Campus de São Carlos

**ESTUDO DE PARÂMETROS PARA
CARACTERIZAÇÃO DE FRATURAS ÓSSEAS
EXPERIMENTAIS UTILIZANDO VISÃO
COMPUTACIONAL**

Autor: Ricardo Soares Rubin

Orientador: Prof. Dr. Adilson Gonzaga

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço...10.../08.../04...

Ass.:.....

Ricardo Soares Rubin

Estudo de Parâmetros para Caracterização de Fraturas Ósseas Experimentais utilizando Visão Computacional

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São Paulo, como
parte dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Adilson Gonzaga

São Carlos

2004

DEDALUS - Acervo - EESC

Class.	TESE EESC
Cott.	1 4971
Inclui	1 CDROM
Tombo	T180/04
Syno	1387353

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento da
Informação do Serviço de Biblioteca - EESC/USP

R896e Rubin, Ricardo Soares
Estudo de parâmetros para caracterização de
fraturas ósseas experimentais utilizando visão
computacional / Ricardo Soares Rubin. -- São Carlos,
2004.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2004.
Área : Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof. Dr. Adilson Gonzaga.

1. Visão computacional. 2. Textura. 3. Regeneração
óssea. 4. Calo ósseo. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **RICARDO SOARES RUBIN**

Dissertação defendida e julgada em 18-06-2004 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Associado **ADILSON GONZAGA (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADO

Prof. Dr. **ODEMIR MARTINEZ BRUNO**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

Aprovado

Prof. Dr. **JOSÉ MARCOS ALVES**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

Aprovado

Prof. Associado **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica e Vice-Presidente da Comissão de Pós-
Graduação, em exercício.

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha esposa, Karina Rabelo da Silva, a qual deu sentido a minha vida e motivação para novos desafios quando já isso não existia.

Nina ... obrigado.

Agradecimentos

Ao meu orientador prof. Adilson Gonzaga pela sua confiança em mim e pela sua orientação, que tornou possível este trabalho.

Ao prof. José Marcos Alves e ao prof. Evandro L. L. Rodrigues pela ajuda e contribuição dispensada, essenciais para este trabalho.

À Denise e a Marisa, pela alegria e ajuda em todo o processo.

Ao mestrando Giuliano Barbieri da USP de Ribeirão Preto, pelas imagens fornecidas.

Aos colegas do laboratório, Lilian, Jr, Tiago, Cajuru, Peruano e os outros que apareciam de vez em quando por me aturarem todo esse tempo.

À CAPES pelo apoio financeiro concedido.

Aos amigos Farelo, Velhinho, Nilson, Spin, Tonho, Fernandinho, Maru, Benigno, TG ... e todos os outros que conviveram ao meu lado desde o começo, na república dos Largados ou no CAASO.

E a meus pais, Valter e Irene, por tudo.

Resumo

Rubin, R. S. (2004) *Estudo de Parâmetros para Caracterização de Fraturas Ósseas Experimentais utilizando Visão Computacional*. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

O objetivo deste trabalho é a investigação da evolução da regeneração óssea de osteotomias em tíbias de carneiro utilizando processamento de imagens. Para isso, foram utilizadas radiografias digitalizadas de 15 animais divididos em 3 grupos, animais sacrificados com 30, 45 e 60 dias. O processo de regeneração da fratura foi feito com o auxílio de fixador flexível, pois este apresenta, tipicamente, uma consolidação indireta com formação de calo ósseo. A avaliação clínica baseia-se na dimensão e na densidade mineral do calo, obtidas por diferentes métodos. Neste trabalho são apresentadas a evolução do tamanho do calo ósseo em relação à largura média do osso na região da fratura e a avaliação de 14 parâmetros de textura, sendo 5 parâmetros de primeira ordem (MEAN, STDEV, KURT, SKEW e ENER) e 9 características de Haralick (ASM, CONT, CORR, IDM, ENT, VAR, DIAGM, SHADE e PROM). O acompanhamento do crescimento do calo seguiu o comportamento descrito na literatura. Os parâmetros de textura cuja performance foi insatisfatória são 6, a saber, ENER, ASM, CONT, IDM, ENT e DIAGM. Outros 6 possuem comportamento distintos. O parâmetro CORR mostra-se útil para separar imagens com definição de imagens ruidosas. Os parâmetros SHADE e PROM demarcam regiões de contorno. Os parâmetros STDEV, KURT e SKEW têm uma similaridade ao longo do tempo e separam a osteotomia da medular nas imagens iniciais. Os valores dos parâmetros MEAN e VAR refletem a calcificação do tecido na região do calo e conseqüentemente, a rigidez do mesmo durante o processo de regeneração. Estes dois parâmetros discretizam a regeneração ao longo do tempo. Os parâmetros

de textura podem ser usados como classificadores da regeneração óssea de forma não-invasiva em um sistema automático de classificação.

Palavras-chave: visão computacional, textura, regeneração óssea, calo ósseo.

Abstract

Rubin, R. S. (2004) *Study of Parameters for the Characterization of Experimental Bone Fractures by Computational Vision*. M.Sc. Dissertation - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

The present dissertation investigates the evolution characteristics of bone regeneration in goat's tibia osteotomies by image processing. Digitized radiographs of 13 animals were used. They were divided into three groups sacrificed at 30, 45 and 60 days respectively. The fracture healing was performed with the aid of flexible fixation, which often develops indirect regeneration with bone callus. The clinical evaluation is based on the dimensional and mineral density of bone callus measured by one of the existent methods. The evolution of the bone callus relative to the bone thickness and 14 texture parameters evaluated at the fractured site are presented here. Nine of the parameters are characteristics of Haralick(ASM, CONT, CORR, IDM, ENT, VAR, DIAGM, SHADE and PROM) and the others are first order parameters(MEAN, STDEV, KURT, SKEW and ENER). The bone callus behaves as described in literature. Six texture parameters, ENER, ASM, CONT, IDM, ENT and DIAGM had no relation with regeneration. The CORR parameter expresses the quality of the image. SHADE and PROM parameters mark the contour of the images. SKEW, KURT and STDEV have a similar behavior once they separate osteotomy from medular in the initial images. The VAR and MEAN parameters show a common variation among images along the time. This pattern represents the evolution of regeneration and distinguishes bone concentration at osteotomy site and therefore its rigidity. Texture parameters are capable of characterizing bone regeneration in a noninvasive way for an automatic classification system.

Key-words: computational vision, texture, bone healing, bone callus.

Conteúdo

Resumo	i
Abstract	iii
Lista de Figuras	vii
Lista de Tabelas	xii
Glossário	xiii
1 Introdução	1
1.1 Projeto Integrado	3
1.2 Estrutura do trabalho	4
2 Regeneração Óssea	5
2.1 Estrutura do Osso	5
2.2 Fraturas Ósseas	8
2.3 Consolidação Óssea em Diferentes Situações	9
2.3.1 Estabilização não cirúrgica	9
2.3.2 Estabilização com fixação cirúrgica	10
2.4 Estágios da Consolidação Óssea em Condições de Fixação Flexível	11

3	Métodos de Avaliação da Consolidação Óssea	14
4	Técnicas de Visão Computacional Aplicadas na Medicina	20
5	Técnicas de Visão Computacional	23
5.1	Pré-Processamento	24
5.1.1	Equalização do histograma	24
5.1.2	Binarização	24
5.2	Extração de Características	27
5.2.1	Abordagem Estatística de Primeira Ordem	28
5.2.2	Abordagem Estatística de Segunda Ordem	29
6	Materiais e Métodos	34
6.1	Material e Método	34
6.1.1	Confecção do Fixador Externo Flexível	34
6.1.2	Pinos de Fixação	35
6.1.3	Hastes e Presilhas de Conexão	35
6.1.4	Fixador Final	36
6.1.5	Animais	37
6.1.6	Grupos Experimentais	38
6.1.7	Técnica Cirúrgica e Anestésica	38
6.1.8	Pós-operatório	38
6.1.9	Sacrifício dos Animais	39

6.2	Imagens Radiográficas Utilizadas	39
6.3	Abordagem Estatística	40
6.3.1	Consideração inicial	40
6.3.2	Avaliação de Parâmetros na Fratura	41
7	Resultados e Discussões	44
7.1	Determinação do tamanho do calo	44
7.1.1	Acompanhamento da Evolução do calo	45
7.2	Abordagem Estatística	46
7.2.1	Parâmetros de Primeira Ordem	47
7.2.2	Parâmetros de Segunda Ordem	53
7.3	Discussão dos Resultados Obtidos	60
8	Conclusões	64
8.1	Conclusões Finais	64
8.2	Sugestões para Trabalhos Futuros	69
	Bibliografia	71
A	Apêndice - Gráficos Finais	74

Lista de Figuras

2.1	Estrutura óssea.	6
2.2	Classificação das fraturas.(Ostrum et al., 1994)	9
2.3	Estrutura histológica do calo (Junqueira and Carneiro, 1974).	11
2.4	Estágio de inflamação do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).	12
2.5	Estágio de calo mole do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).	12
2.6	Estágio de calo duro do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).	13
2.7	Estágio de remodelamento do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).	13
3.1	Diagrama de blocos do sistema IRM.(Nakatsuchi et al., 1996)	15
3.2	Sistema de medida da rigidez torcional.(Hente et al., 2003)	18
4.1	Estágios do processamento proposto por Gupta e Undrill.	21
5.1	Imagens originais(esquerda) e com níveis de cinza equalizados(direita). . . .	25

5.2	Exemplo de histograma mostrando limiar de binarização, os pixels com valor abaixo são transformados em zero e os pixels com valor acima são transformados no máximo de intensidade.	26
5.3	Exemplo de histograma bimodal mostrando erro (área riscada) associado com a escolha do limiar T determinado pelo método do mínimo erro.	26
5.4	a)Imagem original de animal com 15 dias após cirurgia. b)Resultado do pré-processamento (imagem binarizada).	27
6.1	Pino de Schanz para transfixação.	35
6.2	Vista tridimensional da presilha.	35
6.3	Haste do fixador.	36
6.4	Forma de conexão do Fixador Externo.	36
6.5	Desenho final do fixador flexível.	36
6.6	Animal com o fixador flexível implantado.	37
6.7	Radiografia da tíbia do carneiro com o fixador.	39
6.8	Identificação das partes do osso presentes na imagem. Sendo: P=periósteo, PC=parede cortical e CM=canal medular.	40
6.9	Imagens equalizadas, exemplificando evolução da fratura para o animal 15, grupo C.	41
6.10	Fluxograma para determinação dos parâmetros de primeira e segunda ordem.	42
6.11	Secção transversal do calo ósseo.	43
7.1	Exemplificação do cálculo da relação calo-osso para o animal 7(grupo B) para radiografia de 30 dias. Sendo M a região de cálculo da média da largura do osso.	45

7.2	Evolução do calo ósseo em relação à largura média do osso para os 3 grupos estudados.	46
7.3	Variação do parâmetro MEAN em conjunto com o aumento do calo nas radiografias de pós-operatório, 30 e 60 dias respectivamente para o animal 14, grupo C.	48
7.4	Comportamento do parâmetro MEAN para os animais 11, 12, 14 e 15 do grupo C, respectivamente. Sendo a primeira linha correspondente ao pós-operatório, a segunda à 15 dias, a terceira à 30 dias, a quarta à 45 dias e a quinta à 60 dias.	49
7.5	Angulação na regeneração cujo valor de textura nessa área pode induzir a erros.	50
7.6	Variações do parâmetro STDEV em função do tempo para o animal 14 (grupo C - 60 dias).	51
7.7	Variações do parâmetro KURT em função do tempo para o animal 08 (grupo B - 45 dias).	52
7.8	Variação do parâmetro ASM em conjunto com o aumento do calo nas radiografias de pós-operatório, 15, 30, 45 e 60 dias respectivamente para o animal 15, grupo C.	54
7.9	Variação do parâmetro CONT em conjunto com o aumento do calo nas radiografias de pós-operatório, 15, 30 e 60 dias respectivamente para o animal 12, grupo C.	55
7.10	Variação do parâmetro IDM para o animal 14, grupo C, nas radiografias de pós-operatório, 15, 30, 45 e 60 dias respectivamente.	57
7.11	Variância ao longo do tempo para o animal 15, grupo C.	58
7.12	Comportamento do parâmetro VAR para os animais 11, 12, 14 e 15 do grupo C, respectivamente. Sendo a primeira linha correspondente ao pós-operatório, a segunda a 15 dias, a terceira a 30 dias, a quarta a 45 dias e a quinta a 60 dias.	59

7.13	Variações do parâmetro SHADE em função do tempo para o animal 09 (grupo B - 45 dias).	60
7.14	Superposição da imagem do osso em camadas com o seu respectivo gráfico de variância (animal 9 - grupo B).	61
8.1	Radiografia de pós-operatório do animal 11, grupo A, cujo espalhamento na região da medular implica valores baixos de correlação(CORR).	65
8.2	Gráfico mostrando relação entre variância e proeminência de agrupamentos calculados utilizando imagem de osso sadio dividida em áreas para o animal 9(grupo B - 45 dias). É possível identificar a largura do osso em pixels.	68
A.1	Parâmetro ASM para os animais sacrificados com 60 dias.	75
A.2	Parâmetro CONT para os animais sacrificados com 60 dias.	75
A.3	Parâmetro CORR para os animais sacrificados com 60 dias.	76
A.4	Parâmetro DIAGM para os animais sacrificados com 60 dias.	76
A.5	Parâmetro ENER para os animais sacrificados com 60 dias.	77
A.6	Parâmetro ENT para os animais sacrificados com 60 dias.	77
A.7	Parâmetro IDM para os animais sacrificados com 60 dias.	78
A.8	Parâmetro KURT para os animais sacrificados com 60 dias.	78
A.9	Parâmetro MEAN para os animais sacrificados com 60 dias.	79
A.10	Parâmetro PROM para os animais sacrificados com 60 dias.	79
A.11	Parâmetro SHADE para os animais sacrificados com 60 dias.	80
A.12	Parâmetro SKEW para os animais sacrificados com 60 dias.	80
A.13	Parâmetro STDEV para os animais sacrificados com 60 dias.	81

A.14 Parâmetro VAR para os animais sacrificados com 60 dias.	81
--	----

Lista de Tabelas

2.1	Tabela dos tipos de fraturas e mecanismo de origem.(Ostrum et al., 1994)	8
7.1	Tabela de evolução do calo do osso em função da largura média do osso.	46
7.2	Tabela de evolução da média do parâmetro MEAN em função do tempo.	49
7.3	Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro VAR em função do tempo.	58
7.4	Tabela de variação do parâmetro variância.	62
8.1	Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro MEAN em função do tempo.	66
8.2	Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro VAR em função do tempo.	67
8.3	Tabela dos valores médios da evolução do tamanho do calo ($p < 0.004$).	68

Glossário

ASM Segundo Momento Angular

CONT Contraste

CORR Correlação

DIAGM Momento Diagonal

ENER Energia

ENT Entropia

IDM Momento Diferença Inverso

KURT Kurtosis

MEAN Média

pixel Picture Element

PROM Proeminência de Agrupamentos

SHADE Sombra de Agrupamentos

SKEW Skewness ou Skew

STDEV Desvio Padrão

VAR Variância

Capítulo 1

Introdução

O campo que envolve o uso de ferramentas computacionais para auxílio ou acompanhamento do diagnóstico médico têm crescido ano a ano. A confiabilidade dessas ferramentas é constantemente demonstrada em diversos trabalhos. Este estudo visa contribuir com o desenvolvimento de uma ferramenta gráfica computacional que está sendo realizado no Laboratório de Visão Computacional (LAVI) para auxílio ao diagnóstico de pacientes com fraturas ósseas, através do uso de características de textura.

