

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE VETERINÁRIA  
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**FISIOTERAPIA COMO ADJUVANTE AO TRATAMENTO  
DA UNIÃO-ÓSSEA RETARDADA**

**Pedro Henrique Reinhardt da Rosa**

**PORTO ALEGRE**

**2012/2**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE VETERINÁRIA**  
**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**FISIOTERAPIA COMO ADJUVANTE AO TRATAMENTO  
DA UNIÃO ÓSSEA RETARDADA**

**Autor: Pedro Henrique Reinhardt da Rosa**

**Monografia apresentada à Faculdade de  
Veterinária como requisito parcial para  
obtenção da Graduação em Medicina  
Veterinária**

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Meller Alievi**

**Co-orientador: M.V. Paula Gonzalez**

**PORTO ALEGRE**

**2012/2**

## AGRADECIMENTOS

À minha mãe Neusa Maria Reinhardt, meu pai Sérgio Luiz Mendes da Rosa e minha madrastra Rosmeri Calvo da Silva pelo apoio de sempre e pela compreensão nos momentos de ausência;

A todos meus familiares, pelo apoio constante;

Ao meu orientador Marcelo Meller Alievi pela amizade e por todos os ensinamentos acadêmicos e de vida, sempre oportunizando situações para aumentar e melhorar o aprendizado profissional e pessoal.

À minha co-orientadora Paula Gonzalez por todos os ensinamentos, pelas oportunidades de auxílio em situações do cotidiano do médico veterinário, pelo exemplo de excelente profissional que és e pela grande amizade.

Aos amigos Ana Paula de Oliveira Dani, Daniel Brisotto Pavanelo, Leonardo Souza Severo e Lucas Tonieto Biavatti pelo apoio em inúmeras situações, pela compreensão nos momentos de ausência e pela grande amizade.

Às amigas Bruna Dináh Krummenauer Formenton, Camila de Ávila Pietzsch, Natália Klein Schmidt e Vanessa Canal pelo apoio e amizade.

À Bruna Gomes Mônego pelo apoio, paciência e incentivo constantes.

Aos colegas de turma pela amizade, convivência e troca de experiências e conhecimentos, em especial à Bárbara Alábio Moraes, Camila Reichak da Silva, Daniele Mariath Bassuino, Fabiana Wurster, Gabriela Friedrich Lobo d'Avila e Régis Linhares de Oliveira.

Às colegas de estágio Mariana Zacouteguy Boss, Letícia Gutierrez de Gutierrez e Luciana Zang pelos auxílios, aprendizados, convivência e amizade.

A todos os Médicos Veterinários com que convivi durante esses anos e que me proporcionaram oportunidades de aprendizado e crescimento profissional e pessoal, em especial às doutorandas Aline Silva Gouvêa e Simone Scherer, aos mestrandos Aline Macedo, Eglete Rodrigues, Fernanda Valente, Gabriela Sessegolo, Kauê Reis, Lenise Flores e Tatiane Mottin, e à Médica Veterinária Daniela Fernandes.

Aos meus cães e gatos por serem fonte de incentivo nos momentos de dificuldade e pela amizade incondicional.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>%:</b>	Porcentagem
<b>cm:</b>	Centímetros
<b>°:</b>	Graus
<b>ATP:</b>	Adenosine triphosphate
<b>°C:</b>	Graus Celsius
<b>DNA:</b>	Deoxyribonucleic acid
<b>mW:</b>	MiliWatts
<b>MHz:</b>	Megahertz
<b>nm:</b>	Nanômetros
<b>W/cm<sup>2</sup>:</b>	Watts por centímetro quadrado

## RESUMO

A união óssea retardada se caracteriza quando o tempo de consolidação óssea ultrapassa àquele normalmente observado para determinado tipo de fratura, embora a atividade osteogênica se mantenha preservada. Fraturas de ossos longos são comumente afetadas por esse tipo de complicação, sendo que fatores como manipulação excessiva e instabilidade do foco de fratura, infecções, aporte sanguíneo deficiente, lesão dos tecidos moles adjacentes e, principalmente, erros na escolha do método de osteossíntese e na técnica cirúrgica utilizada. Os animais acometidos apresentam dor, atrofia muscular e dificuldade em apoiar o membro.

O diagnóstico é realizado através dos sinais clínicos e do exame radiográfico. O tratamento pode ser cirúrgico, com a substituição do método de fixação e o uso de enxertos ósseos. Entretanto, a fisioterapia vem sendo cada vez mais utilizada como método alternativo de tratamento, promovendo o desenvolvimento do calo ósseo e aceleração do processo de cicatrização óssea.

Este estudo tem como objetivo, através de uma revisão bibliográfica, abordar os principais métodos fisioterapêuticos utilizados no tratamento da união óssea retardada em pequenos animais.

**Palavras-chave:** união óssea retardada, fisioterapia, cicatrização óssea.

## **ABSTRACT**

The union delayed bone is characterized when the time exceeds bone healing to that normally observed for a given type of fracture, although the osteogenic activity remains preserved. Fractures of long bones are commonly affected by this type of complication, and that factors such as excessive manipulation and instability of the fracture, infections, poor blood supply, injury to adjacent soft tissues, and especially errors in choosing the method of fixation and surgical technique used. The affected animals have pain, muscle atrophy and difficulty supporting member.

The diagnosis is made by clinical signs and radiographic examination. The treatment may be surgical replacement with the method of attachment and use of bone grafts. However, the therapy is being increasingly used as an alternative method of treatment, promoting the development of callus and acceleration of bone healing process.

This study aims, through a literature review addressing the key methods used in physiotherapy treatment of delayed bone union in small animals.

**Key-words:** delayed union, physiotherapy, bone healing.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>DESENVOLVIMENTO.....</b>	<b>10</b>
<b>2.1</b>	<b>Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>10</b>
2.1.1	Constituição Óssea.....	10
2.1.2	Consolidação Óssea.....	11
2.1.3	Fraturas.....	12
2.1.4	Problemática da Consolidação Óssea.....	14
2.1.4.1	União Óssea Retardada.....	15
2.1.4.2	Não-União Óssea.....	16
2.1.4.3	Má-União Óssea.....	19
2.1.5	Avaliação no Tratamento de Fraturas.....	20
2.1.6	Métodos de Fixação de Fraturas.....	22
2.1.6.1	Coaptação Externa.....	22
2.1.6.2	Fixadores Esqueléticos Externos.....	22
2.1.6.3	Fixadores Externos Circulares.....	25
2.1.6.4	Pinos Intramedulares.....	26
2.1.6.5	Fio de Aço Ortopédico.....	27
2.1.6.6	Bandas de Tensão.....	28
2.1.6.7	Parafusos Ósseos.....	28
2.1.6.8	Placas Ósseas.....	29
2.1.7	Enxertos Ósseos.....	30
2.1.8	Reabilitação Ortopédica.....	31

2.1.9	Tratamentos Fisioterapêuticos para União Óssea Retardada.....	32
2.1.9.1	Eletroterapia.....	32
2.1.9.2	Laserterapia.....	33
2.1.9.3	Magnetoterapia.....	34
2.1.9.4	Ultra-som Terapêutico.....	35
<b>3</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>38</b>
	REFERÊNCIAS.....	39



## 1 INTRODUÇÃO

A união óssea retardada é uma complicação comumente observada em fraturas. É caracterizada quando o tempo de consolidação óssea ultrapassa àquele observado normalmente para o mesmo tipo de fratura, embora a atividade osteogênica esteja preservada (Ismaeel, 2008; Lai et al., 2011). Determinados fatores influenciam para a sua ocorrência, dentre eles a manipulação excessiva do foco de fratura, osteomielites, irrigação sanguínea deficiente, lesão dos tecidos moles adjacentes e, principalmente, erros na escolha do método de osteossíntese e na técnica cirúrgica aplicada (Albornoz et al., 2011; Ismaeel, 2008). O tratamento empregado varia conforme cada caso, podendo ser utilizada uma abordagem menos invasiva como fisioterapia, ou em casos mais complexos, o uso de enxerto ósseo autógeno e alteração do método de fixação (Ismaeel, 2008; Lai et al., 2011).

Existe pouca discussão a respeito do método mais apropriado a ser utilizado para a união óssea retardada. Além disso, métodos menos invasivos podem ser utilizados tanto para tratar essa complicação como para prevenir a mesma. Por isso, o conhecimento desse tema é importante. Este trabalho de conclusão de curso tem por objetivo realizar uma revisão bibliográfica sobre o uso de diferentes técnicas fisioterapêuticas para o tratamento da união óssea retardada em pequenos animais.

## **2 DESENVOLVIMENTO**

### **2.1 Revisão Bibliográfica**

#### **2.1.1 Constituição Óssea**

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por osteócitos, osteoblastos e osteoclastos. Estas células são envoltas por um material calcificado denominado de matriz óssea. Os osteócitos estão presentes em cavidades no interior da matriz óssea e são nutridos através de canalículos presentes nela, pois não ocorre difusão de substâncias através da matriz. Os canalículos permitem a comunicação dos osteócitos entre si, com as superfícies interna e externa do osso, e com os canais vasculares da matriz óssea. Os osteoblastos são responsáveis pela síntese e mineralização da parte orgânica (colágeno tipo I, proteoglicanas e glicoproteínas) da matriz óssea, e a reabsorção e remodelação da mesma é realizada pelos osteoclastos, células gigantes multinucleadas. Os principais íons presentes na parte inorgânica da matriz óssea são o fosfato e o cálcio, porém pequenas quantidades de bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato também são encontrados (Junqueira e Carneiro, 1999).

As superfícies internas e externas dos ossos são revestidas, respectivamente, pelo endóstio e perióstio, que são membranas compostas por tecido conjuntivo e células osteogênicas, e têm como função a nutrição e o fornecimento de novos osteoblastos. A organização do tecido ósseo se dá de forma cilíndrica, com fibras colágenas dispostas em lamelas paralelas entre si ou em camadas concêntricas, formando os sistemas de Havers, ou ósteons. Estes sistemas orientam-se paralelamente ao eixo longitudinal do osso. No seu interior passam os canais de Havers, que contêm vasos e nervos. A comunicação dos canais entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso se dá através dos canais de Volkmann. Estes passam de forma transversal ou oblíqua entre os canais de Havers (Junqueira e Carneiro, 1999; Weisbrode, 2007).

Os ossos podem ser classificados em longos, curtos, chatos ou alongados. Eles são formados por osso compacto, ou seja, partes sem cavidades visíveis, ou por osso esponjoso, que apresenta muitas cavidades intercomunicantes. As extremidades dos ossos longos (epífises) são formadas por osso esponjoso e uma pequena camada de osso compacto. Em locais de articulação com outros ossos, as epífises apresentarão perifericamente uma cartilagem hialina. Por outro lado, a região cilíndrica central (diáfise) é formada quase em sua totalidade por osso

compacto, com apenas uma pequena quantidade de osso esponjoso que delimita o canal medular (Junqueira e Carneiro, 1999; Weisbrode, 2007).

Existem dois tipos de tecidos ósseos: o primário ou imaturo, e o secundário ou lamelar. Os dois tipos possuem a mesma constituição, entretanto, no tecido primário as fibras colágenas estão dispostas irregularmente, e no tecido secundário essas fibras se organizam em lamelas. O tipo primário/imaturo é o primeiro tecido ósseo a ser formado, sendo gradualmente substituído por tecido secundário/lamelar (Junqueira e Carneiro, 1999).

