avaliação de fracturas cominutivas complexas e no traçar de possíveis planos de tratamento (Fossum, 2008). No pós-operatório, em comparação com a radiografia, a TAC também melhora a detecção de possíveis anomalias na avaliação de fracturas articulares (Henry, 2010).

### **2.2.3 Ressonância Magnética**

A ressonância magnética é um método de diagnóstico usado em menor frequência, devido maioritariamente à sua menor disponibilidade e custos acrescidos. Contudo, têm vindo a aumentar os números e interesse no uso deste método. Quando determinada área do organismo é sujeito a um campo magnético, átomos com comportamento de dípolos magnéticos alinham-se num único plano. Ao aplicar-se um pulso de radiofrequência, o alinhamento desses átomos altera-se, e o seu realinhamento produz energia, cujo sinal é captado por um receptor e analisado e processado por um computador que gera uma imagem. O átomo de Hidrogénio é o átomo com maior interesse devido à sua existência em quase todos os tecidos e por apresentar comportamento de dipolo. Por este motivo, acaba por ser o átomo mais utilizado para produzir imagem, em ressonância magnética. As vantagens deste método de diagnóstico são amplas, existe um melhor contraste de tecidos moles e ausência de sobreposição de tecidos sobre a área de interesse (Fossum, 2008). Apresenta uma imagem detalhada dos tecidos moles com uma resolução de contraste superior à TAC. A ressonância magnética é especialmente utilizada na detecção de alterações do sistema nervoso central e de tecidos moles componentes de articulações, nomeadamente músculos, tendões, ligamentos e cartilagem (Henry, 2010). A ressonância não apresenta detalhes quanto a osso cortical, pois este tipo de tecido não possui átomos de Hidrogénio, ficando o sinal reduzido em comparação ao tecido mole adjacente (Fossum, 2008). Por este motivo, este método imagiológico, assume uma menor expressão no diagnóstico de fracturas. Contudo, consoante a disponibilidade aumentar e os custos diminuírem, a ressonância magnética apresenta todo o interesse na

avaliação de lesões músculo-esqueléticas, especialmente as que envolvem articulações (Henry, 2010).

#### **2.2.4 Ultra-sonografia**

A ultra-sonografia é um método de diagnóstico que utiliza ondas sonoras de alta frequência, o ultra-som, para produzir imagens dinâmicas. Caracteriza-se por ser um meio de diagnóstico rápido, de fácil acesso e não invasivo. Recorrente na clínica de pequenos animais, acaba por ser muito utilizado na observação cardíaca e da cavidade abdominal. Contudo, a transmissão limitada dos ultra-sons através do osso, faz com que seja uma prática mais requisitada para tecidos moles. Em ortopedia, tem utilização na avaliação de estruturas músculo-esqueléticas com lesões como tendões, ligamentos e músculos. Adicionalmente, permite avaliar processos cicatriciais dessas mesmas estruturas. Apesar de não ser comum, a ultra-sonografia pode ser utilizada na avaliação da integridade óssea, nomeadamente na observação de fracturas ocultas e sequestros ósseos. Todavia, com as vantagens, em estruturas mais densas, que outros métodos de diagnóstico apresentam em relação à ultra-sonografia, esta permanece como uma prática menos comum em ortopedia (Fossum, 2008; Henry, 2010).

#### **2.2.5 Cintigrafia óssea**

A cintigrafia óssea é um meio não invasivo, utilizado para avaliar a fisiologia ou actividade óssea. Caracteriza-se pela administração, normalmente via intravenosa, de um radioisótopo de emissão gama, que se irá depositar no tecido a avaliar. Em casos ortopédicos, utiliza-se um radioisótopo com afinidade óssea, como é o caso do Tecnécio 99m associado a metileno-difosfonato. Este marcador vai sendo incorporado gradualmente no organismo, fixando-se nas zonas de maior actividade metabólica do osso. As imagens são obtidas através da leitura numa câmara que absorve a radiação gama libertada, representando os elementos de maior actividade em tons de vermelho e laranja, denominados *hot-spots*, e zonas de menor actividade funcional a azul. Em casos, cujo objectivo é observar tecido ósseo, o marcador de actividade óssea distribui-se de acordo com a actividade osteoblástica, e deste modo com taxas de rotatividade óssea e fluxo sanguíneo (Fossum, 2008).