A regeneração óssea plena, definida como a restauração radiológica e histológica completa da anatomia do osso fraturado, é um longo processo. A avaliação clínica demanda critérios práticos para se identificar a continuidade óssea no foco da fratura e a existência de suficiente resistência mecânica para retorno à vida normal de um paciente. Quanto mais informações à disposição do clínico, melhor será o seu julgamento e conduta no tratamento da fratura.

Os critérios convencionais de avaliação incluem: existência de inchaço, dor, movimento no foco da fratura, aparência radiológica e tempo médio necessário para que uma fratura em um determinado sítio anatômico se consolide. Nenhum desses critérios fornece suficiente informação a respeito da rigidez e resistência mecânica do foco da fratura e requerem muita experiência do ortopedista. Uma correta avaliação do reparo ósseo é muito importante, pois o membro fraturado pode apresentar um retardo na consolidação óssea ou uma não consolidação óssea (pseudoartrose), o que pode requerer pronta intervenção cirúrgica.

A avaliação da regeneração óssea é muito importante na determinação da remoção do dispositivo de fixação ou alteração do tratamento. Assim como na detecção de distúrbios no processo de regeneração. Outro benefício é a quantificação do estado real da regeneração em pacientes com sinais clínicos de união lenta, cuja manutenção pode se dar sem intervenção cirúrgica ou que necessite um tratamento mais agressivo. Consegue-se, desta forma reduzir a morbidez, que converte-se em impacto econômico.

A metodologia utilizada neste trabalho é avaliar a relação entre a regeneração óssea e parâmetros obtidos através de técnicas de processamento de imagens. Conforme França (1994), as imagens digitais fornecem informação consistente a sistemas de Visão Computacional por meio do qual é possível traduzir o mundo real em uma descrição simbólica e então interpretá-lo. O uso de Visão Computacional em radiografias comuns permite uma abordagem não-invasiva.

A avaliação da regeneração óssea que se pretende inferir utilizando as relações estabelecidas neste trabalho é baseada nas amostras de texturas ao longo da fratura. Os resultados são calculados por estatísticas de primeira e segunda ordem. As medidas estatísticas de maior relevância são as características de Haralick, que têm se mostrado eficientes na análise de texturas que não seguem um padrão, como as analisadas neste trabalho.

A análise estatística de segunda ordem parte do cálculo da matriz de co-ocorrência dos níveis de cinza. A matriz é determinada levando em consideração a disposição espacial dos níveis de cinza para uma direção θ (0° , 45° , 90° e 135°) e uma distância d . Os resultados são analisados na forma de gráficos e tabelas para posterior discussão, comparação e conclusão.

A ferramenta pretende ser um instrumento a mais para o profissional da área médica. Os resultados atingidos com ela devem auxiliar no diagnóstico e acompanhamento da regeneração da fratura, permitindo que o paciente seja avaliado de forma mais precisa, podendo retornar a vida normal com maior segurança ou ser submetido apropriadamente a uma cirurgia caso necessário.

1.1 Projeto Integrado

Este trabalho de mestrado é parte integrante do “Projeto Integrado de Pesquisa” intitulado “Biomecânica Ortopédica: Caracterização da Regeneração Óssea em Fraturas por Ultrasonometria, Ensaio de Torção e Visão Computacional”.

O objetivo do projeto é contribuir para o desenvolvimento de uma técnica de quantificação da consolidação óssea que no futuro possa ser usada clinicamente. A técnica deve ter como característica a facilidade de acesso pelo médico. A equipe executora decidiu por investigar uma técnica baseada em processamento de imagens radiográficas do calo ósseo. Os requisitos para o uso dessa técnica serão um scanner de alta resolução, um microcomputador e um software para o processamento das imagens e extração de parâmetros de interesse que estão sendo investigados neste projeto.

As informações extraídas no processamento da imagem precisam ser correlacionadas com informações sobre a evolução da consolidação obtidas por outras técnicas. As técnicas propostas são a ultrasonometria e ensaio de torção, ambas disponíveis no Campus da USP em Ribeirão Preto, onde o trabalho experimental envolvendo animais está sendo executado. A existência dessa infra-estrutura próxima ao local de desenvolvimento do experimento animal motivou a utilização dessas técnicas.

O outro trabalho de mestrado integrante deste projeto intitula-se “Caracterização da Consolidação Óssea de Osteotomia na Tíbia de Carneiro Tratada com Fixador Externo Flexível Utilizando Ultrasonometria e Ensaio de Torção”, desenvolvido na Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor. O responsável é o pós-graduando Giuliano Barbieri e a orientação é do Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri.

As medidas de resistência mecânica, de propagação ultra-sônica no calo ósseo e as resultantes do processamento das imagens radiográficas serão então analisadas com os seguintes objetivos: a) correlacionar entre si as três medidas descritas b) investigar o potencial de um algoritmo de inteligência artificial baseado em lógica “fuzzy” para determinar o grau de consolidação óssea (parâmetro de saída) tendo como parâmetros de entrada aquelas medidas. (Zadeh, 1965)

1.2 Estrutura do trabalho

Este trabalho está estruturado em 8 capítulos, sendo o primeiro referente à introdução, à apresentação do projeto integrado do qual este trabalho é parte integrante e alguns parágrafos discorrendo sobre a estrutura da dissertação.

O capítulo 2 introduz alguns conceitos relacionados com a estrutura do osso, a fratura e seu processo de consolidação, as diversas etapas envolvidas e como é possível relacioná-las com os parâmetros que se buscam identificar para o desenvolvimento deste trabalho. Este capítulo é de grande importância para a compreensão do desenvolvimento da dissertação.

O capítulo 3 aborda os diversos tipos de avaliação de fratura encontrados na literatura. Métodos baseados em ultrassom e vibração são analisados, destacando os principais problemas relacionados com estes métodos. É apresentada ainda uma comparação de alguns sistemas de imagens conhecidos utilizados para acompanhar a regeneração.

O uso de visão computacional na medicina tem ampliado seu campo de atuação a cada dia. No capítulo 4 são apresentados diversos exemplos bem sucedidos da aplicação das técnicas de processamento de imagem nesta área.

A descrição dos algoritmos de processamento utilizados no trabalho é a base do capítulo 5. As técnicas de visão computacional empregadas são descritas uma a uma.

A metodologia proposta com base nos algoritmos descritos no capítulo anterior está descrita no capítulo 6.

No capítulo 7 são apresentados os resultados obtidos a partir dos grupos de teste, bem como tabelas e gráficos de acompanhamento da evolução da fratura que descrevem o processo do ponto de vista computacional.

As conclusões finais e a continuidade do trabalho encontram-se disponíveis no capítulo 8. Os resultados gráficos de maior relevância podem ser observados no apêndice A.

Capítulo 2

Regeneração Óssea

2.1 Estrutura do Osso

Quimicamente, os ossos estão formados por matéria orgânica e por matéria inorgânica. A parte orgânica está composta principalmente pelo colágeno que é uma proteína que lhes concede elasticidade, flexibilidade e resistência. A parte inorgânica está formada por sais minerais, por exemplo o cálcio e o fosfato, que conferem dureza e rigidez aos ossos.(Heppenstall, 1984) (Brighton et al., 1994)

Nos ossos, existem três classes principais de células ósseas: os osteoblastos, os osteócitos e os osteoclastos. Os osteoblastos têm a responsabilidade da formação do osso. Eles sintetizam e segregam o colágeno, que se alinha organizadamente formando uma matriz orgânica conhecida como osteóide. Nela se deposita o cálcio e o fosfato em forma de massa amorfa. Depois, com o acréscimo de íons hidróxido e bicarbonato à parte mineral, formam-se os cristais maduros.(Kaplan et al., 1994)

Quando o osso mineralizado se acumula e rodeia o osteoblasto, faz com que ele perca sua atividade sintética, convertendo-se desse jeito em osteócito. Os osteócitos são as células que sustentam a matriz.

Os osteoclastos são as células que se encarregam da remodelação do osso. Esse processo solta o cálcio no meio e pode responder às necessidades do organismo.

Microscopicamente os ossos se dividem em osso primário e osso lamelar. O osso primário ou entrelaçado é encontrado em embriões, recém-nascido, em calos e em ossos em crescimento. Os ossos maduros ou lamelares se formam nos primeiros anos de vida a partir do osso entrelaçado. O osso lamelar contém dois tipos de tecido ósseo: o osso compacto e o osso esponjoso. (Kaplan et al., 1994) A figura 2.1 detalha a estrutura descrita.

Figura 2.1: Estrutura óssea.

O denominado osso compacto localiza-se na parte externa (parede cortical), embaixo do periósteo (a membrana conjuntiva que reveste os ossos) de grande dureza e densidade, cuja espessura depende da exigência mecânica. Organiza-se em forma de finas lâminas concêntricas, que fazem parte dos denominados sistemas Haversianos. (Brighton et al., 1994)

O osso esponjoso é o de menor peso, com espaços ósseos nos quais se encontra a medula óssea. Geralmente, localiza-se na parte interna da diáfise (canal medular) ou corpo dos ossos e nas extremidades ou epífise, revestida por uma camada endotelial. (Kaplan et al., 1994)

O osso está revestido pelo periósteo que é uma membrana com uma particularidade

fibrosa que se cola com firmeza a ele. Na sua face interna possui os osteoblastos que participam do crescimento e da restauração do osso. É vascularizada e essa é uma característica muito importante, posto que através de seus vasos sanguíneos chegam substâncias nutritivas às células ósseas. (Heppenstall, 1984)

Denomina-se diáfise ao eixo ou ao corpo dos ossos de característica oca e epífise às suas extremidades. Na diáfise, observa-se uma camada externa de osso compacto e na parte interna encontra-se osso esponjoso. A epífise possui estrutura semelhante, sendo que o osso compacto é de pouca espessura e o osso esponjoso é particularmente expandido.

Dentre as várias maneiras de classificar os ossos, a mais difundida é aquela que leva em consideração o formato dos ossos, classificando-os segundo a relação entre suas dimensões lineares (comprimento, largura ou espessura), em ossos longos, curtos, laminares e irregulares.

- osso longo: seu comprimento é consideravelmente maior que a largura e a espessura. Consiste em um corpo ou diáfise e duas extremidades ou epífises. A diáfise apresenta, em seu interior, uma cavidade, o canal medular, que aloja a medula óssea. Exemplos típicos são: fêmur, úmero, rádio, ulna, tíbia, fíbula e falanges.
- osso curto: apresenta equivalência das três dimensões. São formados por osso esponjoso revestido por osso compacto, como nas epífises dos ossos longos. Os ossos do carpo e do tarso são excelentes exemplos.
- osso laminar: seu comprimento e sua largura são equivalentes, predominando sobre a espessura. A substância esponjosa situa-se entre duas camadas de substância compacta. Alguns ossos do crânio e outros como a escápula e o osso do quadril, são exemplos bem demonstrativos. São também chamados (impropriamente) de ossos planos.
- osso irregular: apresenta uma morfologia complexa não encontrando correspondência em formas geométricas conhecidas. As vértebras e o osso temporal são exemplos marcantes.

O trabalho será realizado em um osso classificado como longo, motivo pelo qual não serão mais abordados detalhes sobre os outros tipos de ossos. O osso escolhido para a experimentação foi a tíbia, por se tratar de um osso longo e de fácil acesso cirúrgico.

As seções a seguir trazem uma revisão sobre fraturas ósseas em ossos longos, e uma discussão da influência da fixação estável e instável na biomecânica da fratura, que irá alterar o processo biológico.

2.2 Fraturas Ósseas

Fraturas do sistema esquelético estão associadas ao trauma ósseo. A produção de apropriado material extracelular para o reparo deve-se aos osteoclastos e osteoblastos, que estando presentes, são acionados pelo organismo.(Rüedi and Murphy, 2002)

A atividade destas células podem ser otimizadas por estímulos externos provenientes de dispositivos de imobilização. O reparo da fratura depende da natureza do acidente, de sua localização e do tratamento adotado.(Ostrum et al., 1994)

As fraturas podem ser classificadas de acordo com as características das forças que a causam e do formato ou grau de fragmentação da fratura após o acidente, conforme mostram a tabela 2.1 e a figura 2.2.

