UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

**FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
FÍSICA APLICADA A MEDICINA E A BIOLOGIA**

**Sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas auxiliado por computador
para implementar diagnósticos de idade óssea.**

Nattan Roberto Caetano

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP,
como parte das exigências para a obtenção do título de
Mestre em Ciências. Área: Física Aplicada a Medicina
e a Biologia.

RIBEIRAO PRETO – SP

2004

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP

**FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
FÍSICA APLICADA A MEDICINA E A BIOLOGIA**

**Sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas auxiliado por computador
para implementar diagnósticos de idade óssea.**

Nattan Roberto Caetano

Orientador: Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP,
como parte das exigências para a obtenção do título de
Mestre em Ciências. Área: Física Aplicada a Medicina
e a Biologia.

RIBEIRAO PRETO – SP

2004

Resumo

O presente trabalho tem como objetivo principal a otimização do processo de leitura de idade óssea. Os diversos métodos existentes consistem na análise da maturidade esquelética, baseada nos detalhes dos ossos da mão e do punho. O método mais eficaz é o proposto por *Tanner&Whitehouse TW*, o qual, gera resultados cerca de cinco vezes mais precisos que o método utilizado frequentemente, devido à simplicidade dos processos de leitura, proposto por *Greulich&Pyle GP*. Entretanto, o método *TW* não é utilizado atualmente no *Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto HCFMRP*, pois apresenta alto grau de complexidade. Assim, um programa computacional foi desenvolvido para auxiliar nos processos exigidos, com o intuito de viabilizar a implementação do referido método para promover as leituras de idade óssea do *HCFMRP*. Com esse objetivo, foi desenvolvido um sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas. Assim sendo, utilizando o sistema as imagens são capturadas pelo computador diretamente do negatoscópio, o qual permite realizar ajustes nas imagens adquiridas. A qualidade das imagens radiográficas de extremidades é de fundamental importância. Associada à redução da dose de radiação exposta, principalmente, por se tratar de pacientes jovens, os quais, são mais vulneráveis aos efeitos nocivos causados pela radiação ionizante. Entretanto, há necessidade de se garantir a qualidade na produção de imagens em equipamentos de raios-X, assim como, otimizar a técnica radiográfica visando evitar erros nos diagnósticos devido à formação de imagens de má qualidade. Contudo, a determinação da idade óssea de um paciente é de grande importância para alguns diagnósticos, principalmente em pediatria. As imagens produzidas têm mostrado uma melhoria sensível em sua qualidade, permitindo a visibilização de maiores detalhes, incorporadas a uma diminuição significativa na dose de exposição, ao redor de 20%. O custo sistema de digitalização de imagens utilizado neste trabalho é aproximadamente cinco vezes menor que existente no *HCFMRP*, mantendo a qualidade das imagens. A automatização dos processos, pelo programa computacional, dinamiza o método *TW*, bem como, não interfere no valor da idade óssea lida. Conseqüentemente, produz maior rapidez e segurança em diagnósticos com base na leitura de idade óssea, pois 19% das leituras comparadas apresentam erros graves.

Palavras-chave: Radiografia Digital, Método *TW*, Idade Óssea, Controle de Qualidade.

Abstract

The present work has as main objective to the optimization of the process of reading of bony age. The several existent methods consist of the analysis of the skeletal maturity, based on the details of the bones of the hand and of the fist. The most effective method is it proposed by *Tanner&Whitehouse TW*, which, it generates results about more precise five times than the method frequently used, due to the simplicity of the reading processes, proposed by *Grelish&Pyle GP*. However, the method *TW* is not used now in the *Hospital of the Clinics of Ribeirão Preto HCRP*, because it presents high complexity degree. Thus, a software was developed to aid in the demanded processes, seeking to implement of the referred method to promote the readings of bony age of *HCRP*. With that I objectify, a system was developed optical-digitizer of X-ray film images. Like this being, using the system the images is captured directly by the computer of the negatoscopy, which allows accomplishing fittings in the acquired images. The quality of the X-ray film images of extremities is of fundamental importance. Associated to the reduction of the exposed dose radiation, mainly, for being of young patients, the ones that, they are more vulnerable to the sick caused by the radiation. However, there is need to guarantee the quality in the production of images in equipments of ray-X, following the approaches demanded by the competent organs, as well as, to standardize the image technical seeking to avoid possible mistakes in the diagnoses due to images of bad quality. Thus, the determination of the bony age of a patient one is of great importance for some diagnoses, mainly in pediatrics. The produced images have been showing a sensitive improvement in its quality, allowing see more details, incorporated to a significant decrease in the exhibition dose, around 20%. The cost of digitizer equipment is five times cheaper than the utilized in *HCRP*, keeping the same quality of images. The automation of the processes, of way software, becomes the method *TW* most dynamic, interfere less in the results of reading of bone age. Consequently, it produces larger fast and safety in diagnoses with base in the reading of bony age, because 19% of the reads shows errors.

Key words: Digital X-ray, TW Metod, Bony Age, Quality Control.

Agradecimentos

À CAPES pelo financiamento para o desenvolvimento do estudo.

À FAEPA pelo suporte financeiro com relação aos equipamentos.

*Ao Serviço de Radiologia do Centro de Ciências das Imagens do **HCFMRP** pelo apoio pessoal, experimental e suporte técnico prestado ao trabalho.*

*Ao orientador, professor doutor **Thomaz Ghilardi Netto** pelo auxílio na elaboração do trabalho.*

*À médica, doutora **Inês Tomita** pelos conhecimentos transmitidos.*

*Aos meus pais **Nilton Roberto Caetano** e **Therezinha Bizigatto Caetano** pelo incentivo às boas práticas e à cultura.*

*Ao meu filho **Matteo Dornelles Caetano** pela estima à vida.*

Aos meus irmãos, aos amigos, professores e a todos que direta e indiretamente participaram e incentivaram nesta importante conquista.

Índice

Resumo.....	I
Abstract.....	II
Capítulo 1: Introdução.....	1
1.1 Objetivos.....	3
Capítulo 2: Fundamentação teórica.....	4
2.1 Radiodiagnóstico.....	4
2.2 Produção de raios-X.....	5
2.3 Interação de raios-X com a matéria.....	8
2.4 Imagens digitais.....	10
2.5 Fotodetetores.....	10
2.6 Transistores de efeito de campo.....	12
2.7 Aplicações de transistores MOSFET.....	12
2.8 Processamento de dados.....	15
2.9 Características do método TW de leitura de idade óssea.....	16
2.10 Base matemática.....	18
Capítulo 3: Materiais e Métodos.....	19
3.1 Controle de qualidade dos equipamentos de raios-X.....	19
3.2 Fantasmas utilizados para avaliação do método.....	20
3.2.1 Definição da imagem (resolução espacial).....	22
3.2.2 Detalhes de alto contraste.....	23
3.2.3 Contraste da imagem.....	23
3.2.4 Limiar de baixo contraste.....	25
3.2.5 Detalhes lineares de baixo contraste.....	25
3.2.6 Massas tumorais.....	26

3.3 Sensitometria de tempo escalonado.....	26
3.4 Sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas.....	27
3.5 Método Tanner-Whitehouse.....	29
3.5.1 Classificação da técnica radiográfica.....	29
3.6 Programa computacional.....	30
 Capítulo 4: Resultados e Discussões.....	 34
4.1 Controle de qualidade.....	34
4.2 Otimização das imagens radiográficas.....	35
4.3 Digitalização de imagens.....	37
4.4 Fantoma de mama.....	39
4.4.1 Contraste da imagem.....	40
4.5 Recursos do sistema óptico-digitalizador.....	41
4.6 Comparação entre os métodos TW e GP.....	43
4.7 Laudo do programa computacional.....	47
 Capítulo 5: Conclusões.....	 48
 Referências.....	 50

Índice de Figuras:

Figura 2.1) Esquema da disposição dos componentes de um equipamento de raios-X.....	9
Figura 2.2) Símbolos dos transistores MOSFET.....	13
Figura 2.3) Sistema eletrônico de formação de imagem digital.....	14
Figura 2.4) Nomenclatura dos ossos da mão e do punho e das direções.....	16
Figura 2.5) Nomenclatura das regiões dos ossos envolvidos no método TW.....	17
Figura 3.1) Fantoma antropomórfico utilizado no controle de qualidade de imagens radiográficas.....	20
Figura 3.2) Características técnicas dos artefatos de imagem do Phantom mama [®]	21
Figura 3.3) Programa FigGrab (esquerda) lendo a imagem produzida pelo sensitômetro de 21 passos (direita). O gráfico obtido gera a curva sensitométrica do sistema de varredura utilizado para a digitalização.....	24
Figura 3.4) Ilustração do sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas, onde A indica a câmera CCD e o sistema óptico; B indica o negatoscópio e; C a haste flexível.....	27
Figura 3.5) Tela principal do programa computacional, indicando os ossos envolvidos na leitura de idade óssea.....	30
Figura 3.6) Seção do programa semelhante ao Atlas, contendo as imagens dos estágios de maturidade esquelética do osso em análise, seguida dos textos explicativos. A lacuna circular localizada ao lado esquerdo das figuras, destinada-se a seleção do estágio.....	31
Figura 3.7) Base de entrada de dados para gerar os resultados da leitura de idade óssea.....	32
Figura 4.1) Imagens obtidas com as técnicas i e ii respectivamente. A comparação mostra que a técnica obtida pelo método produz uma imagem de maior qualidade, além de menor dose.....	36
Figura 4.2) Imagem de fantoma de mama digitalizado pelo sistema desenvolvido e pelo sistema de varredura de transmissão do HCFMRP para análise da qualidade das imagens.....	38
Figura 4.3) Ajuste linear dos pontos da região central das curvas de calibração, obtidas através da imagem digitalizada do filme, pelos sistemas SODPAIR e Vidar; e pela leitura da fita de calibração.....	40