A cintigrafia assume-me como método de diagnóstico de casos de claudicação de origem não identificada através de outros meios. Permite detectar fracturas de stress e outras fracturas não identificadas em radiografia, avaliar a actividade óssea em não-uniões de fracturas, identificação de metástases ósseas e outras alterações ósseas (Fossum, 2008; Henry, 2010). Contudo, este método apresenta algumas desvantagens. Determinados factores e doenças podem provocar aumento na captação de radioisótopos, diminuindo, assim, a sua especificidade. Por outro lado, a cintigrafia requer o isolamento do paciente para excreção do

radioisótopo após o procedimento ter sido realizado, de modo a evitar a contaminação ambiental e humana (Henry, 2010).

Cintigrafia e radiografia complementam-se, através do facto da cintigrafia identificar áreas de grande renovação óssea não atribuindo uma causa, ao invés da radiografia que permite, geralmente, interpretar as lesões (Fossum, 2008).

### **3. MANEIO PRÉ-OPERATIVO DO PACIENTE TRAUMÁTICO**

Os pacientes que se apresentam na clínica com fracturas, deparam-se, frequentemente, com outro tipo de lesões traumáticas em outros sistemas do organismo. Fracturas e feridas, normalmente são óbvias e fáceis de identificar, mas apresentam reduzida prioridade no tratamento urgente. Nestes casos, o grande objectivo é fornecer cuidados de suporte à vida e, só depois, planear o tratamento das fracturas. A maioria destes pacientes requer cuidados específicos, começando a abordagem na realização de uma triagem. Triagem define-se como uma avaliação e distribuição de tratamentos a pacientes, de acordo com um sistema de prioridades para obter o máximo número de sobreviventes. Todos os passos na avaliação e tratamento do paciente crítico são fundamentais para obter bons resultados. O primeiro contacto entre o cliente e o veterinário é realizado via telefónica. As principais informações que se deve tentar obter, através deste meio, é se o paciente necessita urgentemente de entrar no bloco cirúrgico e que atitude o proprietário deve ter perante a situação. É fundamental obter informações sobre a natureza do acidente, como se encontra a respiração, mucosas, hemorragias activas, gravidade das lesões, fracturas óbvias, consciência e se o paciente consegue caminhar e urinar. Se ocorreu uma situação de trauma, o paciente deve ser colocado numa estrutura que promova suporte e estabilização ao corpo e confinado num espaço que minimize o movimento. Membros e articulações lesionados devem, de igual modo, serem estabilizados, dentro das possibilidades. O proprietário deve colocar um açaime ao animal, para evitar que este se auto traumatize ou morda alguém e caso existam hemorragias activas, deve tentar estancá-las com pressão nessas áreas (King & Boag, 2007).

O paciente, ao chegar à clínica deve ser, de imediato, avaliado por um membro da equipa médica. Esta avaliação permite, ao clínico, entender se o animal necessita de assistência urgente ou pode esperar. Ao mesmo tempo, o clínico recolhe uma breve história pregressa e avalia quatro sistemas fundamentais à vida: respiratório, cardíaco, renal e neurológico. Nesta fase existem sinais importantes de avaliar: frequência, ritmo e esforço respiratório, coloração das mucosas, tempo de repleção capilar, pulso e ritmo cardíaco, estado de consciência e capacidade de se movimentar, capacidade em urinar e palpação da bexiga. Alterações num destes grandes quatro sistemas, é motivo para deslocar, de imediato, o paciente para a área de tratamentos. Alterações noutros sistemas, podem não colocar a vida em risco, mas reproduzirem efeitos secundários mortais. São casos de trauma, hemorragia activa, fracturas e feridas abertas. Em animais com este tipo de alterações, deve-se sempre considerar terapia analgésica (King & Boag, 2007).