Tabela 2.1: Tabela dos tipos de fraturas e mecanismo de origem.(Ostrum et al., 1994)

formato	tipo	mecanismo
A1	espiral	torção
A2	obliquã	dobramento não uniforme
A3	transversa	dobramento puro ou simples
B1	por torção	torção + dobramento
B2	por dobramento - única	dobramento + compressão (baixa velocidade)
B3	por dobramento - diversas	dobramento + compressão (alta velocidade)
C1	por torção	torção de alta velocidade
C2	segmentar	dobramento de 4 pontos
C3	esmagamento	esmagamento

O formato da fratura do osso está intimamente ligado à viabilidade das células regeneradoras. Diversos autores têm estudado a influência do dano causado ao tecido mole em torno do osso no processo de reparo ósseo.

Figura 2.2: Classificação das fraturas.(Ostrum et al., 1994)

2.3 Consolidação Óssea em Diferentes Situações

2.3.1 Estabilização não cirúrgica

Tratamento sem intervenção médica

Uma fratura sem tratamento, isto é, sem intervenção médica, conduz à uma consolidação espontânea sólida, porém, em tais casos persiste o problema residual da falta de alinhamento e conseqüentemente do prejuízo da função.(Rüedi and Murphy, 2002)

Tratamento conservador

O tratamento conservador, sem intervenção cirúrgica, consiste da redução fechada para restaurar o alinhamento e subsequente estabilização com o intuito de manter a redução e diminuir a mobilidade até a consolidação.(Rüedi and Murphy, 2002)

2.3.2 Estabilização com fixação cirúrgica

Fixação rígida

A fratura sob imobilização rígida apresenta mobilidade reduzida e o deslocamento é mínimo (praticamente nulo). O modelo de consolidação presente é muito mais consequência da condição de imobilização do que propriamente um objetivo.

O processo de regeneração ocorre por consolidação direta ou primária quando o osso é unido diretamente por remodelamento Haversiano. O sistema de imobilização rígido inibe a formação de calo ósseo, sendo o modelo mais comum o de compressão rígida por placas. Neste sistema não há espaçamento entre os fragmentos. (Heppenstall, 1984) (Rüedi and Murphy, 2002)

A consolidação direta originada do uso de fixadores rígidos do tipo placa, quando aplicados em uma única direção, induzem uma formação óssea desbalanceada.

Fixação flexível

Quando o processo de regeneração é feito com o auxílio de um fixador flexível, esse é denominado indireto ou secundário. O movimento interfragmentar existente neste modelo de fixação desenvolve o calo ósseo, o qual produz uma união da fratura ao redor do osso igualmente boa.

Segundo Einhorn (1995) o micromovimento controlado na região da fratura pode melhorar o processo de regeneração. Contrariamente à instabilidade ou excessivo movimento após a fixação da fratura, que pode, por exemplo, retardar a regeneração.

O movimento dos fragmentos entre si depende da quantidade de carregamento externo, da rigidez do tutor e da rigidez dos tecidos ao redor da fratura. Tal movimento diminui o tempo de cicatrização em relação ao aumento do tamanho e à rigidez do calo ósseo. (Rüedi and Murphy, 2002) (Einhorn, 1995)

O estudo histológico do calo revela as estruturas visíveis na radiografia. A figura 2.3 mostra as diversas estruturas do calo ósseo em uma fratura. O primeiro parâmetro a

se identificar diz respeito ao calo externo e ao calo periosteal, cujos tamanhos reportam informação ao médico. O segundo refere-se ao calo interfragmentar e intramedular, pois sua transformação de calo de baixa densidade em calo de alta densidade informa ao médico o grau de consolidação da fratura.

Figura 2.3: Estrutura histológica do calo (Junqueira and Carneiro, 1974).

2.4 Estágios da Consolidação Óssea em Condições de Fixação Flexível

O processo de regeneração óssea, quando desenvolvido com o auxílio de fixadores flexíveis, tipicamente apresenta uma consolidação indireta ou secundária, com formação de calo ósseo. A sequência do processo de regeneração com calo pode ser dividida em quatro estágios: inflamação, calo mole, calo duro e remodelamento. Os estágios são sobrepostos e arbitrariamente determinados. (Ostrum et al., 1994) (Rüedi and Murphy, 2002)

O estágio de inflamação inicia-se logo após a fratura e dura até que comece a formação de cartilagem ou osso (1 a 7 dias após a fratura) conforme pode ser visto na figura 2.4. Consiste de hematoma e de exsudato inflamatório a partir de vasos sanguíneos rompidos. A necrose óssea é vista perto das extremidades dos fragmentos de fratura. O hematoma na fratura é gradualmente substituído por tecido de granulação. (Ostrum et al., 1994) (Heppenstall, 1984) (Rüedi and Murphy, 2002)

Figura 2.4: Estágio de inflamação do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).

Quando os fragmentos não mais estão se movendo livremente, aproximadamente três semanas após a fratura, têm-se o estágio de calo mole (figura 2.5). Ao final do qual a estabilidade presente é adequada para prevenir encurtamento, embora a angulação possa ocorrer. O estágio de calo mole é caracterizado pela diminuição da dor e do edema, por um aumento na vascularidade e neocrescimento de capilares para dentro do calo da fratura e por um aumento maior na celularidade. O tecido fibroso substitui o hematoma. Não há calcificação visível nas radiografias. (Ostrum et al., 1994) (Rüedi and Murphy, 2002) (Heppenstall, 1984)

Figura 2.5: Estágio de calo mole do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).

O processo continua no estágio de calo duro (figura 2.6) com a conversão de tecido cartilaginoso em um tecido calcificado e rígido por meio de uma ossificação endocondral (principalmente na fase tardia da formação do calo periosteal) e formação óssea intramembranosa periosteal e endotelial. O novo tecido calcificado contém osteóides, compostos basicamente de cálcio hidroxipatite opaco, que é radiologicamente visível. (Ostrum et al., 1994) (Heppenstall, 1984) (Rüedi and Murphy, 2002)

Figura 2.6: Estágio de calo duro do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).

Com a fratura solidamente unida, inicia-se o estágio de remodelação, que pode durar de alguns meses a anos (figura 2.7). O osso entrelaçado ou reticulado é substituído lentamente pelo osso lamelar, retornando completamente a sua morfologia original, inclusive o canal medular. Os osteoclastos estão em atividade na superfície externa do osso para diminuir o tamanho do calo. (Ostrum et al., 1994) (Rüedi and Murphy, 2002) (Heppenstall, 1984)

Figura 2.7: Estágio de remodelamento do processo de regeneração óssea (Cross and Lewis, 2002).

Capítulo 3

Métodos de Avaliação da Consolidação Óssea

Um dos métodos de diagnóstico de regeneração da fratura é a medida de vibração torcional. O princípio da medida de vibração torcional é detectar a resposta vibratória de um osso longo a um estímulo vibratório e acompanhar a consolidação da fratura pela frequência de ressonância. Nakatsuchi et al. (1996 apud Nakatsuchi et al. 1996¹) demonstraram que a frequência de ressonância pode refletir a rigidez torcional do osso, como descrito pela teoria de vibração quando o osso longo é comparado a uma haste com ambas as pontas livres.

De acordo com o modo de vibração aplicado ao osso o método vibracional divide-se em: (a) método oscilatório onde uma onda senoidal ou uma forma de onda aleatória é aplicada e ao mesmo tempo detectada em um acelerômetro ou um microfone; e (b) método da resposta impulso (IRM - impulse response method) onde um pulso é aplicado por um martelo de instrumentação. Em ambos os casos a vibração é aplicada em uma das extremidades do osso e a vibração ressonante é detectada por um acelerômetro ou um microfone na outra extremidade. Nas medidas, deve ser levada em conta a influência exercida pelas estruturas circundantes, como os tecidos moles (pele, músculos e ligamentos) e as articulações. A frequência ressonante “in vivo” tende a diminuir comparada com a frequência natural devido aos efeitos de aumento de massa e atenuação causada por essas

¹Nakatsuchi Y. “The Vibrational mode of the Human Tibia and Assessment of Bone Union in Experimental Fracture Healing using the Impulse Response Method”

estruturas.

O trabalho de Nakatsuchi, Tsuchikane e Akio em 1996 apresentou uma medida quantitativa da regeneração da fratura a partir do método da resposta impulso (IRM). A figura 3.1 mostra o sistema utilizado pelos pesquisadores.

Figura 3.1: Diagrama de blocos do sistema IRM.(Nakatsuchi et al., 1996)

O estudo acompanhou a evolução de 67 fraturas tibiais tratadas por diferentes métodos de fixação (internos e externos). Uma diminuição temporária da frequência de ressonância da ordem de 70Hz foi observada, nos meses iniciais após a cirurgia para colocação do dispositivo, em 25 casos.

Outra alteração observada ocorreu após a remoção do dispositivo de fixação. Durante o período de exame, 25 tíbias tiveram o seu fixador removido. Destas, 19 apresentaram uma diminuição da frequência de ressonância da ordem de 38Hz (variando entre 12.5 e 120 Hz) e 3 apresentaram um aumento. Em alguns casos, a diminuição da frequência de ressonância estava associada com uma pseudoartrose ou uma união retardada.

O padrão observado durante todo o curso da consolidação da fratura foi de um aumento

na frequência de ressonância, 55 das 67 tíbias. Esse padrão por sua vez foi subdividido em:

- a) curta diminuição temporária após início do tratamento e então aumento;
- b) um aumento agudo seguido de um platô;
- c) aumentos repetitivos então um platô;
- d) aumento lento com flutuações.

Os cirurgiões preencheram um questionário da efetividade do exame por IRM no tratamento da fratura. O IRM foi classificado muito útil como método de diagnóstico para decisão do tratamento em 39 dos casos (58,2%), útil como um método auxiliar em 21 casos (31,3%) e não útil em 7 casos (10,4%).

Como vantagem o IRM é um método não invasivo; a frequência ressonante reflete as propriedades mecânicas da fratura, a rigidez torcional; sendo uma medida quantitativa da fratura efetivamente apenas na fase inicial da consolidação.

No entanto, há diversos problemas inerentes ao uso da medida de frequência de ressonância por IRM para acompanhamento da regeneração. O primeiro é o cuidado para não confundir a vibração no plano sagital da tíbia para o plano frontal. O primeiro apresenta uma frequência ressonante maior que o segundo devido à não uniformidade das propriedades seccionais ao longo do eixo longitudinal da tíbia. Desta forma, o mau posicionamento do sensor pode conduzir a uma avaliação errônea.

O segundo problema refere-se a necessidade do uso de vibrações de entrada com suficiente intervalo de frequência para medir a resposta vibracional do osso. Isto porque o limite superior da frequência de entrada é inversamente proporcional ao tempo de contato do martelo. Caso não seja atingida uma certa frequência, a tíbia não ressonará e consequentemente não será possível realizar a medida.

Um terceiro problema é o ruído vibracional causado pelo tecido mole entre o osso e o acelerômetro. Uma pré-carga adicionada ao acelerômetro é efetiva para suprimir a vibração do tecido mole. Nota-se ainda, e principalmente, que a aplicação clínica restringe-se aos ossos com pontos acessíveis para excitação e medição, como a tíbia e a ulna.

Nos anos 80, Doemland et al. (1986) desenvolveram um método baseado na análise espectral de um sinal acústico recebido após propagar-se pelo foco da fratura. Em um trabalho mais recente, Siffert e Kauffman (1996) basearam-se nos princípios da técnica de auscultação. O uso de ultrassom para diagnóstico ainda está sendo estudado e pouco se conhece sobre a atenuação deste no osso. As dificuldades associadas com esta técnica resultam em significantes flutuações de dados. Quantidade de tecido mole ao redor do osso, mau posicionamento dos sensores resultando em diferentes percursos da onda para sucessivas medidas e ultrassom de baixa frequência, levam à difração do ultrassom, o qual não considerado nas medidas, torna-se fonte de erro.(Doemland et al., 1986) (Siffert and Kaufman, 1996)

Em um trabalho mais recente, Hente et al. (2003) mediram a rigidez torcional da tíbia de ovelhas. Antes de Hente, outros utilizaram esse tipo de avaliação da fratura, porém, de forma altamente invasivo, que inseria pinos até o osso do paciente para efetuar a medida a cada consulta. Hente et al. no entanto, partiram de um sistema baseado em um fixador biomecânico externo, sob o qual são realizadas as medidas a partir dos pinos de fixação previamente inseridos e que permanecem no paciente (figura 3.2). A avaliação considerada é não invasiva apenas se este tipo de tratamento for recomendado.

Os resultados dependem dos pinos estarem perfeitamente fixos, não havendo frouxidão dos mesmos para interferirem nas medidas. O experimento ainda demonstrou que no período subsequente a operação (primeiras 7 semanas) o erro devido a pinos frouxos é mínimo, pois esses ainda não são evidentes. O sistema de avaliação então obteve sucesso na determinação de um limiar para a remoção do dispositivo de fixação. Considerando apenas essas 7 semanas o erro estabelecido foi de 3.4% e 29.3% para 1 e 4 pinos frouxos respectivamente. Ao se considerar medidas com 8 semanas ou mais houve um erro de 16.5% para 1 pino frouxo e erro de 51.4% para os 4 pinos frouxos.

O sistema proposto não é de todo não invasivo e apresenta um alto índice de erro para medidas tardias. O autor ainda cita a dificuldade de se predizer o comportamento da regeneração a partir dos dados da rigidez torcional apenas das primeiras semanas, sendo necessário estabelecer uma relação logarítmica.