Figura 4.4) Imagem da grade de maior resolução do fantoma de mama, digitalizada pelo SODPAIR. Na seqüência, a visualização com foco de uma polegada quadrada e da maior aproximação possível, 80 μ m de resolução.....41

Figura 4.5) Aproximações das imagens de mão e punho, bem como, em imagens de mamografia, evidenciando a visualização de detalhes importantes para o diagnóstico.....42

Figura 4.6) Imagens analisadas em leituras de idade óssea pelos métodos GP e TW.....46

Figura 4.7) Amostragem dos resultados obtidos pelo programa computacional desenvolvido para auxiliar na leitura de idade óssea.....47

Índice de Tabelas:

Tabela 4.1) Comparação dos parâmetros e da dose de radiação entre as técnicas (i) utilizada no serviço de radiodiagnóstico do HCFMRP e (ii) técnica encontrada no estudo como a mais indicada.....35

Tabela 4.2) Quantificação dos detalhes das imagens digitalizadas para comparação com os limites de controle de qualidade.....39

Tabela 4.3) Comparação entre a idade cronológica e as respectivas leituras de idade óssea pelo método GP e pelo método TW.....44

Capítulo 1:

Introdução

Na rotina diária em ambulatórios de pediatria, bem como, em serviços especializados em ortodontia, é de fundamental importância a leitura de idade óssea do paciente para complementar as informações necessárias para produção de um diagnóstico. Em caso de resultados indicando desvios da normalidade, além do aceitável, novas leituras de idade óssea devem ser feitas no decorrer dos meses, para acompanhar o desenvolvimento do paciente, seguindo os critérios demonstrados por resultados experimentais apresentados na literatura [1]. A taxa de crescimento, o ganho de peso e as informações sobre as idades ósseas no espaço de tempo de acompanhamento do paciente produzem o diagnóstico sobre a maturidade esquelética e a estimativa de sua altura, o qual, permite que o médico tome a conduta de tratamento adequado para ajustar o crescimento do paciente [2].

Existem diversos métodos que são utilizados pelos especialistas para atender as necessidades das rotinas hospitalares. Dentre os métodos de leitura de idade óssea o mais eficaz é o proposto por *Tanner-Whitehouse (TW)*, o qual, permite alcançar resultados aproximadamente cinco vezes mais precisos que os outros métodos utilizados pela maioria dos ambulatórios que dependem deste tipo de informação [3].

Atualmente, especialistas do ambulatório de pediatria do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto *HCFMRP* utilizam o método proposto por *Greulich-Pyle (GP)* [4]. Considerando que a aplicação do método visa diagnosticar anormalidades quanto ao crescimento, através de detalhes contidos em imagens radiográficas de mão e punho, há necessidade de otimizar as imagens obtidas de estruturas ósseas. Desta forma, a precisão do método depende não só da qualidade da imagem, mas também da reprodutibilidade de seus processos para que possa ser comparada no estágio de maturidade óssea, bem como, com as imagens padronizadas em *Atlas* de referência. Outro ponto básico que deve ser levado em conta é a dose de radiação nos pacientes, principalmente pelo fato dos diagnósticos realizados, por esta especialidade, envolverem pacientes jovens em fase de desenvolvimento corporal e ainda considerar que células jovens são mais vulneráveis aos efeitos nocivos causados pelas radiações ionizantes [5, 6].

Desta forma há necessidade de se obter imagens de alta qualidade para atender as exigências anteriormente expostas. Assim sendo, antes do início dos procedimentos para a aplicação de qualquer diagnóstico com uma certa metodologia, devem-se realizar testes de controle de qualidade nos equipamentos, bem como no sistema de processamento de imagens e demais dispositivos envolvidos na produção de imagens radiográficas, atendendo os preceitos de proteção radiológica que exigem a garantia da qualidade de imagens com a mínima dose possível [7, 8, 9].

Portanto, será utilizado um sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas, convenientemente adaptado para otimizar a visibilização dos detalhes da radiografia. Assim, utilizando uma interface de captura digital, poderá se obter a imagem para ser processada pelo sistema computacional de leitura de idade óssea. O referido sistema é constituído por uma câmera digital, um dispositivo óptico, com foco e zoom variáveis, conectado a um computador com placa de captura. O sistema permite ampliar as microestruturas, com isso, possibilita alcançar um ganho de resolução antes da digitalização, que fornece as imagens em tempo real na tela do computador [10].

A versatilidade do sistema óptico possibilita focalizar e enquadrar a região a ser diagnosticada e também ajustar o contraste e brilho na tela, bem como, armazenar as imagens para futuras comparações. Portanto, fica a critério do médico, a incumbência de selecionar e focalizar os pontos de interesse na radiografia, assim como, controlar os processos na leitura com maior precisão e praticidade.

1.1 Objetivos

Visando dinamizar o processo de leitura de idade óssea, seguindo a especificidade do método *TW*, apresentado no *capítulo 2*, propõe-se uma metodologia mais adequada, assistida por programas computacionais, para interpretar e auxiliar o processamento da demanda de informações [11], conforme descrito no *capítulo 3*. Com este objetivo, pretende-se desenvolver um programa computacional com a finalidade de otimizar os diagnósticos no ambulatório de pediatria. A fim de facilitar a análise, o referido programa possibilitará a amostragem da imagem radiográfica, otimizada e obtida com baixa dose, a qual é captada através de uma câmera digital contida no sistema óptico-digitalizador adaptado, disponibilizando o armazenamento e automaticamente o cálculo da idade óssea após a leitura, assim, gerando uma página de laudo médico. Os resultados obtidos sobre a implementação do método *TW* e dos equipamentos são interpretados e discutidos no *capítulo 4*, bem como, as previsões para trabalhos futuros.

Capítulo 2:

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Radiodiagnóstico

A produção de Raios-X, bem como a exposição para formação da imagem radiográfica e os detalhes envolvidos, são bem conhecidos e aplicados em radiodiagnóstico. Materiais como simuladores de tecidos biológicos e métodos como o de sensitometria de tempo escalonado são utilizados visando obter a técnica radiográfica com menor dose de radiação e melhor contraste. A abordagem sobre qualidade da imagem, contraste, padronização de técnicas radiográficas para determinadas regiões do corpo, os quais, servem de base para este trabalho, foram amplamente enfatizados em estudos anteriores [12, 13]. Os princípios para obtenção de imagens radiográficas são mostrados a seguir.

2.2 Produção de raios-X.

Raios-X fazem parte de um grupo de radiação conhecida como radiação eletromagnética, da qual, a luz é a forma mais conhecida. Raios-X são produzidos pela conversão de energia quando elétrons de alta velocidade interagem com o átomo do ânodo. Logo após a descoberta, visando melhorar a sua eficiência, foi construindo um tubo de raios-X. Os primeiros tubos de raios-X possuíam correntes muito baixas, distancias alvo-filme muito longas e conseqüentemente, era necessário à utilização de tempos de exposições muito longos.

Os principais componentes de uma moderna unidade raios-X são: um filamento como fonte de elétrons; um espaço com vácuo adequado para que os elétrons atinjam altas velocidades; um alvo, ou ânodo, no qual os elétrons possam interagir para produzir raios-X; um alto potencial passivo para acelerar os elétrons. É importante ressaltar que em um tubo de raios-X o número de elétrons acelerado em direção ao ânodo, depende da temperatura do filamento, e a energia máxima de cada fóton do feixe de raios-X produzido, é fixada pela voltagem de aceleração. Na maioria dos tubos de raios-X modernos, o cátodo é feito de um fio de tungstênio bobinado.

Por outro lado, a intensidade do feixe de raios-X produzida, quando os elétrons interagem com o ânodo, é altamente dependente do tipo de material de que é feito o ânodo. Geralmente, quanto maior for o número atômico do alvo, maior será a eficiência de produção dos raios-X. Outra característica importante é a de que o seu ponto de fusão do deve ser alto, pois na produção de raios-X, aproximadamente 99% da energia cinética dos elétrons é dissipada em calor. Desta forma, o material mais utilizado na fabricação dos anodos é o tungstênio, cujo número atômico é 74.

A maioria dos tubos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico contém dois filamentos, um maior do que o outro. Os dois filamentos são montados lado a lado na capa focalizadora. Em tubos de dois filamentos, o menor faz com que os elétrons atinjam apenas uma pequena região da “secção de choque” no ânodo, e com isto se diz que os fótons de raios-X emergem de um ponto focal pequeno ou “fino”. Em geral, os filamentos menores são utilizados quando há necessidade de imagens de “melhor qualidade”. Entretanto, o filamento menor pode fornecer um número limitado de elétrons e seu uso fica restrito às pequenas correntes de tubo. Quando há necessidade de correntes de tubo mais altas e tempos de exposições mais curtos deve ser utilizado o filamento maior, ainda que estes forneçam pontos focais maiores. O filamento utilizado é freqüentemente determinado automaticamente pela corrente de tubo selecionada. Em 1918, foi encontrada uma forma para aumentar a área sobre o alvo atingida pelos elétrons para evitar o superaquecimento. Esta técnica chamada de *principio de linha focal*.

Outro fato importante nos projetos para impedir o superaquecimento de ânodos foi o desenvolvimento, por *Bouwers* em 1930, do ânodo giratório. A habilidade do tubo de raios-X alcançar altas emissões de raios-X é limitada pelo calor gerado no ânodo. Assim, o propósito do ânodo giratório é de dispersar o calor produzido durante uma exposição sobre uma extensa área do ânodo.

O tamanho e forma do ponto focal são determinados pelo tamanho e forma do feixe de elétrons quando estes atingem o ânodo. Esta forma é determinada pela dimensão da espiral do filamento de tungstênio, formato de capa focalizadora, e pela posição do filamento na mesma. Devido à angulação do alvo, o ponto focal projetado é menor do que a área atingida pelos elétrons no ânodo. O ângulo do ânodo depende da finalidade, e varia entre 6 à 20 *graus*. Tais ângulos permitem a utilização de maiores áreas do alvo para o bombardeamento, portanto maior dissipação de calor, e ainda alcança um pequeno tamanho de ponto focal aparente.