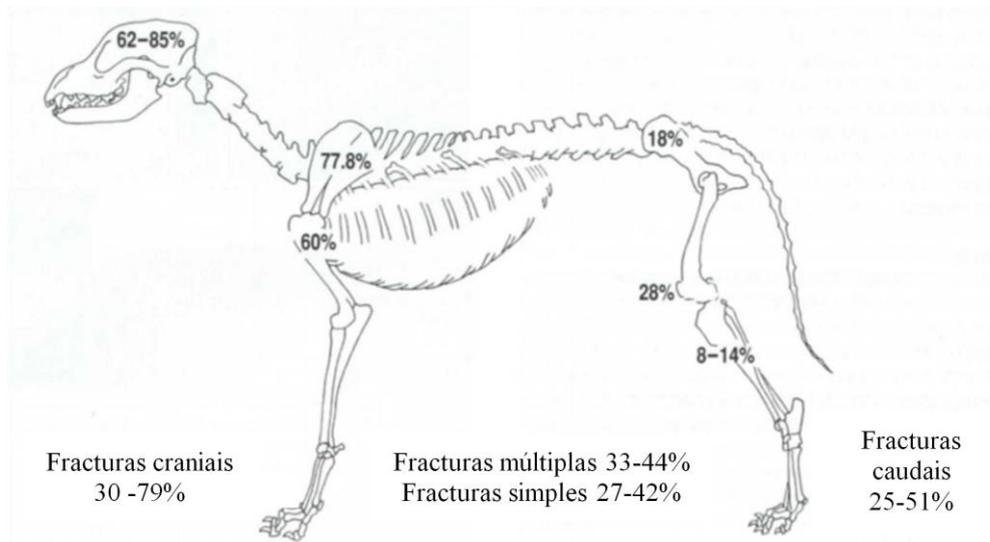
De acordo com as necessidades, o paciente desloca-se para a sala de consulta, é estabilizado, identifica-se as lesões e procede-se ao tratamento, consoante o sistema ABCD (*airway, breathing, circulatory and other disabilities*) (Johnson et al., 2005; King & Boag, 2007). A primeira fase consiste numa avaliação das vias respiratórias, analisando a cavidade oral e a faringe para sinais de obstrução. Nesta fase, a administração de oxigénio deve ser fornecida a todos os pacientes que demonstrem compromisso respiratório. A fase de avaliação da respiração consiste na observação e palpação da parede torácica, na procura de fracturas ou enfisema subcutâneo. De igual modo, deve-se auscultar a traqueia e a área pulmonar. A saturação de oxigénio pode ser medida por pulso-oxímetro. Animais dispneicos, que apresentem a possibilidade de pneumo ou hemotórax, devem ser submetidos a toracocentese. A função circulatória consiste na avaliação da frequência e ritmo cardíacos, pulso, cor das mucosas e tempo de repleção capilar, juntamente com um electrocardiograma (Johnson et al., 2005). Nesta fase, deve-se proceder a um acesso vascular através de um cateter intravenoso, para administração de fluidos e fármacos. Veias periféricas como a cefálica ou safena, são as mais comumente utilizadas para este efeito. Um acesso venoso central, através da veia jugular ou da femoral medial, permite a introdução de maiores concentrações de fármacos, mas são de mais difícil acesso. Para neonatos, um acesso via intra-óssea permite uma absorção medicamentosa muito eficiente e rápida. A perda de fluidos, durante a hemorragia, pode conduzir o paciente traumático a situações de choque irreversível e morte (King & Boag, 2007). Pacientes em choque hipovolémico devem ser colocados a fluidos cristalóides, e caso estes não sejam suficientes, deve-se considerar uma terapia com colóides ou produtos derivados sanguíneos. A última fase da avaliação consiste num exame físico, ortopédico e neurológico, complementados com exames imagiológicos apropriados, nomeadamente uma radiografia torácica e outra abdominal (Johnson et al., 2005).