### 2.1.2 Consolidação Óssea

A consolidação óssea é um processo diferenciado em comparação às demais estruturas corporais em termos de reestruturação tecidual, sendo notável a capacidade de manutenção, quase que integral, da forma original do tecido ósseo após o término do processo de cicatrização (McKibbin, 1978). Este processo está diretamente relacionado com fatores como vascularização, dano aos tecidos moles adjacentes, presença de infecções e grau de estabilidade. Os processos fisiológicos que ocorrem durante a cicatrização dependem de um suprimento sanguíneo adequado, sendo que qualquer prejuízo circulatório pode retardar essa etapa. Em fraturas de ossos longos a circulação medular cessa, porém um sistema extra-ósseo temporário se desenvolve a partir dos tecidos moles. Esse processo alternativo vai diminuindo à medida que a cicatrização óssea progride, e o fluxo medular se restabelece. Reduções fechadas interferem com menor intensidade neste processo de restabelecimento vascular em comparação com reduções abertas. O hematoma formado após uma fratura recruta componentes celulares com função inflamatória, quimiotáxica e angiogênica que iniciam o processo de cicatrização.

A cicatrização óssea indireta ocorre quando existe uma instabilidade mecânica no foco de fratura. Com isso ocorrem micromovimentos, afastamento dos fragmentos ósseos e lesão vascular severa. Três fases compreendem este processo de cicatrização: inflamatória, reparatória e remodeladora. Durante a fase inflamatória há a liberação de substâncias que promovem a lise celular e a formação do hematoma, seguido pelo desenvolvimento do tecido de granulação. Esses tecidos suportam movimentos e dão uma estabilidade relativa à fratura. Na fase reparadora se dá a substituição gradual do tecido fibroso por tecido cartilágneo, formando o calo primário. Em seguida se estabelece o processo de mineralização, que começa nas superfícies dos fragmentos e segue em direção ao centro do intervalo, com formação de tecido ósseo trabecular e trançado. Inicia-se então a fase remodeladora, na qual o tecido ósseo

inicial é reabsorvido e substituído por osso lamelar. À medida que o osso lamelar é formado e reabsorvido, o calo ósseo é remodelado em osso cortical (Doyle, 2004; Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999; Weisbrode, 2007).

Quando a fratura sofre intervenção cirúrgica que promove estabilização absoluta, com fragmentos em contato ou separados por intervalos inferiores a dois % do espaço inicial, ela irá consolidar a partir de uma cicatrização óssea direta, caracterizada pela formação de tecido ósseo diretamente na linha de fratura, sem o desenvolvimento de calo ósseo visível ou tecido precursor. Uma cicatrização intervalar ocorre, formando uma rede de tecido ósseo fibroso. Porém, essa união é mecanicamente fraca e sofre uma remodelação haversiana, na qual osteoclastos agem reabsorvendo o tecido ósseo e há a formação de sulcos de reabsorção em sentido longitudinal nas extremidades dos fragmentos. Osteoblastos preenchem estes sulcos e secretam osteóide, que é mineralizado em tecido ósseo lamelar. Com isso, se estabelece uma forte união dos fragmentos ósseos (Doyle, 2004; Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999; Shales, 2008).

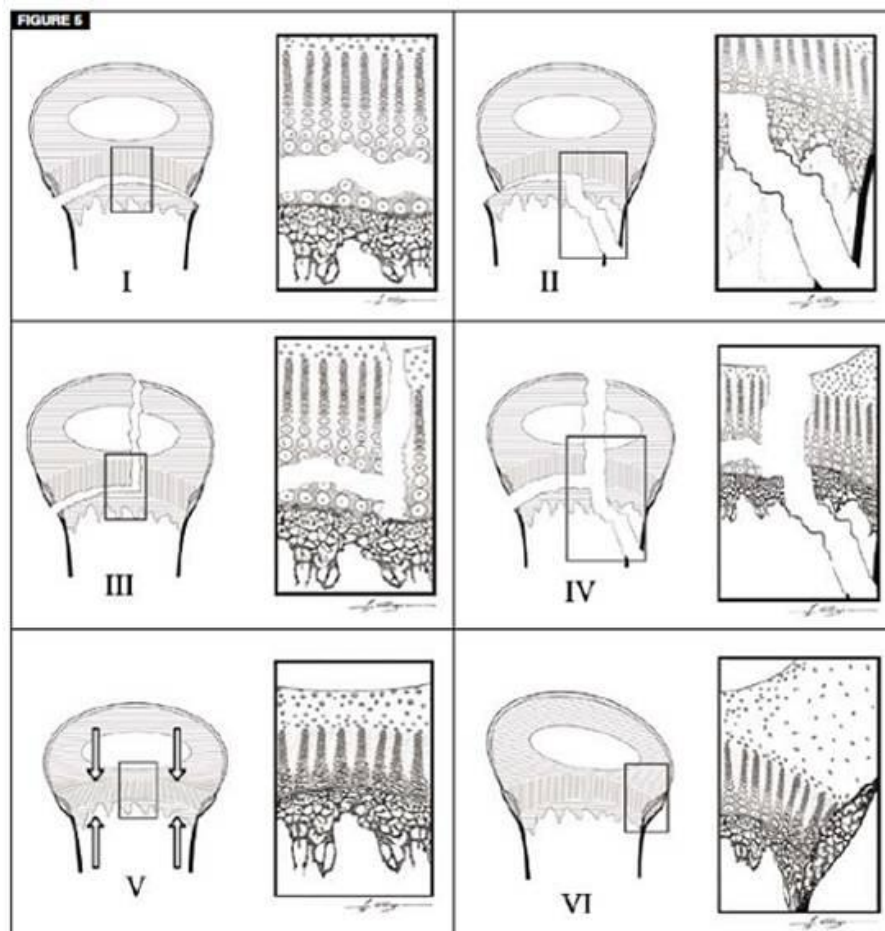
### 2.1.3 Fraturas

Denomina-se como fratura o dano completo ou incompleto na continuidade de um osso ou cartilagem. Juntamente a este há o comprometimento da função do sistema locomotor e lesões de diferentes graus aos tecidos moles, com a possibilidade de alterações no aporte sanguíneo local (Piermattei e Flo, 1999). As fraturas podem ser classificadas de acordo com sua causa, localização, morfologia e gravidade e seu grau de exposição ao ambiente. Esforços repetitivos, patologias ósseas e traumas diretos ou indiretos são fatores causadores de fraturas. Conforme a localização no tecido ósseo, essas fraturas podem ser classificadas como metafisárias, diafisárias, epifisiárias e articulares. As fraturas também pode ser classificadas de acordo com a configuração da linha de fratura. Quando a linha de fratura está localizada perpendicularmente ao eixo longitudinal do osso, cruzando-o com ângulo não maior que 30°, denomina-se como fratura transversa. Caso o ângulo seja maior do que 30°, caracteriza-se como uma fratura oblíqua. Fraturas em espiral são semelhantes às obliquas, mas delineiam curvas ao redor da diáfise do osso. A presença de linhas de fratura múltiplas caracteriza uma fratura cominutiva. (Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999).

Fraturas epifisárias são organizadas conforme o esquema de classificação de *Salter-Harris*. Existem seis tipos de classificação, que identificam a localização da linha de fratura (Figura 1):

- *Salter-Harris Tipo I*: fratura que cruza através da fise óssea;
- *Salter-Harris Tipo II*: fratura cruza através da fise e de uma porção da metáfise óssea;
- *Salter-Harris Tipo III*: geralmente fraturas articulares. Cruzam através da fise e da epífise óssea;
- *Salter-Harris Tipo IV*: são fraturas articulares que cruzam através da epífise, por toda a fise e através da metáfise óssea;
- *Salter-Harris Tipo V*: lesão por esmagamento da fise, não evidente através do exame radiográfico. Tornam-se visíveis após semanas, quando a função fisária já está interrompida;
- *Salter-Harris Tipo VI*: a lesão envolve o sulco de Ravier e leva ao fechamento precoce da fise óssea. Geralmente é resultado de uma contusão local ou avulsão. É comum a formação de uma ponte óssea periférica (Fossum et al., 2005; Pfeil e DeCamp, 2009).

Figura 1 - Fraturas de *Salter-Harris*



Fonte: VON PFEIL Dirsko e DECAMP Charles; [2009].

O grau de exposição das fraturas está diretamente ligado ao mecanismo de formação da fratura e à gravidade da lesão nos tecidos moles. As fraturas expostas têm, particularmente, uma maior chance de contaminação devido à presença de uma ferida aberta, causando uma redução nos mecanismos de defesa locais, pela presença de tecidos desvitalizados ou necróticos, ou ainda por materiais estranhos. A prevenção contra infecções é a maior preocupação nestes casos. Fraturas expostas de grau I apresentam lesões mínimas aos tecidos, geralmente com um orifício menor que um cm de perfuração na pele próximo à fratura, causado pelos fragmentos ósseos que rompem a barreira cutânea. Estes podem ou não estar visíveis através do ferimento. Uma fratura de grau II é minimamente cominutiva e apresenta maiores danos aos tecidos moles, sendo as lesões cutâneas causadas por agentes externos. Lesões extensas e graves aos tecidos moles, com fragmentação óssea severa, são características de fraturas expostas de grau III (Fossum et al., 2005; Henry, 2007; Piermattei e Flo, 1999; Shales, 2008).

O tipo e a intensidade do dano que o osso pode sofrer dependem de que forças atuarão em sua estrutura, e com que velocidade essa mesma força é aplicada. Compressões axiais em ossos longos resultam em fraturas oblíquas. A aplicação de forças tensesis, que em alguns casos ocorrem juntamente com forças de flexão, levam a formação de fraturas transversas. A ocorrência de fraturas em espiral é resultante de uma rotação longitudinal do osso, provocada por forças de torção. A velocidade com que as forças agem também influencia no tipo de fratura e na extensão da lesão nos tecidos adjacentes. Forças de baixa velocidade geram fraturas simples, com poucos danos aos tecidos moles, pois há pouca energia dissipada. Entretanto, forças de alta velocidade causam fraturas cominutivas, pela maior liberação de energia. Conseqüentemente, as lesões aos tecidos moles serão extensas. O conhecimento da atuação destas forças é de fundamental importância também no momento da estabilização da fratura, pois o método de fixação escolhido deve atuar de maneira contrária às cargas aplicadas no osso estabilizado, anulando-as, e dessa maneira auxiliando no sucesso do tratamento (Fossum et al., 2005; Radasch, 1999; Stiffler, 2004).

#### 2.1.4 Problemática da Consolidação Óssea

A consolidação óssea, como já comentado é dependente de fatores como estabilidade, aporte sanguíneo e ausência de infecções. Sendo assim, quando existe uma imobilização e redução inadequadas do foco de fratura, vascularização sanguínea prejudicada pelo trauma de base e osteomielite associada, a ocorrência de complicações na cicatrização do tecido ósseo se

estabelece. Uma diferenciação celular inadequada é estimulada quando existe instabilidade física ou suprimento sanguíneo deficiente. Tecidos cartilaginoso e fibroso se desenvolvem de forma exacerbada, o que leva à formação de um calo ósseo menos sólido e à perda da capacidade de ossificação, respectivamente, atrasando ou inibindo a consolidação da fratura. A idade também é um fator que deve ser considerado, pois animais mais idosos apresentam um processo de cicatrização mais lento, predisposto a complicações. Saúde geral, estado nutricional, localização e o tipo de fratura, tempo decorrido entre a ocorrência da fratura e o início do tratamento também são fatores importantes. Devem-se observar sinais de atraso ou de cessação da consolidação óssea para a correção dos problemas tão logo seja possível, pois quanto mais crônico se apresenta, maiores serão as dificuldades de resolução (Jackson e Pacchiana, 2004).