Markel e Chao (1993) concluíram em um estudo comparativo de técnicas não invasivas de monitoramento da densidade mineral óssea (BMD), que tomografia computadorizada

Figura 3.2: Sistema de medida da rigidez torcional.(Hente et al., 2003)

quantitativa (QCT), absorção de fóton único (SPA) e raio-x duo-energético (DXA) estão fortemente correlacionadas com as propriedades torcionais da consolidação óssea de osteotomias tibiais caninas.(Markel and Chao, 1993)

Estas 3 técnicas possuem um alto custo associado, inviabilizando o seu uso no dia a dia para acompanhamento da consolidação óssea. SPA agrega ainda o uso de isótopo radioativo dificultando a sua aplicação de modo difundido. DXA e QCT tem grande aceitação na avaliação de osteoporose, ou seja, como uma medida do conteúdo mineral do osso.

Blokhuis et al. (2001) afirmam em seu trabalho haver uma baixa correlação entre parâmetros biomecânicos e as radiografias da regeneração de fraturas experimentais. Os autores escolheram a tibia de carneiro para desenvolver o trabalho, assim como a fixação externa. Porém, a análise realizada baseou-se em índices atribuídos às radiografias da fratura por somente 2 radiologistas, cujas interpretações foram em alguns casos divergentes. Os radiologistas tiveram que atribuir, por exemplo, valores entre 0 e 2 à parâmetros como a remodelação e a visibilidade da linha da fratura. Também tiveram que determinar o ângulo da fratura com o eixo longo da tibia.

O posicionamento da tíbia in-vivo para radiografia foi realizado manualmente, o que pode conduzir a variações nas imagens adquiridas ao longo do tempo. Como nenhuma medida quantitativa foi determinada a partir das radiografias, a determinação subjetiva de parâmetros de uma imagem de baixa resolução e definição torna-se extremamente difícil.(Blokhuis et al., 2001)

Capítulo 4

Técnicas de Visão Computacional Aplicadas na Medicina

A caracterização proposta baseia-se no conceito de texturas. Outros autores aplicaram este método para diagnóstico médico com relativo sucesso.

A identificação de massas suspeitas em mamografias a partir da análise de textura foi proposta por Gupta e Undrill (1996). Nas imagens obtidas por raio-x, realizou-se a equalização de histograma sobre a região de interesse. Aplicou-se então filtros de Law e obteve-se as matrizes de co-ocorrência para determinação das características de textura (figura 4.1). A diferenciação de mamogramas suspeitos foi feita com base nestes resultados quantitativos.(Gupta and Undrill, 1996)

Os filtros de Law são máscaras que extraem as bordas produzindo a imagem de textura de Law. As bordas nítidas são melhoradas dependendo da textura ao seu redor. Isto tem o efeito de dar uma resposta relativamente uniforme em áreas suaves comparadas com regiões altamente texturizadas. Estas regiões podem então ser binarizadas baseando-se nesta informação. Outros autores chamam esta medida de energia da textura.

A sequência de processamento de imagem delineou massas regulares e espiculadas em pequenas imagens tomadas na região da lesão de modo semelhante à um especialista. Porém, o sistema não possui meios de distinguir entre os dois tipos de massas. O método apresenta uma resposta baixa para amostras não suspeitas.

Figura 4.1: Estágios do processamento proposto por Gupta e Undrill.

Burrill (1999) extraiu de imagens de ressonância magnética nuclear, características de textura a fim de identificar pacientes portadores do mal de Alzheimer. Nesta aplicação, o auxílio ao diagnóstico se basearia na diferença existente em texturas obtidas de imagens de ressonância de cérebros humanos. (Burrill, 1999)

Foram notadas diferenças de textura entre as imagens dos cérebros, com variações

específicas entre o meio cinza e o meio branco, diferenças ocorridas devido à manifestação da patologia. A análise por textura permite o exame e a quantificação destas pequenas variações regulares de intensidade, onde é levado em conta a vizinhança dos pixels para os cálculos estatísticos, com diferentes valores entre pixels testados. Os testes ainda estão sob avaliação, mas permitem uma diferenciação entre imagens de pacientes portadores do mal e pacientes sãos.

Medeiros (2001) elaborou um estudo de acompanhamento da evolução do tratamento de úlceras dermatológicas com o uso de texturas. As imagens foram obtidas com uma câmera digital. Após serem transferidas para um microcomputador, as imagens originais coloridas foram transformadas para níveis de cinza. O passo seguinte foi a catalogação das imagens e o seu processamento para determinar as características de Haralick na região interna da lesão. Diferentes áreas internas foram utilizadas num processo chamado de janelamento. (Medeiros, 2001)

As curvas de características em função do tempo estão diretamente relacionadas com a taxa de cicatrização da ferida. Este estudo propiciou o desenvolvimento de uma ferramenta gráfica computacional para auxílio ao diagnóstico médico do paciente. Certas características de textura, no entanto, tem seu comportamento influenciado pela iluminação da lesão no momento da aquisição da imagem.

Algumas medidas auxiliares utilizadas para o acompanhamento da evolução da lesão, quando feitas manualmente, podem levar a resultados não conclusivos ou a situações invasivas. Medidas como a área da ferida, obtida com o uso de um papel sobre a lesão, pode provocar desconforto ao paciente além de algum tipo de infecção. Soma-se ainda o fato da medida correr o risco de ser imprecisa devido a erros matemáticos de cálculo de área ou da presença de tecido necrosado na lesão, o que interfere na medida tomada no papel. Estes problemas podem ser contornados utilizando uma imagem digital da lesão.

Capítulo 5

Técnicas de Visão Computacional

Uma das grandes dificuldades em se trabalhar com imagens radiográficas está no fato das mesmas não possuírem um padrão de qualidade. Fatores como: tempo de exposição, ponto focal, distância, tensão de operação, temperatura de revelação, posicionamento manual da tibia e outros, influenciam na imagem radiográfica final. O tratamento da imagem no pré-processamento tem por finalidade corrigir estas deficiências da aquisição.

O pré-processamento e algumas técnicas de extração de características baseia-se no histograma de primeira ordem da imagem¹. O histograma de uma imagem é um conjunto de números que indica a quantidade de pixels em cada um dos níveis de cinza da imagem, ou matematicamente:

$$P(b) = \frac{N(b)}{M} \quad (5.1)$$

$P(b)$ - quantidade de “pixels” normalizados no nível b ;

$N(b)$ - quantidade de “pixels” de nível b na mesma janela;

M - número total de “pixels” em uma janela.

¹Comumente chamado simplesmente de histograma, designação usada neste trabalho.

5.1 Pré-Processamento

5.1.1 Equalização do histograma

A função da equalização do histograma é de melhoria do contraste para auxiliar na visualização. A uniformização dos níveis de cinza no histograma sobressalta diversos níveis antes não notados.(Pratt, 1991); (Rosenfeld and Kak, 1992)

A equalização pode ser feita com uma função auxiliar denominada função de transformação expressa pela equação 5.2, onde r_k representa o nível de cinza k a ser equalizado.

$$s_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k \frac{N_j}{M} \quad (5.2)$$

onde $0 \leq r_k \leq 1, k = 0, 1, \dots, L - 1$, sendo L o número total de níveis de cinza, N_j o número de “pixels” de mesmo nível de cinza e M o número total de “pixels”.

As imagens foram pré-processadas para corrigir a intensidade dos níveis de cinza, isto é, alterar a distribuição dos níveis de cinza de forma a ocupar todo o intervalo disponível (no caso, 256 diferentes tonalidades de cinza).(Pratt, 1991) Uma rotina de equalização foi aplicada sobre as imagens conforme a figura 5.1. Isso permite uma melhora na observação das estruturas ósseas, sem, no entanto, alterar a sua formação original.

5.1.2 Binarização

A binarização é a determinação de um limiar T abaixo do qual os pixels são transformados em zero, e acima são transformados no máximo de intensidade. A figura 5.2 mostra a escolha de um limiar para um dado histograma. A binarização elimina os pontos que não pertencem ao objeto de interesse. Quando T depende apenas de $f(x,y)$, a binarização é dita global. Se depender das propriedades ao redor do ponto (x,y) , a binarização é local.(Gonzalez and Woods, 1993)

Matematicamente, uma imagem g resultante da binarização de uma imagem f pode ser dada pela equação 5.3.

(a) Imagem original.

(b) Imagem corrigida.

(c) Imagem original.

(d) Imagem corrigida.

Figura 5.1: Imagens originais(esquerda) e com níveis de cinza equalizados(direita).

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) > T \\ 0 & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (5.3)$$

Onde os pixels nomeados 1 (ou o valor máximo de intensidade) correspondem ao objeto e os pixels nomeados 0 correspondem ao fundo. O limiar varia de método para método, como consequência, cada um resultará uma imagem binária diferente.

O critério de escolha do método neste trabalho baseia-se na separação do calo ósseo juntamente com o osso. Os histogramas das imagens apresentam uma distribuição bimodal, sugerindo uma binarização global. A escolha do limiar é feita com um método adaptativo ou ótimo, conhecido também como de mínimo erro, o qual busca maximizar a informação presente na imagem ou minimizar o erro associado com a seleção do limiar.

Suponha uma distribuição bimodal com um limiar T como na figura 5.3, o erro devido ao limiar é dado pela soma dos pontos pertencentes ao objeto e que foram identificados

Figura 5.2: Exemplo de histograma mostrando limiar de binarização, os pixels com valor abaixo são transformados em zero e os pixels com valor acima são transformados no máximo de intensidade.

como fundo mais os pontos pertencentes ao fundo identificados como objeto. O método do mínimo erro busca selecionar o limiar que minimiza esse erro. (Gonzalez and Woods, 1993)

Figura 5.3: Exemplo de histograma bimodal mostrando erro (área riscada) associado com a escolha do limiar T determinado pelo método do mínimo erro.

O valor do limiar T é dado pela solução da equação quadrática 5.4:

$$AT^2 + BT + C = 0 \quad (5.4)$$

onde:

$$\begin{aligned}
A &= \sigma_1^2 - \sigma_2^2 \\
B &= 2(\mu_1\sigma_2^2 - \mu_2\sigma_1^2) \\
C &= \sigma_1^2\mu_2^2 - \sigma_2^2\mu_1^2 + 2\sigma_1^2\sigma_2^2\ln\left(\frac{\sigma_2P_1}{\sigma_1P_2}\right)
\end{aligned} \tag{5.5}$$

onde $\mu_1, \mu_2, \sigma_1, \sigma_2, P_1$ e P_2 são os valores médios, os desvios padrões e o número de pixels normalizados do histograma para as duas distribuições unimodais. (Gonzalez and Woods, 1993)

O método do mínimo erro conseguiu obter bons resultados mesmo no estágio de calo mole, quando este estava presente na radiografia (figura 5.4).

Figura 5.4: a) Imagem original de animal com 15 dias após cirurgia. b) Resultado do pré-processamento (imagem binarizada).

5.2 Extração de Características

As imagens obtidas de fraturas ósseas podem ser interpretadas sob a óptica de análise de textura. Medeiros (2001) apresenta uma boa definição de textura. Em seu estudo, textura é tratada como “um conjunto de determinados padrões que podem ocorrer na natureza, apresentando um formato repetitivo ou não”. Ele cita uma parede de tijolos como exemplo de textura repetitiva e estruturas geológicas como não repetitiva.

Pratt (1991) divide as texturas em artificiais e naturais. As texturas artificiais consistem em arranjos de símbolos, como segmentos de linhas, pontos, etc., dispostos sobre um fundo neutro. As texturas naturais compõem-se de cenários da natureza, com arranjos semi-repetitivos, como areia e grama.

A literatura apresenta diversos métodos de extração de características, os quais são classificados em estatísticos, estruturais e espectrais. (Gonzalez and Woods, 1993) O tipo de imagem a ser analisada, o tempo de processamento e a complexidade computacional são usados como critério na escolha da técnica. (França, 1994)

O método estrutural trabalha melhor na presença de uma regularidade de repetição dos arranjos das primitivas. O método espectral baseia-se no espectro de Fourier, o que pode requerer uma grande capacidade computacional dependendo do tamanho da imagem. O estatístico é o mais utilizado com texturas naturais. De maneira geral, a análise de textura é baseada em estatísticas de primeira e segunda ordem. (França, 1999)

Neste caso o modelo é descrito por regras estatísticas que governam a distribuição e a relação dos níveis de cinza. Este método trabalha melhor com texturas naturais, uma vez que essas texturas possuem variações nas formas geométricas que compõem a imagem.

Os dados estatísticos podem ser computados indiretamente através do histograma de primeira ordem da imagem e também de sua matriz de co-ocorrência ou histograma bi-dimensional.

5.2.1 Abordagem Estatística de Primeira Ordem

Uma textura pode ser caracterizada em termos do seu histograma através de uma análise estatística de primeira ordem. No entanto, duas imagens diferentes podem possuir histogramas semelhantes, isto é, quantidades iguais, ou bem próximas, de pixels em um mesmo nível de cinza distribuídos de forma distinta nas imagens consideradas.

As características de primeira ordem calculadas são:

Média (MEAN): medida do valor central da distribuição;

$$MEAN = \bar{b} = \sum_{b=0}^{L-1} b * P(b) \quad (5.6)$$

Desvio Padrão (STDEV): medida da difusão da distribuição em torno da média;

$$STDEV = \sigma = \sum_{b=0}^{L-1} \sqrt{(b - \bar{b})^2 * P(b)} \quad (5.7)$$

Kurtosis (KURT): medida da distribuição do formato da curva;

$$KURT = \frac{1}{\sigma^4} \sum_{b=0}^{L-1} (b - \bar{b})^4 * P(b) - 3 \quad (5.8)$$

Skew (SKEW): medida do grau de assimetria na distribuição relativa a média;

$$SKEW = \frac{1}{\sigma^3} \sum_{b=0}^{L-1} (b - \bar{b})^3 * P(b) \quad (5.9)$$

Energia (ENER): medida da não uniformidade da distribuição;

$$ENER = \sum_{b=0}^{L-1} [P(b)]^2 \quad (5.10)$$

onde L é o número total de níveis de cinza.