Quando for possível, deve-se recolher sangue ao paciente crítico, para uma avaliação básica. Estas amostras incluem um hemograma completo, perfil bioquímico e sempre que for necessário, urianálise. Outros testes podem ser requeridos, na sequência de determinados dados da história pregressa, sintomatologia e exame físico (Fossum, 2008).

De acordo com estudos realizado por Spackman et al. (1984), Tamas et al. (1985), Houlton & Dyce (1992) e Griffon et al. (1994), citados por King & Boag (2007), os problemas torácicos mais comumente associados a trauma são contusões pulmonares (46-66%), pneumotórax (12-50%) e fracturas de costelas (12-25%). A figura 32, representa um esquema de fracturas associadas a lesões torácicas. Fracturas no rádio e ulna são fracturas que incorrem frequentemente no cão. Cães de raça miniatura ou toy apresentam propensão para fracturas no rádio distal e ulna, muitas vezes, resultantes de traumas menores. A morfologia, a densidade

óssea e diferenças biomecânicas predis põem estes cães a este tipo de fracturas (Pozzi et al., 2012).

**Figura 32 - Diagrama esquemático ilustrando a incidência de lesões torácicas associadas a fracturas específicas**



(adaptado de BSAVA *Manual of canine and feline emergency and critical care*, King & Boag, 2ª edição, 2007, pág. 251)

Apesar de, em muitos casos, o tratamento das feridas e fracturas, não ser prioritário, este não deve ser descuidado, com vista a minimizar a contaminação e melhorar o conforto do paciente. A hemóstase é o primeiro passo e pode ser realizado por pressão directa ou através de compressas estéreis. Adrenalina nas lesões, pode facilitar o processo de hemóstase, apesar de estar contra-indicado a sua utilização nas extremidades, onde uma vasoconstrição prolongada pode conduzir a isquemia e necrose e em situações de arritmias cardíacas. Hemorragias mais profundas necessitam da utilização de pinças hemostáticas e união dos vasos maiores. Depois das hemorragias se encontrarem estancadas, procede-se à limpeza e descontaminação das feridas. Deve-se utilizar material esterilizado para evitar aumentar a contaminação e aplicar fluidos na zona para remover detritos e hidratar os tecidos. Estes fluidos podem ser aplicados com uma seringa com agulha acoplada, de modo a criar uma pressão maior, aumentando a eficácia do acto. Como fluidos de lavagem usa-se cloreto de sódio, lactato de ringer, clorexidina a 0,05% ou iodopovidona 0,1 a 1%. Algumas substâncias, como o peróxido de hidrogénio e álcool, não devem ser utilizadas pois podem provocar necrose dos tecidos. O passo seguinte consiste no desbridamento dos tecidos, removendo todos os corpos estranhos e todo o tecido necrosado e não vascularizado visível, apenas deixando tecido viável. A causa mais comum no atraso da cicatrização dos tecidos e infecção é um desbridamento inadequado. Antes de encerrar a lesão, pode-se realizar um esfregaço para cultura e testes de sensibilidade, de modo a planear uma antibioterapia mais rigorosa.

Nalgumas feridas, recorre-se à colocação de drenos, com fim de ocupar espaços mortos, eliminar excesso de fluidos e exsudados ou como prevenção profiláctica. Para encerrar a lesão, utiliza-se uma sutura de baixo diâmetro, monofilamentosa ou agrafos (King & Boag, 2007).