#### 2.1.4.1 União Óssea Retardada

Denomina-se como união retardada a fratura que não consolidou em um período considerado normal para aquela determinada fratura. Mesmo que não exista um tempo pré-determinado de consolidação de todas as fraturas, a escolha inadequada ou inapropriada do método de fixação por parte do cirurgião ou erros na técnica cirúrgica empregada estão entre as causas desta complicação. Estes fatores geram instabilidade e prejudicam o suprimento sanguíneo no foco de fratura, o que retarda o processo de cicatrização óssea. As fraturas distais de rádio e ulna são as mais predispostas à ocorrência de união óssea retardada, pois nesta região há pouca cobertura de tecidos moles e o suprimento sanguíneo é pobre. Entretanto, qualquer foco de fratura pode ser acometido (Boudrieau, 2008; Jackson e Pacchiana, 2004).

Os sinais clínicos mais observados são dor, atrofia muscular, instabilidade do foco de fratura e dificuldade em apoiar o membro. No exame radiográfico observa-se a persistência da linha de fratura, esclerose das extremidades ósseas fraturadas, fechamento da cavidade medular, quantidades variáveis de calo ósseo ou ausência deste, e osteoporose local (Boudrieau, 2008; Jackson e Pacchiana, 2004). Sinais de atividade óssea progressiva podem ser observados, como aumento da densidade das linhas de fratura, através de radiografias seqüenciais, que facilitam o diagnóstico (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004).

O tratamento a ser empregado dependerá da estabilidade da fratura. Se o animal está sendo pouco afetado e os implantes permanecem intactos, opta-se por uma terapia conservadora, com tratamento fisioterápico e redução de exercícios (Jackson e Pacchiana, 2004). A fisioterapia tem como objetivo acelerar a cicatrização óssea, através da estimulação celular

com o uso de laserterapia e ultrassom terapêutico, e dar conforto ao paciente com a analgesia promovida pela eletroestimulação (Doyle, 2004).

Nos casos em que a estabilização da fratura está comprometida, com implantes soltos ou migratórios, o tratamento cirúrgico é a única opção (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004). A cirurgia tem como objetivo estimular as extremidades ósseas fraturadas, promovendo uma fixação rígida e compressiva destas e abrindo o canal medular. Características como a extensão das alterações presentes na fratura, as lesões dos tecidos moles, a mobilidade das articulações adjacentes, o comprimento do membro afetado e a função neurológica, deverão sempre ser observadas com atenção antes da realização do procedimento cirúrgico, principalmente em complicações com curso crônico. O método de fixação mais utilizado no tratamento da união óssea retardada são as placas ósseas, pois garantem melhor fixação e estabilidade do foco de fratura. Enxertos ósseos autólogos também podem ser adicionados nestes casos para estimular a consolidação (Jackson e Pacchiana, 2004). Terapias celulares ainda estão em fase de experimentação, porém têm mostrado resultados promissores no tratamento de complicações na consolidação óssea (Jäger et al., 2010). O tratamento com proteínas morfogênicas ósseas também é uma alternativa, pois estas induzem a formação de tecido ósseo através da diferenciação celular, iniciando a cascata de reações da osteogênese (Moghaddam et al., 2009).

#### 2.1.4.2 Não-união Óssea

A não-união óssea caracteriza-se pela falha na união dos fragmentos ósseos, quando cessaram todos os sinais de atividade osteogênica no local da fratura (Jackson e Pacchiana, 2004; Piermattei e Flo, 1999). Os processos pelos quais esta complicação se apresenta são geralmente os mesmos observados na união óssea retardada, sendo que quadros crônicos desta podem resultar em não-uniões ósseas. Existem dois tipos de fraturas de não-união, classificadas por suas características biológicas: não-união viável, também denominada de hipertrófica ou hipervascular, e não-união inviável, também designada como atrófica ou avascular.

Não-uniões viáveis são biologicamente ativas, apresentando grau variável de reação óssea proliferativa com interposição de tecido cartilaginoso e fibroso, e subdividem-se em três tipos: hipertrófica, moderadamente hipertrófica e oligotrófica. As hipertróficas apresentam um calo abundante não ossificado devido à instabilidade no local da fratura e ao suporte prematuro de peso. Radiologicamente, as extremidades ósseas são descritas como em formato de pata de



elefante. Fixação inadequada, atividade excessiva do paciente e retirada prematura do aparelho de fixação podem originar este tipo de defeito. A proliferação óssea é incapaz de formar uma ponte sobre a linha de fratura, pois existe movimentação da zona fraturada.

Não-uniões moderadamente hipertróficas apresentam um calo não tão exuberante e têm um grau moderado de instabilidade, sendo que as extremidades ósseas assemelham-se ao formato de um casco de cavalo. Diferentemente das duas anteriores, as oligotróficas podem não apresentar calo ósseo ou este é mínimo, com a linha de fratura sendo preenchida por tecido fibroso, podendo ser difíceis de distinguir de não-uniões não viáveis. As extremidades ósseas tornam-se arredondadas e seu distanciamento aumenta à medida que as zonas terminais são reabsorvidas (Fossum et al., 2005; Henry, 2007; Jackson e Pacchiana, 2004; Piermattei e Flo, 1999).

Não-uniões não viáveis são pouco comuns, porém quando estão presentes têm menores índices de sucesso clínico. Dividem-se em distróficas, necróticas, com defeitos ósseos e atróficas.

Fraturas com não-uniões distróficas apresentam uma ou ambas as extremidades ósseas com pobre vascularização pelo fato de um fragmento ter cicatrizado em uma extremidade, porém o aporte sanguíneo não é satisfatório para unir-se à outra extremidade. Nestes casos a cavidade medular encontra-se viável apenas em uma das extremidades, estando fechada na outra.

Quando os fragmentos ósseos não se tornam vascularizados, por excesso de movimentação ou presença de infecções, e o calo ósseo formado não os envolve, eles permanecem na fratura como seqüestros, caracterizando uma não-união necrótica. Não-uniões com defeitos ósseos ocorrem em fraturas com perdas ósseas significativas, que geram uma lacuna grande entre as extremidades ósseas. Sendo assim, o potencial de crescimento ósseo pode não ser suficiente para preencher este espaço com o calo ósseo.

A parada completa da atividade osteogênica caracteriza as não-uniões atróficas. Há reabsorção e arredondamento das extremidades ósseas, com ou sem osteoporose. A lacuna óssea é preenchida com tecido fibroso e as cavidades medulares são fechadas com osso cortical. Radiologicamente, não se observa reação óssea nos locais da fratura e existe esclerose das extremidades ósseas (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004; Piermattei e Flo, 1999).

Os sinais clínicos apresentados pelos animais são semelhantes àqueles observados nos casos de união óssea atrasada, porém devido à cronicidade característica das não-uniões ósseas, dor e claudicação podem não estar presentes (Jackson e Pacchiana, 2004).

Diferentemente dos casos de união óssea retardada, as não-uniões não podem ser tratadas de forma conservadora, sendo a cirurgia a única forma de tentar restabelecer o crescimento ósseo. A estabilização adequada da fratura e a estimulação biológica são os objetivos da intervenção cirúrgica. Tecidos desvitalizados devem ser removidos e qualquer infecção presente deve ser tratada para melhor evolução do tratamento (Jackson e Pacchiana, 2004). Entretanto, Berner et al. (2011) comentam sobre a existência de tratamentos não cirúrgicos para não-uniões ósseas, como a utilização de terapias com eletricidade, ondas de choque extracorporais e ultrassom, e que esses métodos obtiveram sucesso na consolidação óssea após muitas tentativas com intervenção cirúrgica falharem.

Segundo Fossum et al. (2005), não-uniões hipertróficas e moderadamente hipertróficas devem ser tratadas através da remoção de implantes soltos, alinhamento articular e colocação de uma placa de compressão. Fixadores externos também podem ser utilizados nestes casos (Jackson e Pacchiana, 2004). Para o tratamento de não-uniões oligotróficas recomenda-se a utilização de bandas de tensão ou de placas ósseas, devido ao fato destas serem causadas freqüentemente por forças distrativas, como as fraturas por avulsão. Não-uniões não viáveis necessitam da abertura do canal medular e remoção de tecido ósseo esclerosado e fibroso. A retirada de parte do osso cortical é necessária para ativar os processos de cicatrização natural do osso. Placas e parafusos podem ser utilizados para obter uma estabilização eficaz (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004; Piermattei e Flo, 1999). Os fixadores externos circulares, ou fixadores externos de Ilizarov, são uma possibilidade eficaz de tratamento para não união-óssea. Este método promove o alongamento e o transporte ósseo através de compressão ou distração realizadas contrariamente, além de apresentar uma mobilidade axial que estimula a consolidação óssea (Fossum et al., 2005; Ilizarov, 1990).

A utilização de enxertos ósseos autógenos é o tratamento clínico mais comum utilizado para não-uniões ósseas, pois apresentam elementos fundamentais para a reconstituição óssea, como fatores de crescimento e células com potencial osteogênico. Além disso, podem ser usados em combinação com fixadores internos e externos (Berner et al., 2011). Fossum et al. afirmam que os enxertos ósseos podem ser colocados no mesmo período cirúrgico que as placas ósseas, ou cinco a sete dias após o início do tratamento, permitindo que ocorra o

desenvolvimento de tecido de granulação saudável. Assim como nos casos de uniões ósseas retardadas, as proteínas morfogênicas ósseas também surgem como alternativa de tratamento das não-uniões ósseas (Bernier et al., 2011; Moghaddam et al., 2009).

#### 2.1.4.3 Má-união Óssea

Defini-se como má-união a fratura que após sua consolidação não obteve o alinhamento anatômico satisfatório, com uma união incorreta dos fragmentos ósseos, gerando prejuízo à funcionalidade do membro (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004). Deformidades ósseas angulares, encurtamento do membro, dificuldade de locomoção e doenças articulares degenerativas são os problemas resultantes observados. As más-uniões podem ocorrer quando uma fratura não recebe tratamento ou este é realizado de forma inadequada, se a fixação não é eficaz ou quando existe o apoio prematuro do membro após o reparo da fratura. A funcionalidade do membro e a presença de dor dependerão do osso acometido e da localização da cicatrização óssea (Jackson e Pacchiana, 2004).

As deformidades podem apresentar diferentes formas e localizações, e caracterizam-se pela perda de relações paralelas corretas entre as articulações distal e proximal do osso fraturado. Elas podem ser classificadas como valgas, varas, antecurvadas ou recurvadas. Quando existe uma angulação lateral do segmento distal de um osso, denomina-se valgo; uma angulação medial caracteriza o varo. Deformidades antecurvadas e recurvadas apresentam uma angulação caudal e cranial, respectivamente. Alterações causadas por rotação e translação também podem ocorrer (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004).

Encurtamentos ósseos causam incongruência no alinhamento das articulações adjacentes de ossos como rádio e ulna ou tíbia e fíbula, pois são sistemas ósseos pareados. Em um sistema ósseo único, como fêmur ou úmero, o encurtamento é compensado pela extensão das articulações adjacentes (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004).