Convém salientar também, o efeito anódico responsável pela não uniformidade da intensidade do feixe de raios-X que deixa o tubo de raios-X. Esta intensidade depende do ângulo, no qual, os raios são emitidos do ponto focal. Os elétrons penetram uma certa espessura na superfície do ânodo e os fótons de raios-X são liberados a uma certa profundidade. Os fótons emergindo a ângulos extremamente pequenos em relação à superfície do ânodo, sofre uma maior atenuação, por percorrer uma maior trajetória no material do ânodo. Devido a maior filtragem, a distribuição espectral desta radiação apresenta uma menor intensidade e uma maior energia efetiva do que a radiação que emerge a ângulos maiores.

Raios-X são gerados através de dois diferentes processos quando os elétrons, a alta velocidade, perdem energia no alvo do tubo de raios-X. Um destes processos envolve a interação dos elétrons com o núcleo do átomo de tungstênio, ou seja, quando um elétron passa nas proximidades do núcleo, a carga positiva do núcleo age sobre a carga negativa do elétron. O elétron é atraído para o núcleo e com isto é “acelerado”. Assim, o elétron perde energia e é retardado quando varia de direção. A energia cinética perdida pelo elétron é emitida diretamente na forma de um fóton de radiação. A radiação produzida desta forma é denominada "bremsstrahlung" que significa radiação de freamento.

Esta radiação é também denominada de radiação branca pelo fato de ser análoga à luz branca; O outro processo resulta quando elétrons em alta velocidade bombardeiam o alvo. Isto é, a remoção de um elétron de um átomo de tungstênio que faz com que o átomo tenha um excesso de carga positiva, e assim, o átomo torna-se um íon positivo. No processo para retornar ao seu estado normal, o átomo ionizado de tungstênio emite radiação com comprimento de onda dentro da faixa de raios-X. Raios-X produzidos desta forma são chamados raios-X característicos, pelo fato de que o comprimento de onda dos raios-X produzidos é uma característica do átomo ionizado.

2.3 Interação entre raios-X com a matéria.

O maior trunfo dos raios-X, em termos de diagnóstico, está no fato de não ser igualmente absorvido por todos os órgãos. Materiais contendo elementos mais pesados, caso do osso, são mais absorventes do que materiais contendo elementos mais leves, caso da gordura ou músculo.

Na interação de raios-X com a matéria, muitas vezes os fótons são absorvidos, enquanto outras vezes eles são meramente espalhados. Quando os fótons são absorvidos, eles são completamente removidos do feixe de raios-X e assim, deixam de existir. Ao passo que, quando são espalhados, eles são defletidos aleatoriamente e com isto, não levam nenhuma informação útil.

Desta forma, na faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico duas formas de interação são básicas, ou seja, o *efeito fotoelétrico* e o *espalhamento Compton*.

No *efeito fotoelétrico* a energia do fóton incidente é utilizada para romper a ligação do elétron em sua camada de energia e o excesso é transformado em energia cinética do elétron. O qual é imediatamente absorvido, pois partículas carregadas têm pouco poder de penetração. Quando uma lacuna da camada é preenchida por um elétron de outra camada do mesmo átomo, este permanece como um íon positivo. Portanto, o produto final de um efeito fotoelétrico será sempre radiação característica, um íon negativo e um íon positivo.

O *efeito Compton* é o principal responsável por quase toda radiação espalhada encontrada, em radiodiagnóstico. Um fóton incidente com uma energia relativamente alta atinge um “elétron livre” da última camada. O fóton é defletido pelo elétron, desviando de sua trajetória original e transformando-se em uma radiação espalhada. O fóton sempre retém parte de sua energia original.

O número de interações diminui com o crescimento da energia do fóton, tal que a probabilidade de um fóton de mais alta energia atravessar o corpo humano é maior do que um fóton de energia baixa. Este é o princípio da formação de imagens radiográficas, pois os fótons que atravessam o corpo, chegando ao filme, sensibilizam a emulsão, onde ocorre uma reação química. O material que é o produto desta reação escurece quando entra em contato com o revelador. Assim, o contraste da imagem permite a visibilização das diferentes estruturas do corpo [14].

Os três parâmetros que influem diretamente na radiação espalhada são: aumentos do campo de radiação, da energia da radiação e espessura do paciente.

TUBO DE RAIO-X

COLIMADOR

OBJETO

GRADE

FILME

Figura 2.1) Esquema da disposição dos componentes de um equipamento de raios-X.

2.4 Imagens digitais

Nos últimos anos, o avanço científico e tecnológico tem sido marcante na radiologia, onde as imagens são visualizadas utilizando computadores, não sendo necessário o uso de filme radiográfico.

Existem dois métodos que resultam em uma imagem processada por um computador: a radiografia digitalizada e a radiografia digital. A primeira inicia com uma radiografia, onde a imagem é capturada com uma câmara de vídeo ou *scanner* e uma imagem radiográfica análoga a imagem do filme é formada convertendo-se em uma imagem digital. A radiografia digital é referente a uma radiografia produzida utilizando-se uma placa de imagem acoplada ao equipamento de raios-X [15], substituindo assim, o filme radiográfico. O produto final de ambos os métodos de formação de imagem se baseia em informações eletrônicas, as quais, são decodificadas com o uso de computadores [16].

Os computadores utilizam o chamado sistema binário, com dois números *1* ou *0*, onde essas unidades informativas são chamadas de *bits*. Aos interruptores de duas posições, na montagem, podem ser acrescentados mais interruptores, segundo a necessidade e assim formar várias posições sequenciadas, por exemplo $2^8 = 256$ posições. A reprodução das imagens é formada por uma matriz, modulada por duas linhas e duas colunas, chamados de *pixel* [17].

2.5 Fotodetetores

Fotodetetores são dispositivos que convertem luz em um sinal elétrico, cujos fotodiodos são constituídos por materiais semicondutores. Neste dispositivo, o mecanismo fundamental de conversão de luz em corrente elétrica é a geração de pares de elétron-buraco por absorção de fótons nas regiões de depleção de uma junção *p-n*. Os elétrons e os buracos são acelerados em sentidos opostos pelo campo elétrico de junção. A fotocorrente é produzida sem a necessidade de aplicação de tensão externa. Este processo provoca uma diminuição na intensidade da luz à medida que esta penetra no material.

Sendo α o coeficiente de absorção do material, na frequência da luz, a variação da intensidade ao longo da direção x de penetração é dada por,

$$I(x) = I_0 e^{-\alpha x} \quad (2.1)$$

onde I_0 é a intensidade na superfície. É preciso que a espessura x do material seja muito maior que α^{-1} para assegurar que os fótons incidentes tenham maior probabilidade de serem absorvidos, pois a intensidade da radiação decai exponencialmente com a distância. Os materiais *Si* e *GaAs* são utilizados mais frequentemente, pois possuem $\alpha \sim 10^6 \text{ m}^{-1}$ na faixa de operação do dispositivo, isso assegura a absorção de quase a totalidade dos fótons em uma distância da superfície de apenas alguns *microns*. Os melhores materiais para fotodetecção na região visível são *Si* e *GaAs* [18].

O efeito da radiação luminosa contribui com uma parcela negativa para a corrente, independente de V , a qual aumenta com a intensidade de luz de maneira proporcional. Para fazer o fotodiodo atuar como fotodetector, aplica-se uma tensão externa reversa que faz a junção operar de modo que a corrente seja aproximadamente a diferença entre a corrente de saturação reversa e a corrente na junção, $I \sim I_s - I_L$. Além da linearidade de sua resposta, o fotodiodo detector de radiação luminosa tem outras vantagens como: rapidez de resposta, melhor estabilidade e maior faixa dinâmica de operação, também pode ser montado em circuitos simples, formados apenas por uma relativamente pequena resistência de carga.

Para pequenas potências de luz a corrente será baixa, de modo que se a resistência na junção R_L for pequena, $V = R_L I \ll V_{ca}$. Neste caso o ponto de operação está próximo ao ponto crítico de corrente I_{cc} , $V = 0$, fazendo com que a corrente seja proporcional à potência incidente.

O fototransistor é um dispositivo fotodetector no qual a junção emissor-base pode ser iluminada de modo a gerar pares de elétron-buraco. Isto resulta em uma corrente de emissor que varia com a intensidade da luz, permitindo a detecção da luz com ganho de corrente.

2.6 Transistores de efeito de campo

Os transistores de efeito de campo, *FET* (*field effect transistor*), são dispositivos de três terminais amplamente utilizados para amplificação e chaveamento. O sinal de saída é controlado por uma tensão de entrada. O sinal de saída é controlado através dos portadores majoritários em movimento, os quais movem-se de um terminal denominado *fonte* para outro, denominado *dreno*, através de uma região uniforme do semicondutor, denominada *canal*. Um campo criado pela tensão aplicada entre um terceiro terminal, denominado *porta* e a *fonte* controlam o movimento dos portadores no *canal*. Por esta razão recebe o nome de *transistor de efeito de campo*.

Existem dois tipos principais de transistores de efeito de campo: o de *junção* e o de *porta isolada*. Nos transistores de efeito de campos com porta isolada, o terminal metálico da porta é isolado do semicondutor por uma camada isolante. Nos casos mais comuns o isolante é um óxido do próprio semicondutor, como o SiO_2 no caso do silício. Neste caso o transistor é chamado de *metal-óxido-semicondutor*, *MOS*. Uma das características do transistor é a alta impedância de entrada, uma vez que a tensão de controle é aplicada à junção polarizada reversamente ou através de um isolante.