Esta caracterização, no entanto, não leva em conta o posicionamento dos pixels. A extração de características de Haralick baseia-se na abordagem estatística de segunda ordem, onde duas imagens podem ser diferenciadas mesmo tendo histogramas de primeira ordem iguais, pois nesse caso, é levado em conta o posicionamento relativo dos pixels das imagens para a obtenção de medidas estatísticas. (Haralick et al., 1973)

5.2.2 Abordagem Estatística de Segunda Ordem

O procedimento para determinação dos parâmetros de textura envolve o cálculo das matrizes de co-ocorrência (GLCM - "gray level cooccurrence matrix") que mostram a organização espacial da ocorrência de níveis de cinza em uma imagem. Essas matrizes são dispostas em uma organização bi-dimensional (histograma bi-dimensional) de níveis de cinza, onde pares de pixels são separados por uma relação espacial fixa. Esta relação define a distância

e a direção (d, θ) entre um pixel de referência em relação ao pixel vizinho. (Haralick et al., 1973) (Haralick and Aksoy, 1999)

Nos cálculos para obtenção dessas matrizes, a variação da direção entre pixels vizinhos é feita em termos angulares. São utilizados os direcionamentos de 0° , 45° , 90° e 135° , dando origem a quatro matrizes de co-ocorrência distintas.

As matrizes de co-ocorrência possuem uma métrica proposta por Haralick de acordo com a equação 5.11:

$$d((k, l), (m, n)) = \max\{|k - m|, |l - n|\} \quad (5.11)$$

onde (k, l) e (m, n) são as coordenadas dos dois pixels em questão.

As equações para a contagem da ocorrência dos pixels em uma imagem f , dispostos a uma distância d um do outro nas quatro direções 0° , 45° , 90° e 135° , são apresentadas nas equações 5.12 a 5.15:

$$A(i, j, 0^\circ, d) = \#\{((k, l), (m, n)) \in f \mid (k - m = 0, |l - n| = d), f(k, l) = i, f(m, n) = j\} \quad (5.12)$$

$$A(i, j, 45^\circ, d) = \#\{((k, l), (m, n)) \in f \mid (k - m = d, l - n = -d) \text{ ou } (k - m = -d, l - n = d), f(k, l) = i, f(m, n) = j\} \quad (5.13)$$

$$A(i, j, 90^\circ, d) = \#\{((k, l), (m, n)) \in f \mid (|k - m| = d, l - n = 0), f(k, l) = i, f(m, n) = j\} \quad (5.14)$$

$$A(i, j, 135^\circ, d) = \#\{((k, l), (m, n)) \in f \mid (k - m = d, l - n = d) \text{ ou } (k - m = -d, l - n = -d), \\ f(k, l) = i, f(m, n) = j\} \quad (5.15)$$

onde $\#$ denota o número de elementos do conjunto.

Cada elemento da matriz de co-ocorrência corresponde a contagem do número de ocorrência dos pares de níveis de cinza i e j , com uma distância d e uma direção θ .

É feita então uma normalização dessas matrizes, onde constantes de normalização R são definidas para cada d e θ , conforme mostram as equações 5.16 a 5.19:

$$R|d, 0^\circ = 2 * N * (M - d) \quad (5.16)$$

$$R|d, 45^\circ = 2 * (N - d) * (M - d) \quad (5.17)$$

$$R|d, 90^\circ = 2 * (N - d) * M \quad (5.18)$$

$$R|d, 135^\circ = 2 * (N - d) * (M - d) \quad (5.19)$$

sendo N o número de linhas e M o número de colunas da imagem.

As matrizes de co-ocorrência normalizadas P são calculadas por:

$$P(i, j, d, \theta) = \frac{A(i, j, d, \theta)}{R|d, \theta} \quad (5.20)$$

Ao todo, neste trabalho, estão sendo avaliados 9 parâmetros de textura descritos por Haralick (Haralick et al., 1973). São eles:

Segundo Momento Angular (ASM): medida da homogeneidade local dos níveis de cinza em uma imagem.

$$ASM = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} [P(i, j, \theta, d)]^2 \quad (5.21)$$

Contraste (CONT): medida da quantidade de variação local de níveis de cinza em uma imagem.

$$CONT = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} (i - j)^2 P(i, j, \theta, d) \quad (5.22)$$

Correlação (CORR): representa uma idéia de linearidade de dependências de tons de cinza em uma imagem.

$$CORR = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \frac{ijP(i, j, \theta, d) - \mu_x \mu_y}{\sigma_x \sigma_y} \quad (5.23)$$

Momento Diferença Inverso (IDM): atinge seu valor máximo quando a concentração dos valores na diagonal da matriz de co-ocorrência for máxima.

$$IDM = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \frac{1}{1 + (i - j)^2} P(i, j, \theta, d) \quad (5.24)$$

Entropia (ENT): ou grau de dispersão de níveis de cinza pode também, juntamente com o ASM, ser utilizada como medida da homogeneidade em uma imagem.

$$ENT = - \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j, \theta, d) \log_2 [P(i, j, \theta, d)] \quad (5.25)$$

Variância (VAR): medida da heterogeneidade dos níveis de cinza.

$$VAR = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} (i - \mu)^2 P(i, j, \theta, d) \quad (5.26)$$

Proeminência de agrupamentos (PROM): descreve agrupamentos de pares de pixels usando momentos de quarta ordem.

$$PROM = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j, \theta, d) [i + j - 2 - \mu]^4 \quad (5.27)$$

Sombras de agrupamentos (SHADE): descreve agrupamentos de pares de pixels usando momentos de terceira ordem.

$$SHADE = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P(i, j, \theta, d) [i + j - 2 - \mu]^3 \quad (5.28)$$

Momento Diagonal (DIAG): medida da diferença na correlação para níveis de cinza alto e baixo.

$$DIAG = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} |i - j| [(i - 1) + (j - 1) - \mu_x - \mu_y] P(i, j, \theta, d) \quad (5.29)$$

Onde μ_x e μ_y , σ_x , σ_y representam a média e o desvio padrão nas direções x e y respectivamente.

Capítulo 6

Materiais e Métodos

6.1 Material e Método

O modelo experimental de fratura proposto inicialmente para este projeto consistia de uma fratura uniforme, transversa e unilateral a ser induzida no fêmur de coelhos brancos da raça Nova Zelândia utilizando-se um dispositivo descrito na literatura. O modelo adotado utiliza carneiros e osteotomia tratada com fixador externo flexível. A metodologia cirúrgica, a seguir descrita, foi implementada com sucesso em um estudo piloto com três animais.

6.1.1 Confeção do Fixador Externo Flexível

A técnica de confecção do fixador externo flexível utilizado nas osteotomias foi objeto de outra investigação. Os fixadores foram confeccionados na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus do Ribeirão Preto-USP. O fixador externo é composto por pinos de fixação, conexões e barras. As características fundamentais do material para confecção de um fixador são a sua resistência mecânica e a sua biocompatibilidade.

6.1.2 Pinos de Fixação

Os pinos de fixação utilizados são do tipo Schanz, confeccionados com aço inoxidável e dimensão de 0.4cm de diâmetro e 10.25 cm de comprimento (fig. 6.1).

Figura 6.1: Pino de Schanz para transfixação.

6.1.3 Hastes e Presilhas de Conexão

As presilhas e hastes de conexão foram confeccionadas em alumínio 6063 da ALCOA. Uma vista bidimensional e as dimensões da presilha são mostradas na figura 6.2a. Na figura 6.2b observa-se a posição relativa entre um pino de Schanz e a presilha.

(a) Bidimensional.

(b) Dimensões da presilha de conexão.

Figura 6.2: Vista tridimensional da presilha.

A haste possui uma estrutura flexível central de Nylon. Uma vista tridimensional e dimensões da haste é observada na fig. 6.3.

A posição relativa entre o pino de Schanz, a haste e a presilha é mostrada na figura 6.4.

Figura 6.3: Haste do fixador.

Figura 6.4: Forma de conexão do Fixador Externo.

6.1.4 Fixador Final

A figura 6.5 apresenta o desenho final do fixador flexível utilizado.

Figura 6.5: Desenho final do fixador flexível.

6.1.5 Animais

Foram utilizados 15 carneiros adultos jovens, com massa corporal média de 30 kg, deslanados cruzados, procedentes do Biotério Geral da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP. Após um período de avaliação, onde receberam cuidados veterinários como, vermifugação, vacinação e revisão dos cascos para evitar defeitos de aprumo, os animais considerados aptos foram submetidos à cirurgia e mantidos isoladamente por um período de cinco dias no Biotério do Laboratório de Bioengenharia da FMRP. Posteriormente foram enviados a uma baia coletiva de até 5 animais. A alimentação durante todo o período experimental constou de ração ovina balanceada, sal mineral, capim e feno selecionado.

O osso escolhido para a experimentação foi a tíbia, por se tratar de um osso longo e de fácil acesso cirúrgico. Deve-se salientar neste animal a ausência da fíbula (muito rudimentar). Na figura 6.6 é mostrada a imagem real de um carneiro com o fixador implantado.

Figura 6.6: Animal com o fixador flexível implantado.

6.1.6 Grupos Experimentais

Os animais foram divididos em três grupos experimentais com 5 animais em cada grupo. O tempo de permanência do fixador externo nos animais foi de 30, 45 e 60 dias nos grupos experimentais A, B e C, respectivamente. As cirurgias nos animais foram realizadas entre abril de 2002 à dezembro de 2002.

6.1.7 Técnica Cirúrgica e Anestésica

Os animais foram mantidos em jejum por um período de 24 horas. A pré-anestesia foi realizada com sulfato de atropina a 1% na dose de 0,5 mg/Kg por via SC e xilazina na dose de 0,22 mg/Kg por via intramuscular. A anestesia foi realizada com tiopental sódico na dose de 12,5 mg/Kg por via intravenosa. Foi cateterizada a veia jugular para manutenção anestésica e fluidoterapia de apoio. Uma ampla tricotomia e anti-sepsia da perna direita de cada animal foram realizadas, abordando principalmente a região da tíbia. O acesso para a osteotomia e fixação externa se deu pela região antero-medial da tíbia. Com ajuda de um instrumental gabarito juntamente com um guia de brocas, primeiramente foram passados os quatro pinos de Schanz. Logo após, a haste foi conectada aos pinos por meio das presilhas de conexão. Foi deixado um espaço de 4 cm de um pino ao outro e de 2 cm da haste ao membro. Uma incisão na pele de aproximadamente 3 cm, na região medial entre os dois pinos centrais, foi realizada para acesso a tíbia. Com o auxílio de afastadores para proteger as partes moles, foi realizada uma osteotomia transversal na diáfise da tíbia, utilizando-se para isso uma serra vibratória. Após todo esse procedimento, a musculatura foi suturada com fio vicryl 3-0 e a pele com mononylon 3-0. Para uma padronização do experimento, se optou por utilizar o membro direito de cada animal.

6.1.8 Pós-operatório

Como medida profilática foi realizada a antibióticoterapia com uma associação de penicilinas, na dose de 40.000 UI/Kg por via IM. A terapia analgésica foi realizada com cetoprofeno na dose de 2mg/Kg por via IM. Curativos no local da sutura também foram realizados.

Os animais foram submetidos a um controle radiográfico para a avaliação da evolução

do calo ósseo, no pós-operatório imediato e a cada 15 dias, até o sacrifício dos mesmos.

6.1.9 Sacrifício dos Animais

Após permanecerem com o fixador externo flexível durante o tempo estabelecido em cada grupo experimental, os animais foram sacrificados com uma super dose de tiopental sódico 2,5% intravenosa. Em seguida foi utilizada uma quantidade suficiente de cloreto de potássio para causar parada cardíaca.

6.2 Imagens Radiográficas Utilizadas

As imagens radiográficas digitalizadas possuem 8 bits ou 256 níveis na escala de cinza, com resolução de 300dpi (0.084mm/pixel). Todos os algoritmos foram implementados em linguagem C, a partir do software aberto XITE (X-based Image Processing Tools and Environment)¹. Todo o trabalho está sendo desenvolvido em ambiente Linux, distribuição Debian, cuja linguagem nativa é C. Além das vantagens conhecidas de C, o trabalho conta ainda com software aberto e distribuição como da maioria dos pacotes Linux.

As imagens utilizadas foram extraídas de imagens maiores contendo a tíbia do carneiro e o fixador flexível como a mostrada na figura 6.7.

Figura 6.7: Radiografia da tíbia do carneiro com o fixador.

¹Laboratório de Processamento de Imagem, Universidade de Oslo.
<http://www.ifi.uio.no/forskning/grupper/dsb/Software/Xite/>

As imagens radiográficas digitalizadas permitiram identificar, por inspeção, quatro regiões distintas: o canal medular(CM), a parede cortical(PC), o periósteo(P) e o fundo (figura 6.8b). Estas regiões podem ser separadas manualmente pelas diferentes tonalidades e arranjos de pixels. Utilizando o mesmo conceito adotado visualmente, através de inspeção de máquina é possível obter-se o mesmo resultado.

(a) Imagem original.

(b) Imagem original identificada.

Figura 6.8: Identificação das partes do osso presentes na imagem. Sendo: P=periósteo, PC=parede cortical e CM=canal medular.

