

UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO

CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

FORMAÇÃO DE IMAGENS EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Área de Engenharia Elétrica

por

Henrique Badan Sanches

Prof^a Débora Meyhofer Ferreira
Orientadora

Itatiba (SP), dezembro de 2009

UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Formação de imagens em equipamentos médicos

Área de Engenharia Elétrica

por

Henrique Badan Sanches

Relatório apresentado à Banca Examinadora do
Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia
Elétrica para análise e aprovação.
Orientadora: Prof^a Débora Meyhofer Ferreira.

Itatiba (SP), dezembro de 2009

Henrique Badan Sanches, * 1985.

Estudo de Caso de geração de imagens em equipamentos médicos / Henrique Badan Sanches – Itatiba USF, 2009.

Trabalho de Conclusão de Curso, Engenharia Elétrica – Universidade São Francisco – USF, 2009.

1. Engenharia Elétrica;

Henrique Badan Sanches

GERAÇÃO DE IMAGENS EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado à Engenharia Elétrica, Universidade São Francisco, para obtenção do grau de bacharel em Engenharia Eletricista.

Banca Examinadora

1. Presidenta: _____
Prof. Me. Débora Meyhofer Ferreira.

2. 1º Examinador _____
Prof. Dr. William Mariano

3. 2º Examinador : _____
Engenheiro Marcelo Hoffmann

Itatiba, 15 de Junho de 2009.

AGRADECIMENTO

Gostaria de agradecer primeiramente aos meus pais, irmão e familiares por toda ajuda nesses anos difíceis e sei que sem a ajuda deles eu não conseguiria.

A Deus por ter me dado força e garra por atingir mais um objetivo.

Aos amigos que sempre entenderam as minhas ausências e me apoiaram quando foi preciso.

A todos os Amigos e colegas de faculdade, principalmente ao Rodrigo Miranda, Rodolfo Gutierrez e André Bufolo que estiveram ao meu lado em todos os momentos da minha graduação, sempre me apoiando.

A todos os professores e coordenadores que conseguiram passar um pouco de seus conhecimentos para que eu pudesse agregar valores e conteúdos e crescer ainda mais.

Um agradecimento especial a minha orientadora, Débora Meyhofer, que me auxiliou muito durante a minha graduação e mais intensamente no período de elaboração da minha monografia e ao meu pai e professor Marcos Sanches me auxiliou no desenvolvimento deste.

E por último a minha namorada, Larissa Siviero, que esteve sempre ao meu lado me incentivando para não desanimar e não desistir desse grande desafio.

Obrigado!!!

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	IX
LISTA DE FIGURAS.....	X
LISTA DE TABELAS.....	XI
LISTA DE EQUAÇÕES	XII
RESUMO	XIII
ABSTRACT.....	XIV
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. INTRODUÇÃO	1
1.1.1. História	1
1.1.2. Aplicações	2
1.2. OBJETIVOS	2
1.2.1. Objetivo Geral	2
1.2.2. Objetivos específicos	2
1.3. METODOLOGIA	2
1.4. ESTRUTURA DO TRABALHO	3
1.4.1. Introdução	3
2. FORMAÇÃO DE IMAGENS	4
2.1. O COMPUTADOR NA FORMAÇÃO DE IMAGENS	4
2.2. RESOLUÇÃO NA FORMAÇÃO DA IMAGEM	6
3. ULTRA-SOM	8
3.1. INTRODUÇÃO	8
3.2. PRINCÍPIO FÍSICO	9
3.3. FASE DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO	10

3.4. MODOS DO ULTRA-SOM	11
3.4.1. Modo A (amplitude)	12
3.4.2. Modo B (brilho)	14
3.4.3. Modo M (movimento)	15
3.5. CONSIDERAÇÕES SOBRE A FREQUÊNCIA DO ULTRA-SOM ...	15
3.6. TRANSDUTOR	15
4. Raio-X e Tomografia Computadorizada.....	18
4.1. INTRODUÇÃO	18
4.2. GERAÇÃO DO RAIOS-X	19
4.2.1. Radiação Característica	20
4.2.2. Desaceleração	21
4.2.3. Efeito anódico	22
4.3. RADIAÇÃO	22
4.3.1 - Emissão de radiação	23
4.4. TUBO DE RAIOS-X	24
4.5. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	26
4.5.1. Introdução	26
4.5.2. A Tomografia do ponto de vista da matemática	28
4.5.3. Protocolos	28
5. Ressonância Magnética	30
5.1. INTRODUÇÃO	30
5.2. O FENÔMENO DA RESSONÂNCIA	32
5.3. FORMAÇÃO DE IMAGEM	33
5.4. INTENSIDADE DO SINAL	35
5.5. O SINAL DE RMN	37
5.6. RELAÇÃO SINAL RUÍDO	38

5.7. INTERFERÊNCIA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	39
5.7.1. Susceptibilidade magnética	39
5.7.2. Interferência de movimento	40
6. ESTUDO DE CASO.....	41
6.1. INTRODUÇÃO	41
6.2. VANTAGENS DE CADA MÉTODO	42
6.3. DESVANTAGENS DE CADA MÉTODO	43
6.4. COMPARATIVO ENTRE RM E TC	44
7. Considerações Finais.....	46
Referências Bibliográficas.....	47

LISTA DE ABREVIATURAS

RM e MR – Ressonância Magnética

TC e CT – Tomografia Computadorizada

RX – Raios-X

US – Ultra-som

RF – Rádio Frequência

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: variação entre branco, preto e níveis de cinza	5
Figura 2: matriz mostrando os diferentes pixels e seus tons de cinzas	6
Figura 3: Som refletido gerando eco	8
Figura 4: Transdutor: tensão de entrada gerando energia acústica	9
Figura 5: Elementos do transdutor de transmissão e recepção de sinais	9
Figura 6: Fase de transmissão do transdutor	10
Figura 7: Fase de recepção do transdutor	10
Figura 8: Representação esquemática dos modos A, B e M	11
Figura 9: Esquema elétrico do modo de amplitude	12
Figura 10: Sistema no modo Amplitude	12
Figura 11: Diagrama em modo Brilho	13
Figura 12: Transdutor convexo e linear	15
Figura 13: Diferença entre comprimento de onda n os transdutores	16
Figura 14: Espectro energético das ondas eletromagnéticas	17
Figura 15: Anatomia de um tubo de raio-x	18
Figura 16: Efeito de <i>Bremsstrahlung</i>	19
Figura 17: Tubo de raio-X e seus elementos	22
Figura 18: Reprodução da captação da imagem em TC	24
Figura 19: movimento do tubo de raio-x em equipamentos de TC	25
Figura 20: Parâmetros de um protocolo em TC	26
Figura 21: Fluxograma da formação de imagem em RM	28
Figura 22: Visão clássica do movimento de precessão do núcleo	29
Figura 23: Evolução da magnetização transversal	30
Figura 24: Esquema explicativo sobre as interações entre os spins	33
Figura 25: Esquema explicativo devido a T2 e T1	34
Figura 26: F.E.M. diminuindo exponencialmente com o tempo – FID	36
Figura 27: Distorção do campo devido à presença de um material com susceptibilidade magnética maior que a do meio	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Comparativo entre métodos.....	57
--	----

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1: Equação de <i>Larmor</i>	19
Equação 2: Equação de <i>Bohr</i>	20
Equação 3: Intensidade do campo magnético	22
Equação 4: Intensidade do sinal de RM	34
Equação 5: Intensidade do sinal em T2	34
Equação 6: Intensidade do sinal em T1	34
Equação 7: Força eletromotriz oscilante	36

RESUMO

SANCHES, Henrique Badan. **Estudo de Caso de Geração de Imagens em Equipamentos Médicos**. Itatiba, 2009. 60 f. Trabalho de Conclusão de Curso, Universidade São Francisco, Itatiba, 2009.

Nos últimos anos, o emprego de equipamentos médicos de geração de imagem vem crescendo muito no dia a dia da população. Esses equipamentos auxiliam o diagnóstico e com isso melhora a vida de toda humanidade.

Nas últimas décadas inúmeros métodos de diagnósticos por imagem foram criados e muitos outros aperfeiçoados. Técnicas diferentes e equipamentos com finalidades diversas compõem o mundo da geração de imagens em equipamentos médicos.

Esse trabalho apresenta um estudo de caso sobre os tipos de equipamentos existentes, suas diversas técnicas e principalmente a física envolvida em todos esses métodos. Foi realizado um estudo sobre os métodos existentes e suas reais aplicações, apresentando suas diferentes finalidades e a importância de cada um desses métodos.

Palavra chave: Geração de imagens, Equipamentos médicos

ABSTRACT

SANCHES, Henrique Badan. Case **Study of Image generation in medical equipments**. Itatiba, 2009. 60 f. Monography presented forobtaining the title of Electric Engineer. Itatiba - Brazil. University of São Francisco, 2009.

In recent years, the use of medical imaging system has been increasing on a daily population. These facilities and the diagnosis improve the lives of all mankind.

In recent decades, numerous methods of diagnostic imaging were created and improved. Different techniques and equipments improve the world of imaging in medical equipment.

This paper presents a case study on the types of existing equipments, its various techniques and especially the physics involved in all these methods. We conducted a study on existing methods and their actual applications, with their different purposes and importance of each of these methods.

Keyword: Imaging, Medical Equipment

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO

1.1. INTRODUÇÃO

A geração de imagens representa um importante papel para humanidade e vem se tornando, a cada dia, um desafio para a ciência e engenharia no desenvolvimento e aperfeiçoamento de técnicas e novos equipamentos.

Com os avanços, na teoria e na prática, vem-se produzindo melhorias na captação e qualidade dessas imagens, assim otimizando a produtividade, diminuindo erros operacionais existentes e melhorando a confiabilidade das imagens.