Neste transistor o controle da corrente no canal é feito por meio do campo em um capacitor. Formado pelo contato metálico da porta e pelo semicondutor do canal, assim sendo, estão separados por uma camada de isolante. No caso mais comum o isolante é o óxido de silício, SiO_2 , chamado *MOSFET* [19].

2.7 Aplicações de transistores *MOSFET*

Os símbolos de circuito dos transistores *MOSFET* de canal *n* e de canal *p* estão mostrados na *figura 2.2*. O quarto terminal corresponde ao substrato. Como o semicondutor do substrato forma diodos de junção com a fonte e o dreno, ele deve ser mantido em um potencial que faz as junções não conduzirem. Em geral, é ligado à fonte no *MOSFET* de canal *n* e ao dreno no de canal *p*.

Figura 2.2) Símbolos dos transistores *MOSFET*.

A principal característica dos transistores *MOSFET* é o isolamento elétrico da porta. Sua impedância de entrada é da ordem de $10^{14} \Omega$ e independe do sentido da tensão na porta. A grande vantagem dos transistores *MOSFET* está no processo de fabricação que requer um reduzido número de etapas. Portanto, a fabricação em larga escala reduz a dimensão dos transistores a ordem de $1 \mu m$, sendo interconectados por meio de contatos de alumínio na superfície, formando circuitos integrados de alta integração, os quais reduzem drasticamente o consumo de potência com o emprego de pares de transistores quando são interligados canais *n* e *p*. Esta tecnologia, chamada de *CMOS*, possibilita a fabricação de relógios, calculadoras e computadores de baixo consumo. Um circuito *CMOS* pode ser construído de maneira a dissipar potência inferior a $10 nW$.

As propriedades peculiares dos transistores e capacitores *MOS* também são utilizadas para a construção de vários tipos de dispositivos que transferem ou armazenam informação digital. Um desses dispositivos é o de acoplamento de carga, chamado *CCD* (*do inglês charge coupled-device*), o qual é formado por uma série de capacitores *MOS* no mesmo substrato semiconductor. Quando um pulso de tensão é aplicado em um capacitor, com amplitude suficiente para produzir inversão, ele cria um pacote de cargas que fica armazenado no capacitor durante um certo tempo.

A presença de um pacote de cargas em um capacitor representa o dígito *binário 1*, enquanto que a ausência representa *0*. a aplicação de um pulso de tensão em um capacitor vizinho, produz um poço de potencial, para o qual o pacote de cargas é transferido através do semiconductor. Desta forma, é possível deslocar o dígito *1* ao longo da série de capacitores. Os dispositivos *CCD* são utilizados para fabricar registros de deslocamento para computadores.

O pacote de cargas criado por um pulso de tensão em um capacitor *MOS*, tende a desaparecer depois de um certo tempo devido à geração térmica de portadores. O tempo de armazenagem é da ordem de alguns *milissegundos*. Este tempo é suficientemente longo para a operação dinâmica de um dispositivo *CCD* em um computador, cujo relógio trabalha com períodos inferiores a um *microsegundo*.

Atualmente, está amplamente difundido o uso de *câmeras de vídeo*, baseadas em dispositivos *CCD*, as quais, também podem ser usadas para digitalizar as imagens radiográficas. Trata-se de um cristal de sílica, que possui a estrutura de fotodetecção e memória que converte luz em impulsos eletrônicos, isto é, um dispositivo de contagem de fótons. Uma série de elementos sensíveis à luz, constituídos de *pixels* em forma de placa, quando expostos à radiação luminosa, como ilustra a *figura 2.3* transformam os fótons recebidos em elétrons, os quais, são contados e a reconstrução da informação produz a imagem digital. Os elétrons são atraídos por um eletrodo positivo que vai acumulando, até produzir uma descarga negativa, cuja magnitude é proporcional à intensidade da radiação fotônica recebida. Transforma os diferentes comprimentos de onda de um feixe luminoso em sinais elétricos.

Figura 2.3) Sistema eletrônico de formação de imagem digital.

Matrizes de *CCD* de uma e duas dimensões, são usadas em sistemas de varredura (*scanners*) para executar o primeiro estágio do processo de conversão de uma imagem em informação digital. A imagem é assim produzida como uma série de pacotes eletrônicos, exibindo-a em um vídeo ou um computador por meio de um conversor *Analógico-Digital*.

2.8 Processamento de dados

Dispositivos semicondutores substituem com vantagem os antigos tubos das câmeras de vídeo, sendo cerca de 100 vezes mais sensível que uma emulsão fotográfica. Quanto maior o número de *pixels*, melhor a qualidade e definição da imagem [20].

O tratamento dos dados obtidos a partir da captura de imagens é feito por processos matemáticos, a fim de se obter a reconstrução das imagens de modo digital. A base principal é a *Transformada de Fourier* [21, 22]. O armazenamento da imagem radiográfica digital é feito com a imagem original no banco de dados, podendo ser ajustadas com o auxílio de programas computacionais, destinados ao tratamento de imagens, comumente encontrados nos sistemas operacionais. Desta forma, ocupam pouca memória, ao redor de dezenas de *kbits*.

Existem métodos que melhoram o diagnóstico com auxílio de técnicas de manipulação da imagem digital. Isto possibilita a modificação da imagem digital, com a finalidade de obter-se maior informação para produzir diagnósticos exatos. A alteração da imagem radiográfica digitalizada pode ser necessária quando houver erros de técnica, aumento ou diminuição do tempo de exposição que prejudicam a interpretação. As imagens podem ser tratadas com auxílio de um programa computacional, melhorando o brilho, contraste e nitidez, entretanto, a má manipulação da imagem pode distorcer os detalhes, podendo gerar desvios em um diagnóstico.

2.9 Características do método TW de leitura de idade óssea.

Figura 2.4) Nomenclatura dos ossos da mão e do punho e das direções. Fonte: Atlas TW.

Na figura 2.4 são mostrados os ossos da mão, os quais estão relacionados na seguinte ordem: *radio, ulna, 1^o, 3^o e 5^o metacarpais; 1^a, 3^a e 5^a falanges proximais; 3^a e 5^a falanges mediais; 1^a, 3^a e 5^a falanges distais; capitate, hamate, triquetral, lunato, escafoide, trapézio e trapezóide.*

As imagens obtidas dos exames são comparadas com as duas imagens padronizadas pelo método, as quais são fornecidas pelo *Atlas*, como também, a um esquema ilustrativo de cada osso, referentes aos estágios de maturidade esquelética. Os textos explicativos são os principais recursos de verificação do estágio. Em alguns critérios são necessárias medidas do diâmetro de certos ossos para comparações com as dimensões da imagem da mão. A análise por comparação é feita utilizando os diagramas e as descrições, quando a maturidade esquelética da imagem é tão pequena que não se ajusta aos estágios padronizados, então, atribui-se o valor do estágio A.

A *figura 2.5* apresenta a nomenclatura das regiões dos ossos envolvidos no método TW. A união da cartilagem e da metáfise do osso refere à fusão. Para uma leve fusão é atribuído o estágio *H* e para fusão total o estágio *I*. Capeamento é a expansão da borda da epífise sobre a metáfise, essa característica também é usada para definir estágios de maturidade esquelética.

Figura 2.5) Nomenclatura das regiões dos ossos envolvidos no método TW.

As imagens padronizadas que são utilizadas apenas para meras comparações, tiveram suas dimensões diminuídas aproximadamente de um terço do tamanho original das radiografias. O conteúdo dos textos explicativos é que permite determinar, definitivamente, os estágios.

Em alguns estágios de maturidade existem dois ou até três critérios a serem verificados. Ocorrem variações individuais nas estruturas dos indivíduos, devido à genética e as influências do meio [23]. Se apenas um critério é selecionado, então este determina o estágio. Se dois critérios são dados, então ao menos o primeiro destes deve ser satisfeito para que o estágio seja atribuído. Se três critérios são dados, então os dois primeiros devem ser encontrados para que o estágio seja decidido. Para um critério ser analisado é necessário que o estágio anterior tenha se ajustado. Através da media aritmética de vários casos envolvendo a população negra americana, ariana européia e oriental japonesa, com idades cronológicas conhecidas, foi atribuída uma faixa de aceitação subdividida em porcentagens de casos. Aos estágios são atribuídos valores, a soma dos valores dos estágios encontrados em cada osso da mão e do punho é usada para comparar com um padrão, o qual relaciona-se com a idade óssea, também padronizada. Os valores são diferentes para “meninos” e “meninas”, mas os desvios das médias apresentam uma perfeita simetria. Para os casos de pacientes com valores de desvios absolutos maiores, que os estipulados pelo método, precisam de tratamentos específicos.

2.10 Base matemática

O sistema de valores do método *TW* em termos matemáticos considera o fator de importância biológico de cada osso na maturidade esquelética [24], tomando o valor de x_{ij} para todos os ossos i , todos os estágios j e o fator biológico w_i associado de maneira que a soma dos fatores seja igual a 1 (*um*). Então, se um paciente apresenta um determinado número de ossos, o valor relativo à maturidade é:

$$x = \sum_i (w_i x_{ij})_i \quad (2.2)$$

Os indivíduos são padronizados com base na soma das quantidades de ossos, variando de zero a cem. Os valores são distribuídos em uma matriz de forma quadrática para associar os valores aos ossos e aos estágios [25].

Capítulo 3:

Materiais e Métodos

3.1 Controle de qualidade dos equipamentos de raios-X

Para a garantia da qualidade em imagens radiográficas é fundamental que o equipamento de raios-X esteja em perfeitas condições de utilização. O equipamento usado para produzir imagens de extremidades para determinação de idade óssea no *HCFMRP* é da marca *Philips*, modelo *Super M 80-DLCP 42*, possuindo um gerador trifásico. Antes da implantação dos métodos que serão discutidos neste trabalho foram realizados testes para a garantia de qualidade em radiodiagnostico no referido equipamento de raios-X [26].