O histórico do animal, os sinais clínicos apresentados e exames radiográficos permitem a realização do diagnóstico. As radiografias revelarão a extensão e as características das deformidades, auxiliando o cirurgião a alcançar o alinhamento normal. A intervenção cirúrgica deverá ser realizada caso a má-união afete de maneira adversa a capacidade de ambulação do animal, e terá como objetivos o alinhamento anatômico, a restauração da função do membro acometido e a prevenção de degenerações articulares posteriores. A angulação deve ser corrigida através de osteotomia. Para tal existem diferentes

métodos, e sua escolha deve ser baseada no grau de angulação e se o alongamento do osso é desejado ou não. Fixadores externos circulares podem ser utilizados no tratamento, pois corrigem dinamicamente deformidades ósseas angulares e de comprimento (Fossum et al., 2005; Jackson e Pacchiana, 2004).

#### 2.1.5 Avaliação no Tratamento de Fraturas

A escolha do método de fixação de uma fratura não deve ser baseada apenas na configuração da fratura, pois isso induz à falhas e complicações pós-cirúrgicas. Parâmetros mecânicos, biológicos e clínicos têm influencia direta no processo de consolidação óssea e devem sempre ser levados em consideração pelo cirurgião em sua decisão de tratamento. O grau de redutibilidade de uma fratura relaciona-se diretamente com a divisão de cargas de sustentação entre o membro acometido e o implante utilizado. Fraturas redutíveis, ou seja, com dois fragmentos ou mais, de tamanho grande, permitem uma divisão ideal de cargas de sustentação de peso entre o córtex reconstruído e os implantes, havendo assim menores chances de afrouxamento e falha por fadiga. Entretanto, quando a fratura é caracterizada como cominutiva, considera-se como uma fratura não-redutível. Nestes casos os implantes assumirão toda a carga de sustentação de peso até que haja a formação de um calo ósseo, tornando-se assim mais sujeitos à falhas e afrouxamentos. O estresse aplicado sobre um implante ou quando este recebe cargas grandes em um período curto de tempo após sua colocação, aumenta o risco de complicações, como no caso de cães com lesões em mais de um membro, cães de grande porte ou muito ativos.

A idade do animal, a saúde geral, o grau de exposição e de redução da fratura, o osso lesado e a localização da lesão são fatores biológicos importantes. Pacientes jovens e saudáveis apresentarão tempo de cicatrização óssea e risco de complicações pós-cirúrgicas menores se comparados com animais mais velhos, sujeitos a doenças concomitantes, e por esse motivo o dispositivo de fixação utilizado deve ser diferenciado da mesma forma. Animais com formação esquelética imatura formam calos do tipo periostal/endosteal abundante e precoce, entretanto animais mais velhos produzem calos periosteal/endosteal mínimo, e a união óssea é mais tardia. Fraturas fechadas ou causadas por lesões de baixa energia apresentam menores danos aos tecidos moles e por esse motivo a cicatrização óssea se dá de forma mais rápida. Quando a fratura é exposta ou de alta energia ocorrem maiores prejuízos aos tecidos moles e as fraturas apresentam muitos fragmentos, necessitando de um período de tempo maior para a consolidação óssea, pois os tecidos moles devem cicatrizar primeiro. Sendo assim, o implante

utilizado deve ser bastante rígido inicialmente para o desenvolvimento de um novo aporte sanguíneo e cicatrização dos tecidos lesados, além de atuar como apoio até a formação de calo biológico. Danos aos tecidos moles podem ser causados iatrogenicamente quando ocorre uma excessiva manipulação durante o período trans-cirúrgico e quando este se torna prolongado. Por este motivo deve se obter a redução e a estabilidade desejada da fratura com o mínimo de manipulação e exposição dos tecidos, sendo importante a avaliação da necessidade ou não da redução aberta. Os ossos longos, por sua vez, diferem quanto ao envolvimento de tecido mole e, portanto, a localização da lesão e o osso acometido são fatores a ser considerados. Complicações na cicatrização óssea são mais frequentes em fraturas diafisárias de rádio ou distais de tíbia por esses locais apresentarem pouco tecido mole envolvente.

Deve também ser levada em consideração na avaliação de fraturas a disposição e a capacidade dos proprietários atenderem as necessidades pós-cirúrgicas dos animais. A tarefa a ser solicitada aos proprietários necessita avaliação em relação ao quão comprometidos os mesmos estarão em realizá-la. A colaboração do paciente também se mostra um fator importante, visto que animais com níveis altos de atividade podem prejudicar o tratamento, pois as chances de complicações como afrouxamento e instabilidade dos implantes aumentam em animais com este tipo de temperamento. Nestes casos a escolha de métodos mais estáveis é mais indicada. Para um retorno rápido à função normal do membro, o conforto do paciente deve ser observado, selecionando-se implantes que permitam ao animal enfrentar o período estimado de consolidação óssea com o mínimo de desconforto possível e que evitem atrofias e contraturas musculares, pois estas podem impedir o sucesso do tratamento mesmo após a união óssea.

A partir da consideração de todos estes fatores envolvidos na avaliação das fraturas foi desenvolvida uma escala de valores, com variação de um a dez, para auxiliar na decisão do método de fixação a ser utilizado. Fatores que não favorecem um sucesso do tratamento (paciente idoso, abordagem extensa, fragmentos não redutíveis, lesão grave de tecidos moles), com consolidação óssea e retorno à função tardio, estão representados por valores na extremidade inferior da escala. No entanto, a extremidade superior da escala representa os fatores associados a casos bem-sucedidos com poucas complicações (paciente jovem, fratura simples, abordagem fechada), com uma união óssea rápida e retorno à função (Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999).

## 2.1.6 Métodos de Fixação de Fraturas

### 2.1.6.1 Coaptação Externa

Os métodos de coaptação externa podem ser utilizados para dar apoio temporário ao membro, com intuito de prevenir traumatismos adicionais e promover conforto ao paciente, ou como forma principal de estabilização de fraturas (Fossum et al., 2005). Entretanto, neste último caso, o uso é reservado para fraturas recentes, não-expostas, passíveis de redução fechada, minimamente deslocadas ou em “galho-verde”, em animais jovens (Milovancev e Ralphs, 2004; Seaman e Simpson, 2004). Para que a estabilização seja eficiente, é necessária a imobilização das articulações proximal e distal à fratura (Seaman e Simpson, 2004). A coaptação pode ser realizada através de gessos, talas e bandagens. Estas promovem a simples imobilização muscular e as duas primeiras exercem a transmissão de forças de compressão às estruturas ósseas através da interposição de tecidos moles. Normalmente são empregados em fraturas distais aos cotovelos e joelhos (Piermattei e Flo, 1999). Entre os métodos de coaptação externa destacam-se as talas de Robert Jones e suas modificações, sendo as mais utilizadas em pacientes veterinários. Elas podem ser aplicadas nos períodos pré e pós-cirúrgico para imobilização temporária. Deve-se atentar para a observação, duas vezes ao dia, dos dedos do paciente quanto à presença de edema. Tal sinal indica excesso de compressão, devendo-se remover a tala imediatamente devido ao risco de necrose. É importante manter a tala limpa e seca, além de observar sinais de irritação e corrimento. A substituição do dispositivo deve ser realizada semanalmente ou diante de quaisquer sinais de anormalidade (Fossum et al., 2005; Piermettei e Flo, 1999).

### 2.1.6.2 Fixadores Esqueléticos Externos

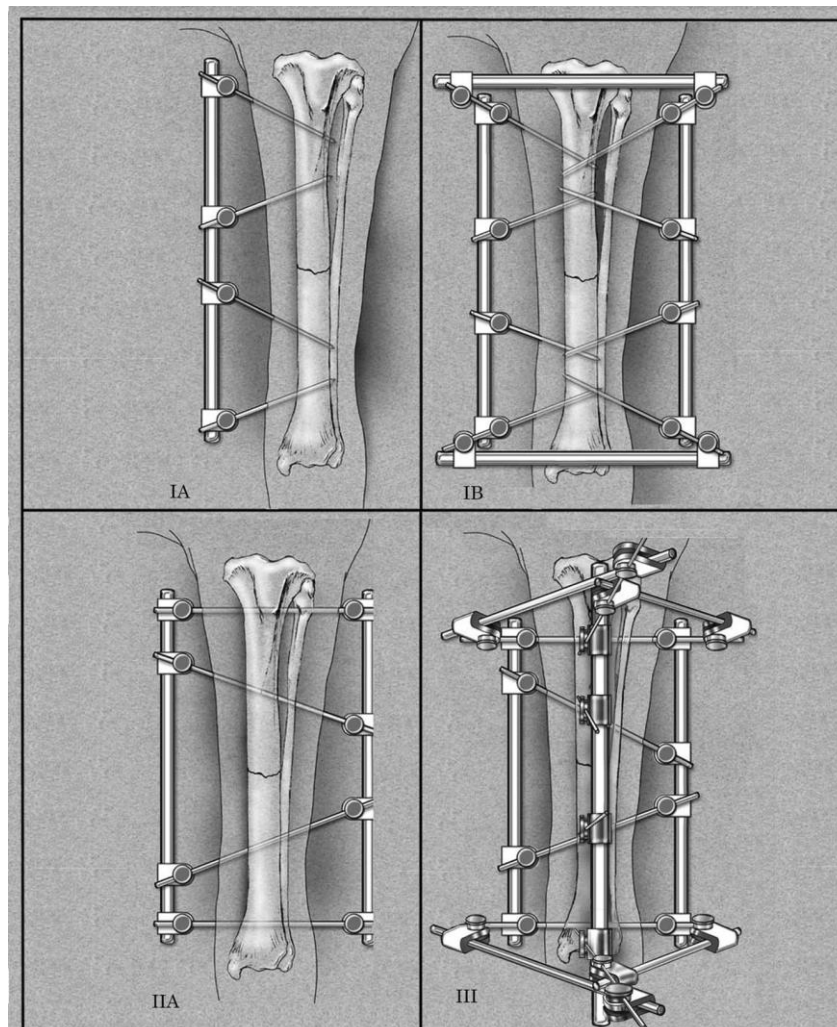
Este método consiste na fixação transcortical de múltiplos pinos percutâneos, posicionados proximal e distalmente à fratura. Os fixadores esqueléticos externos são utilizados para imobilização das fraturas de ossos longos, artrodese articular e imobilização articular temporária, adequando-se bem a estabilização de fraturas cominutivas após redução fechada. Contudo, não são indicados para fraturas articulares. Fraturas infectadas ou com não-união podem ser tratadas através deste tipo de fixação. Podem ser utilizados após redução aberta ou fechada, em conjunto com métodos de fixação interna, na existência de lesões de tecidos moles, tem fácil aplicação e é bem tolerado pelos pacientes. São utilizados pinos de transfixação, inseridos no osso para segurar fragmentos maiores, conectores externos, para sustentar o osso fraturado, e dispositivos de ligação que acoplam os pinos de fixação e o