1.1.1. História

Diagnóstico por Imagem é uma especialidade médica que se ocupa do uso das tecnologias de imagem para realização de diagnósticos.

Esse tipo de diagnóstico é realizado através de observações/laudo de imagens.

O início do diagnóstico por imagem está ligado ao Médico *Wilhelm Roentgen* que em 1895 descobriu a existência e a produção de radiação.

Os raios catódicos que escapavam de um tubo com vácuo por uma estreita janela de alumínio, produziam uma luminescência em sais fluorescentes e um escurecimento em chapas fotográficas. Na radiografia, a radiação atravessa o objeto, atingindo a chapa fotográfica do outro lado.

Hoje sabemos que esses raios, chamados de Raios-X, são correntes de elétrons. Sua descoberta trouxe um grande avanço no diagnóstico por imagem. Foi a partir desses Raios-X que começaram os exames de diagnóstico por imagem.

1.1.2. Aplicações

Os equipamentos de diagnóstico por imagem servem, além de gerar imagens, para a realização de pequenas cirurgias.

O Diagnóstico por imagem usa diferentes métodos de exames: Radiologia (Raios-X), Tomografia Computadorizada (mesmo princípio do Raios-X), Ultrassonografia e Ressonância Magnética entre outras.

Todos esses métodos utilizam-se de princípios físicos para a geração das imagens.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo Geral

O objetivo desse trabalho consiste em descrever e explicar as características, as importâncias físicas, a engenharia envolvida na geração de imagens em equipamentos médicos.

1.2.2. Objetivos específicos

Compreender toda física envolvida na geração de imagens para a realização de um mestrado na área de Formação de Imagens.

Estudar os equipamentos que geram as imagens e identificar qual o método de geração de imagem que possa ser aperfeiçoado através de estudos e pesquisas.

1.3. METODOLOGIA

O trabalho foi iniciado, com uma pesquisa bibliográfica sobre o assunto, procurando listar todos os materiais disponíveis sobre o mesmo. Em seguida todo este material foi reunido e estudado, no intuito de obter entendimento conceitual do problema, suas causas, efeitos e possíveis soluções encontradas até o presente momento.

1.4. ESTRUTURA DO TRABALHO

1.4.1. Introdução

Esse trabalho encontra-se estruturado em seis capítulos

Neste capítulo apresenta a introdução e os objetivos do trabalho e a estruturação do trabalho.

O segundo capítulo apresenta a fundamentação teórica sobre a formação de imagens, e as diferentes formações de imagens.

No terceiro capítulo é apresentada a teoria de formação de imagens para equipamentos de Tomografia Computadorizada e de Raios-X.

O quarto capítulo apresenta a formação de imagens em outro tipo de método, o Ultrassom.

No quinto capítulo, a metodologia e a física envolvida nos equipamentos de Ressonância Magnética.

O sexto capítulo é um estudo de caso, fazendo um comparativo das vantagens e desvantagens de cada técnica apresentada nos capítulos anteriores.

Capítulo 2 – FORMAÇÃO DE IMAGENS

2.1. O COMPUTADOR NA FORMAÇÃO DE IMAGENS

As tecnologias utilizadas na formação, digitalização e armazenamento de imagens em equipamentos médicos e técnicas utilizadas pelos computadores na formação de imagens digitais são técnicas de projetos espaciais da *NASA*. As melhorias nesse processo devem-se principalmente a criação (digitalização) e aperfeiçoamento de softwares e componentes eletrônicos mais sensíveis, potentes, baratos e menores, que permitem aumento na qualidade da imagem gerada.

A digitalização de imagens é algo importante na forma com que a imagem é representada. O computador trabalha com imagens na forma analógica (imagem como os seres humanos enxergam) já que o computador trabalha com números discretos, não podendo representar diretamente tons de cinza ou cores contínuas. Para que o computador possa digitalizar, memorizar e trabalhar com esse tipo de imagens precisa ser feita uma conversão da imagem para uma grande lista de números

Numa radiografia, as variações nas áreas claras e escuras são codificadas como um conjunto de números. As áreas claras do filme (correspondentes a regiões que absorvem uma grande porção do feixe de raios X), pode ser dado o valor numérico de 0 (zero), enquanto que nas áreas escurecidas (que são causadas por baixa absorção de raios X) poderá ser atribuído algum valor alto, tal como 255 para o negro total. Entre esses dois valores existem os níveis de cinza que são atribuídos os valores entre 0 e 255.



Figura 1: Variação entre o branco, preto e níveis de cinza. Fonte: Física dos Equipamento Médicos

A conversão da imagem em números é feita através de uma matriz de imagens. Essa matriz contém milhões de quadrados de igual tamanho (veja figura 2), sendo cada uma dessas divisões, associado a um valor numérico da intensidade de raios X naquele ponto.

Essa matriz é chamada de "imagem matriz", e cada quadrado na imagem é chamado de *pixel* (do inglês "picture element"). Cada pixel carrega a informação sobre o nível de cinza que ele representa.

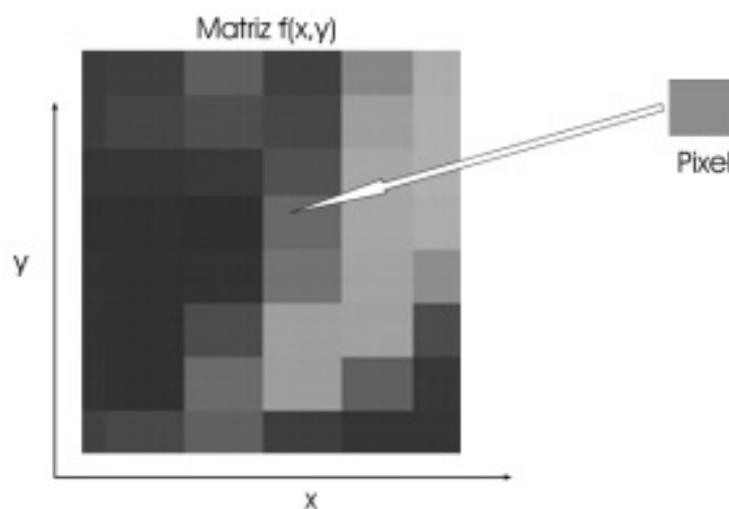


Figura 2: Matriz mostrando os diferentes pixels e seus tons de cinzas. Fonte: Computer applications in diagnostic imaging

Como é sabido os computadores usam a base binária para aritmética, porque dois valores, tais como 0 e 1, são facilmente representados eletronicamente. Com isso aumenta o número de arranjos possíveis para números binários que é simplesmente: 2 elevado a n, onde n é o número de opções possíveis. Essa regra também é válida para o número de níveis de cinza que nós queremos representar.

Cada pixel tem um número de bits a ele associado, assim podendo representar não somente o local na imagem (a localização do pixel na imagem matriz) com também o nível de cinza deste local. O número de bits associado com cada pixel é chamado de bit de intensidade e é usualmente igual para toda a matriz.

2.2. RESOLUÇÃO NA FORMAÇÃO DA IMAGEM

Todas as imagens utilizam um principal parâmetro para distinguir a qualidade da imagem, esse parâmetro se chama resolução. Essa resolução tem três subdivisões, resolução de contraste, que é determinada pelo número de bits por pixel na imagem, resolução espacial que é determinada pelo número de pixels por área na imagem e a resolução temporal que é a medida de tempo necessária para formar a imagem. Esses parâmetros citados também provêm os meios para comparação de imagens formadas por modalidades de imagens digitais.

A produção de imagens em equipamentos médicos deverá produzir imagens com baixo custo, com nitidez e com altas resoluções. A primeira razão para a proliferação de modalidades de produção de imagens é que nenhuma única modalidade satisfaz todos estes requerimentos, pois cada uma tem qualidade em uma ou mais dessas dimensões e fraca para outras.

A resolução espacial é o problema mais frequentemente questionado da imagem digital. Para igualar a resolução espacial típica do filme, uma imagem de 14 X 17 polegadas poderá ter 2000 X 2500 pixels. Para capturar todas as informações de níveis de cinza, cada pixel deve carregar 10 bits (1024 tons de cinza). Por este método o tamanho da imagem chegaria a 6,5Mbits.

Para dobrar a qualidade da resolução espacial é necessário quadruplicar o número de pixels. Já a resolução de contraste varia linearmente com o número de bits requeridos. A imagem matriz frequentemente tem valores de 512 X 512 pixels, por exemplo, tornando as imagens fáceis de serem manipuladas no computador.

Na geração de imagens digitais, cores podem ser usadas para representar os tons de cinza das imagens, Em vez de atribuir um diferente valor de cinza para cada valor binário no pixel, uma diferente saturação da cor primária é usada.

Contudo, três cores primárias são necessárias para produzir todas as outras cores, deste modo, em imagens coloridas, cada pixel tem três componentes, uma para cada cor primária usada (tipicamente vermelho, verde e azul, ou RGB). Esses métodos para imagens coloridas requerem 3 vezes mais espaço para armazenagem que os tons de cinza.

Capítulo 3 – ULTRA-SOM

3.1. INTRODUÇÃO

O ultra-som é um equipamento de diagnóstico por imagem seguro que fornece imagens sobre a arquitetura interna dos órgãos em estudo.

O ultra-som é utiliza-se de ondas de som de alta frequência, podendo variar de dois a dez MHz, que são transmitidas pelo transdutor do corpo até o local a ser examinado. As ondas emitidas pelo ultra-som são captadas pelos órgãos e posteriormente refletidas para o transdutor, gerando as imagens.