6.3 Abordagem Estatística

6.3.1 Consideração inicial

A extração das características de Haralick de uma imagem ou textura para fins de diferenciação ou classificação requer a prévia equalização de seu histograma de primeira ordem. Haralick et al. (1973) afirmam em seu trabalho a necessidade desta operação de modo a melhorar a distribuição dos níveis de cinza tornando as medidas independentes da iluminação ambiente. A equalização da imagem torna possível identificar e separar com maior clareza entre o fundo e a parede cortical, o periósteo.

6.3.2 Avaliação de Parâmetros na Fratura

Observando-se as imagens adquiridas ao longo do tempo verifica-se um padrão na evolução da regeneração da fratura. O crescimento do calo está associado à formação da estrutura óssea que se reflete diretamente na imagem através dos arranjos e tons dos pixels. As regiões mais claras no osso indicam maior concentração de tecido ósseo.

A sequência de radiografias mostrada na figura 6.9 foi obtida para o animal 15, pertencente ao grupo C, do qual constam 5 imagens com intervalo de 15 dias. Destas, a imagem de pós-operatório apresenta uma definição menor que as demais, como se contivesse ruído.

Nota-se nesta sequência de imagens o aumento da região clara ao redor da osteotomia decorrente do aumento de tecido ósseo. A relação entre o calo ósseo e os parâmetros de textura é avaliada ao longo do eixo do osso, passando através da osteotomia, descrevendo o seu comportamento em função do tempo.

Figura 6.9: Imagens equalizadas, exemplificando evolução da fratura para o animal 15, grupo C.

As etapas realizadas a partir da imagem equalizada até a avaliação gráfica do resultado está descrita no fluxograma da figura 6.10 e compreendem a separação da área de interesse(A), o janelamento(B), a determinação do histograma e da matriz de co-ocorrência(C) para cada janela, assim como dos parâmetros de primeira ordem e das características de Haralick correspondentes(D) sendo em seguida estas informações convertidas em formato gráfico(E).

Figura 6.10: Fluxograma para determinação dos parâmetros de primeira e segunda ordem.

A partir das imagens radiográficas equalizadas, adquiridas com um intervalo de tempo de 15 dias incluindo o pós-operatório, foi extraída uma área de tamanho 250x64 pixels. Esta área foi escolhida de modo a separar a região de interesse, composta somente pelo canal medular e pela fratura, sendo esta, o mais próxima possível do centro da janela.

O tamanho da largura da área foi adotado 64 pixels, baseado na análise das imagens, como sendo a máxima largura tal que não fosse atingida a região da cortical. Esta área, por sua vez, foi janelada em 25 áreas retangulares menores de tamanho 10x64 pixels.

A escolha desta área se justifica pela observação do modo de obtenção da radiografia a partir do raio X sobre o osso. A imagem radiográfica do osso vista como a projeção do osso em um plano resulta de um somatório da atenuação dos fótons de raio X no calo, na cortical e na medular, sendo a parcela destas duas últimas aproximadamente constante. A figura 6.11 mostra uma secção transversal do osso com a projeção da janela a ser estudada. A adoção de uma janela mais larga resultaria em uma imagem contendo maior quantidade de osso cortical, consequentemente, maior atenuação e menos contraste ao longo do tempo.

Figura 6.11: Secção transversal do calo ósseo.

Capítulo 7

Resultados e Discussões

7.1 Determinação do tamanho do calo

Como exposto por Ostrum (1994), durante a regeneração da fratura, o calo ósseo se forma em torno das corticais. O calo ósseo é um identificador da regeneração óssea, e pode ser identificado facilmente pelo sistema visual e avaliado para interpretação da imagem por um classificador.

A evolução do tamanho do calo pode ser acompanhada a partir das imagens binarizadas. A porcentagem de crescimento do calo é determinada medindo-se o número de pixels do ápice do calo radiologicamente visível em relação ao valor médio do osso em uma área adjacente ao calo(M), como exemplificado na figura 7.1b.

A área adjacente foi tomada como a maior área disponível próxima do calo sem interferência deste ou dos pinos de fixação, a fim de estabelecer um valor médio do osso na região do calo. Dentro da área delimitada são medidos os números de pixels de n segmentos e em seguida é feita uma média simples. Esse valor é utilizado para determinar a relação calo-osso.

A identificação do contorno do osso, descrito como a transição entre este e o fundo da imagem não é uma tarefa simples e depende de fatores da aquisição da radiografia. As imagens podem ser consideradas funções não lineares da atenuação projetada, e em

(a) Imagem original.

(b) Imagem segmentada.

Figura 7.1: Exemplificação do cálculo da relação calo-osso para o animal 7(grupo B) para radiografia de 30 dias. Sendo M a região de cálculo da média da largura do osso.

geral não podem ser calibradas devido a variações no filme e parâmetros de exposição. Conseqüentemente, o contraste e a intensidade média através do contorno variam com a profundidade do tecido e a oclusão devido a outros elementos.

Este estudo apresenta uma medida relativa do crescimento do calo e não uma medida absoluta da largura e do comprimento do osso.

7.1.1 Acompanhamento da Evolução do calo

A evolução do calo ósseo por grupo é mostrada na tabela 7.1 e pode ser acompanhada pelos gráficos da figura 7.2.

Os gráficos demonstram que o calo ósseo atinge um máximo entre 30 e 45 dias de recuperação e depois regride de acordo com a remodelação do osso.

Nota-se um desvio padrão grande durante a fase de máximo calo ósseo. Isto se deve ao fato de cada animal responder de uma forma diferente ao estímulo de regeneração. Assim, os resultados de um único animal dentro do grupo podem ser responsáveis por um desvio padrão excessivo, como o ocorrido com os grupos B e C.(Bonnick, 1998)

Figura 7.2: Evolução do calo ósseo em relação à largura média do osso para os 3 grupos estudados.

Tabela 7.1: Tabela de evolução do calo do osso em função da largura média do osso.

grupo/dias		15	30	45	60
A	rel. calo-osso	1.2100	1.4550	-	-
	desvio padrão	.2018	.0311	-	-
B	rel. calo-osso	1.0320	1.4260	1.3120	-
	desvio padrão	.0521	.3695	.1348	-
C	rel. calo-osso	1.0375	1.3275	1.4200	1.3100
	desvio padrão	.0435	.3551	.2586	.2093

7.2 Abordagem Estatística

Os resultados discutidos a seguir referem-se apenas às radiografias dos animais cuja análise foi possível. O animal 13, do grupo C, apresentou desalinhamento, por isso não foi considerado. Também foram desconsiderados: o animal 10, do grupo B, por possuir apenas as imagens de pós-operatório e de 15 dias em condições de análise; e o animal 5, grupo

A, por apresentar apenas a imagem de pós-operatório e de 15 dias. As radiografias de pós-operatório são utilizadas principalmente como referência e as de 15 dias não mostram variações significativas no crescimento do calo, que encontra-se no estágio de calo mole, por isso não influem na avaliação.

As seções seguintes estão baseadas na análise gráfica dos parâmetros estudados. Os gráficos pertinentes a cada característica encontram-se no apêndice A.

7.2.1 Parâmetros de Primeira Ordem

Mean

O parâmetro MEAN reflete o valor médio dos níveis de cinza dentro de uma área retangular selecionada. O tipo de formação óssea e a sua concentração ou densidade influem diretamente no valor do nível de cinza do pixel. Assim, é possível estabelecer intervalos para os valores médios de acordo com o aumento do calo ósseo.

A análise deste primeiro parâmetro permite identificar um comportamento padrão. Os valores do parâmetro na osteotomia, situam-se abaixo do encontrado na região da medular, pois retratam a região de fundo. Com o aumento do calo ósseo, a imagem clareia conforme a formação de tecido ósseo tendendo a formar, na maioria dos casos analisados, um bloco uniforme entre as duas extremidades da osteotomia na região da medular, com valores próximos uns dos outros (figura 7.3).

A diferenciação, entre a imagem de pós-operatório e as demais, citada para a figura 6.9 (animal 15, grupo C) pode ser observada também na figura 7.3 (animal 14, grupo C). Nesta figura, observa-se que a imagem de pós-operatório com as áreas retangulares dos extremos do gráfico, correspondentes à medular, apresentam valores próximos a 200. Nos gráficos seguintes esse valor situa-se próximo a 150. A influência do calo nesta região é mínima e por isso os gráficos deveriam apresentar valores semelhantes, como entre as radiografias de 30 e 60 dias. A disparidade notada é proveniente da falta de definição apresentada pela imagem de pós-operatório.

Nas radiografias do animal 14, grupo C, mostradas na figura 7.3 identifica-se ainda uma

Figura 7.3: Variação do parâmetro MEAN em conjunto com o aumento do calo nas radiografias de pós-operatório, 30 e 60 dias respectivamente para o animal 14, grupo C.

inclinação do osso em relação à perpendicular do feixe de raio-x. Esta inclinação pode ser inferida na imagem, como uma região ovalada na tonalidade da medular, porém separada desta, bem como pelo gráfico, como sendo um pico (de valor igual a medular) dentro do vale correspondente à osteotomia.

Os valores da tabela 7.2 possuem um intervalo para cada escala de tempo (pós, 15, 30, 45 e 60 dias) que retrata os tons de cinza da área selecionada. Esta medida, quando considerada isoladamente, pode conduzir a erros devidos às más condições do processo. Uma radiografia com pouco tempo de exposição produz uma imagem excessivamente clara na região do calo, que pode ser interpretada como um estágio avançado de regeneração.

As sequências da figura 7.4 mostram o comportamento deste parâmetro para os 4

Tabela 7.2: Tabela de evolução da média do parâmetro MEAN em função do tempo.

	medular	osteotomia
pós	173-181	133
15 dias	181-205	151
30 dias	208-226	166
45 dias	220-231	206
60 dias	223-240	193

animais do grupo de 60 dias considerado, cujas imagens englobam grande parte do processo de regeneração. A imagem radiográfica do animal 12 com 45 dias não foi obtida. As sequências dos animais dos grupos de 30 e 45 dias seguem um padrão semelhante.

Figura 7.4: Comportamento do parâmetro MEAN para os animais 11, 12, 14 e 15 do grupo C, respectivamente. Sendo a primeira linha correspondente ao pós-operatório, a segunda à 15 dias, a terceira à 30 dias, a quarta à 45 dias e a quinta à 60 dias.

As imagens do animal 13, apesar de não incluídas nos resultados, demonstram que não é possível um diagnóstico clínico basear-se somente em uma variável. O animal 13

apresentou uma angulação, ocasionando a superposição dos extremos na osteotomia de acordo com a figura 7.5. O gráfico correspondente do parâmetro MEAN mostra um valor na região da osteotomia que aparentemente significa um acúmulo ósseo devido ao calo, no entanto trata-se de ossos sobrepostos.

STDEV

As imagens de pós-operatório deste estudo, quando obtidas sem inclinação, ou seja, com a tíbia perpendicular ao feixe de raio-x, têm na área da osteotomia a continuação da região de fundo. Estas imagens apresentam as regiões correspondentes à medular mais claras que o fundo e menos homogêneas que este. Consequentemente o valor do parâmetro STDEV na região da osteotomia é menor que na região medular.

As imagens superpostas aos gráficos do parâmetro demonstram que conforme aumenta a concentração óssea na região em torno da osteotomia, a combinação dos pixels tende a diminuir, isto é, ser mais espalhada (diversos tons de cinza) causando uma aproximação dos valores de STDEV da região da medular com os valores da região da osteotomia. Ao mesmo tempo que ocasiona um espalhamento maior dos pontos, eliminando a possibilidade de uma relação linear do gráfico.

A diferença entre os valores da osteotomia e da medular obtidos da radiografia de

Figura 7.5: Angulação na regeneração cujo valor de textura nessa área pode induzir a erros.

pós-operatório pode variar de 15% a 70%, atingindo nas radiografias subsequentes, uma diferença de valores dentro de uma faixa de 10%, sendo o valor absoluto do parâmetro, neste caso, variável de 9 a 20. A figura 7.6 ilustra esse comportamento.

Figura 7.6: Variações do parâmetro STDEV em função do tempo para o animal 14 (grupo C - 60 dias).

O parâmetro STDEV depende muito das qualidades do filme, como granulação, e das propriedades de revelação e iluminação uma vez que mede a quantidade de variação dos tons de cinza em torno da média (MEAN).

KURT

O parâmetro KURT mantém um padrão estável com valores próximos a zero ou abaixo deste para a região da medular e um valor alto, porém variável, na região da osteotomia. Os valores baixos da medular representam uma distribuição mais plana ou espalhada dos níveis de cinza no histograma da área retangular correspondente. O valor alto deste parâmetro na região da osteotomia implica uma distribuição concentrada em torno do valor médio próximo a zero, por se tratar de uma região de fundo, muito mais homogênea.

Com a regeneração há formação de tecido ósseo primário (com formação irregular) en-

volvendo a osteotomia, acarretando imagens mais claras, embora com níveis de cinza mais espalhados. A região da medular passa a ter sua distribuição concentrada em níveis de cinza mais altos ao passo que o histograma da osteotomia se aplaina de forma a deslocar-se em direção dos níveis de cinza mais claros, causando a confusão dos valores do parâmetro KURT da medular com os valores da osteotomia nas radiografias a partir de 15 dias. Em alguns casos, esse nivelamento ocorre posteriormente, como no exemplo da figura 7.7.

Figura 7.7: Variações do parâmetro KURT em função do tempo para o animal 08 (grupo B - 45 dias).

SKEW

O comportamento observado para este parâmetro é semelhante ao parâmetro KURT. O padrão para a região da medular está próximo de zero, oscilando entre -0.5 e 1.5 e o valor da osteotomia acima de 2. Com a formação do calo há deposição óssea que faz as imagens progredirem para um padrão uniforme ao redor da osteotomia cujo, gráfico tende a se situar em torno de zero.

Os gráficos referentes ao parâmetro SKEW encontram-se no apêndice A para consulta.