conector externo. O diâmetro dos pinos não deve exceder 20% do diâmetro do osso, sendo que o aumento deste aumenta a rigidez do aparelho. A quantidade de pinos utilizados nos fragmentos principais proximal e distal influencia a rigidez do fixador, além de afetar a distribuição das cargas fisiológicas entre os pinos. Desta maneira, quanto mais pinos são fixados por fragmento, até um limite de quatro pinos por fragmento, maior é a estabilidade que se consegue adquirir no foco de fratura e melhor a manutenção da integridade da interface de pino-osso. Porém, é necessário ter atenção, pois o aumento no número de pinos também gera um maior desconforto pós-cirúrgico ao paciente. Pinos localizados próximos à fratura e às extremidades ósseas aumentam a rigidez da fixação e reduzem o movimento no local de fratura. A distância entre os pinos e o osso deve ser reduzida, tornando o fixador mais rígido. Quanto maior a quantidade e o tamanho de barras conectoras externas, maiores serão a força e a rigidez aplicadas, tornando a fixação mais estável. A manutenção da estabilidade pós-cirúrgica diminui a probabilidade de complicações relacionadas ao fixador. Deve-se procurar utilizar fixadores biplanares ao invés daqueles com barras conectoras alinhadas em um único plano, pois proporcionam maior resistência às cargas de encurvamento fisiológico. A avaliação de fraturas tem influência direta na escolha da configuração da estrutura utilizada. Quanto maior a complexidade da fratura e a possibilidade de complicações, maior serão o tempo de permanência do fixador e a rigidez que este deverá ter. De igual forma, o número de pinos que deverão ser utilizados será maior em fraturas mais problemáticas, sendo que geralmente se utilizam de três a quatro pinos por fragmento em estruturas do Tipo I, e dois a quatro em estruturas do Tipo II ou III. Pinos rosqueados são indicados para fraturas submetidas a cargas altas ou com união prolongada. Contudo, em fraturas nas quais o fixador receberá cargas baixas e o tempo de consolidação é rápido, pinos de fixação lisos serão suficientes. O desempenho mecânico dos fixadores externos é também influenciado pela localização dos pinos em relação à fratura. A fixação do pino deve ser realizada 1 a 2 cm proximal e distalmente à fratura. Para aplicação dos pinos deve ser realizada uma pequena incisão longitudinal de pele sobre o local de inserção, e após utilizar uma broca elétrica em baixa velocidade para inserção transcortical. Pode-se utilizar um mandril manual, porém o balanço da mão pode resultar na formação de furos maiores do que o desejado, predispondo a uma frouxidão prematura dos pinos.

De acordo com o número de planos ocupados pela estrutura e o número de lados do membro a partir do qual o fixador se estende, diferenciando-se assim pelo grau de rigidez, podemos classificar as estruturas comuns em (Figura 2):

- Unilateral-uniplanar (Tipo Ia): são fixadas na superfície medial do rádio e da tíbia e lateral do fêmur ou do úmero. Estão sujeitas a encurvamento quando se aplicam cargas axiais;
- Unilateral-biplanar (Tipo Ib): em geral, são utilizados no rádio e na tíbia. São resistentes a compressão axial, encurvamento e rotação;
- Bilateral-uniplanar (Tipo II): são utilizadas em um plano mediolateral, somente no rádio ou na tíbia. Resistem a compressões axiais, encurvamentos no mesmo plano que o fixador e rotação;
- Bilateral-biplanar (Tipo III): não são utilizados no fêmur e úmero, sendo resistentes a encurvamentos fora de plano.

Figura 2: Estruturas utilizadas na fixação esquelética externa



Fonte: CANAPP Sherman, [2004].

Quando os fixadores esqueléticos externos são associados a pinos intramedulares, esses sistemas são denominados como configurações *de acréscimo*. Este sistema é utilizado para



fraturas umerais e femorais, pois estruturas mais estáveis, como os Tipos II e III, não podem ser aplicadas. O número de pinos utilizados é limitado nestes casos devido ao desconforto que causam aos grandes grupos musculares, com um ou dois pinos sendo fixados proximal e distalmente à fratura. Como alternativa, pode-se utilizar mais barras externas para fortalecer os fixadores externos (Canapp Jr., 2004; Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo., 1999).

A utilização de talas acrílicas permite moldar as barras de conexão em qualquer forma, e dessa maneira os pinos podem ser posicionados em múltiplos planos, com maior liberdade na fixação. As barras acrílicas são mais leves e menos volumosas, sendo ajustáveis aos diversos tamanhos e formatos dos ossos. Contudo, existem limitações na utilização deste método, como a produção de gases tóxicos durante a polimerização e a dificuldade de manutenção da redução pela falta de rigidez do sistema antes da polimerização (Canapp Jr., 2004; Piermattei e Flo., 1999).

#### 2.1.6.3 Fixadores Externos Circulares

Este método de fixação está associado à estabilização de fraturas, compressão ou torção contrária de fraturas ou não-uniões, transporte de segmentos ósseos em casos de falhas segmentares graves e correções dinâmicas de deformidades angulares e de comprimento. São utilizados fios de aço transósseos acoplados a anéis ou anéis parciais com parafusos de fixação de fios de aço. Estes fios possuem pequeno diâmetro e são tensionados, proporcionando estabilidade aos fragmentos ósseos ao mesmo tempo em que também permitem micromovimentos axiais controlados no local da fratura, porém sem interferências a estabilidade do fixador. Eles são fixados aos pares em quatro anéis e colocados perpendicularmente entre si, o que permite uma estabilidade mecânica ideal. O ângulo criado entre os fios deverá ser sempre o mais próximo possível de 90°, gerando uma rigidez axial e de encurvamento adequadas. Os dois anéis mais externos devem estar posicionados nas regiões metafisárias proximal e distal, e os dois anéis internos são colocados próximos da fratura. A distância entre o anel e a pele deve ser de no mínimo dois cm.

Quando utilizados para o tratamento de fraturas, têm maior aplicabilidade naquelas localizadas distalmente ao cotovelo e ao joelho. Artrodese das articulações cárpica e tarsal podem ser realizadas através deste método. Em casos em houve um encurtamento ósseo por fechamento fisário prematuro, o fixador circular proporciona um alongamento ósseo através de uma tração contrária óssea. Este alongamento pode ser unifocal, quando é realizada uma única osteotomia no osso, ou bifocal, quando duas osteotomias são criadas, o que duplica de

forma efetiva a velocidade de tração contrária. O uso de um anel adicional é necessário nos alongamentos ósseos bifocais para estabilização do centro do segmento ósseo. O início da tração contrária não deve ser imediato após a colocação do fixador para permitir que ocorram respostas celulares e vasculares locais. Caso a tração seja realizada precocemente, pode causar a redução da produção de calo. O período de latência deve ser estabelecido levando-se em consideração a idade e saúde do paciente, o tipo e a localização da osteotomia e o trauma dos tecidos moles associados, sendo recomendado um período de cinco a sete dias para animais adultos e de um a três dias para animais jovens. Devem ser realizadas trações diárias de um milímetro, divididas em quatro vezes ao dia. Esta velocidade permite a formação de tecido ósseo regenerado sem danos aos tecidos moles. O controle radiográfico deve ser feito a cada duas semanas, observando a aparência do osso regenerado e a necessidade de ajustes na velocidade de tração contrária.

Quando existe a necessidade de conduzir um segmento de tecido ósseo para preencher um defeito ósseo pode-se lançar mão de técnicas e princípios utilizados no alongamento ósseo. A compressão com o fixador será aplicada somente quando houver contato entre o segmento ósseo transportado e a extremidade do defeito. A utilização de enxertos ósseos pode ser necessária para promover a união óssea. Em casos de correção de deformidades angulares e defeitos de comprimento, os fixadores externos circulares podem corrigi-los ao mesmo tempo, entretanto é necessário extenso treinamento e planejamento pré-operatório, além de intenso cuidado pós-operatório (Fossum et al., 2005).

#### 2.1.6.4 Pinos Intramedulares

Os pinos intramedulares são bastões de aço, lisos e redondos, que são introduzidos no interior da cavidade medular para estabilizar uma fratura. Usualmente são utilizados os pinos de Steinmann, que possuem tamanhos variados (0,16 a 0,63cm) e pontas com diferentes características, sendo as pontas de cinzel (borda de corte bilateral) e de trocarte (borda de corte tripla) as mais comuns. Sua utilização geralmente se limita a fraturas de úmero, fêmur e tíbia. Os pinos intramedulares são resistentes às forças de encurvamento, porém quando submetidos à cargas axiais ou rotacionais, sua capacidade de suporte é anulada. Devido a esta limitação, métodos auxiliares de fixação são comumente utilizados em conjunto com os pinos. Fios de aço de cerclagem, fixação esquelética externa ou fixação com parafusos compressivos podem ser utilizados como alternativas. Pinos intramedulares múltiplos também podem ser

utilizados para anular forças axiais e rotacionais, porém este método não é muito efetivo, pois não proporciona suficiente apoio mecânico.

Quando a fratura apresenta instabilidade, a produção de micromovimentos entre o pino e o osso gera reabsorção óssea, com subsequente afrouxamento e migração do pino. A fixação dos pinos pode ser realizada através de métodos abertos ou fechados, sendo a escolha dos mesmos dependente de fatores diversos. Quando as fraturas são simples, recentes ou sua redução é fácil de ser realizada, a técnica fechada é a mais indicada. A introdução do pino na cavidade medular pode ser feita através de um mandril manual, efetuando-se movimentos rotacionais para trás e para frente, ou por um perfurador elétrico. Porém, quando da utilização deste último, deve-se ter o cuidado da perfuração ser efetuada em baixa velocidade, pois caso contrário, pode ocorrer necrose térmica dos tecidos adjacentes, resultando em afrouxamento precoce do pino. Piermattei e Flo (1999) afirmam que em casos que a fratura está localizada no ponto de menor diâmetro do osso, o diâmetro do pino pode ser estimado diretamente, porém este deve ser feito radiograficamente quando a fratura encontra-se proximal ou distalmente ao menor diâmetro ósseo (Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999; Stiffler, 2004).

#### 2.1.6.5 Fio de Aço Ortopédico

Também denominados de fio de cerclagem ou de hemicerclagem, os fios de aço ortopédico são utilizados em conjunto com outros métodos de fixação de fraturas, como pinos intramedulares, fixadores esqueléticos externos e placas ósseas, com o intuito de auxiliar na neutralização das forças axiais, rotacionais e de encurvamento. Também podem ser usados para manutenção do alinhamento de fragmentos de uma fratura. O fio de aço colocado ao redor da circunferência de um osso, fornecendo compressão estática interfragmentar, denomina-se fio de aço de cerclagem. Sua utilização é indicada em fraturas oblíquas longas e fraturas em espiral.

Quando os fios de cerclagem são utilizados com o objetivo de manutenção da estabilidade de uma fratura, deve-se observar fatores como a extensão da linha de fratura, o número de fragmentos presentes e a redução da fratura. A linha de fratura não deverá possuir comprimento que corresponda a mais do que duas a três vezes o diâmetro da cavidade medular. Com isso, garante-se um ângulo de 45°, ou menos, entre a linha de fratura e o eixo axial, permitindo ao fio uma tensão que comprima os fragmentos de forma estável. Para que a compressão produzida pelo fio de cerclagem mantenha a redução da fratura é necessário que

não haja mais do que dois fragmentos ou duas linhas de fratura. Excepcionalmente, quando existirem três fragmentos e estes forem grandes e com interdigitações entre si, pode se utilizar este método. A fratura deve ser reduzida anatomicamente para utilização de fios de cerclagem, pois em fragmentos não-reduzidos os fios irão afrouxar e o suprimento vascular será rompido, causando complicações posteriores. Deve ser respeitada uma distância de um cm entre cada fio. Distâncias menores não aumentam a estabilidade da fixação e podem causar retardo na união óssea (Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999; Stiffler, 2004).