O ultra-som utiliza-se de uma técnica chamada de pulso e eco, que seria a emissão de som pelo transdutor em forma de pulso, e a geração de imagem através da captação dos ecos refletidos pelas áreas a serem examinadas.

3.2. PRINCÍPIO FÍSICO

O ultra-som é um som de frequência acima dos limites de audição humana. O som é uma onda mecânica que necessita de um meio físico para se propagar. Ao encontrar um meio físico diferente (obstáculo) o som é refletido gerando um eco.

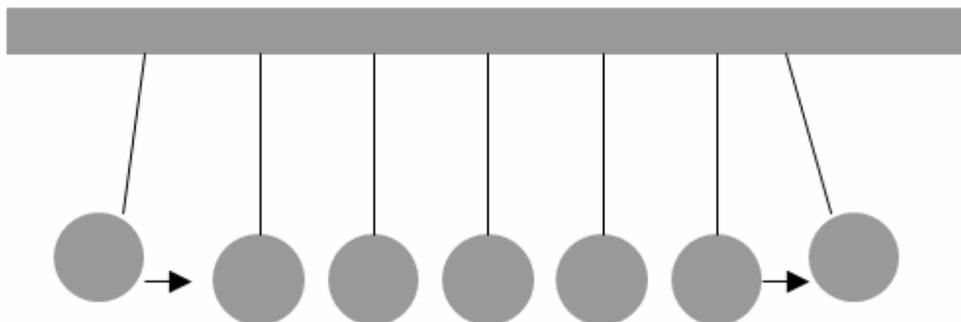


Figura 3: Som refletido gerando eco.
Fonte: Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som

O ultra-som, também chamado de Ecografia, utiliza um efeito chamado Piezoelétrico que é a propriedade de certos materiais que permite mudar suas dimensões quando lhes é aplicada uma tensão, ou produzir uma tensão quando lhes é aplicada uma força mecânica. O titanato de chumbo (PZT), que tem essa característica, é o material comumente usado em Ultra-som.

Esse material (PZT) é utilizado no transdutor do ultra-som.

O transdutor é a parte do Ultra-som colocado em contato com o paciente para gerar a imagem.

Aplicando uma tensão de excitação a esse transdutor, são produzidas ondas de ultra-som. Isso é chamado de fase de transmissão.

A fase de recepção é a produção de tensão quando o eco (som) incide sobre o transdutor.



Figura 4: Transdutor: tensão de entrada gerando energia acústica.
Fonte: Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som.

No transdutor, o cristal se divide em pequenos elementos. Cada elemento se conecta como um transdutor individual.

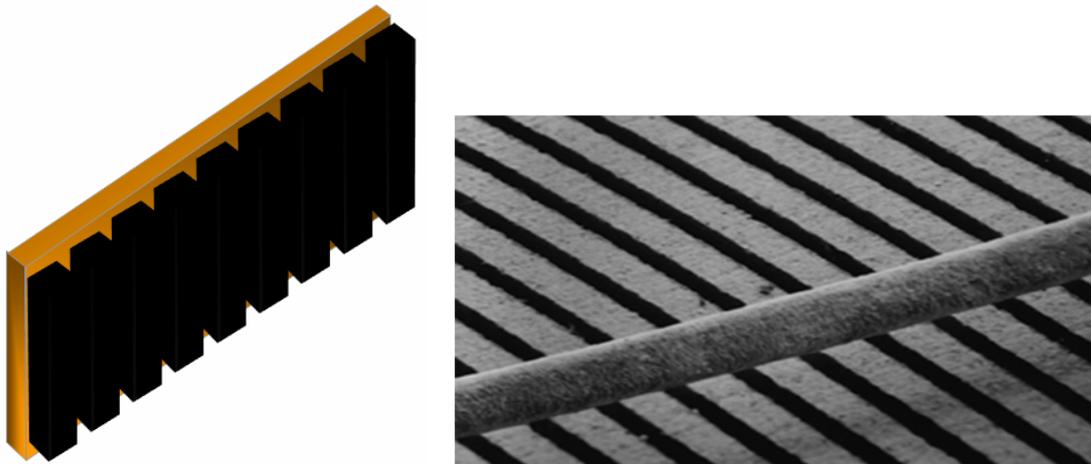


Figura 5: Elementos do transdutor de transmissão e recepção de sinais.
 Fonte: Biomedical Ultrasound

3.3. FASE DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO

Sobre a fase de transmissão, cada elemento envia uma pequena onda. Essas ondas se somam construtivamente. A onda resultante converge num ponto determinado que se queira visualizar.

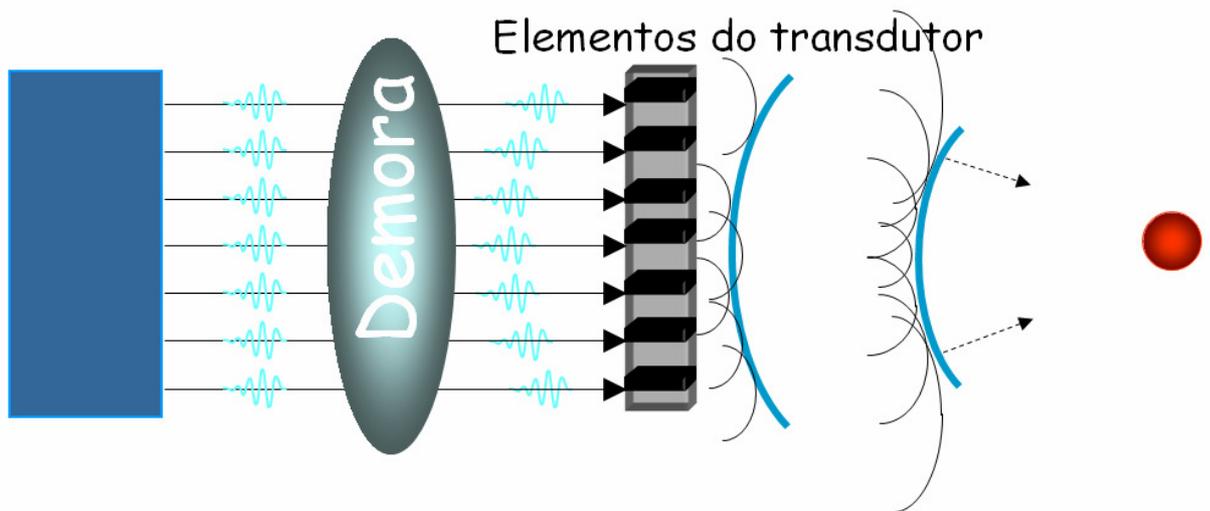


Figura 6: Fase de transmissão do transdutor
 Fonte: Transdutores de RF para experimentos de imagens

Na fase de recepção:

- Cada elemento recebe uma amostra de Eco
- O instante de chegada é diferente em cada elemento
- As amostras se somam para reconstruir o sinal de eco

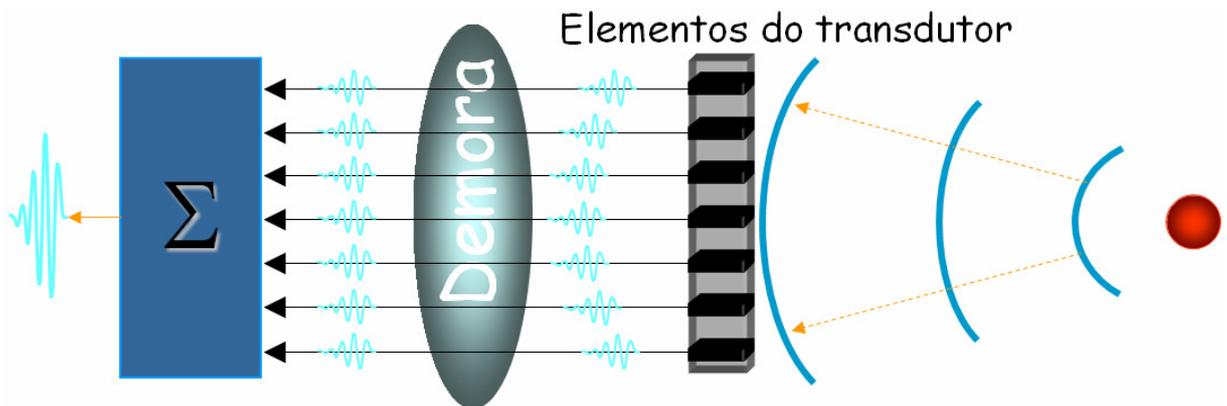


Figura 7: Fase de recepção do transdutor
Fonte: Transdutores de RF para experimentos de imagens

Formatos de visualização do ultra-som

- Modo A (modo de Amplitude)
- Modo B (modo de Brilho)
- Modo M (modo de Movimento)

3.4. MODOS DO ULTRA-SOM

Existem três modos de disposição dos ecos, denominados A (amplitude), B (brilho) e M (movimento). Esses modos que são os parâmetros utilizados para formação e ajuste da imagem em equipamentos de ultrassonografia.

A figura 8, representa de modo esquemático os três modos, que serão apresentados abaixo, empregando como exemplo a ultrasonografia cardíaca.