Áreas como pélvis, escápula, fémur e úmero, na generalidade, não são protegidas com pensos, pois os músculos que as envolvem são suficientes para as suportar. Fracturas de fémur ou úmero podem ser protegidas com um penso de Spica em momentos que o animal é transportado ou quando a redução da própria fractura é, por algum motivo, adiada. Após redução, fracturas localizadas mais distalmente nos membros são protegidas por pensos, talas ou ambos (King & Boag, 2007).

As fracturas devem ser avaliadas quanto à sua posição, relação com estruturas críticas e se são abertas ou fechadas. Nesta fase, com base no seu tratamento, dividem-se em várias categorias: fracturas que requerem tratamento imediato visto estarem a pôr em causa estruturas vitais; fracturas com benefício de serem tratadas o mais pronto possível, desde que o animal não apresente risco anestésico, como em fracturas abertas; fracturas cujo tratamento deve ser realizado dentro de 24-48 horas para atingir melhores resultados, como fracturas epifisárias ou articulares; e as restantes fracturas que devem ser reduzidas nos cinco dias após a ocorrência (King & Boag, 2007). A partir do momento em que o animal se encontre estável, este vai beneficiar de um exame físico e ortopédico mais completo, assim como o uso de meios imagiológicos para uma classificação mais rigorosa do tipo de fractura existente.

## 4. ESPESSURA DE PLACA DCP DE ACORDO COM O OSSO E PESO DO ANIMAL

Figura 33 - Esquema da correspondência entre peso do animal, osso fracturado e respectiva espessura da DCP a utilizar

Body weight in kg	10	20	30	40
<b>Femur</b>	DCP 2.0 VCP 2.0/1.5	DCP 2.7 VCP 2.7/2.0	DCP 3.5	DCP 4.5 B DCP 3.5 B or DCP 4.5
<b>Tibia</b>	DCP 2.0 VCP 2.0/1.5	DCP 2.7 VCP 2.7/2.0	DCP 3.5	DCP 4.5 B DCP 3.5 B or DCP 4.5
<b>Humerus</b>	DCP 2.0 VCP 2.0/1.5	DCP 2.7 VCP 2.7/2.0	DCP 3.5	DCP 4.5 B DCP 3.5 B or DCP 4.5
<b>Radius/ulna</b>	MP VCP 2.0/1.5	DCP 2.0 DCP 2.7 VCP 2.7/2.0	DCP 3.5	DCP 3.5 B or DCP 4.5
<b>Acetabulum</b>	MP AP 2.0	DCP 2.7 RP 2.0	RP 2.7	RP 3.5 AP 2.7
<b>Ilium</b>	MP DCP 2.0 or VCP 2.7/2.0	DCP 2.7 RP 2.7	RP 3.5	DCP 3.5

Table 2.1-1 Choice of implant size in relation to animal body size and anatomical region.