#### 2.1.6.6 Bandas de Tensão

As faixas de tensão são utilizadas em fraturas que envolvem o processo do olécrano, trocânter maior, tuberosidade do calcâneo ou tuberosidade supraglenóide escapular. Nestes locais se inserem ou se originam grupos musculares, que ao contraírem exercem forças tenses de tração. Este método de fixação converte as forças de tração contrária em forças compressivas interfragmentárias, promovendo a cicatrização óssea primária. A técnica utiliza dois pinos de Steinmann ou de Kirschner e fio de aço ortopédico. Os pinos anulam as forças de flexão e rotação (Fossum et al., 2005; Piermattei e Flo, 1999; Stiffler, 2004).

#### 2.1.6.7 Parafusos Ósseos

Os parafusos ósseos são utilizados para fixação de placas ósseas, estabilização de fragmentos ósseos ou de forma auxiliar quando da utilização de fios interfragmentários ou cimento ósseo. Parafusos de placa são utilizados para fixar placas ósseas. Quando se deseja aplicar forças compressivas entre os fragmentos, parafusos de folga podem ser empregados diretamente sobre a fratura ou através de uma placa. Os parafusos de posição mantêm os fragmentos de uma fratura em sua posição anatômica, sendo utilizados nos casos em que a circunferência óssea está incompleta e pode haver colapso do osso pelas forças de compressão.

Os parafusos utilizados em tecidos ósseos corticais, denominados de parafusos corticais, são totalmente rosqueados e apresentam um maior número de roscas por centímetro, porém com profundidade menor entre as roscas. Parafusos esponjosos podem ser completa ou parcialmente rosqueados e possuem uma profundidade maior entre cada rosca, permitindo uma fixação mais profunda no tecido ósseo esponjoso metafisário e epifisário. Ambos os tipos de parafuso podem ser ou não auto-rosqueantes. Parafusos não auto-rosqueantes necessitam que se utilize um macho de tarraxa para cortar as roscas dentro do osso. Esse procedimento

não é necessário quando se utiliza parafusos auto-rosqueantes, pois os mesmos possuem uma ponta cortante para cortar as roscas e estrias para recolher resíduos ósseos.

O diâmetro do parafuso e o tipo de metal com qual ele é feito são fatores que têm relação direta com sua resistência às forças de flexão e torção. A resistência intrínseca do osso influencia na capacidade do parafuso em se manter fixado. Por esta razão, parafusos fixados em ossos de animais mais jovens, que são menos compactos e maciços se comparados aos ossos de animais adultos, tendem soltar-se com maior facilidade. Devem-se realizar orifícios no osso previamente à fixação do parafuso, que devem ser medidos com o aferidor de profundidade, e moldados com um macho de tarraxa. A quebra do parafuso, seu desencaixe do osso e mau posicionamento junto a uma articulação são as complicações normalmente associadas (Fossum et al., 2005; Stiffler, 2004).

#### 2.1.6.8 Placas Ósseas

A escolha de uma placa óssea como método de fixação de uma fratura deverá levar em conta fatores como o tamanho do osso, o nível de atividade do paciente, o tipo e a extensão da fratura e o método de aplicação do implante. As placas ósseas possuem uma boa resistência às forças de compressão, tensão, cisalhamento e rotação, porém sua resistência frente às forças de flexão é dependente da sua localização. Em fraturas reduzidas por completo, se obtém resistência e durabilidade máxima da placa, pois ela partilha as cargas com o osso (Stiffler, 2004). A colocação de uma placa em uma localização excêntrica em relação ao eixo longitudinal do osso a torna suscetível a falhas, principalmente na região dos orifícios da placa, pois é o local onde o estresse se concentra (Fossum et al., 2005). A placa deverá estar bem ajustada à superfície do osso, proporcionar o mínimo de trauma e uma fixação rígida, devendo ser utilizados um número mínimo de dois parafusos que atravessem ambas as corticais. Entretanto, a utilização de pelo menos três parafusos em cada segmento proximal e distal é indicada (Stiffler, 2004).

As placas ósseas podem ser aplicadas como placas de compressão dinâmica (PCD), placas de neutralização ou placas de suporte. As placas de compressão dinâmica exercem uma compressão interfragmentária, minimizando o movimento dos fragmentos e promovendo a cicatrização óssea primária. A compressão dos segmentos ósseos fraturados permite um aumento da área de contato dos fragmentos e, dessa forma, as forças são compartilhadas entre a placa e o osso, melhorando a estabilidade (Stiffler, 2004). Este tipo de placa somente pode ser utilizado para compressão se a fratura for transversa ou oblíqua curta, com o ângulo da

linha de fratura não atingindo mais do que 45°. As placas de compressão dinâmica de contato limitado proporcionam um contato limitado entre a placa e o osso, minimizando os efeitos sobre o aporte sanguíneo. Além disso, diferenciam-se das PCD por possuírem um corte por baixo da sua base, entre os orifícios dos parafusos. Este corte garante uma distribuição uniforme do estresse sobre a placa, não ficando concentrado nos seus orifícios (Fossum et al., 2005). Placas de neutralização mantêm a redução dos fragmentos de uma fratura, neutralizando as forças fisiológicas, sem aplicar nenhuma força de compressão sobre a mesma. Entretanto, a estabilidade é menor, pois as forças de flexão são absorvidas pela placa. Sua utilização é indicada para o tratamento de fraturas reduzíveis cominutivas e oblíquas com a linha de fratura com ângulo superior a 45°. As placas de suporte são utilizadas em casos em que a redução cirúrgica da fratura e a estabilização dos fragmentos ósseos não são possíveis, sendo que todas as forças que atuam sobre o osso são transferidas para a placa até a formação do calo ósseo (Fossum et al., 2005; Stiffler, 2004).

As complicações usualmente observadas com o uso das placas ósseas são afrouxamento, quebra, retardo da consolidação óssea ou não-união, infecções, osteopenia e, mais raramente, osteossarcoma induzido pelo implante. Fatores como instabilidade, irritação dos tecidos moles, infecção e claudicação crônica são indicadores para a remoção da placa (Stiffler, 2004).

### 2.1.7 Enxertos Ósseos

O enxerto ósseo é uma técnica de transplante de tecido ósseo cortical ou esponjoso utilizada para promover a consolidação óssea em casos de uniões retardadas ou não-uniões, osteotomias, para preenchimento de defeitos ósseos ou reposição de segmentos. Os enxertos podem ser fontes de células osteoprogenitoras (osteogênese), através de produção direta ou pela indução de modificações em tecidos circundantes (osteoindução). Além disso, podem proporcionar suporte mecânico com treliças ocupadoras de espaço para invasão do tecido ósseo hospedeiro (osteocondução) ou por suportes de sustentação de peso no interior das fraturas. Auto-enxertos são ossos transplantados de um local a outro em um mesmo animal, não havendo riscos de rejeição. Quando tecido ósseo é transplantado de um animal a outro da mesma espécie, denomina-se de aloenxertos, podendo estes ser reconhecidos como estranhos pelo sistema imune e então ser rejeitado (Fossum et al., 2005; McLaughlin & Roush, 1999; Stiffler, 2004).

Os enxertos ósseos esponjosos contêm uma grande quantidade de células, proporcionando grandes capacidades osteogênicas, osteoindutivas e osteocondutivas. Entretanto, são mecanicamente fracos, o que os torna incapazes de proporcionar um suporte substancial à fratura. O tecido ósseo esponjoso é normalmente colhido da tuberosidade maior do úmero, da tíbia proximal ou da asa ilíaca. Podem ser utilizados em fixações internas ou externas com o intuito de aumentar a velocidade de cicatrização óssea em pacientes com complicações ou capacidade de cicatrização diminuída, ou ainda, promover a formação óssea em fraturas contaminadas. A revascularização do tecido ósseo esponjoso começa em torno de dois dias após o enxerto e cessa normalmente dentro de duas semanas. A cicatrização pode ser monitorada através de radiografia, observando-se o preenchimento do defeito ósseo com osso esponjoso, seguido por reconstrução cortical. Complicações não são comumente evidenciadas, mas formação de seroma e deiscência na ferida nos locais doadores podem ocorrer (Fossum et al., 2005; McLaughlin & Roush, 1999; Stiffler, 2004).

Diferentemente dos enxertos esponjosos, os enxertos de tecido ósseo cortical geralmente são acelulares e estimulam fracamente uma resposta osteogênica. Por outro lado, proporcionam um suporte mecânico excelente e são osteocondutivos, promovendo o desenvolvimento de vasos capilares, de tecido perivascular e de células osteoprogenitoras em direção ao enxerto. A colheita de tecido ósseo cortical é realizada em locais onde a remoção não prejudicará a função, como nas costelas, asa ilíaca, ulna distal e fíbula (Fossum et al, 2005; Stiffler, 2004). A estabilização dos enxertos corticais deve ser rígida para que auxiliem na sustentação de peso do paciente (Stiffler, 2004). Os enxertos corticais podem ser incorporados por meio de enxerto segmentar, com o enxerto sendo introduzido entre os segmentos fraturados, ou pelo enxerto de aposição deslizante, colocado sobre o local da fratura. As complicações associadas aos enxertos corticais são infecção, rejeição do enxerto, falha no reparo da fratura e fratura do enxerto (Fossum et al., 2005).

#### 2.1.8 Reabilitação Ortopédica

O plano de reabilitação do paciente ortopédico deve visar um retorno rápido às suas funções físicas com o mínimo de complicações, promovendo bem-estar e qualidade de vida ao animal. Para isso, o médico veterinário fisioterapeuta deverá elaborar um protocolo de tratamento exclusivo para o paciente, levando em consideração fatores como a gravidade da disfunção, a idade e o grau de disposição do animal durante o tratamento, expectativas futuras e a urgência da recuperação. Tratamentos utilizando alongamentos, movimento passivo, mobilização

articular, exercícios terapêuticos, ou ainda agentes físicos, como o laser, a eletroestimulação e o ultra-som terapêutico, auxiliam na reabilitação do paciente.

Mesmo que os sinais clínicos apresentados pelos animais com problemas ortopédicos melhorem com o passar do tempo, é imprescindível que o cirurgião indique o tratamento fisioterapêutico como forma de acelerar a recuperação e prevenir novas lesões ou uma invalidez permanente (Doyle, 2004; Davidson, Kerwin e Millis, 2005; Levine, Millis e Marcellin-Little, 2005)

## 2.1.9 Tratamentos Fisioterapêuticos para União Óssea Retardada

### 2.1.9.1 Eletroterapia

A eletroterapia se baseia na aplicação de uma corrente elétrica de baixa ou média frequência para estimular fibras nervosas sensitivas e motoras (Baxter e McDonough, 2007). A despolarização de neurônios motores através da eletroterapia causa contrações musculares, sendo utilizada para tratar disfunções musculares, e denominada de eletroestimulação neuromuscular (NMES). Por outro lado, a despolarização de neurônios sensitivos com o uso da eletroterapia tem por objetivo suprimir a dor, com seu foco no controle da dor e, então, o termo utilizado é eletroestimulação nervosa transcutânea (TENS) (Steiss e Levine, 2008). Os efeitos causados pela eletroterapia são determinados por fatores como a intensidade, a frequência de estimulação e a duração do pulso (Baxter e McDonough, 2007). A intensidade é medida em miliamperes (mA) e refere-se à magnitude do fluxo de corrente. A frequência pode ser expressa em Hertz e seu valor dependerá do objetivo da terapia. A duração dos pulsos é mensurada em microssegundos e mostra o intervalo entre cada pulso (Baxter e McDonough, 2007; Steiss e Levine, 2008).