ENER

O parâmetro ENER não apresenta uma grande variação na região medular correspondente à formação do calo. A região da osteotomia, por sua vez, passa de um valor diferenciado da medular na fase pós-operatório, para um valor semelhante ao da medular. Assim, o gráfico em função do tempo, que representa o eixo da medular passando pela osteotomia tende a aplainar.

O comportamento destes parâmetros descreve de modo superficial a reposição óssea, ou seja, o remodelamento estrutural do osso. Como este modelo de descrição baseia-se no histograma de primeira ordem, esta avaliação não reflete fielmente a inter-relação dos pixels, característica que denota a estrutura a ser avaliada.

Os gráficos referentes ao parâmetro ENER encontram-se no apêndice A para consulta.

7.2.2 Parâmetros de Segunda Ordem

ASM

Esta característica de Haralick é utilizada como uma medida da homogeneidade local dos níveis de cinza. O estudo dos gráficos deste parâmetro mostra que ocorre uma redução da homogeneidade na região da medular. Com a gradativa formação óssea, a estrutura vista pela radiografia da medular se torna irregular, isto é, pouco homogênea.

O conjunto dos 12 animais considerados para análise apresenta 7 com o gráfico de ASM aplainado no patamar de 0.01 ou menos na radiografia de 15 dias, persistindo nas demais radiografias como exposto na figura 7.8.

Alguns gráficos possuem uma grande variação nas escalas temporais subsequentes devido às condições do processo de aquisição e revelação da radiografia, e principalmente da própria estrutura óssea, de natureza irregular. A estrutura presente após 20 dias, deve-se a conversão do tecido cartilaginoso em tecido calcificado. Como esta não é uniforme, a radiografia resultante também não é uniforme ou homogênea.

O calo, passado um mês, forma uma estrutura mais densa, o que ocasiona uma imagem

Figura 7.8: Variação do parâmetro ASM em conjunto com o aumento do calo nas radiografias de pós-operatório, 15, 30, 45 e 60 dias respectivamente para o animal 15, grupo C.

mais uniforme, logo mais homogênea, resultando em gráficos cuja distinção dos iniciais torna-se imperceptível.

CONT

O contraste mede a variação local de níveis de cinza. Variações perceptíveis a olho nu presentes na imagem resultam em valores altos de contraste. Dessa forma, espera-se que,

CORR

A correlação, ao indicar a dependência de tons de cinza também mede a homogeneidade da imagem. Como ocorre com outros parâmetros já analisados, a correlação sofre influência da formação do calo. A estrutura desta formação diminui de forma significativa a correlação da área considerada dada a irregularidade do tecido ósseo nos estágios de calo mole e principalmente no de calo duro.

As variações presentes neste parâmetro dificultam estabelecer uma relação padrão. Como regra geral, o fundo apresenta correlação maior que a medular, fato visualizado principalmente nas imagens de pós-operatório.

Os gráficos referentes ao parâmetro CORR encontram-se no apêndice A para consulta.

IDM

Este parâmetro não apresenta distinção significativa entre as imagens quinzenais. Sendo em alguns casos, a diferença, dentro de uma mesma imagem, inexpressiva. A figura 7.10 ilustra o comportamento do parâmetro IDM.

Nas imagens cuja variação é significativa, não há um padrão a ser estabelecido.

ENT

A entropia ou grau de dispersão de níveis de cinza também têm seu comportamento afetado pelo crescimento do calo. Dentre os animais considerados, somente é possível estabelecer uma similaridade nas imagens de pós-operatório, sendo que as demais imagens em escala de tempo não convergem para um mesmo valor. Observa-se, no entanto, que as radiografias cujos animais não tiveram o calo formando uma estrutura mais densa, tem uma distinção entre os valores da região da medular e da osteotomia.

O comportamento do parâmetro ENT ao longo do tempo é instável. Em alguns casos, a estrutura formada pelo calo reduz o valor de ENT, em outros, têm comportamento inverso. Como a estrutura irregular aumenta a dispersão, espera-se um valor maior para o parâmetro, porém, com uma formação mais densa, o valor de ENT deve diminuir.

Figura 7.10: Variação do parâmetro IDM para o animal 14, grupo C, nas radiografias de pós-operatório, 15, 30, 45 e 60 dias respectivamente.

Os gráficos referentes ao parâmetro ENT encontram-se no apêndice A para consulta.

VAR

A avaliação da fratura apresenta o parâmetro de variância com um comportamento uniforme ao longo do tempo. Com o aumento da densidade óssea na região envolvendo a osteotomia, o gráfico do parâmetro VAR, para os animais estudados, descreve um deslocamento temporal de acordo com a figura 7.11.

O parâmetro variância apresenta uma discretização de acordo com a tabela 7.3. A formação do calo é acompanhada da transição do valor do parâmetro na osteotomia para um valor semelhante ao da medular antes do calo e em seguida para valores que acompanham o da medular cercada pelo calo.

As seqüências da figura 7.12 mostram o comportamento deste parâmetro para os 4 animais do grupo de 60 dias considerado. As seqüências dos animais dos grupos de 30 e 45 seguem um padrão semelhante.

Figura 7.11: Variância ao longo do tempo para o animal 15, grupo C.

Tabela 7.3: Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro VAR em função do tempo.

	medular	osteotomia
	(E+9)	(E+9)
pós	0.8-1.16	0.36
15 dias	1.07-1.7	0.56
30 dias	2.0-2.8	1.07
45 dias	2.45-3.05	2.03
60 dias	2.47-3.3	1.57

O parâmetro VAR na região da medular aumenta, da imagem considerada no pós-operatório até as imagens obtidas posteriormente, de acordo com a tabela 7.3.

DIAGM

O parâmetro momento diagonal não apresenta padrões distintivos das etapas de regeneração, bem como variações dentro de uma região cuja diferenciação seja identificável ou significativa.

Figura 7.12: Comportamento do parâmetro VAR para os animais 11, 12, 14 e 15 do grupo C, respectivamente. Sendo a primeira linha correspondente ao pós-operatório, a segunda a 15 dias, a terceira a 30 dias, a quarta a 45 dias e a quinta a 60 dias.

Os gráficos referentes ao parâmetro DIAGM encontram-se no apêndice A para consulta.

SHADE

As áreas que apresentam grandes variações de tons de cinza têm o valor do parâmetro alto. As imagens cujos tons estão muito próximos, de maneira uniforme, têm um valor de SHADE próximo a zero. Se em uma mesma área encontra-se a região de fundo e de medular, o parâmetro assinala esta transição.

Este parâmetro tem a desvantagem de apresentar valores próximos para áreas cujos tons sejam uniformes porém distintos, isto é, uma área clara uniforme possui o mesmo valor que uma área escura uniforme.

Figura 7.13: Variações do parâmetro SHADE em função do tempo para o animal 09 (grupo B - 45 dias).

PROM

O parâmetro PROM tem o mesmo comportamento do parâmetro SHADE, porém de forma mais acentuada.

Os gráficos referentes ao parâmetro PROM encontram-se no apêndice A para consulta.

7.3 Discussão dos Resultados Obtidos

A abordagem estatística de primeira ordem avalia o histograma da imagem. Dentre os cinco parâmetros estudados, a média (MEAN) possui o comportamento mais uniforme da regeneração ao longo do tempo.

Os parâmetros de maior interesse concentram-se sobre a abordagem estatística de segunda ordem por esta considerar o posicionamento dos pixels. A avaliação prévia dos parâmetros no osso sadio permite estabelecer algumas considerações úteis sobre o significado dos parâmetros de Haralick utilizados no trabalho.

O perfeito entendimento dos parâmetros calculados é feito a partir das equações do capítulo 5 e da formação da matriz de co-ocorrência. Esta é construída a partir dos níveis de cinza dos pares de pixels considerados. Como a distância escolhida é 1, fica fácil compreender sua montagem. Os pixels próximos à diagonal principal compõem as associações ou pares de pixels com valores de níveis de cinza próximos, enquanto que os extremos superior direito e inferior esquerdo são destinados aos pares de pixels com valores bem distintos de níveis de cinza.

Na figura 7.14 a imagem do osso sadio foi superposta ao gráfico de variância. Nela, observa-se que as três regiões de importância (tecido mole, canal medular e cortical óssea) podem ser identificadas. A partir dessa superposição do gráfico e da imagem, pode-se identificar quais pontos do gráfico pertencem a qual região do osso. (Rubin et al., 2003)

Figura 7.14: Superposição da imagem do osso em camadas com o seu respectivo gráfico de variância (animal 9 - grupo B).

O tecido ao redor do osso apresenta valores médios de variância abaixo de $1E+08$, o canal medular valores entre $0.3E+09$ e $1.5E+09$ e a cortical óssea valores acima de $1.5E+09$, caracterizando regiões bem distintas. O perióstio, tecido que recobre o osso apresenta um valor de variância entre $1E+08$ e $8E+08$ (tabela 7.4). Os valores referentes ao perióstio são difíceis de determinar pois trata-se de um fino tecido sobre o osso, o que torna quase impraticável separá-lo. Em alguns casos, o que se identifica é uma mistura entre o perióstio e o fundo, ou mesmo, apenas uma sombra do osso. Por isso, os valores obtidos do parâmetro referem-se a transição entre o fundo (tecido mole) e a cortical.

Tabela 7.4: Tabela de variação do parâmetro variância.

	variância
tecido ao redor	$< 1E+08$
parede cortical	$> 1.5E+09$
canal medular	$.3E+09 - 1.5E+09$
periósteo	$1E+08 - 8E+08$

A análise do parâmetro variância sobreposto à imagem do osso poderia supor um erro de cálculo. Pois como se observa, as regiões claras, referentes às corticais, apresentam alta variância, e o fundo, sendo uma região escura, possui baixa variância. No entanto, deve-se atentar para uma verificação cuidadosa dos resultados.

Como o gráfico é baseado em um “janelamento” da área de interesse, os pontos são considerados sobre uma pequena área da imagem. Dessa forma, a região da cortical, com uma alta concentração de pixels claros(próximo de 255) apresentará uma grande variação, ou seja, uma grande heterogeneidade, caso ocorram diversos pixels escuros(próximo de 0) de modo espalhado, na forma de ruído, em seu interior. O mesmo não ocorre para a região do fundo ou do canal, onde a concentração normal é de pixels escuros e o ruído encontra-se presente na forma de níveis cujos tons de cinza estão mais próximos de zero do que de 255.

Isto pode ser comprovado pela análise da equação 5.26, que é dependente de uma média global $(i - \mu)$, ou seja, da janela considerada. O parâmetro contraste(CONT), por sua vez, depende da relação entre o par de pixels avaliado $(i - j)$. Quanto menor a diferença entre seus níveis de cinza, menor o contraste e vice-versa.

Espera-se assim, que uma imagem que contenha uma alta concentração de valores na diagonal de sua matriz de co-ocorrência tenha um baixo contraste. Bem como um alto valor de momento diferença inverso(IDM), o qual varia com o inverso de $(i - j)$.

Os pontos de alta variância são coincidentes com os pontos de baixa correlação. Mesmo não sendo pontos de mínimo absoluto, estes pontos são esperados serem menores que os valores ao seu redor. A variância e a correlação expressam idéias opostas.

Os picos observados nos gráficos de proeminência de agrupamentos estão situados nas

transições entre *tecido ao redor do osso/parede cortical* e/ou entre *parede cortical/canal medular*. Os picos referentes à primeira transição possuem valores muito maiores que os referentes à segunda transição. Valores estes que dependem da qualidade da imagem.

O parâmetro de sombra de agrupamento (SHADE) possui um comportamento semelhante ao do proeminência de agrupamentos (PROM), porém, de forma menos acentuada. Fato este estabelecido pela proximidade de suas equações.

O parâmetro momento diagonal (DIAGM) não representa as escalas temporais convenientemente. Assim como os parâmetros ENER, ASM, CONT, IDM e ENT. Estes parâmetros, para as imagens de pós-operatório, permitem identificar a osteotomia. Os gráficos discretizam a imagem ou com um vale ou com pico na região da osteotomia, não havendo uma associação direta entre osso e parâmetro. Os demais gráficos não seguem um padrão, seja nos valores ou na forma.

Capítulo 8

Conclusões

8.1 Conclusões Finais

O presente trabalho estudou o uso de parâmetros de primeira ordem e das características de Haralick para avaliação da regeneração óssea. A partir das radiografias digitalizadas é extraído um vetor de parâmetros, por meio de técnicas de visão computacional, para classificação da evolução da fratura.

As texturas utilizadas neste estudo comparativo são amostras obtidas em datas espaçadas de 15 dias, de modo a observar a evolução da regeneração. O objetivo principal dessa análise é poder chegar a resultados de apoio ao diagnóstico médico.

A relação de alguns parâmetros com o calo pode ser detalhada da seguinte forma: nas imagens de pós-operatório e de 15 dias, a região da osteotomia apresenta um valor diferenciado das regiões circundantes, no caso, a medular. Nas imagens de 30, 45 e 60 dias, o calo progride de calo mole para calo duro, formando uma estrutura cuja densidade óssea aumenta gradativamente até um máximo e depois regride com a remodelação, no caso da medular, para osso esponjoso. O que se observa nos gráficos corresponde exatamente a este comportamento, um vale ou pico nas imagens iniciais se convertendo em um bloco ou patamar ao longo da fratura na região correspondente ao calo.

A análise dos gráficos realizada no capítulo 7 estabelece dois comportamentos típicos

dos parâmetros ao longo do tempo. O primeiro modelo compreende um padrão de deslocamento de curva com valores distintos entre amostras, isto é, os gráficos do mesmo parâmetro para diferentes animais possuem curvas semelhantes nas escalas temporais, porém, valores não coincidentes.

O segundo modelo de comportamento reflete curvas e valores próximos, padrão este que permite a discretização da regeneração. Há ainda parâmetros que não se enquadram em nenhum dos dois modelos, a saber: ENER, ASM, CONT, IDM, ENT e DIAGM.