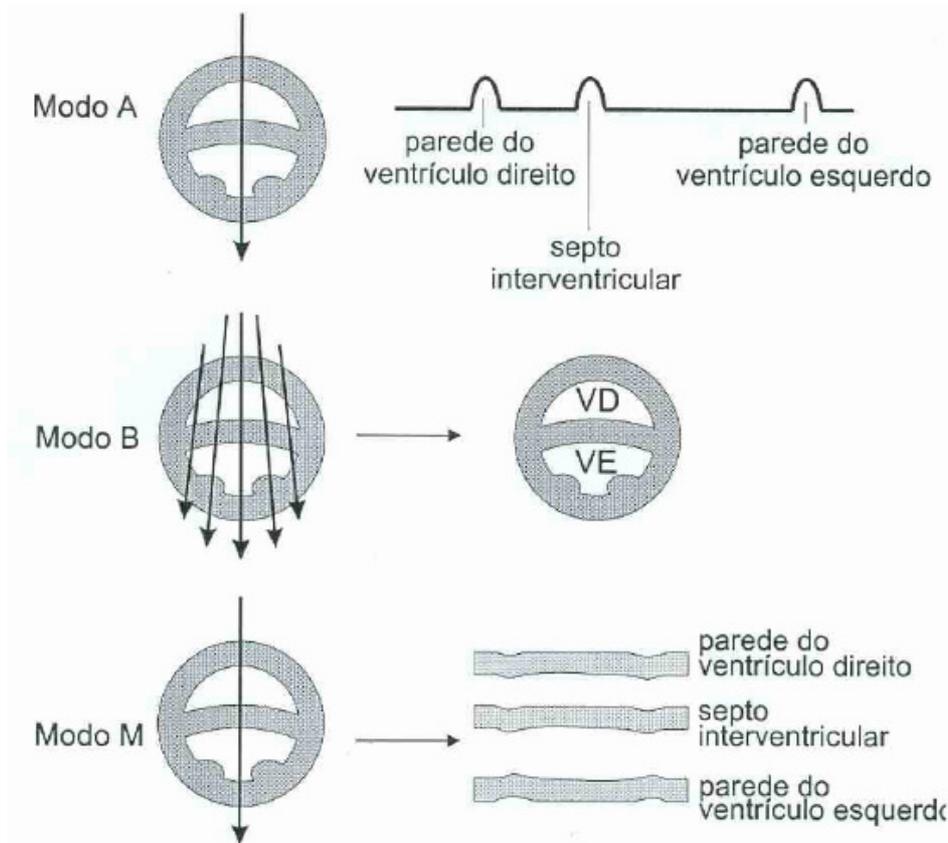


Figura 8: Representação esquemática dos modos A, B e M de disposição dos ecos em ultrasonografia cardíaca (BARR, 1990).

3.4.1. Modo A (amplitude)

O modo de Amplitude é o modo mais simples de operação de um sistema de ultra-som e o primeiro modo a ser inventado.

Pulsos de ultra-som de curta duração são enviados por um único transdutor que também funciona como receptor dos ecos nas interfaces, conforme esquema mostrado na Figura 9.

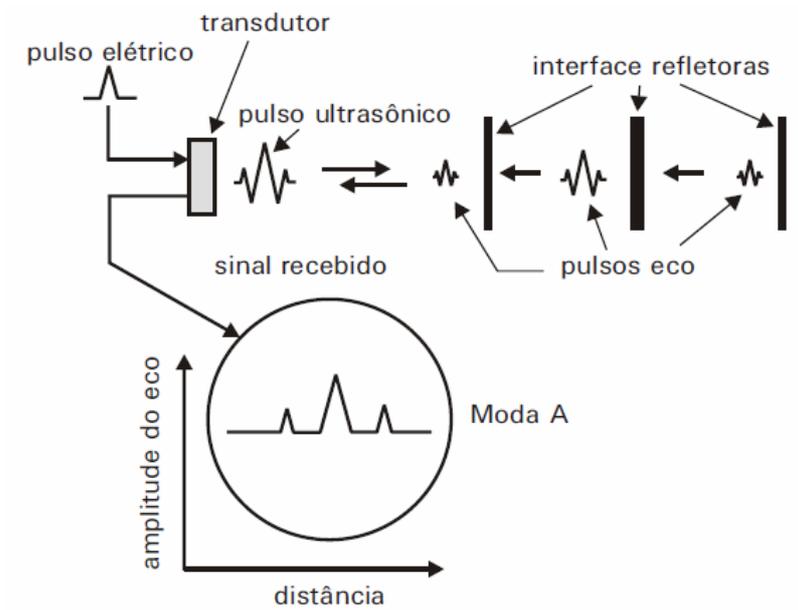


Figura 9: Esquema elétrico do modo de amplitude
 Fonte: Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som

A Figura 10 esquematiza o sistema de ultra-som para operação no modo de Amplitude.

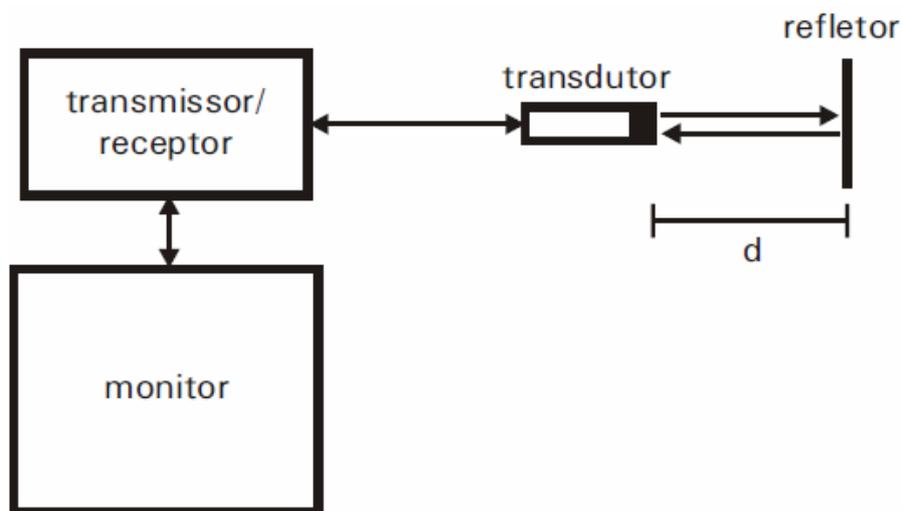


Figura 10: Sistema no modo Amplitude
 Fonte: Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som

3.4.2. Modo B (brilho)

O modo de Brilho do Ultra-som permite a visualização da anatomia em duas dimensões em escala de cinzas. A informação é visualizada com intensidade proporcional à amplitude do eco.

Esse módulo utiliza-se de múltiplas ondas de ultra-som, sendo os ecos de retorno representados como pontos no monitor.

Os recursos e facilidades do modo de Brilho levaram a uma aceitação rápida do Ultra-som como método de diagnóstico.

É o sistema mais usado para obtenção de imagens. Sistemas mais sofisticados permitem o uso de vários transdutores e inúmeros recursos de processamento na geração da imagem.

Um diagrama simplificado de um sistema de ultrassonografia típico é apresentado na figura 11.

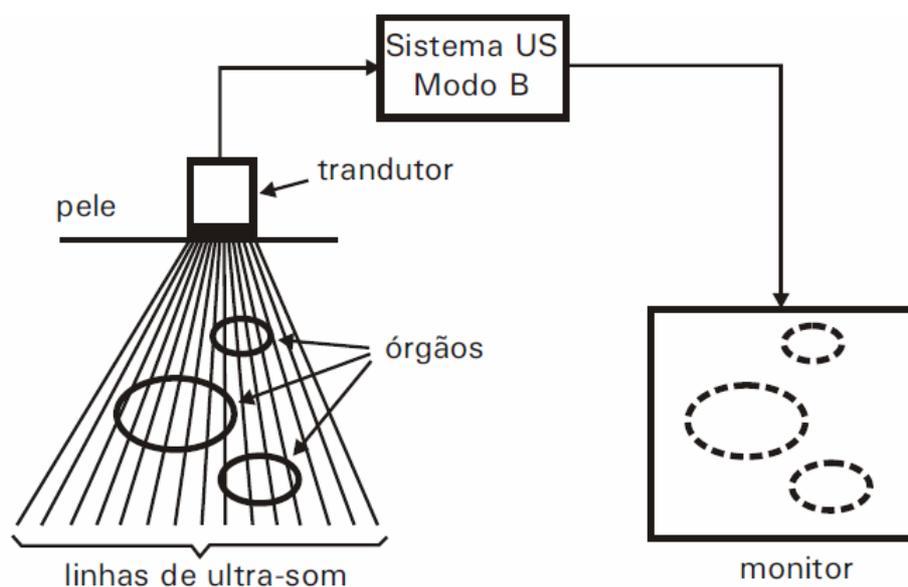


Figura 11: Diagrama em modo Brilho
Fonte: Fonte: Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som

3.4.3. Modo M (movimento)

O modo M, conhecido como modo de movimento, é utilizado juntamente com o modo B para a avaliação dos ecos captados pelo transdutor. Os ecos que retornam para o transdutor são dispostos num eixo vertical com relação à profundidade e num eixo horizontal, com relação ao tempo. Este modo também usa brilho e escala de cinza proporcional à amplitude do eco.

A imagem resultante representa o movimento de uma estrutura ao longo de uma linha (FARROW, 1996).

3.5. CONSIDERAÇÕES SOBRE A FREQUÊNCIA DO ULTRA-SOM

Para um transdutor de 1,5 MHz, o comprimento de onda é da ordem de 1mm.

Para 3,0 MHz, 0,5mm:

- O comprimento de onda diminui com o aumento da frequência.
- Altas frequências permitem maior resolução axial.
- Altas frequências sofrem maior atenuação.

3.6. TRANSDUTOR

3.6.1. Introdução

O transdutor é o dispositivo mais importante para a avaliação ultrasonográfica. Esse dispositivo gera energia mecânica (sonora) a partir da excitação elétrica. Contém um ou mais elementos piezoelétricos que, aplicado um pulso elétrico, vibram em suas frequências de ressonância emitindo, assim, o ultra-som.

Este dispositivo pode também receber energia mecânica, após interação com o meio de propagação, e convertê-la em energia elétrica, de forma que podemos armazenar processar e visualizar este sinal.