3.2 Fantomas utilizados para avaliação do método

Para analisar a melhor técnica radiográfica para extremidades foi usado um fantoma antropomórfico. Trata-se de um fantoma constituído de ossos da mão e punho humano, do sexo masculino e em idade adulta. É um fantoma de imagem, com dimensões apropriadas para testes de controle de qualidade de imagem de extremidade. As espessuras dos materiais utilizados para envolver os ossos são equivalentes às dimensões das estruturas das extremidades do corpo [27].

Figura 3.1) *Fantoma antropomórfico utilizado no controle de qualidade de imagens radiográficas.*

Para realização dos testes de aceitação e calibração do sistema óptico-digitalizador de imagens e de mamógrafos foi utilizado um fantoma de mama “*Phanton mama[®]*” especificamente desenvolvido para testes de aceitação de mamógrafos, seguindo as especificações da portaria 453 do Ministério da Saúde, Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.

Figura 3.2) Características técnicas dos artefatos de imagem do Phantom mama®.

É um corpo de acrílico de dimensões $50 \times 120 \times 160 \text{ mm}^3$ contendo uma placa de cera de dimensões de $10 \times 70 \times 140 \text{ mm}^3$ na qual estão inseridos os objetos descritos a seguir.

- Grades metálicas para medida da definição.
- Calotas esféricas de nylon que simulam massas tumorais.
- Microcalcificações de óxido de alumínio.
- Discos de poliéster que produzem uma escala de densidades óticas de baixo contraste.
- Fibras de nylon que simulam extensões de tecido fibroso.
- Orifícios contendo ar e discos de polietileno que produzem uma escala de densidades óticas de alto contraste.

Os parâmetros de controle de qualidade da imagem que podem ser verificados com o simulador radiográfico de mama são os seguintes:

- Reprodutibilidade do controle automático de exposição.
- Estabilidade do rendimento do tubo de raios-X.
- Densidade ótica de referência.
- Definição de imagem (resolução espacial).
- Sensitometria (velocidade, contraste, base mais *fog*).
- Contraste da imagem.
- Limiar de alto e baixo contraste.
- Homogeneidade do campo de radiação.
- Artefatos de imagem.

A imagem do fantoma segue as especificações da formação da *imagem de referência*. Produzida com a utilização da *exposição de referência* no mamógrafo, com: 28kV, bandeja de compressão em contato com o fantoma, grade anti-difusora, distância foco-filme ajustada com a focalização da grade, câmara sensora na segunda posição mais próxima da parede torácica, controle automático de exposição ligado e o controle de densidade ótica na posição central. Os parâmetros envolvidos neste trabalho são especificados em seguida.

3.2.1 Definição da imagem (resolução espacial)

Um dos parâmetros que determina a qualidade da imagem é a definição do sistema. A sua medida pode ser efetuada radiografando o fantoma de mama com uma *exposição de referência*. Como no seu interior existem *quatro* grades metálicas com as definições aproximadas de 12, 8, 6, e 4 pares de linhas por milímetro (*p/mm*) é possível determinar a resolução espacial do sistema de produção da imagem mamográfica. A resolução espacial deve ser maior ou igual a 12pl/mm.

3.2.2 Detalhes de alto contraste

Um segundo aspecto relativo à definição do sistema de produção da imagem é a habilidade de visibilizar objetos de pequenas dimensões e alto contraste, tais como microcalcificações. O fantoma de mama possui cinco conjuntos de objetos de óxido de alumínio que simulam microcalcificações de diâmetros aproximados de 0,45; 0,35; 0,30; 0,25 e 0,18mm. A medida do limiar de alto contraste pode ser efetuada radiografando o fantoma de mama com uma *exposição de referência*. É necessário visibilizar até o conjunto de microcalcificações de 0,25mm e diâmetro.

3.2.3 Contraste da imagem

O contraste da imagem é afetado por diversos parâmetros, tais como: a tensão do tubo de raios-X, o contraste do filme, processamento, etc. esta medida constitui um método eficaz para detectar diversas falhas do sistema. Portanto, recomenda-se usar a escala de tons de cinza de alto contraste produzida pela exposição do fantoma de mama.

Efetua-se a *exposição de referência* e mede-se a densidade ótica em cada “degrau”. Traça-se um gráfico das leituras da densidade ótica em função dos degraus. A inclinação da parte reta do gráfico constitui uma medida do contraste de imagem. Obtém-se o *valor de referência* da inclinação da reta quando, na sensitometria, se constata que o processamento é o ideal, isto é: a curva característica do filme usado está de acordo com as especificações do fabricante [28].

Visando avaliar o contraste em imagens digitais, utiliza-se o *sensitômetro de vinte e um passos* a fim de produzir uma imagem mais precisa, pois o fantoma de mama utilizado disponibiliza seis degraus de densidade ótica *DO* para a avaliação do contraste da imagem. Entretanto, a imagem foi digitalizada com o sistema *Vidar*[®] e com o sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas, respectivamente.

A leitura da fita de calibração do *densitômetro* fornecida pelo fabricante foi analisada de maneira a gerar os pontos da *curva de referência* para a avaliação do contraste; o programa *FigGrab* foi utilizado para medir a intensidade de luz das imagens digitalizadas, a fim de se comparar o contraste das respectivas imagens com a referência e avaliar se satisfazem os limites exigidos [29].

Figura 3.3) Programa FigGrab (acima) lendo a imagem produzida pelo sensitômetro de 21 passos (abaixo). O gráfico obtido gera a curva sensitométrica do sistema de varredura utilizado para a digitalização.

O valor do contraste da imagem depende de toda a cadeia de formação da imagem, por isso, não são apresentados limites absolutos. Sugere-se uma variação inferior a $\pm 10\%$ do valor *referência de exposição*, com parâmetros indicados pela ANSI.

3.2.4 Limiar de baixo contraste

Esta medida deve proporcionar uma indicação do contraste mínimo detectável de objetos de baixo contraste e grandes diâmetros ($>5mm$). Em consequência, o fantoma de mama dispõe de oito objetos de baixo contraste incorporados em seu interior. Estes objetos produzem reduções de contraste quando o fantoma de mama é radiografado com uma *exposição de referência* da ordem de 5,5; 4,7; 4,0; 3,3; 2,6; 2,0; 1,3; 0,8% em relação ao *ponto de referência*. Sugerem-se 1,3% do contraste para objetos de 5mm de diâmetro.

3.2.5 Detalhes lineares de baixo contraste

O fantoma de mama possui seis objetos lineares de baixo contraste de 1,3mm de comprimento e diâmetros aproximados de 0,40; 0,60; 0,70; 0,80; 1,2 e 1,4mm que simulam extensões de tecido fibroso em tecido adiposo. Estes detalhes lineares de baixo contraste permitem a medida da sensibilidade do sistema de produção da imagem em registrar estruturas filamentosas no interior da mama. Esta medida pode ser efetuada radiografando o fantoma de mama com uma *exposição de referência*. É necessário visibilizar até a fibra de 0,70mm de diâmetro.

3.2.6 Massas tumorais

A capacidade de registrar a imagem de massas tumorais é uma medida bastante realística da qualidade da imagem. Para tal, o fantoma de mama dispõe de cinco calotas esféricas de nylon que simulam massas tumorais com as seguintes medidas de diâmetro e de altura: 1,0 / 0,8; 4,0 / 2,0; 5,5 / 2,0; 7,5 / 2,8 e 9,5 / 3,4mm. Quando o fantoma de mama é radiografado com uma *exposição de referência* estas calotas esféricas produzem uma série de imagens bastante similares às massas que ocorrem na mama. É necessário visibilizar até a calota de 4,0mm de diâmetro e 2,0mm de altura (4,0 / 2,0).

3.3 Sensitometria de tempo escalonado

A relação entre a exposição e a densidade ótica gera uma curva característica, a qual permite a análise de informações fornecidas pelo filme. O método de sensitometria de tempo escalonado permite a obtenção da curva característica [30].

Visando calcular o gradiente médio e determinar a melhor técnica radiográfica para imagens de extremidade foram realizadas medidas variando os parâmetros de exposição próximos aos do serviço de Radiodiagnóstico do *HCFMRP*. O valor da densidade ótica deve ser aproximadamente 1(*um*) acima da base mais o *fog*, faixa em que o olho humano é mais sensível a pequenas variações [31].

Na aplicação deste método, para obter-se a variação das exposições de radiação, a *quilovoltagem*, a corrente e a distância são mantidas constantes durante as varias exposições realizadas no filme, variando somente o tempo de exposição, indicando em diferentes *mAs*, ou seja, alterando a carga do tubo.

3.4 Sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas

O sistema digitalizador de imagens radiográficas *SODPAIR*, ilustrado na *figura 3.4* consiste em um negatoscópio, uma câmera digital, um conjunto de lentes e um microcomputador. O negatoscópio é um modelo versátil de dimensões (70x50)cm, alimentado com tensão comum de rede, 110V e 60Hz.

Figura 3.4) Ilustração do sistema óptico-digitalizador de imagens radiográficas, onde **A** indica a câmera CCD e o sistema óptico; **B**, indica o negatoscópio e; **C** a haste flexível.

A câmera digital é do tipo *CCD*, igualmente alimentada, da marca *Sony* modelo *WAT 202B* de 25x25 mm, com 480 linhas de leitura, 1024x1024 pixel de 48 μm de dimensão [32].

O conjunto de lentes é montado em uma disposição para permitir o ajuste do foco para que a câmera tenha zoom variável, acoplada a um dispositivo óptico triplicador de aproximação. Forma-se assim, o sistema óptico desenvolvido para otimizar imagens radiográficas.

O referido sistema é conectado a um microcomputador convencional, configurado com uma placa de vídeo captura, modelo *BT 848 AKPF Vídeo Decoder*, que digitaliza as imagens. O programa *Video Capture Tools (VIDCAP 32)* da *Microsoft* permite o acesso às imagens digitais, as quais são utilizadas diretamente e em tempo real no programa para interpretação.