A aplicação da NMES está relacionada com o fortalecimento e manutenção do tônus muscular (Doyle, 2004), redução da perda óssea por desuso do membro e prevenção da deterioração da cartilagem (Burr et al., 1984). Park e Silva (2004) demonstraram, após um estudo com osteotomia em coelhos, que a utilização da NMES melhora o desenvolvimento e a mineralização do calo ósseo. Compressões e descompressões no osso geradas pela passagem da corrente elétrica (Plaja, 2003) e o aumento da perfusão vascular na musculatura esquelética em torno da fratura devido às contrações promovidas pela NMES (Clemente et al., 1991) podem explicar sua relação com a melhora da cicatrização óssea.



Deve-se realizar tricotomia na região de aplicação da eletroterapia com o objetivo de diminuir a impedância (Steiss e Levine, 2008). O uso da eletroterapia é contra-indicado em animais com lesão nervosa periférica e hemorragias recentes, regiões lombar e abdominal de animais prenhes, áreas próximas de neoplasias, sobre áreas com trombose e em animais com patologias infecciosas (Steiss e Levine, 2008; Sterin, 2010).

#### 2.1.9.2 Laserterapia

O laser é uma fonte de luz artificial produzida através de um processo físico que envolve a ativação de elétrons, gerando a emissão de radiação na forma de fluxo de fótons (Millis, Francis e Adamson, 2008), e esta radiação pode estar em um espectro visível ou não visível (Baxter e McDonough, 2007). A ativação dos elétrons se dá em um componente do laser, podendo este ser hélio-neon, gálio, alumínio ou arsênio (Millis, Francis e Adamson, 2008). Existem lasers de diferentes potências que são utilizados para diversas finalidades. O laser de baixa potência, usualmente citado como LLLT (do inglês Low-Level Laser Therapy) ou laser frio, é o tipo utilizado na reabilitação. Este laser promove reações atérmicas quando absorvido pelos tecidos porque sua luz possui apenas um comprimento de onda (monocromática), não sofre deslocamentos no seu trajeto (colimada) e este é percorrido em uma mesma direção e fase única pelos fótons (Baxter e McDonough, 2007; Millis, Francis e Adamson, 2008; Plaja, 2003). Outra razão pela qual os lasers frios não causam danos teciduais é a baixa potência de radiação que emitem, geralmente com valores inferiores a 100 mW (Millis, Francis e Adamson, 2008). Os lasers com potência muito baixa são utilizados em leitoras de códigos de barra e de discos, e possuem luz vermelha. Por outro lado, lasers com potência alta são empregados em procedimentos cirúrgicos para cauterização ou corte de tecidos e possuem custo elevado (Plaja, 2003).

Os tipos de lasers de baixa potência mais utilizados em fisioterapia são os com semicondutores ou diodos de hélio-neon (HeNe) gasosos, gálio-arsênio (AsGa) e gálio-alumínio-arsênio (AsGaAl), e diferem entre si por possuírem diferentes comprimentos de onda. O comprimento de onda dos lasers é diretamente proporcional à sua capacidade de penetração nos tecidos. O laser HeNe possui um comprimento de onda de 632,8nm e é produzido em um tubo com uma mistura dos gases Hélio e Neon, sendo o feixe de luz emitido visível e de cor vermelha. Possui penetração tecidual direta de 0,5cm e indireta de até um centímetro. Os lasers de AsGa e AsGaAl têm comprimentos de onda entre 904 e 780nm, estando na faixa de luz infravermelha. Possuem capacidade de penetração nos tecidos

semelhante, com efeitos diretos até dois centímetros e indiretos até cinco centímetros (Millis, Francis e Adamson, 2008; Plaja, 2003).

A atuação do laser em fisioterapia é a nível superficial, porém processos químicos são promovidos secundariamente, ocasionando reações mais profundas (Plaja, 2003). As reações secundárias originadas a partir da transformação de energia luminosa em energia bioquímica levam a estimulação de mecanismos de modulação celular e reparação tecidual, havendo liberação de fatores de crescimento e replicação celular (Baxter e McDonough, 2007). Ações como a síntese de ATP, DNA, proteínas e o aumento da microcirculação local são observadas (Plaja, 2003). Efeitos na redução da dor são promovidos pelo aumento no metabolismo de opióides endógenos, acetilcolina e serotonina (Baxter e McDonough, 2007).

Lirani-Galvão, Jorgetti e Silva (2006) afirmam que o uso do laser de baixa potência, segundo alguns autores, promove a aceleração da formação óssea, pois gera um aumento na atividade osteoblástica, nos níveis de ATP, na organização das fibras colágenas e no aporte sanguíneo. Os mesmos autores concluíram que a utilização de laser de baixa potência acelera o processo de reparação óssea por promover o desenvolvimento do novo tecido ósseo mais resistente. Almeida-Lopes et al. (2008) também demonstraram os efeitos do laser de baixa potência na cicatrização óssea. Após a realização de laserterapia, utilizando um comprimento de onda de 830nm, para o tratamento de defeitos ósseos em túbias de ratos durante dez e 30 dias, eles puderam observar um aumento e uma aceleração da capacidade de reparação do tecido ósseo no período inicial de dez dias. A eficácia do laser frio somente na fase inicial do processo de consolidação foi sugerida por Pinheiro, Oliveira e Martins (2001) após observarem que não houve diferença em relação à área de mineralização óssea em defeitos ósseos de ratos tratados com laser durante sete e 28 dias.

Algumas contra-indicações estão associadas à utilização da laserterapia, como em pacientes com tumores, devido ao efeito de crescimento celular e aumento do aporte sanguíneo que o laser proporciona. A aplicação em animais prenhes e sobre a córnea, áreas fotossensíveis da pele, áreas com necrose e contaminação excessiva, placas de crescimento e fontanelas abertas deve ser evitada (Plaja, 2003; Baxter e McDonough, 2007).

#### 2.1.9.3 Magnetoterapia

A passagem de uma corrente elétrica alternada ao redor de um solenóide produz um campo magnético estático (Plaja, 2003). Os campos magnéticos utilizados para fins terapêuticos

podem ser de alta ou baixa frequência, sendo que cada um pode ser aplicado em modo contínuo ou pulsado. As frequências normalmente empregadas variam entre um e 100 Hertz (Sterin, 2010). A unidade de medida da intensidade do campo magnético é o Gauss (G), que varia entre 2.500 e 6000G em sua utilização terapêutica (Millis, Francis e Adamson, 2008; Plaja, 2003). Plaja (2003) afirma que a utilização da magnetoterapia é uma maneira vantajosa de levar uma corrente elétrica para o interior do organismo, pois não existe a necessidade da aplicação de eletrodos e, além disso, pelo fato da maior permeabilidade do corpo aos campos magnéticos, em comparação às correntes elétricas, distribuindo-se de maneira mais uniforme e com maior profundidade.

Quando se utiliza o campo magnético em altas frequências, os efeitos observados estão relacionados à produção de calor. Entretanto, o emprego de baixas frequências induz efeitos magnéticos, sem produção de calor (Plaja, 2003; Sterin, 2010). Os campos magnéticos pulsados de baixa frequência são os mais observados em literatura com seu uso para fins terapêuticos. Efeitos antiinflamatório, analgésico, trófico e estimulador da consolidação óssea estão relacionados com a aplicação destes campos magnéticos. Atua sobre fibras musculares lisas e estriadas, diminuindo o tônus simpático e promovendo o relaxamento muscular, além de produzir vasodilatação por atuar na camada muscular periarterial. A liberação de endorfinas também está relacionada ao seu uso (Millis, Francis e Adamson, 2008; Plaja, 2003; Sterin, 2010). Inoue, Ohnishi, Chen et al. (2002) confirmou os efeitos estimuladores do campo magnético pulsado de baixa frequência sobre a consolidação óssea após osteotomia em tíbias caninas. Os mesmos autores destacam a importância da estabilidade do método de fixação como forma de maximizar os efeitos sobre a cicatrização óssea. O efeito sobre a consolidação óssea é justificado pela ativação do metabolismo do cálcio promovido pelo campo magnético. Por este fato, ele é bastante empregado em casos de não-união (Sterin, 2010) e união óssea retardada (Inoue, Ohnishi, Chen et al., 2002).

#### 2.1.9.4 Ultra-som Terapêutico

A denominação de ultra-som terapêutico é utilizada na fisioterapia para diferenciar daqueles aplicados na ecografia (Plaja, 2003). Por definição, o ultra-som é um feixe vibratório de ondas acústicas de alta frequência que não é audível ao ouvido humano (Plaja, 2003; Steiss e Levine, 2008). As ondas acústicas são produzidas pela vibração de um cristal piezoelétrico dentro de um transdutor (Plaja, 2003; Speed, 2001). Entretanto, a emissão do feixe de ultra-som pelo transdutor não é uniforme, sendo indispensável a movimentação do dispositivo para

padronizar os efeitos e evitar lesões por aquecimento excessivo. A frequência de emissão do ultra-som tem relação inversa com a capacidade de penetração nos tecidos. Aparelhos utilizados em fisioterapia geralmente produzem frequências de um e três MHz, alcançando em torno de sete e três centímetros de penetração, respectivamente (Plaja, 2003). A quantidade de energia emitida por área é definida como intensidade, que é diretamente proporcional ao aumento da temperatura tecidual (Steiss e Levine, 2008). As ondas de ultra-som não se propagam pelo ar, portanto é necessária a utilização de géis específicos entre o transdutor e o tecido, ou ainda, o uso de tratamentos subaquáticos. Da mesma forma, recomenda-se a realização de tricotomia, pois os pelos dificultam a penetração das ondas (Plaja, 2003; Steiss e Levine, 2008).

Os efeitos produzidos pela utilização do ultra-som terapêutico podem ser diferenciados em térmicos e não-térmicos, dependendo de parâmetros próprios do ultra-som ou dos padrões de absorção dos tecidos (Baxter e McDonough, 2007). Steiss e Levine (2008) afirmam que a aplicação do ultra-som com intensidade de  $1 \text{ W/cm}^2$ , durante dez minutos, em modo contínuo, promove o aquecimento tecidual. Dessa forma, os mesmos autores concluem que a utilização do modo contínuo com intensidade baixa ou o modo pulsátil geram efeitos não térmicos. Entre os efeitos térmicos produzidos pelo ultra-som estão o aumento da temperatura dos tecidos (com conseqüente aumento do metabolismo celular), da circulação sanguínea local, da capacidade de extensão do colágeno, da velocidade de condução de estímulos nervosos, das atividades de macrófagos e enzimas, e do limiar da dor. Para que estes efeitos sejam satisfatórios é necessário que ocorra um aumento de um a  $4^\circ\text{C}$  nos tecidos. Alterações na permeabilidade da membrana celular (auxiliando na resolução de edemas e inflamações), aumento do cálcio intracelular, da proliferação de fibroblastos e da liberação de histamina estão entre os efeitos não-térmicos do ultra-som terapêutico (Plaja, 2003; Steiss e Levine, 2008).