Existem vários tipos de modelos de transdutores, que variam de acordo com a aplicação a ser utilizada já que há variações nos cristais piezoelétricos existente no interior do mesmo.

Esses cristais são capazes de emitir pulsos de ultra-som em diferentes frequências de comprimento de onda através de estímulos elétricos. E cada cristal existente emite um tipo diferente de frequência, sendo assim necessários vários tipos de cristais no mesmo transdutor para a geração de uma imagem mais precisa.

3.6.2. Tipos de Transdutores

Existem vários tipos de transdutores, cada um com uma finalidade diferente. Os transdutores são compostos por múltiplos cristais que estão acoplados na parte superior do transdutor (área que entrará em contato com a área a ser diagnosticada).

Os principais tipos de transdutores são:

- Linear (utilizado em áreas maiores, com a necessidade de uma maior penetração)
- Convexo (necessita de uma pequena área em contato)

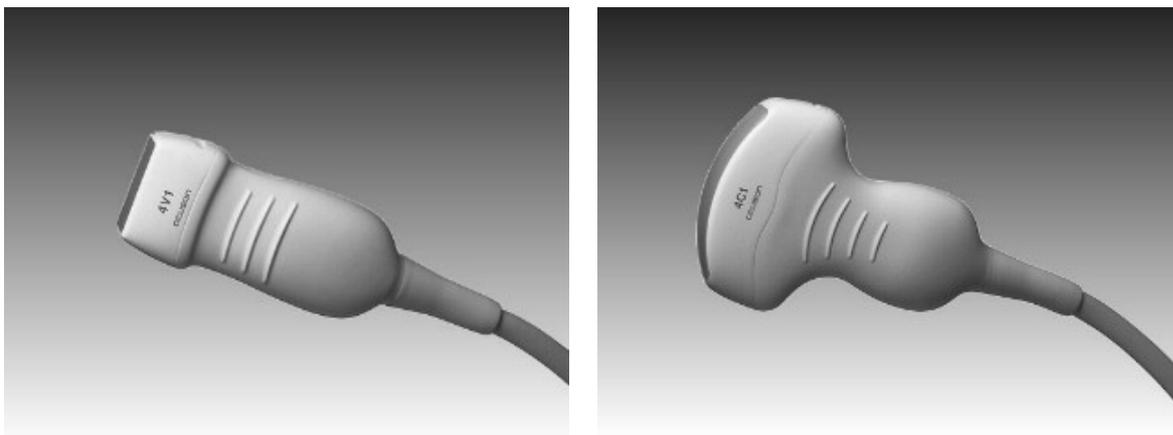


Figura 12: Transdutor convexo e linear
Fonte: Física dos Equipamento Médicos

3.6.3. Considerações sobre transdutor.

O número de ondas do ultra-som que são repetidas por segundo é o que define a frequência que o transdutor irá transmitir no exame. Essa frequência, da ordem de milhões de ciclos por segundo, varia de acordo com o tipo de transdutor e qual o objetivo daquele exame.

A frequência e o comprimento de onda são inversamente proporcionais se a velocidade média permanecer constante, conforme figura 13.

Ondas de ultra-som de maior frequência são mais atenuadas que as de menor frequência, isso significa que melhorando a resolução com o aumento da frequência, correrá uma menor penetração da onda de ultra-som.

As ondas de ultra-som são atenuadas à medida que atravessam os tecidos e quanto mais distante for a interface que reflete o eco mais fraco será o eco de retorno (FARROW, 1992).

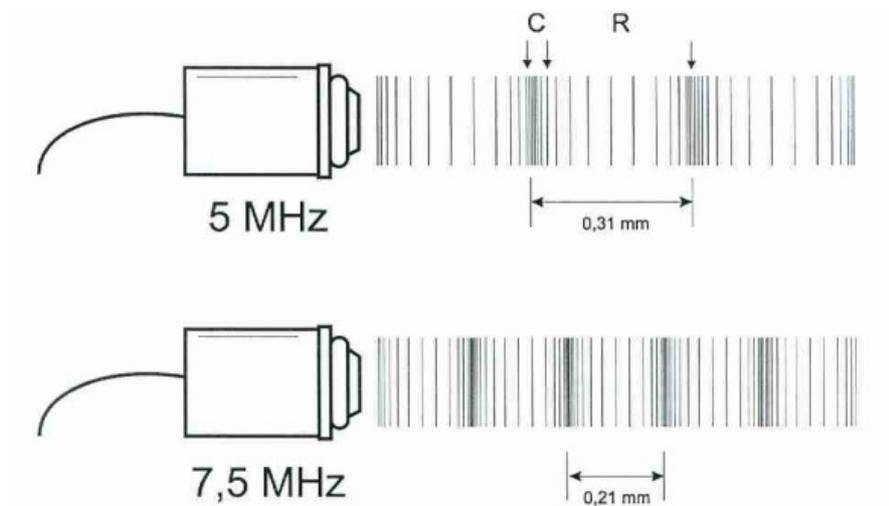


Figura 13: Diferença entre o comprimento de onda entre os transdutores de 5 e 7,5 MHz

Fonte: WELLS, 1969; BARR 1990

Capítulo 4 – Raio-X e Tomografia Computadorizada

4.1. INTRODUÇÃO

O raio-X é uma onda eletromagnética, como a luz visível, as ondas de rádio, os raios infra-vermelhos, e os raios ultra-violetas. As ondas eletromagnéticas têm como características o seu comprimento de onda e a sua frequência, sendo estas duas características inversamente proporcionais, ou seja, quanto maior a frequência menor o comprimento de onda. A energia de uma onda é diretamente proporcional à sua frequência.

Como o raio-X é uma onda de alta energia, o seu comprimento de onda é muito curto da ordem de 10^{-12} m (um picômetro) e sua frequência é da ordem de 10^{16} Hz. O comprimento de onda do raio-X está próximo do raio- γ , que é radioativo. Com este comprimento de onda muito curto, estes raios tem a capacidade de penetrar na matéria, o que possibilita sua utilização no estudo dos tecidos do corpo humano.

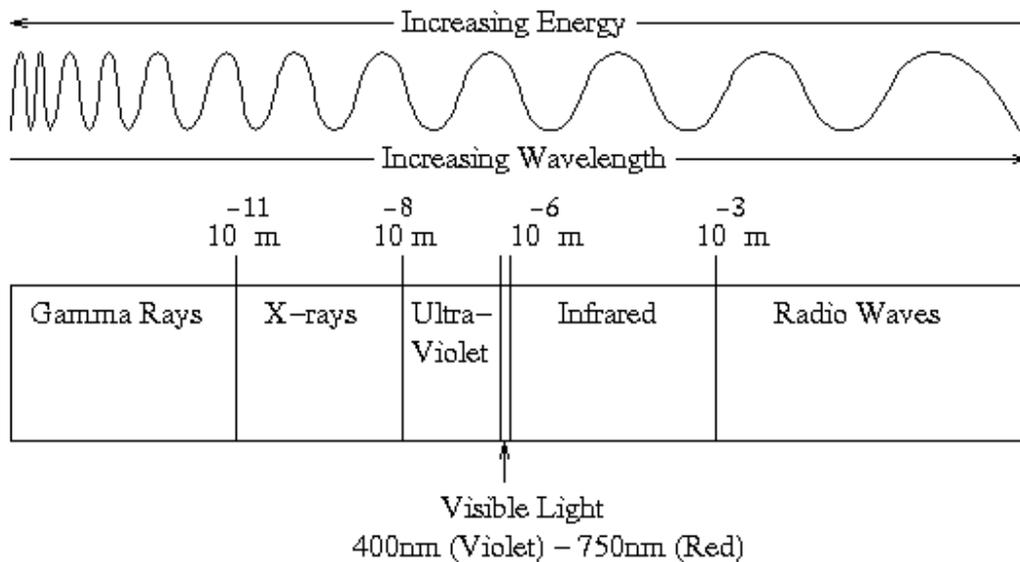


Figura 14: Espectro energético das ondas eletromagnéticas
Fonte: WELLS, 1969; BARR 1990

4.2. GERAÇÃO DO RAIIO-X

Ao se liberar energia no choque de elétrons de alta energia contra uma placa de metal, são produzidos raios-X.

Para tais efeitos utiliza-se um tubo de raio-X que consiste num tubo de vidro à vácuo com dois eletrodos de tungstênio (diodo), um ânodo (pólo positivo) e um cátodo (pólo negativo).

O cátodo consiste num filamento de tungstênio muito fino que se aquece com a passagem de corrente elétrica de alta tensão. Com isto, os elétrons do tungstênio adquirem suficiente energia térmica para deixar o cátodo (emissão termoiônica).

Devido a alta tensão cria-se também uma diferença de potencial entre os eletrodos, o que faz que os elétrons emitidos pelo filamento de tungstênio sejam acelerados em direção ao Ânodo (polo positivo).

A energia cinética dos elétrons depende da tensão entre os eletrodos: quanto mais alta a tensão elétrica, maior a energia cinética. O ânodo está revestido por tungstênio e funciona como alvo para os elétrons.