Na montagem do sistema óptico-digitalizador de imagens a câmera *CCD* está atrelada ao negatoscópio por meio de uma haste, que permite a sua movimentação em três graus de liberdade para o melhor posicioná-la, possibilitando com isso que o médico possa selecionar e focalizar os pontos de interesse na radiografia. A câmera é conectada ao computador, possibilitando assim, a manipulação das imagens adquiridas. Depois de obtidas, com o *SODPAIR*, as imagens são comparadas com as produzidas pelo sistema de varredura, *Vidar*[®] [33], de transmissão, específico para digitalização de imagens radiográficas, utilizado no Centro de Ciências das Imagens e Física Médica, com o intuito de verificar o potencial do sistema.

Visando melhorar a dinâmica dos processos matemáticos e medidas exigidas pelo método *TW* de leitura de idade óssea, foi desenvolvido um programa computacional que será apresentado no final deste capítulo.

3.5 Método Tanner-Whitehouse

3.5.1 Classificação da técnica radiográfica

O posicionamento correto da mão e do punho é de grande importância para a técnica radiográfica, pois os ossos podem apresentar aparências diferentes, podendo desta forma, comprometer o método. Para este estudo, a radiografia deve ser tratada quantitativamente. No método *TW*, a distância foco-filme deve ser exata. A radiografia da mão esquerda é usada, a qual deve ser produzida com a palma para baixo em contato com o chassi, carregado com um filme. O eixo do dedo médio deve estar alinhado com o antebraço e ambos posicionados em um plano horizontal. Os dedos não devem se tocar; o polegar deve ser mantido na posição natural, formando um ângulo de aproximadamente *30 graus* com o primeiro dedo.

A fim de se evitar erros na leitura é conveniente utilizar a técnica descrita em seguida, pois o mau posicionamento da mão prejudica a obtenção das imagens. Os dedos devem apontar para cima e o polegar para o lado direito, fazendo com que, o lado esquerdo esteja na direção *medial*, o lado direito na *lateral*, o superior na *distal* e o inferior na *proximal*. Considerando que a imagem é apresentada em duas dimensões e as estruturas do objeto em três dimensões, a superfície da palma da mão é tomada como referência. Nas imagens radiográficas ocorrem diversas superposições de ossos, as quais são facilmente verificadas, pois formam imagens mais claras. A palma da mão deve pressionar levemente o chassi. As radiografias de crianças devem ser realizadas quando estiverem com o braço imobilizado, na posição, a fim de evitar erros. O centro do campo de raios-X deve ser ajustado no início do dedo médio e a distância foco-filme deve ser de *1m*. Os dedos da mão e o punho devem estar entre o campo de radiação e o limite do filme ou superfície do chassi.

3.6 Programa computacional

Com a finalidade de otimizar o método utilizado no ambulatório de pediatria foi desenvolvido um programa de computacional que permite mostrar a imagem captada pela câmera. A fim de facilitar a análise, o referido programa disponibiliza o armazenamento da imagem após ser visibilizada e indica as direções: *medial*, *lateral*, *proximal*, e *distal* da mão, conforme mostra a *figura 3.5*. Na tela, são mostrados os esquemas e as imagens dos estágios padronizados de maturidade esquelética de determinadas regiões da mão, contidas em um banco de dados digitalizado diretamente do *Atlas*.

Figura 3.5) Tela principal do programa computacional, indicando os ossos envolvidos na leitura de idade óssea.

Figura 3.6) Seção do programa semelhante ao Atlas, contendo as imagens dos estágios de maturidade esquelética do osso em análise, seguida dos textos explicativos. A lacuna circular localizada ao lado esquerdo das figuras, destinada-se a seleção do estágio.

O objetivo principal do sistema computacional é manter um banco de dados constituído de “seções” de estrutura óssea, as quais são padronizadas e ordenadas para servirem de referência na avaliação da idade óssea. Portanto, uma vez selecionado o estágio em que se encontra a imagem radiográfica os valores relacionados a estes podem ser automaticamente tratados e comparados com o padrão para obter-se a idade óssea do paciente, a qual não sofre qualquer tipo de alteração por estar sendo lida através do programa.

Para determinar alguns estágios é necessário o uso de medidas qualitativas em simples comparações, para isso, o programa oferece figuras com graduação nas direções horizontal e vertical. Há apenas uma exceção, uma medida quantitativa da separação entre dois ossos, cujo critério de um estágio requer a dimensão de *um milímetro*. Neste caso, pode-se usar a legenda da radiografia, cujas letras mantém o mesmo tamanho, para criar uma referência, pois são gravadas com luz, sempre na mesma escala. Desta forma, se uma letra da legenda tem sempre a mesma dimensão, então, pode-se estipular um caractere de *1mm* que acompanhe proporcionalmente as variações de escala. Os estágios selecionados têm os respectivos valores somados. Ao término da análise, os resultados podem ser interpolados de acordo com as características dos indivíduos. A partir dos valores relacionados será possível explicitar-se a idade óssea do paciente. A *figura 3.7* ilustra a janela contida no programa que disponibiliza lacunas para preenchimento com informações a respeito do paciente com a finalidade de auxiliar na identificação e para servir de base para os cálculos da idade óssea.

Sexo: Masculino ▼	Registro do Paciente:	<input type="text"/>
	Nome:	<input type="text"/>
	Sobrenome:	<input type="text"/>
	Idade:	<input type="text"/> Anos, <input type="text"/> Meses
	Peso:	<input type="text"/> kg
	Altura:	<input type="text"/> cm
	Data do Raio-X:	<input type="text"/>

IDADE ÓSSEA

Figura 3.7) Base de entrada de dados para gerar os resultados da leitura de idade óssea.

A idade cronológica e a idade óssea obtida são comparadas entre si. Seguindo um padrão contido no *Atlas*, o qual, permite avaliar a situação do paciente em relação à média da população envolvida em sua confecção. O sistema analisa o resultado e após comparar os limites de aceitação, apresenta as condições do paciente. Deste modo, gera um diagnóstico mais rápido e preciso, que permite ao médico tomar a conduta com maior segurança.

Capítulo 4:

Resultados e Discussões

4.1 Controle de qualidade

Antes da implementação do método de sensitometria de tempo escalonado foram aplicados testes de controle de qualidade de rotina, no equipamento selecionado para a realização da pesquisa, visando avaliar a conformidade dos parâmetros envolvidos na produção das imagens radiográficas com os limites exigidos pela portaria 453 do Ministério da Saúde. Desta maneira, os resultados foram satisfatórios, dispensando qualquer tipo de manutenção no equipamento.

4.2 Otimização das imagens radiográficas

O método de sensitometria de tempo escalonado foi implementado para encontrar a melhor técnica radiográfica para imagens de extremidades, baseando-se no maior ganho na relação entre dose e qualidade de imagem. Assim, pode-se padronizar as técnicas radiográficas com os parâmetros utilizados na metodologia apresentada.

Estudos realizados para melhorar a qualidade das imagens radiográficas têm obtido excelentes resultados. Através dos quais é possível produzir imagens que contenham as informações necessárias para gerar diagnósticos seguros, com doses de radiação menores, preservando a integridade dos pacientes. A técnica utilizada pelo serviço de radiodiagnóstico do *HCFMRP* foi comparada com a técnica otimizada como a mais indicada para formação de imagens de mão [34], descritas na *tabela 4.1*. Considerando, os resultados para um equipamento de gerador trifásico, distância foco-filme de *um metro*.

Técnica	KV	mA	mAs	mR	DO	Dose (μGy)
<i>i</i>	45	50	2,5	1,03	1,33	$6,0 \pm 0,2$
<i>ii</i>	45	50	2,0	0,82	1,17	$5,0 \pm 0,2$

Tabela 4.1) Comparação dos parâmetros e da dose de radiação entre as técnicas (i) utilizada no serviço de radiodiagnóstico do *HCFMRP* e (ii) técnica encontrada no estudo como a mais indicada.

As técnicas radiográficas descritas acima foram usadas para se obter imagens do fantoma antropomórfico de mão e punho. Ambas apresentaram boa qualidade. Há uma pequena, mas ainda sensível diferença nas imagens. Entretanto, a primeira imagem se mostra mais pobre em informação que a segunda, a qual carrega maior nitidez nos detalhes.

Figura 4.1) *Imagens obtidas com as técnicas (i) e (ii) respectivamente. A comparação mostra que a técnica obtida pelo método produz uma imagem de maior qualidade, além de menor dose.*

A *tabela 4.1* mostra que há uma redução de 20% na dose de radiação exposta, mantendo a qualidade da imagem. Após a otimização do sistema e comparação, foi iniciada a implementação da nova técnica, pois demonstram que a imagem produzida permite a visualização dos detalhes nas estruturas ósseas da mão e do punho.

Embora, o trabalho realizado tenha obtido uma ótima redução na dose de radiação é importante continuar o estudo com fantasmas simuladores adaptados a pacientes mais jovens. O fato da maturidade esquelética do fantoma utilizado ser muito alta, cujos ossos são de um indivíduo adulto, permite estimar uma técnica de dose ainda menor que pode ser usada para produzir imagens destinadas à leitura de idade óssea, pois na maioria dos casos os pacientes são jovens, com os ossos em processo de crescimento e formação [35]. Fantasmas de mão com ossos em desenvolvimento ajudariam a obter uma técnica mais adequada para imagens de paciente mais jovens, seguindo o método apresentado [36].

A qualidade das imagens digitalizadas depende das imagens radiográficas, como era de se esperar. Portanto, as comparações podem ser feitas através das imagens na tela do computador, as quais propiciam melhor visualização quando formadas com o sistema apresentado neste trabalho e seguindo o processo de avaliação dos radiologistas do serviço de radiodiagnóstico do *HCFMRP* que será discutido a seguir.