DCP = dynamic compression plate

RP = reconstruction plate

B = broad

VCP = veterinary cuttable plate

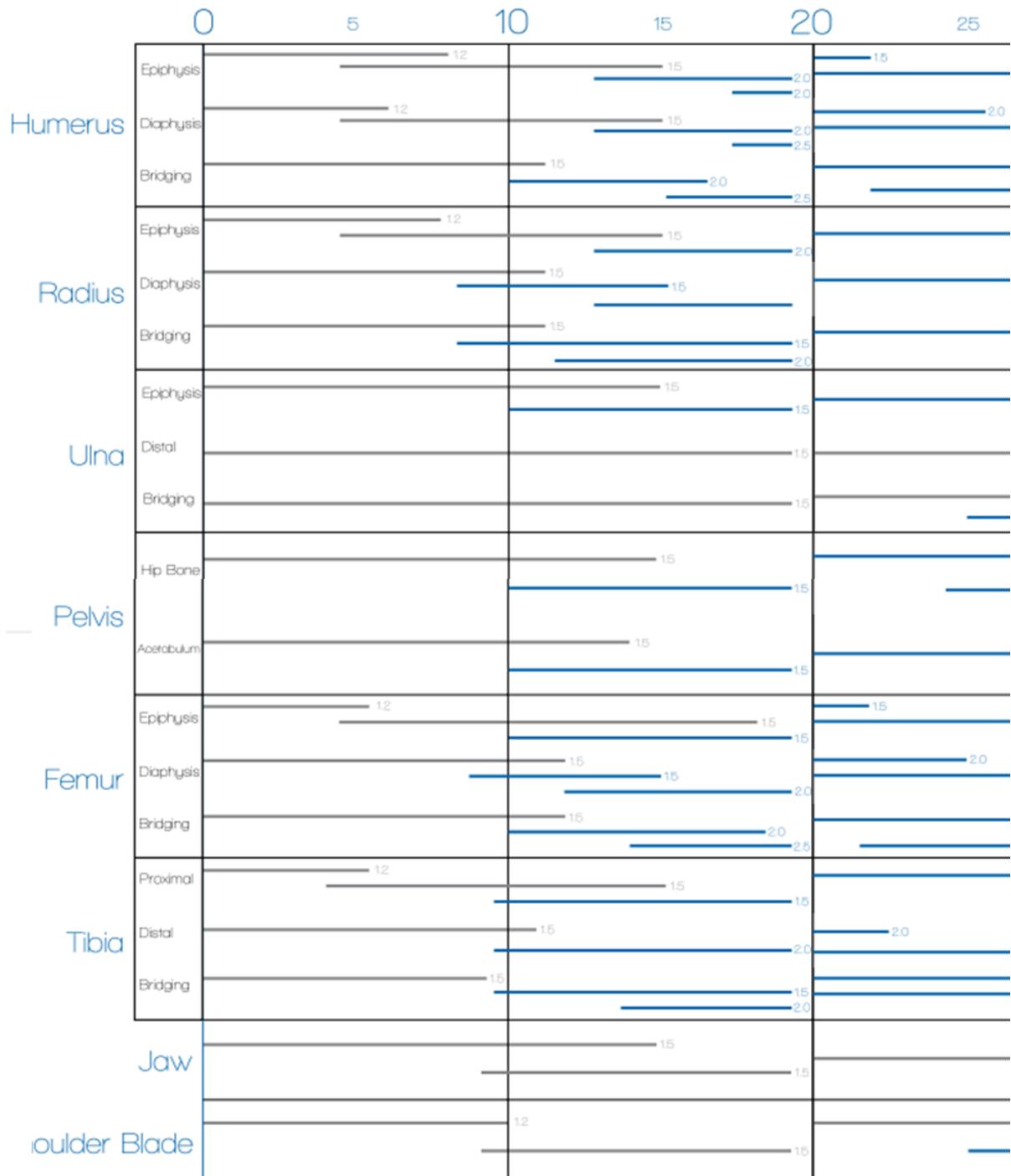
AP = acetabular plate

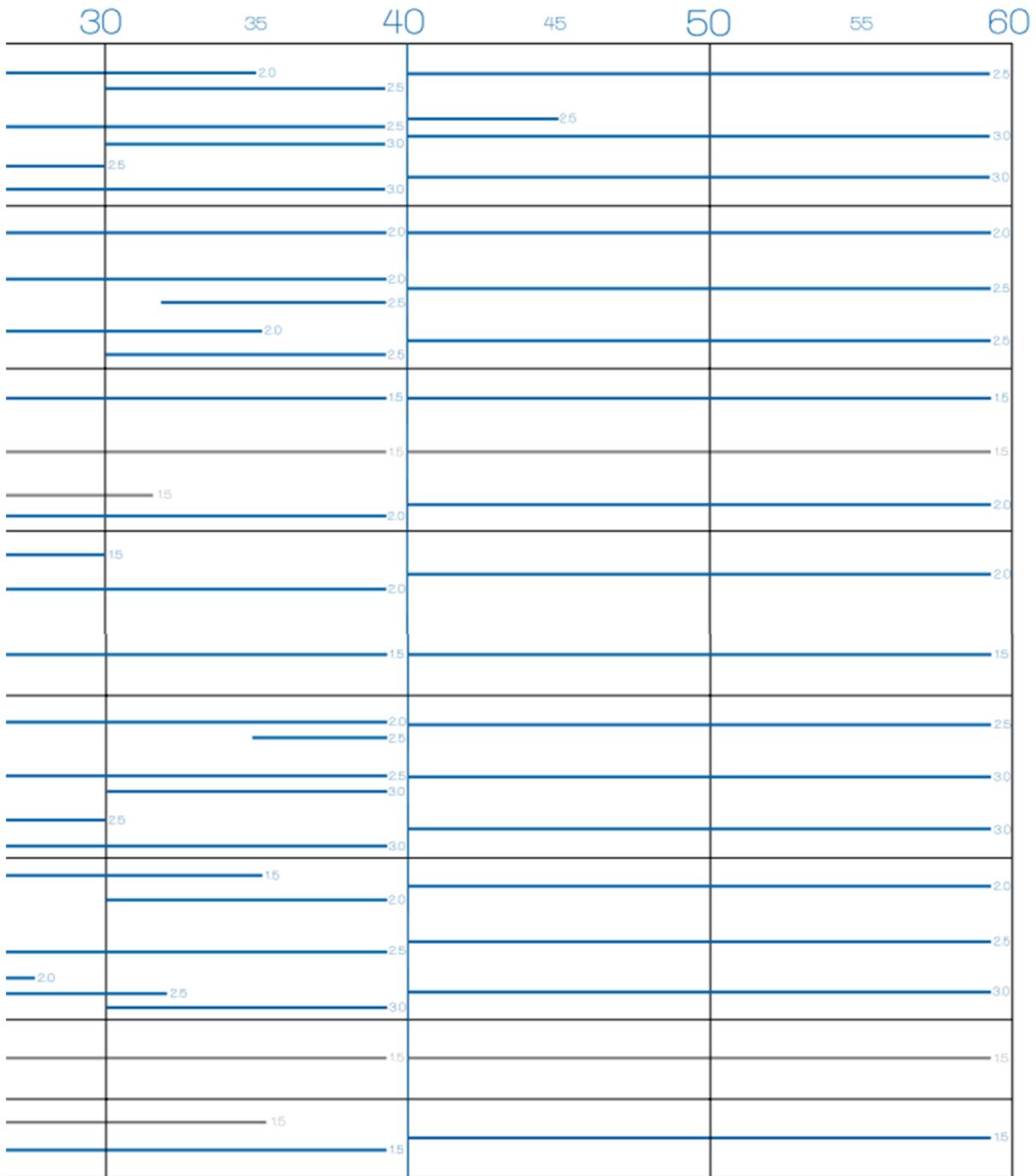
MP = miniplate

DCP. Placa de compressão dinâmica. RP. Placa de reconstrução. VCP. Placa veterinária cortável. AP. Placa acetabular. MP. Placa pequena. B. Placa mais larga. Sempre que disponível, a AO aconselha a substituir a DCP por uma LC-DCP de tamanho correspondente. Estes valores são fornecidos pela AO como guia. A escolha do implante é baseada na experiência do cirurgião e em factores do paciente como o temperamento e confinamento pós-operatório (adaptado de Johnson et al., 2005, *AO Principles of fracture management in the dog and cat*, pág. 42).