Os parâmetros STDEV, KURT, SKEW, CORR, SHADE e PROM situam-se no primeiro modelo. O comportamento descrito pelos três primeiros pode ser traduzido como um pico na região da osteotomia na radiografia de pós-operatório o qual se reduz nas escalas seguintes até atingir um patamar equivalente à medular, cujos valores também modificam-se com o aumento do calo ósseo. Mesmo apresentando esta convergência ao longo do tempo, estes parâmetros não são suficientes para discretizar a regeneração em função do tempo.

O parâmetro CORR, considerado somente na região da medular, exibe certa linearidade ao redor do valor 0.9 caso a imagem seja uniforme ou não contenha pixels muito espalhados nos níveis de cinza, seja devido à ruído ou à baixa definição como na figura 8.1.

Figura 8.1: Radiografia de pós-operatório do animal 11, grupo A, cujo espalhamento na região da medular implica valores baixos de correlação(CORR).

A correlação mostra-se útil na determinação da qualidade da imagem. Imagens cuja definição é boa não possui grande espalhamento de pixels, conseqüentemente as regiões tornam-se mais uniformes, logo, terão uma correlação maior.

As características SHADE e PROM, com grandes similaridades nas curvas, denotam as áreas com agrupamentos distintos, daí sua utilidade na identificação de regiões de contorno. Esta característica torna esses parâmetros de pouca valia para classificação da regeneração.

Os parâmetros MEAN e VAR situam-se no segundo modelo. O uso destes parâmetros possibilita a geração de um classificador para a regeneração óssea pois eles apresentam distinção entre as escalas temporais referentes às etapas de regeneração da fratura, como calo mole e duro e remodelação.

A característica MEAN reproduz em números a tonalidade das áreas do janelamento. Conforme a estrutura óssea torna-se mais densa, mais clara é a área, e maior o valor da média. Na tabela 8.1 encontram-se os valores do parâmetro MEAN em função do tempo.

Tabela 8.1: Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro MEAN em função do tempo.

	medular	osteotomia	aumento(medular)	aumento(osteotomia)
	(relativo ao pós-operatório)			
pós	173-181	133	—	—
15 dias	181-205	151	1.09x	1.13x
30 dias	208-226	166	1.22x	1.24x
45 dias	220-231	206	1.27x	1.54x
60 dias	223-240	193	1.30x	1.45x

A variação dentro de uma mesma escala de tempo deve-se ao fato da estrutura óssea progredir de modo diferenciado para cada espécime analisado. A regeneração depende de fatores como por exemplo a carga exercida por cada animal no caminhar, cujo controle, na prática, é difícil.

A característica VAR apresenta a melhor relação visual gráfica com a regeneração óssea. A tabela 8.2 discretiza a variação do parâmetro conforme a escala temporal do calo ósseo.

Tabela 8.2: Tabela de evolução do intervalo médio do parâmetro VAR em função do tempo.

	medular (E+9)	osteotomia (E+9)	aumento(medular) (relativo ao pós-operatório)	aumento(osteotomia)
pós	0.8-1.16	0.36	–	–
15 dias	1.07-1.7	0.56	1.5x	1.55x
30 dias	2.0-2.8	1.07	2x	2.97x
45 dias	2.45-3.05	2.03	3x	5.64x
60 dias	2.47-3.3	1.57	3x	4.36x

A tabela 8.2 estabelece uma relação da variação da estrutura ou densidade óssea, como função do tempo, com o parâmetro variância. A transição de osso compacto em osso esponjoso observada no osso sadio permite identificar esta relação entre as duas variáveis. Os valores de VAR do canal medular(osso esponjoso) situam-se entre 0.3E+09 e 1.5E+09, e os valores para a cortical(osso medular) são maiores que 1.5E+09, dependendo da densidade.

Os valores de MEAN e VAR refletem a calcificação do tecido na região do calo e conseqüentemente, a rigidez do mesmo. Estes parâmetros apresentam um mesmo comportamento, aumentam gradativamente com a formação do calo até atingirem um máximo e depois começam a regredir de acordo com a remodelação do osso.

Da análise dos parâmetros extrai-se ainda uma medida da largura do osso. O que torna possível estabelecer a formação e o tamanho do calo ósseo relativamente à largura do osso utilizando os parâmetros de textura. Esta medida baseia-se na variância(VAR) e na proeminência de agrupamentos(PROM).

Os picos de variância ocorrem na região central da parede cortical e os picos de proeminência de agrupamentos situam-se na intersecção entre fundo e parede cortical. A intersecção entre os gráficos de variância e proeminência de agrupamentos, como mostrado na figura 8.2 permite identificar a largura do osso em número de pixels, uma vez que cada ponto do gráfico equivale a 10 pixels.

Figura 8.2: Gráfico mostrando relação entre variância e proeminência de agrupamentos calculados utilizando imagem de osso sadio dividida em áreas para o animal 9 (grupo B - 45 dias). É possível identificar a largura do osso em pixels.

O uso dos parâmetros de textura para a determinação da largura do calo é uma medida indireta, visto que os parâmetros são aqui calculados para fins de classificação. Essa característica pode ainda ser melhor explorada com o intuito de segmentação da imagem.

A determinação do crescimento do calo realizada a partir da contagem dos pixels é uma medida que depende do método de binarização escolhido, o qual poderia ser inclusive baseado na textura. As medidas, obtidas com a binarização por mínimo erro, entre as escalas de tempos (15, 30, 45 e 60 dias) apresentam uma diferença estatística muito significativa ($p < 0.004$) com valores médios de acordo com a tabela 8.3.

Tabela 8.3: Tabela dos valores médios da evolução do tamanho do calo ($p < 0.004$).

número dias	15	30	45	60
média	1.0885	1.4046	1.3600	1.3100
desvio padrão	.1367	.2834	.1934	.2093

A determinação do contorno do osso pode tornar-se uma tarefa exaustiva dada a in-

fluência de tecidos e outros elementos. A metodologia para determinação de parâmetros de textura para fins classificatórios resultou em uma medida não esperada do tamanho do calo ósseo. Essa medida, obtida a partir da imagem equalizada é limitada somente pela resolução do janelamento, que não pode ser reduzido a unidade, pois nesse caso retrataria apenas a característica de tonalidade. Uma das vantagens de se utilizar essa medida é a redução do gasto computacional, uma vez que a ferramenta executaria um número menor de rotinas de processamento e não dependeria da escolha de um método de segmentação.

Com o auxílio de uma ferramenta que indique uma medida proporcional à rigidez da regeneração na parte fraturada, o médico pode tomar decisões mais precisas e com maior probabilidade de acerto.

O detalhamento o mais preciso possível do comportamento dos parâmetros requer um estudo com radiografias em intervalos de tempo menores, assim como a introdução de um elemento de referência.

A dificuldade em se estabelecer um padrão com robustez de avaliação reside no fato de apenas um terço das radiografias englobarem uma grande extensão da regeneração. Os outros dois terços enquadram somente o estágio inicial do calo, na maioria dos casos, radiologicamente invisível.

A metodologia apresentada para determinação de parâmetros para classificar a regeneração óssea usando técnicas de processamento de imagem sobre radiografias digitalizadas possui como grande vantagem o fato de ser um método não-invasivo de baixo custo.

8.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

A área abordada neste estudo comporta novas pesquisas e serve de ponto de partida para outros aplicativos de interesse. A continuidade do trabalho pode se dar sob a ótica de diversas ramificações:

O estudo e validação do sistema desenvolvido para outros tipos de ossos. Uma vez que o corpo humano é composto de vários tipos e não somente do caso estudado.

Análise e estimativa dos casos de consolidação sem formação de calo ósseo. Utilizando

como referência este trabalho a fim de torná-lo mais amplo e completo.

Análise dos casos de má formação como angulação e pseudoartrose.

A implementação de um sistema automático de reconhecimento da evolução da fratura, facilitando o seu uso pelos profissionais da área médica, possibilitando ainda a disseminação do sistema computacional nesta e em outras áreas.

Desenvolvimento de um sistema de classificação das fraturas, utilizando, por exemplo, lógica nebulosa e o conhecimento do especialista, para que através dos parâmetros possa se estabelecer uma metodologia que permita acompanhar a correta formação do calo ósseo.

Uso das ferramentas apresentadas em outras áreas ligadas a bioengenharia.

Bibliografia

- Blokhuis, T. J. et al. (2001). **The Reliability of Plain Radiography in Experimental Fracture Healing.** *Skeletal Radiology*, 30(3):151–156.
- Bonnick, S. L. (1998). *Bone Densitometry in Clinical Practice - Application and Interpretation.* Humana Press Inc.
- Brighton, C. T., Friedlaender, G., and Lane, J. M. (1994). *Bone formation and Repair.* American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Burrill, J. H. P. (1999). **Texture Mapping of Neurological Magnetic Resonance Images.** In *3rd Year Individual Project.*
- Cross, A. R. and Lewis, D. D. (2002). **Fundamentals of Orthopedic Surgery.** <http://www.vetmed.ufl.edu/sacs/notes/Cross-Healing/index.html>, visitado em 07/2003.
- Doemland, H. H. et al. (1986). **Assessment Fracture Healing by Spectral Analysis.** *Journal of Medical Engineering & Technology.*, 4(10):180–187.
- Einhorn, T. A. (1995). **Current Concepts Review Enhancement of Fracture-Healing.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77-A(6):940–956.
- França, C. A. (1994). **Determinação da Posição de Objetos Tri-Dimensionais para Manipuladores de Rôbos.** Dissertação, Universidade de São Paulo.
- França, C. A. (1999). *Avaliação da Qualidade de Placas de Madeira através de um Sistema de Inferência Nebuloso baseado em Redes Adaptativas.* Tese, Universidade de São Paulo.
- Gonzalez, R. C. and Woods, R. E. (1993). *Digital Image Processing.* Addison-Wesley Publishing Company.

- Gupta, R. and Undrill, P. E. (1996). **The Use of Texture Analysis to Identify Suspicious Masses in Mammography**. Technical report, University of Aberdeen, Foresterhill, Scotland. Department of Bio-Medical Physics & BioEngineering.
- Haralick, R. M. and Aksoy, S. (1999). **Using Texture in Image Similarity and Retrieval**. In *Intl. Workshop on Texture Analysis in Machine Vision*, volume 1, pages 111–117.
- Haralick, R. M., Shanmugan, K., and Dinstein, I. (1973). **Texture Features for Image Classification**. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 3(6):610–621.
- Hente, R., Cordey, J., and Perren, S. M. (2003). **In vivo Measurement of Bending Stiffness in Fracture Healing**. *Biomedical Engineering OnLine 2003*, 2(8). <http://www.biomedical-engineering-online.com/contents/2/1/8>, visitado em 07/2003.
- Heppenstall, R. B. (1984). *Fracture Healing In: Hunt T. K. et al. Soft and Hard Tissue Repair.*, chapter 6. Praeger Publishers.
- Junqueira, L. C. and Carneiro, J. (1974). *Histologia Básica*. Guanabara Koogan.
- Kaplan, F. S. et al. (1994). *Form and Function of Bone In: Simon S. R. Orthopaedic Basic Science.*, chapter 4. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Markel, M. D. and Chao, E. Y. (1993). **Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties**. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1(293):37–45.
- Medeiros, F. (2001). **Uso de Textura para o Acompanhamento da Evolução do Tratamento de Úlceras Dermatológicas**. Dissertação, Universidade de São Paulo.
- Nakatsuchi, Y., Tsuchikane, A., and Nomura, A. (1996). **Assessment of Fracture Healing in the Tibia Using the Impulse Response Method**. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 1(10):50–62.
- Ostrum, R. F. et al. (1994). *Bone Injury, Regeneration and Repair In: Simon S. R. Orthopaedic Basic Science.*, chapter 7. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Pratt, W. K. (1991). *Digital Image Processing*. Wiley-Interscience Publication.
- Rosenfeld, A. and Kak, A. C. (1992). *Digital Picture Processing*. Academic Press.

Rubin, R. S., Gonzaga, A., Alves, J. M., Barbieri, G., and Barbieri, C. H. (2003). **Avaliação de Fraturas Ósseas através da Análise de Texturas em Imagens Radiográficas.** In *II Workshop Regional de Engenharia Biomédica & I Simpósio Regional de Instrumentação e Imagens Médicas.*

Rüedi, T. P. and Murphy, W. M. (2002). **Princípios AO do Tratamento de Fraturas.** AO Publication.

Siffert, R. S. and Kaufman, J. J. (1996). **Acoustic Assessment of Fracture Healing - Capabilities and Limitations of "A Lost Art".** *The American Journal of Orthopaedics*, 9(25):614-618.

Zadeh, L. A. (1965). **Fuzzy Sets.** *IEEE Information and Control*, 8(1):338-353.

Apêndice A

Apêndice - Gráficos Finais

O presente apêndice traz uma síntese dos resultados obtidos. Apenas o desenvolvimento dos animais sacrificados com 60 dias(grupo C) é mostrado. Os demais resultados, bem como as imagens originais constam do CD integrante da dissertação.

A seguir são apresentados os gráficos dos parâmetros sobrepostos as imagens equalizadas e janeladas para o grupo de 60 dias.

Figura A.1: Parâmetro ASM para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.2: Parâmetro CONT para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.3: Parâmetro CORR para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.4: Parâmetro DIAGM para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.5: Parâmetro ENER para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.6: Parâmetro ENT para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.7: Parâmetro IDM para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.8: Parâmetro KURT para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.9: Parâmetro MEAN para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.10: Parâmetro PROM para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.11: Parâmetro SHADE para os animais sacrificados com 60 dias.

Figura A.12: Parâmetro SKEW para os animais sacrificados com 60 dias.