4.3 Digitalização de imagens

Visando avaliar o potencial do método foram digitalizadas imagens do simulador de mama, com detalhes realísticos, discutido na metodologia, utilizando o sistema de varredura *Vidar* e o sistema *SODPAIR*, avaliado neste trabalho. Considerando que as imagens para comparação são de 8 bits no formato *JPEG*, pois o sistema de varredura permite digitalizar imagens de 12 bits, as quais carregam mais informações superiores, porém ocupam maior memória e exigem programas específicos para serem processadas. O custo do *SODPAIR* é aproximadamente cinco vezes menor que os sistemas de varredura similares ao *Vidar*.

Figura 4.2) Imagem de fantoma de mama digitalizado pelo sistema óptico-digitalizador e pelo sistema Vidar do HCFMRP para análise da qualidade das imagens.

4.4 Fantoma de mama

Os resultados da avaliação da qualidade da imagem, fazendo uso dos testes de aceitação de mamógrafos através do fantoma de mama são mostrados na *tabela 4.2*, seguidos pelos limites exigidos.

PARAMETROS	Vidar	SODPAIR	LIMITE
Definição da imagem (<i>pl/mm</i>)	12	12	12
Detalhes de alto contraste (<i>mm</i>)	25	25	25
Limiar de baixo contraste (%)	1,3	1,3	1,3
Detalhes de baixo contraste (<i>mm</i>)	0,7	0,7	0,70
Massas tumorais (<i>mm/mm</i>)	1,0 / 0,8	1,0 / 0,8	4,0 / 2,0

Tabela 4.2) *Quantificação dos detalhes das imagens digitalizadas para comparação com os limites de controle de qualidade.*

A imagem digitalizada com o sistema *SODPAIR* apresenta imagens de qualidade semelhante às imagens digitalizadas com o sistema *Vidar* de modo qualitativo. Os resultados obtidos através da análise quantitativa das imagens, utilizando o fantoma de mama, mostram a total semelhança na precisão dos detalhes. Entretanto, as imagens estão em perfeita concordância com os limites exigidos pelo Ministério da Saúde, embora as massas tumorais nas imagens indiquem um nível superior ao limite de precisão.

4.4.1 Contraste da imagem

Os resultados obtidos com a leitura da intensidade de luz das imagens digitalizadas por ambos sistemas digitalizadores são comparados, na *figura 4.3*, com a imagem da fita de calibração do *sensitômetro*. Os pontos obtidos a partir destas imagens geram informações a respeito do contraste.

Figura 4.3) Ajuste linear dos pontos da região central das curvas de calibração, obtidas através da imagem digitalizada do filme, pelos sistemas SODPAIR e Vidar; e pela leitura da fita de calibração.

Os ajustes lineares das retas geram os valores do contraste das imagens do filme digitalizado pelos sistemas, *Vidar* e *SODPAIR*, as quais são comparadas com a referência. Assim, são notados pequenos desvios nas inclinações, o sistema de varredura *Vidar* apresenta um desvio de 7% e o *SODPAIR* apenas 4% em relação à referência, satisfazendo o limite exigido de $\pm 10\%$.

4.5 Recursos do sistema óptico-digitalizador

O sistema desenvolvido possibilita diversos ajustes na captura da imagem antes da digitalização. A imagem digitalizada pode ser tratada de maneira semelhante, independente da forma em que foi adquirida, por isso, os recursos do sistema são tão importantes.

A câmera pode ser aproximada da radiografia para melhorar o detalhamento da imagem. Entretanto, além do sistema óptico ampliar a imagem em cerca de dez vezes, permite ainda, ajustes de foco e da nitidez na captura da imagem.

Figura 4.4) Imagem da grade de maior resolução do fantoma de mama, digitalizada pelo SODPAIR. Na seqüência, a visualização com foco de uma polegada quadrada e da maior aproximação possível, $80\mu\text{m}$ de resolução.

A visualização das imagens da *figura 4.4* possibilita a perfeita definição da grade de 12 pares de linha por milímetro, isso indica uma resolução de aproximadamente $80\mu\text{m}$.

Conseqüentemente, os detalhes das imagens, importantes tanto para o método TW quanto para a mamografia, podem ser aproximados e focalizados com ótima nitidez e resolução, como é mostrado nas imagens da *figura 4.5*.

Figura 4.5) As imagens apresentadas demonstram a potencialidade do método. As aproximações das imagens de mão e punho são mostradas nas quatro primeiras figuras, bem como, nas duas ultimas são apresentadas às imagens de mamografia, evidenciando a visibilização de detalhes importantes para o diagnóstico.

4.6 Comparação entre os métodos *TW* e *GP*

O método *TW* apresenta oito estágios de maturidade esquelética, variando de *A* até *I*, para cada um dos 20 ossos da mão e punho analisados no processo de leitura. São associados valores para cada estágio, dependendo do fator biológico do osso. Cada osso é analisado individualmente, através de textos explicativos, onde são descritas as características de determinado osso para definir cada estágio. Os estágios de maturidade adequados para cada osso do exame, têm os valores somados e o resultado é comparado com padrão estipulado pelo método. Entretanto, através da análise de diversas radiografias, os autores do *Atlas TW* relacionaram os possíveis valores de soma dos fatores biológicos dos ossos envolvidos no método com a idade cronológica da maioria dos exames, bem como, os desvios aceitáveis dependentes da proporção de ocorrência de casos [37, 38, 39]. A incerteza apresentada pelas medidas realizadas com o método *TW* é de 0,91 anos, onde o limite de normalidade obedece à margem de dois desvios padrão em relação à média padronizada, cujo valor é de aproximadamente 2,7 anos.

O método *GP* atribui uma ordem de importância na análise dos ossos da mão e punho, sugerindo uma seqüência na avaliação. Mesmo assim, o *Atlas GP* apresenta imagens de mãos inteiras, com idades ósseas variando em intervalos de 6 meses. Com os ossos analisados separadamente, como no método *TW*, ossos de uma região de um dado exame se encaixariam melhor com uma idade óssea padrão, enquanto os ossos das outras regiões do exame se assemelhariam mais com a imagem de outra idade padrão, superior ou inferior. Conseqüentemente, a precisão do resultado seria ainda menor [40].

A implementação do método *TW* nas leituras de idade óssea gera um ganho na precisão dos resultados em aproximadamente cinco vezes, pois o método *GP* apresenta valores como resultado da leitura de idade óssea com intervalos de 6 meses, como visto, enquanto o método *TW* possui intervalos de 1,2 meses. Entretanto, o método *GP* se mostra mais atrativo mesmo com o uso do programa de computador desenvolvido neste trabalho, pelo fato de exigir apenas simples comparações visuais da aparência entre o osso padrão e o osso do exame.

As leituras de idade óssea, promovidas pelo ambulatório de pediatria do *HCFMRP*, têm mostrado divergências nos resultados obtidos com os métodos *GP* e *TW*. A tabela abaixo relaciona a idade cronológica com exemplares destes casos, onde ocorrem diferenças que comprometem o diagnóstico médico. Tais diferenças vêm ocorrendo não só neste serviço de pediatria, mas também em outros ambulatórios, com base em trabalhos publicados [41, 42].

Caso	Idade cronológica	Idade óssea GP (anos)	Idade óssea TW (anos)
<i>1</i>	<i>8a 3m</i>	<i>10</i>	<i>8,1</i>
<i>2</i>	<i>11a 7m</i>	<i>9-10</i>	<i>10,8</i>
<i>2</i>	<i>16a</i>	<i>11</i>	<i>16</i>
<i>3</i>	<i>9a 9m</i>	<i>5-6</i>	<i>8,7</i>
<i>3</i>	<i>12a</i>	<i>9-11</i>	<i>12,1</i>
<i>4</i>	<i>8a 1m</i>	<i>5</i>	<i>7,2</i>
<i>4</i>	<i>13a 11m</i>	<i>13</i>	<i>15,1</i>

Tabela 4.3) Comparação entre a idade cronológica e as respectivas leituras de idade óssea pelo método *GP* e pelo método *TW*.

As radiografias utilizadas para as leituras de idade óssea foram digitalizadas e são mostradas a seguir, assim como, a discussão das causas para os referidos desvios.

No *caso 1* a idade óssea lida pelo método *GP* gera um diagnóstico “*falso positivo*”, bem como, o método *TW* indica a normalidade. A imagem da *figura 4.6a* apresenta deficiência no detalhamento das falanges distais e mediais, evidenciando a necessidade de otimização das imagens radiográficas.

Os casos seguintes apresentam grandes desvios nas leituras em mais de um exame, indicando a imprecisão do método *GP* quanto à relação entre os ossos dos dedos e os carpais, os quais são analisados através da mão de maneira geral.

No *caso 2* é semelhante ao anterior, incluindo a questão do posicionamento das duas mãos sobre o filme, fato que prejudica a formação da imagem da *figura 4.6b* dos detalhes. Supõe-se um gravíssimo erro de leitura na *figura 4.6c*.

O *caso 3* se assemelha ao caso 2, *figura 4.6d*, indicando a mau posicionamento da mão mesmo na imagem da *figura 4.6e* em que contém apenas uma delas.

O *caso 4* apresenta um desvio na *figura 4.6f* como foi visto nos casos anteriores, mas a leitura por *TW* apresenta um grande desvio promovido pela distorção da imagem da *figura 4.6g*.

A análise desses resultados justifica a importância do controle de qualidade na formação de imagens radiográficas. Entretanto, deve-se tomar os cuidados exigidos para se aplicar à técnica radiográfica. Desta forma, a implementação do método *TW* nas leituras de idade óssea no *HCFMRP* será de fundamental importância para uma maior precisão e garantia de qualidade do diagnóstico.

Figura 4.6) Imagens analisadas em leituras de idade óssea pelos métodos GP e TW.