## 5. ESPESSURA DE PLACA FIXIN<sup>®</sup> DE ACORDO COM O OSSO E PESO DO ANIMAL

Figura 34 - Esquema da correspondência entre peso do animal, osso fracturado e respectiva espessura da placa Fixin a utilizar

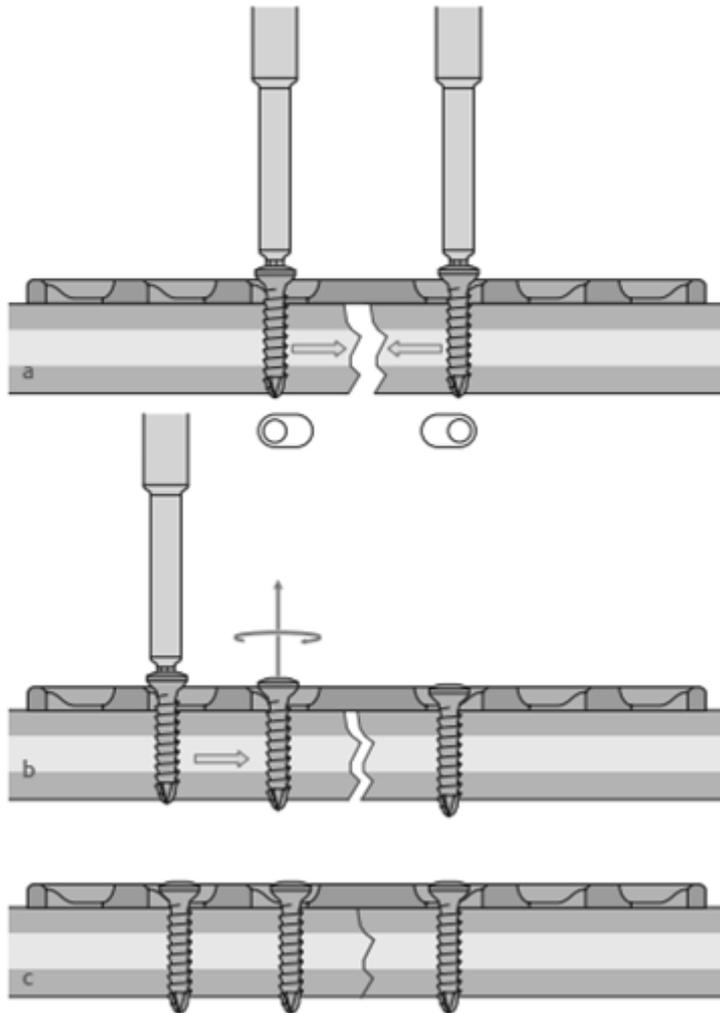




Cinzeno - espessura em mm de placas do sistema pequeno. Azul - espessura em mm de placas do sistema grande. Estes valores são fornecidos pela Traumavet como guia. A escolha do implante é baseada na experiência do cirurgião e em factores do paciente como o temperamento e confinamento pós-operatório (adaptado de Traumavet, 2013, *Fixin catalogue 2013*, págs. 28 e 29)

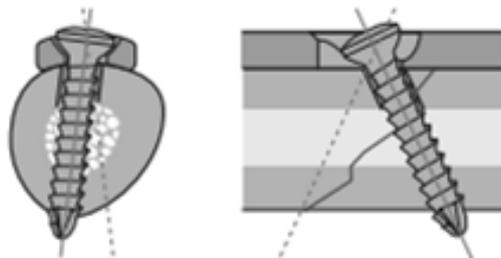
## 6. PLACAS DCP

Figura 35 - Compressão adicional na DCP



a. Inserir um parafuso de compressão de cada lado da fractura. b. Posteriormente, é possível inserir um terceiro parafuso com função de compressão. Antes deste parafuso ser inserido, o primeiro parafuso deve ser solto, de modo a que a placa se desloque no osso. c. Após a colocação do terceiro parafuso, o primeiro parafuso volta a ser apertado. (adaptado de Johnson et al., 2005, AO Principles of fracture management in the dog and cat, pág. 37).

Figura 36 - Inclinação dos parafusos numa DCP



O formato dos orifícios da DCP permite a inclinação dos parafusos  $\pm 7$  graus na direcção transversal e  $\pm 25$  graus na direcção longitudinal (adaptado de Johnson et al., 2005, AO Principles of fracture management in the dog and cat, pág. 37).