Devido aos efeitos citados anteriormente, o uso do ultra-som terapêutico é indicado para diversas condições, como tendinites, contraturas articulares, cicatrização de feridas, dores musculares e consolidação óssea (Baxter e McDonough, 2007; Plaja, 2003; Steiss e Levine, 2008). A aplicação do ultra-som para o tratamento de complicações na cicatrização óssea é recente (Watanabe, Matsushita, Bhandari et al., 2010), e deve ser realizada em modo pulsado, com intensidades muito baixas (Plaja, 2003). Xavier e Duarte (1983) obtiveram sucesso no tratamento de não-uniões em humanos utilizando o ultra-som com intensidade de  $0,03 \text{ W/cm}^2$ . Posteriormente, Pilla, Mont e Nasser (1990) sugeriram que a intensidade de  $0,03 \text{ W/cm}^2$  é a

ideal para a aceleração da consolidação óssea, após experimentos em coelhos. A proliferação de osteoblastos e a aceleração do processo de cicatrização óssea foram estimuladas após a utilização do ultra-som com frequência de um MHz no modo pulsado (Guerino et al., 2008; Li et al., 2002). Heckman et al. (1994) observou uma diminuição no tempo de consolidação óssea com a utilização do ultra-som terapêutico. Sua maior eficácia está relacionada às fases de inflamação e proliferação da cicatrização óssea (Spadaro e Albanese, 1998; Wang et al., 1994; Yang et al., 1996).

Deve-se evitar a utilização do ultra-som em áreas próximas a neoplasias, testículos, olhos, regiões lombar e abdominal de animais gestantes, feridas contaminadas, medula espinhal quando esta estiver exposta após uma laminectomia, e em epífises ósseas de animais jovens (Plaja, 2003; Steiss e Levine, 2008).

### **3 CONCLUSÃO**

Após a realização desta revisão bibliográfica pode-se concluir que os métodos fisioterapêuticos utilizados para o tratamento da união óssea retardada são eficazes, pois promovem a melhora do desenvolvimento do calo ósseo e a aceleração do processo de cicatrização óssea. Outro aspecto a ser destacado é a importância da utilização da fisioterapia como método preventivo às complicações da consolidação óssea, e não somente como forma de tratamento destas disfunções.

## REFERÊNCIAS

- ALBORNOZ, Pilar M.; KHANNA, Anil; LONGO, Umile G. et al. The evidence of low-intensity pulsed ultrasound for *in vitro*, animal and human fracture healing. **British Medical Bulletin**, p. 1-19, jun. 2011.
- ALMEIDA-LOPES, L.; PRETEL, H.; MORAES V. Effects of Continuous and Pulsed Infrared Laser Application on Bone Repair Using Different Energy Doses. Study in Rats. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE WORLD ASSOCIATION OF LASER THERAPY, South Africa, 2008. p. 101-105.
- BAXTER, G. David; MCDONOUGH, Suzanne M. Principles of electrotherapy in veterinary physiotherapy. In: MCGOWAN, Chaterine M.; GOFF, Lesley; STUBBS, Narelle. **Animal Physiotherapy: Assessment, Treatment and Rehabilitation of Animals**. UK: Blackwell Publishing, 2007. p. 177-186.
- BERNER, Arne; REICHERT, Johannes C.; MÜLLER, Michael B. et al. Treatment of long bone defects and non-unions: from research to clinical practice. **Cell Tissue Research**, may 2011.
- BOUDRIEAU, Randy J. União Tardia, Não-União e Consolidação Viciosa. In: BIRCHARD, Stephen J.; SHERDING, Robert G. **Manual Saunders Clínica de Pequenos Animais**. 3ª ed. São Paulo: Roca, 2008. cap. 122, p. 1235-1243.
- BURR D.B.; FREDERICKSON, R.G.; PAVLINCH C. et al. Intracast muscle stimulation prevents bone and cartilage deterioration in cast-immobilized rabbits. **Clinical Orthopedic**, v.189, p. 264-278, 1984.
- CANAPP JR., Sherman O. External fracture fixation. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 114-119, 2004.
- CLEMENTE, F. R.; MATULIONIS, D.H.; BARRON, K.W. et al. Effect of motor neuromuscular electrical stimulation on microvascular perfusion of stimulated rat skeletal muscle. **Phys. Ther.**, v. 71, p.397-404, 1991.
- DAVIDSON, Jacqueline R.; KERWIN, Sharon C.; MILLIS, Darryl L. Rehabilitation for the orthopedic patient. **Veterinary Clinics Small Animal Practice**, n. 35, p. 1357-1388, 2005.
- DOYLE, Nancy D. Rehabilitation of fractures in small animals: maximize outcomes, minimize complications. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 180-191, 2004.
- FOSSUM, Theresa W. Fundamentos da Cirurgia Ortopédica e Tratamento de Fraturas. In: FOSSUM, Theresa W. **Cirurgia de Pequenos Animais**. 2ª ed. São Paulo: Roca, 2005. cap. 33, p. 823-899.
- GUERINO, M. R.; SANTI, F.P.; SILVEIRA, R. F. et al. Influence of ultrasound and physical activity on bone healing. **Ultrasound Med. Biol.**, v. 34 p. 1408-1413, 2008.

HECKMAN, J. D.; RYABY J. P.; MCCABE J. et al. Acceleration of tibial fracture-healing by non-invasive, low-intensity pulsed ultrasound. **J Bone Joint Surg Am** v. 76 p. 26–34, 1994.

HENRY, George A. Fracture healing and complications. In: TRHALL, Donald E. (5<sup>th</sup> eds.) **Textbook of veterinary diagnostic radiology: the appendicular skeleton**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. p. 284-305.

ILIZAROV, Gavril A. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. **Clin. Orthop.**, n. 250, p. 8–26, 1990.

INOUE, Nozomu; OHNISHI, Isao; CHEN, Dongan et al. Effect of pulsed electromagnetic fields (PEMF) on late-phase osteotomy gap healing in a canine tibial model. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 20, p. 1106-1114, 2002.

ISMAEEL, Firas T. Bone marrow injection in patients with delayed union and non-union of long bone fractures. **Tikrit Medical Journal**, Tikrit, v. 14, n. 2, p. 131 – 134, 2008.

JACKSON, Leah C.; PACCHIANA, Philip D. Common complications of fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 168-179, 2004.

JÄGER, Marcus; HERNIGOU, Philippe; ZILKENS, Christoph et al. Cell therapy in bone healing disorders. **Orthopedic Reviews**, v. 2, p. 79-87, 2010.

JUNQUEIRA, Luiz C.; JOSÉ, Carneiro. *Histologia Básica*. 9<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. 427 p.

LAI, Chien-Hung; CHUANG, Chiung-Cheng; LI, Jimmy K. et al. Effects of ultrasound on osteotomy healing in a rabbit fracture model. **Ultrasound in Med. e Biol.**, Taiwan, p. 1-9, 2011.

LEVINE, David; MILLIS, Darryl L.; MARCELLIN-LITTLE, Denis J. Introduction to veterinary physical rehabilitation. **Veterinary Clinics Small Animal Practice**, v. 35, p. 1247-1254, 2005.

LI, J. G.; CHANG, W.H.; LIN J. C. et al. Optimum intensities of ultrasound for PGE(2) secretion and growth of osteoblasts. **Ultrasound Med. Biol.**, v. 28, p. 683–690, 2002.

LIRANI-GALVÃO, Ana P.; JORGETTI, Vanda; SILVA, Orivaldo L. Comparative Study of How Low-Level Laser Therapy and Low-Intensity Pulsed Ultrasound Affect Bone Repair in Rats. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 24, n. 6, p. 735-740, 2006.

MCKIBBIN, B. The biology of fracture healing in long bones. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 60, n. 2, p. 150-162, may. 1978.

MCLAUGHLIN, R. M.; ROUSH, J. K. Transplante autólogo de osso esponjoso e de associação de osso esponjoso/osso compacto. **Veterinary Medicine**, v. 1, n. 2, p. 38-41, 1999.



MILLIS, Darryl L.; FRANCIS, David.; ADAMSON, Caroline. Novas Modalidades Terapêuticas na Reabilitação Veterinária. In: LEVINE, David.; MILLIS, Darryl L.; MARCELLIN-LITTLE, Denis J. et al. (1ª ed). **Reabilitação e Fisioterapia na Prática de Pequenos Animais**. São Paulo: Roca, 2008. cap. 5, p. 95-117.

MILOVANCEV, Milan; RALPHS, C. S. Radius/Ulna fracuture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 128-133, 2004.

MOGHADDAM, Arash; ELLESER, Charlotte; BIGLARI, Bahram et al. Clinical application of BMP 7 in long bone non-unions. **Arch. Orthop. Trauma Surg.**, v. 130, p. 71-76, 2009.

PARK, Sang-Hyun; SILVA, Maurício. Neuromuscular electrical stimulation enhances fracture healing: results of an animal model. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 22, p. 382-387, 2004.

PFEIL, Dirsko J. F.; DECAMP, Charles E. The epiphyseal plate: physiology, anatomy and trauma. **Compendium: Continuing Education for Veterinarians**, July 2009.

PILLA, A. A.; MONT M. A., NASSER P. R. et al. Non-invasive low-intensity pulsed ultrasound accelerates bone healing in rabbit. **Journal of Orthopedic Trauma**, v. 4, p. 246–253, 1990.

PIERMATTEI, Donald L.; FLO, Gretchen L. **Manual de Ortopedia e Tratamento das Fraturas dos Pequenos Animais**. 3ª Ed, São Paulo: Manole, 1999. 694 p.

PLAJA, Juan. **Analgesia por Medios Fisicos**. 1 ed. Madrid: McGraw-Hill, 2003. 547 p.

RADASCH, R. M. Biomechanics of bone fractures. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 29, n. 5, p. 1045-1082, 1999.

SEAMAN, Jeffrey A.; SIMPSON, Amelia M. Tibial fractures. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 151-167, 2004.

SHALES, C. Fracture management in small animal practice: triage and stabilization. **In Practice**, v. 30, p. 314- 320, 2008.

SPADARO, J. A.; ALBANESE, S. A. Application of low-intensity ultrasound to growing bone in rats. **Ultrasound Med. Biol.**, v. 24 p. 567–573, 1998.

SPEED, C. A. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. **Rheumatology**, v. 40, p. 1331–1336, 2001.

STEISS, Janet E.; LEVINE, David. Physical agent modalities. **Veterinary Clinics Small Animal Practice**, n. 35, p. 1317-1333, 2005.

STERIN, Graciela. Terapia Física en Pequenos Animales. **Centro de Especialidades Medicas Veterinarias**, Argentina, 2010.

STIFFLER, Kevin S. Internal fracture fixation. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 105-113, 2004.

XAVIER, C. A. M.; DUARTE, L. R. Stimulation of bone repair by ultrasound. **Rev Brasil Orthop.**, v. 18, p. 73–80, 1983

WANG S. J.; LEWALLEN, D. G.; BOLANDER, M. E. et al. Low intensity ultrasound treatment increases strength in a rat femoral fracture model. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 12, p. 40–47, 1994.

WATANABE, Yoshinobu; MATSUSHITA, Takashi; BHANDARI, Mohit et al. Ultrasound for Fracture Healing: Current Evidence. **Journal of Orthopedic Trauma**, v. 24, p. 56-61, 2010.

WEISBRODE, Steven E. Bone and joints. In: M. MCGAVIN, Donald; ZACHARY, James F. (4th eds.). **Pathologic Basis of Veterinary Disease**. St. Louis: Mosby Elsevier, 2007. p. 1041-1105.

YANG, K. H.; SHEN, K.L.; DEMETROPOULOS, C. K. et al. The relationship between loading conditions and fracture patterns of the proximal femur. **J Biomech Eng**, v. 118, p. 575–578, 1996.