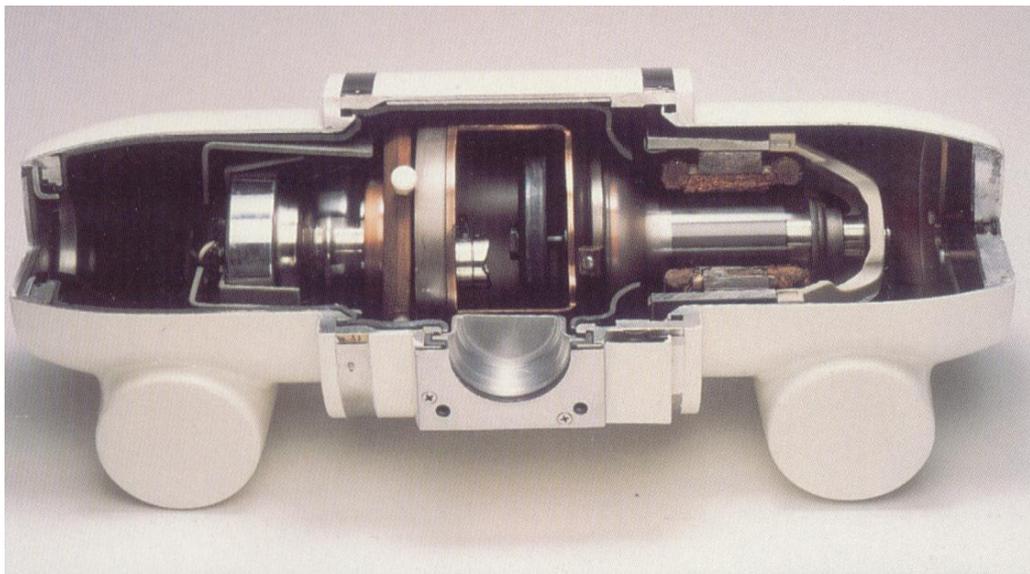


Figura 15: Anatomia de um tubo de raio-x
Fonte: HOSPITALINE CWB, 2002

No choque dos elétrons com o alvo de tungstênio, a maior parte da energia cinética destes é transformada em calor e uma pequena parte produz raios-X.

Apenas uma parte da energia dos elétrons é convertida em raios-X, sendo a maioria transformada em calor.

Esses raios-X são produzidos através de três fenômenos: radiação característica, desaceleração e efeito anódico.

4.2.1. Radiação Característica

A radiação característica ocorre quando os fótons interagem diretamente com os núcleos, convertendo toda sua energia em radiação, sem modificar o átomo alvo, ou seja, sem ionizá-lo.

Os elétrons podem interagir com um átomo quebrando sua neutralidade (ionizando-o), ao retirar dele elétrons pertencentes à sua camada mais interna (K). Este átomo agora ionizado precisa se estabilizar. Para isto um elétron de uma camada mais externa migra para a vaga na camada de energia interna, liberando energia na forma de raios-X. Dependendo de camada que vem o elétron ocupar a lacuna da camada K, teremos níveis de radiação diferenciados.

Quando se usa como alvo um material com o tungstênio, o bombardeamento por elétrons de alta energia gera uma radiação com características específicas (radiação característica), pois esse material possui um número atômico definido (bastante alto), necessitando um nível alto de energia para retirar os elétrons de sua camada K.

A energia da radiação gerada por um alvo de tungstênio é da ordem de 70 keV. A condição necessária e imprescindível para que se produza a radiação característica do tungstênio é que os fótons devem ter uma energia máxima superior a 70 keV, já que a energia de ligação da camada K é da ordem de 70 keV.

4.2.2. Desaceleração

O efeito de *Bremsstrahlung*, mais conhecido como desaceleração, ocorre quando o elétron passa próximo ao núcleo de um átomo de tungstênio, sendo atraído pelo núcleo deste e desviado de sua trajetória original. Este desvio de trajetória é acompanhado por uma desaceleração o que faz que parte da energia cinética do elétron seja emitida como fóton de raio-X, que será de maior energia (maior frequência) quanto maior for o ângulo de desvio da trajetória e quanto mais próximo estiver este elétron do núcleo.

Perto do núcleo há pouquíssimas chances desse efeito acontecer devido a densidade nuclear do núcleo. Com isso fótons de baixa energia são produzidos em uma variação constante.

Durante o bombardeamento do alvo, todas as possibilidades em termos de geração de fótons acontecem, na medida em que temos interações diferentes entre elétrons incidentes com o material do alvo, gerando fótons de diferentes energias.

Essa radiação se caracteriza por ter uma distribuição de energia relativa aos fótons gerados.

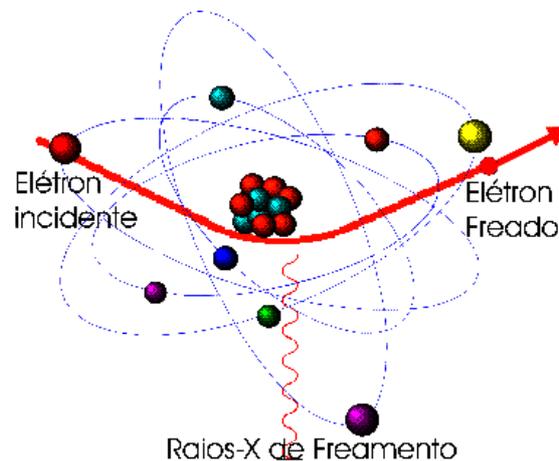


Figura 16: Efeito de *Bremsstrahlung*
Fonte: Basic Principles of Image Processing

4.2.3. Efeito anódico

No efeito anódico, o elétron choca-se com o núcleo e produz um fóton de alta energia. Nesse caso, 100% da energia que ele adquiriu acelerando do cátodo para o ânodo é transformada em um fóton de raio-x.

A diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo varia mas em média é de 100.000 Volts, o elétron ao se chocar diretamente com o núcleo produz um fóton de raio-x com energia de 100.000 eV (elétron-Volt).

4.3. RADIAÇÃO

A radiação emitida pelo tubo do equipamento de raio-x pode ser explicado segundo as leis de eletrodinâmica. Segundo as leis de Maxwell uma carga elétrica acelerada emite radiação e a quantidade de energia que a carga emite na unidade de tempo é dada pela forma de *Larmor*:

$$\frac{de}{dt} = \frac{q^2 a^2}{6\pi \epsilon_0 c^3}$$

Equação 1

Ao serem acelerados os eletros ganham energia e são direcionados contra um alvo; ao atingi-lo são bruscamente freados perdendo uma parte da energia adquirida durante a aceleração. Os resultados das colisões e da frenagem é a energia transferida dos elétrons para os átomos do elemento alvo. Este se aquece bruscamente, pois a maior parte da energia do feixe eletrônico é dissipada.

A brusca desaceleração de uma carga eletrônica gera a emissão de um pulso de radiação eletromagnética. A este efeito dá-se o nome de *bremsstrahlung*, que significa radiação do freio (do alemão *Bremsung* – Frenagem e *Strahlung* – Radiação).

Como a aceleração sofrida não é quantificada a radiação emitida também é contínua no seu espectro e pode tomar qualquer valor entre um valor mínimo e um valor máximo.

4.3.1 - Emissão de radiação

Ao atingir o anodo os elétrons acelerados interagem com os elétrons dos átomos deste, podendo excitar alguns ou arrancar elétrons nas camadas mais internas, sendo depois essas camadas preenchidas por elétrons das camadas mais externas. A energia assim emitida não pode ser explicada com base na eletrodinâmica, ela é explicada segundo as regras da mecânica quântica.

A energia da radiação emitida é quantificada e caracterizada pelo anodo em uso. O seu valor é dado pela equação de Bohr (abaixo) e esta é igual diferença de energia entre os níveis energéticos do átomo.

$$E = E_m - E_n$$

Equação 2

onde E_m é a energia da camada mais externa e E_n a da camada mais interna. Combinando o espectro de ambas as formas de emissão, temos o espectro de emissão dos raios-x.

4.4. TUBO DE RAIOS-X

O tubo de raio-X é formado por um tubo de vidro revestido por uma camada de óleo e chumbo, no seu interior há um filamento de tungstênio, um alvo de tungstênio e vácuo.

O tubo de vidro é revestido por chumbo, que por ser um material muito denso, tem grande absorção dos raios-X, e entre o vidro e o chumbo há uma camada de óleo para resfriá-lo. No tubo de raio-X há uma só abertura não revestida de chumbo e na qual são emitidos os raios-X na forma de um feixe piramidal (em forma de cone) que consegue “escapar” do tubo. Como

descrito, os fótons são produzidos em todas as direções, porém só existe um lugar para que “escapem” do tubo, e essa abertura é utilizada para direcionar o feixe.

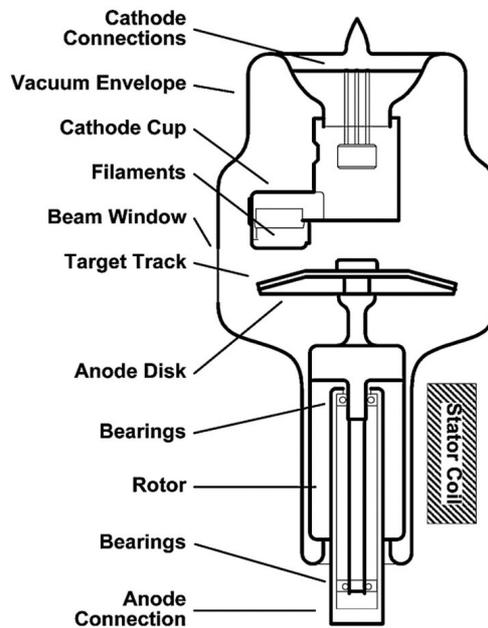


Figura 17: Tubo de raio-X e seus elementos

Fonte: Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do Corpo Humano

O filamento é normalmente feito de Tungstênio pois este material tem alto ponto de fusão e não derrete com o calor, já que 99% da energia produzida dentro do tubo de raio-X é na energia térmica. A queima do filamento é, talvez, a mais provável causa da falha de um tubo.