4.7 Laudo do programa computacional

O programa permite realizar todos os processos de medidas e comparações do método *TW*, bem como, ajustes na imagem, atribuição, soma e determinação automática da idade óssea do paciente, seguida de indicações para o diagnóstico.

Resultados dos Testes:

Numero do Paciente:	111111
Nome:	N
Sobrenome:	RC
Idade:	13 anos, 2 meses
Sexo:	M
Peso:	43
Altura:	136
Data do Raio-X:	10/12/03
Ossos selecionados:	Radio, Ulna, Primeiro Metacarpal, Terceiro Metacarpal, Quinto Metacarpal, Primeira Falange Proximal, Falange Proximal do 3º Dedo, Falange Proximal do 5º Dedo, Terceira Falange Medial, Quinta Falange Medial, Primeira Falange Distal, Terceira Falange Distal, Quinta Falange Distal, Capitato, Hamato, Triquetral, Lunato, Escafoide, Trapézio, Trapezóide
Valor de Maturidade:	753 -> 754
Idade Óssea:	12.1

Um valor de maturidade 1000, corresponde a um esqueleto adulto.

Figura 4.7) Amostragem dos resultados obtidos pelo programa computacional desenvolvido para auxiliar na leitura de idade óssea.

O programa gera uma página para o laudo médico, contendo informações importantes para o diagnóstico. O tempo do processo de leitura de idade óssea pelo método *TW*, de modo computacional, equivale ao tempo de leitura pelo método *GP*. Portanto, a implementação do método *TW* é perfeitamente viável, podendo propiciar os benefícios para os diagnósticos que necessitem deste tipo de informação.

Capítulo 5:

CONCLUSÕES

- A implantação do trabalho apresentado será de fundamental importância para os diagnósticos gerados a partir das avaliações de idade óssea realizadas no ambulatório de pediatria do *HCFMRP*.
- Além de digitalizar a imagem radiográfica, o sistema possibilita a focalização dos detalhes, os quais podem ser acompanhados em tempo real na tela do microcomputador.
- Outro ponto importante é que a partir da captura das informações, pode-se trabalhar com as imagens digitais através do uso de programas computacionais, ficando a critério do médico selecionar e focalizar os pontos de interesse na radiografia.
- As imagens digitais são armazenadas em discos ópticos, que além de possuir grande tempo de vida útil e diminuir consideravelmente o espaço ocupado no arquivo de imagens de hospitais, podem ser trabalhadas para otimizar a visualização para produzir diagnósticos mais precisos, além de dispensar a utilização de câmeras fotográficas para registrar a imagem para futuras comparações.

- O programa de aquisição acessa as imagens dos exames, permitindo diretamente, o uso do processo computacional de leitura de idade óssea com rapidez e precisão.
- A utilização do fantoma de mama realístico além de permitir a avaliação e confirmação do potencial do método nas leituras de idade óssea, demonstrando a importância de sua utilização na avaliação de imagens radiográficas em outros diagnósticos.
- Valor baixo do sistema, custo de aproximadamente um quinto do valor dos sistemas de varredura utilizados atualmente.

Referências:

- [1] L. Guttman, The Prediction of Personal Adjustment, New York: SSRC. 1941
- [2] M. J. R. Healy, An Approach to the Scaling of Categorized Attributes, *Biometrika*, **63**, 219-229, 1976.
- [3] J. M. Tanner, R. H. Whitehouse, et al, Assessment of Skeletal Maturity and Prediction of Adult Height, Academic Press, Second Edition; 1990.
- [4] W.W. Greulich, S.I. Pyle, Radiographic Atlas of Skeletal Development of the Hand and Wrist, Stanford University Press, Second Edition, 1959.
- [5] C.B. Bushong, Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection, **7** ed. Mosby-Year Book, Inc. St. Louis, 2001.
- [6] Annals of the ICRP-60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [7] Portaria 453, Normas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, Ministério da Saúde, 1998.
- [8] T. N. Ghilardi, Garantia Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico, FFCLRP-USP Ribeirão Preto, 1998.
- [9] F.A. Soares, H.B. Lopes, Radiografia Convencional, Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina, 2001.

- [10] E. R. Alvarez, A Comparison of X-ray Film Digitizer Technologies, AAPM, University of Notre Dame, 1987.
- [11] H. Frisch, Computer-aided Estimation of Skeletal Age and Comparison with Bone Age Evaluations by the Method of Greulich-Pyle and Tanner-Whitehouse, *Pediatric Radiologic*, **26**, 18-20, Austria, 1996.
- [12] C.G. Mumma, R.J. Prince, Bootstrap Sensitometry for Nuclear Medicine, *Medical Physics*, **15**, 211-214, 1989.
- [13] S.C. Oliveira, Adaptação de um Fantoma Homogêneo Equivalente ao Paciente Adulto para Avaliações de Imagens Radiográficas Pediátricas, Dissertação de Mestrado FFCLRP-USP, 1996.
- [14] Lisiane W., Desenvolvimento de um Fantoma Antropomórfico de Extremidades para Padronização de Imagens Radiográficas, Dissertação de Mestrado FFCLRP-USP, 2002.
- [15] Wagner R. F., C. E. Meltz, Signal Detection Theory and Medical Image Assessment, AAPM, University of Notredame, 1987.
- [16] M. P. O. Tonheiro, A. E. F. Oliveira, Estudo Comparativo da Imagem Radiográfica Convencional e Digital para a Avaliação de Desenvolvimento Dentário, tese de mestrado UNESP, Araraquara, 1999.
- [17] J. C. Russ, The Image Processing, CRC Press, 1992.
- [18] S. M. Sze, Physics of Semiconductor Devices, Sec. Edition, Intercience, 1981.
- [19] Sergio M. Rezende, A Física dos Materiais e Dispositivos Eletrônicos, Editora Universitária UFPE, 1996.

- [20] A. K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice-Hall, 1989.
- [21] S. Saliari, Measures Associated to Wavelet Packets, Birkhauser Boston, **9:2**, 117-126, March 2003.
- [22] K. Fourmont, Non-Equispaced Fast Fourier Transforms with Applications to Tomography, Journal of Fourier Analysis and Applications, 9:5, 2003.
- [23] M. Vignolo, et al, Modified Greulich-Pyle, Tanner-Whitehouse, and Roche-Wainer-Thissen (knee) Methods for Skeletal Age Assessment in a Group of Italian Children and Adolescents. University of Genoa, Italy, Eur. J. Pediatr. Feb;**149(5)**:314-7, 1990.
- [24] L. A. Cox, The Biology of Bone Maturation and Ageing, Acta Paediatric Suppl., Nov 423: 107-8, 1997.
- [25] G. Gilli, The Assessment of Skeletal Maturation, Horm Res.; **45** Suppl 2:49-52. Stuttgart-Germany, 1996
- [26] T. N. Ghilardi, J. R. Cameron, Garantia de Qualidade em Radiodiagnostico, FFCLRP-USP; 1979.
- [27] D.R. White, Tissue Substitute in Experimental Radiation Physics, Med. Phys., **5**, 467, 1978.
- [28] E. G. Goes, T. N. Ghilardi, et al, A Time-scale Sensitometric Method for Evaluating Screen-film Systems, Phys. Med. Biol, **42**, 1939-1946, 1997.
- [29] T. N. Ghilardi, C. S. Trad, Princípios Físicos e o Controle de Qualidade da Imagem e da Exposição em Mamografia, Radiologia Brasileira, **16**, 1983.

- [30] American National Standard, Method of the Sensitometry of Medical X-Ray Screen-Film-Processing Systems, ANSI; PH2.43, 1982.
- [31] L. K. Wagner, et al, Comparison of Methods Used to Measure the Characteristic Curve of Radiographic Screen-film Systems, AOIM VIII, SPIE **233**, 7-10.
- [32] <http://www.sony.com.br/corporate>.
- [33] www.vidar.com/wideformat/legacyscanners/default.htm.
- [34] D. Pina, Metodologia para Otimização de Imagens Radiográficas, Tese de Doutorado FFCRRP-USP, 2002.
- [35] M.R. Bosqueiro, R.S. Wada, Determination of Skeletal Maturity and Estimate of the Age Through Carpal Radiographics, Rev. Cons. Reg. Odont., **4**, 59-66, Pernambuco, 2001.
- [36] F. N. Silverman, J.P. Kuhn, Caffey's Pediatric X-Ray Diagnosis: An Integrated Imaging Approach, Hardcover, April 1985.
- [37] G. R. Milner, R. K. Levick, R. Kay, Assessment of Bone Age: a Comparison of the Greulich na Pyle, and the Tanner and Whitehouse Methods, Clin. Radiol, **37(2)**, 119-21, 1986.
- [38] A. F. Roche, G. H. Davila S. L. Eyman, A Comparison Between Greulich-Pyle and Tanner-Whitehouse Assessments of Skeletal Maturity, Radiology, **98(2)**, 273-80, 1971.
- [39] A. E. Oestreich, Tanner-Whitehouse versus Greulich-Pyle in Bone Age Determinations, J. Pediatric, **131**, 5-6, 1997.

- [40] D. G. King, et al, Reproducibility of Bone Ages Wrist Performed by Radiology Registrars: an Audit of Tanner and Whitehouse II versus Greulich and Pyle Methods, Hull Royal Infirmary, UK, Br. J. Radiol. **67(801)**, 848-51, 1994.
- [41] R. K. Bull, et. al, Bone Age Assessment: a Large Scale Comparison of the Greulich and Pyle, and Tanner and Whitehouse (TW2) Methods, Arch. Dis. Child., Aug;**81(2)**, 172-3, 1999.
- [42] A. Wenzel, H. Droschl, B. Melsen, Skeletal Maturity in Austrian Children Assessed by the GP and the TW-2 Methods, Ann. Hum. Biol. Mar-Apr;**11(2)**, 173-7, 1984.