O alvo é a área do ânodo que recebe o impacto dos elétrons o alvo é um disco giratório. Este disco tem uma resistência grande à alta temperatura. Esse ânodo permite uma corrente mais alta, pois os elétrons encontram uma maior área de impacto. Com isso o calor resultante não fica concentrado apenas o que levaria em uma perda na qualidade da imagem bi-dimensional, já que uma imagem ficaria sobreposta à outra.

Outro elemento do tubo de raio-X é o corpo de focagem que é o focalizador dos elétrons que saem do cátodo e fazer com que eles “batam” no ânodo e não em outras partes.

A corrente do tubo é controlada pelo grau de aquecimento do filamento (cátodo). Quanto mais aquecido for o filamento, mais elétrons serão emitidos pelo mesmo, e maior será a corrente que fluirá entre o ânodo e o cátodo. Assim, a corrente de filamento controla a corrente entre o ânodo e o cátodo.

4.5. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

4.5.1. Introdução

A Tomografia Computadorizada é um método de formação de imagem que utiliza os mesmos princípios físicos do raio-X porém com mais recursos tecnológicos e maior qualidade nas imagens.

A principal diferença encontrada, além do preço, nos dois equipamentos é que as imagens geradas por um raio-X são bi-dimensionais e as imagens geradas em uma TC são tri-dimensionais, pois durante a geração do feixe o tubo está em movimento circular e em muitos casos há a necessidade de se ter uma imagem tri-dimensional para fazer o diagnóstico. Ainda falando das imagens geradas, outro ponto que difere o raio-X da TC é que nas imagens da radiografia convencional, como também é conhecido o raio-X não permite que se obtenha informações quantitativas sobre a densidade dos tecidos observados.

Na tomografia computadorizada, a geração de imagem é a mesma, o que muda é a forma com que essa imagem é processada. Como a própria palavra indica (em grego, *tomo* quer dizer corte ou fatia), a tomografia é uma técnica especial para a obtenção de imagem de uma seção (um corte), obtida pela emissão e detecção de feixes de raios-X em diversas direções.

As imagens tomográficas são reconstruídas através de um grande número de medições em diversas posições do sistema tubo-detector em relação ao objeto. Os dados coletados pelos detectores são convertidos em um sinal digital e enviados ao computador. A fatia irradiada é dividida em pequenas unidades de volume denominadas *voxel*.

Os detectores captam a parcela do feixe que atravessou o objeto, gerando um sinal elétrico que é convertido em um sinal digital e enviado para o computador. Após a aquisição de um grande número de medições, o computador fará o tratamento dessas informações para determinar a parcela do feixe absorvida por cada um dos voxels que compõem a fatia irradiada, que está associado ao valor do coeficiente de atenuação linear (μ) do tecido que compõe cada voxel.

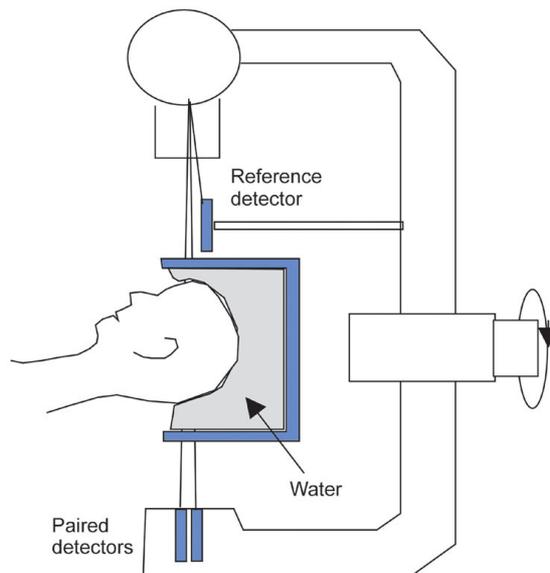


Figura 18: Reprodução da captação da imagem em TC

Fonte: Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do Corpo Humano

Determinado o valor da atenuação para cada voxel, o próximo passo consiste na construção da imagem digital que representará a fatia irradiada. Cada elemento componente da imagem digital é denominado *pixel*, e cada pixel representará na imagem através de um tom de cinza.

Como o equipamento de Tomografia Computadorizada utiliza muito mais o tubo de raios-X, o mesmo acumula muito mais calor, por isso a isolamento do tubo da TC é diferente dos tubos do raios-X.

A imagem tomográfica resultante é um mapa em escala de cinza que está diretamente relacionada aos coeficientes de atenuação linear de cada tecido atravessado pela radiação.

A qualidade dessa imagem gerada em TC depende de vários parâmetros, tais como: a natureza dos raios X (qualidade), o tipo de detectores de raios X, o número de detectores, a velocidade de medições, os algoritmos utilizados para a determinação das atenuações individuais, para a reconstrução da imagem, etc.

Os aparelhos de Tomografia Computadorizada hoje em dia são chamados de multi-slice. Estes são compostos por mais de 1.000 detectores, com tempos de cortes baixíssimos e altas resoluções de imagem.

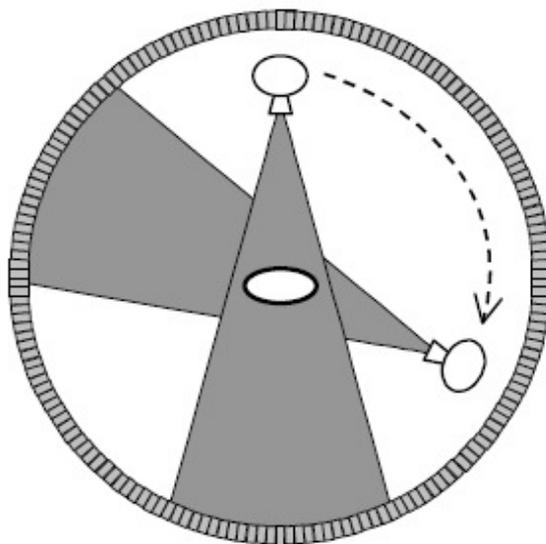


Figura 19: Movimento do tubo de raio-x em equipamentos de TC
Fonte: Tomografia Computadorizada e Ressonancia Magnetica do Corpo Humano

4.5.2. A Tomografia do ponto de vista da matemática

O problema essencial da tomografia é o da determinação da estrutura interna de um meio usando resultados de medidas da radiação que o atravessa. Para a interpretação dos resultados, considera-se a radiação como a migração de micro partículas em uma substância.

Podemos considerar a equação de Boltzmann como um modelo matemático adequado para descrever tais processos, onde aqueles coeficientes que descrevem a estrutura do meio são desconhecidos. Portanto, do ponto de vista da matemática, o problema da tomografia se formula como um problema de determinação de parâmetros para a equação de Boltzmann.

4.5.3. Protocolos

Outro ponto que difere a Tomografia Computadorizada do método da radiografia convencional são os parâmetros, que são necessários para a realização de exames e são chamados de Protocolos.

Nesses Protocolos é definida a tensão e a corrente mais adequada para cada exame. Quanto maior for a tensão utilizada maior será a penetração e menores os ruídos na imagem. Com a utilização de uma tensão menor, melhora a resolução de contraste. Por outro lado quanto maior a corrente, menores os ruídos na imagem, melhor o contraste, porém a dose de radiação emitida é maior.

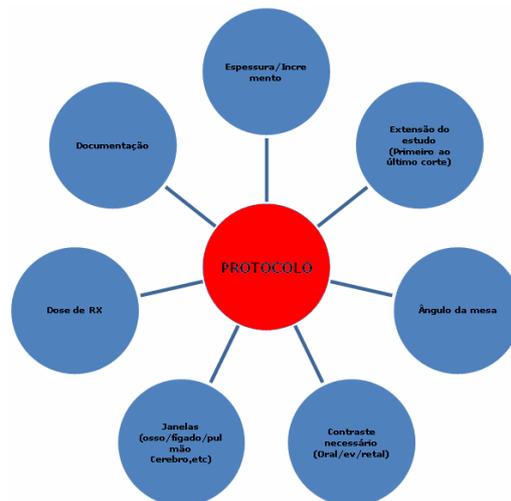


Figura 20: Parâmetros necessários para a definição de um protocolo em TC
Fonte: Física básica da tomografia computadorizada

Capítulo 5 – RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

5.1 - INTRODUÇÃO

Na técnica de Ressonância Magnética (RM) trabalha-se principalmente com as propriedades magnéticas do núcleo de hidrogênio (H). No núcleo há um próton, que tem carga positiva, e devido ao movimento giratório deste em torno do seu próprio eixo, gera-se um pequeno campo magnético, a esse movimento damos o nome de *spin* magnético.

A imagem de ressonância magnética baseia-se no sinal proporcionado pelo núcleo de hidrogênio H, por duas razões: o sinal magnético do núcleo do H é bem superior ao de outros núcleos magnéticos.

No corpo humano temos milhões de prótons. Quando os prótons não se encontram sob a influência de nenhum campo magnético exterior, o *spin* magnético de cada um deles está apontando para uma direção diferente, de maneira que a soma vetorial de todos eles é igual a zero.

Com o local a ser examinado no centro do magneto, os *spins* começam a “sentir” o efeito do campo magnético externo B_0 e orientam-se em paralelo ou anti-paralelo ao B_0 . Para os *spins* poderem ficar antiparalelo ao B_0 eles precisam de um pouco mais de energia. Por isso, no estado de equilíbrio, temos um pequeno excesso de *spins* em paralelo ao B_0 .

A magnetização deve ser deslocada para um eixo perpendicular (transversal) a B_0 . Uma vez a magnetização estando sobre o eixo transversal, a onda de RF é desligada e pode-se medir a magnetização com o receptor no eixo transversal. A magnetização diminui com o tempo por causa do processo de relaxamento, que é o mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio.

É nesse momento, no relaxamento, que um sinal elétrico é emitido e captado por bobinas que estão acopladas na região a ser diagnosticada. Essas bobinas recebem esse sinal e enviam a

um computador. O computador recebe esse sinal elétrico, decodifica esse sinal e o transforma em pixels. Esses pixels em uma matriz formam uma imagem.

Em alguns tipos de exames (para tipos de imagens diferentes) trabalha-se com contrastes externos intravenosos. Trata-se de contrastes líquidos que é ingerido oralmente ou contrastes injetáveis. Os elétrons desse gás podem interagir intensamente com os spins magnéticos dos nossos prótons, fazendo com que estes relaxem rapidamente.

Através da técnica de Ressonância Magnética, pode se obter vários tipos de imagens, como pesadas em fluxo (angiografias), difusão, perfusão, imagens morfológicas ou imagens funcionais (através das quais pode se estudar a ativação cerebral). Outra aplicação da RM é a espectroscopia que representa um análise bioquímica do tecido “in vivo”.

A Figura 21 abaixo apresenta um fluxograma da geração da imagem em equipamentos de ressonância magnética:

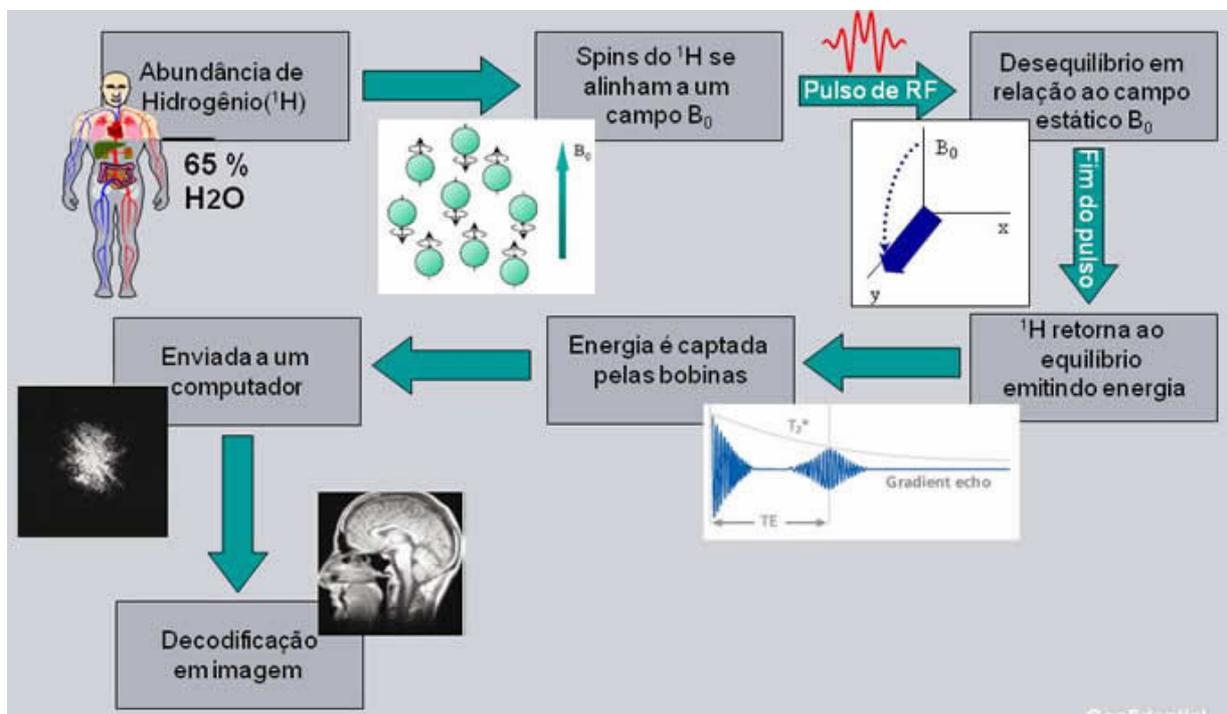


Figura 21: Fluxograma da formação de imagem em RM
Fonte Adaptado: The Principles of Magnetic Resonance Imaging

5.2 - O FENÔMENO DA RESSONÂNCIA

A ressonância é um fenômeno que está presente em muitos sistemas mecânicos, acústicos e principalmente elétricos e magnéticos, ocorrendo quando as vibrações naturais e a frequência são equivalentes. A Ressonância Magnética é gerada através de um momento angular intrínseco chamado spin.

Com o campo magnético (B_0) criam-se forças magnéticas criando um movimento de precessão sendo pressionado pelo campo gravitacional. Esse movimento tem a forma de um cone como mostrada na figura 22:

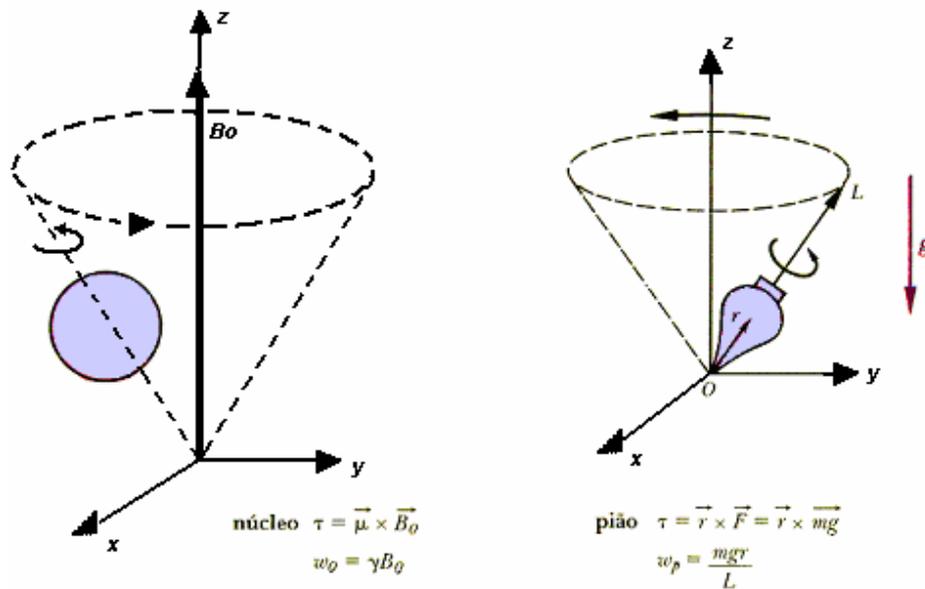


Figura 22: Visão clássica do movimento de precessão do núcleo.
Fonte: Paramagnetic Resonance: An Introductory Monography

Semelhança entre o movimento de precessão de um núcleo, que possui momento magnético (μ), em um campo magnético (B_0), e o movimento de um pião de brinquedo, que possui um momento orbital (L), no campo gravitacional (g).

A frequência do movimento de precessão, chamada de frequência de Larmor (ω_0), é diretamente proporcional à intensidade do campo magnético.

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad \text{Equação 3}$$

Onde γ é um valor variável, dependendo do elemento, e é a constante de razão giromagnética.

5.3. FORMAÇÃO DE IMAGEM

Conforme citado anteriormente os princípios físicos nos quais baseia esta técnica de imagem. O objetivo agora é entender de que forma o sinal é medido, que informações contém e de como a partir dela, a imagem é construída.

O tempo de relaxação T2 é encurtado pela presença de heterogeneidades do campo magnético estático que são constantes no tempo e cujo efeito se pretende anular. Alguns instantes após a ação do impulso de radiofrequência os spins encontram-se já com diferentes velocidades angulares, devido às diferenças no valor do campo magnético a que cada um está sujeito.

Se, em determinado momento, for aplicado um novo impulso de radiofrequência, mas, desta vez, de 180° (ou seja, que faça a população de spins 'rodar' de 180°), então, inverte-se a posição relativa dos spins (os que estão a rodar com maior velocidade, encontram-se agora mais atrasados). Este procedimento implica, então, que passado algum tempo os spins se reagrupem (fiquem, novamente, em fase) sendo responsáveis por novo aumento na magnetização transversal - eco de spin.

Na verdade, esperar-se-ia que a magnetização transversal fosse completamente recuperada se, durante este processo, as velocidades angulares dos spins fossem sempre constantes, o que não se passa⁵. Como seria de esperar, as interações entre spins, estão sujeitas a algumas oscilações pelo que os seus efeitos, ao contrário dos correspondentes às

heterogeneidades do meio, prevalecem, e são responsáveis pela diminuição gradual da magnetização transversal

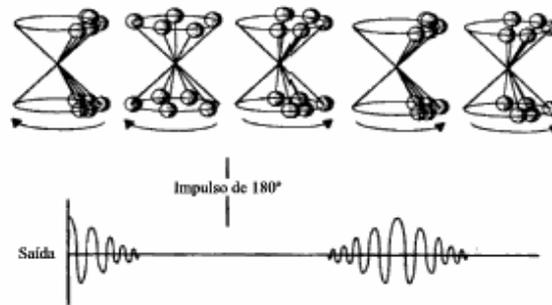


Figura 23: Esquema da evolução da magnetização transversal com o comportamento dos spins, em resposta a um impulso de 180°

Fonte: Paramagnetic Resonance: An Introductory Monography

À constante de tempo que caracteriza este decaimento dá-se o nome de tempo de relaxação spin/spin e tem o símbolo T_2 . Este é, a par da densidade protônica e do tempo de relaxação spin/rede - T_1 -, um dos parâmetro responsáveis pela distinção entre os tecidos.

Abaixo um esquema explicativo sobre como, através da técnica de ecos de spin, é possível obter um sinal que é dependente apenas das interações entre os spins e não considera as heterogeneidades do campo magnético estático.

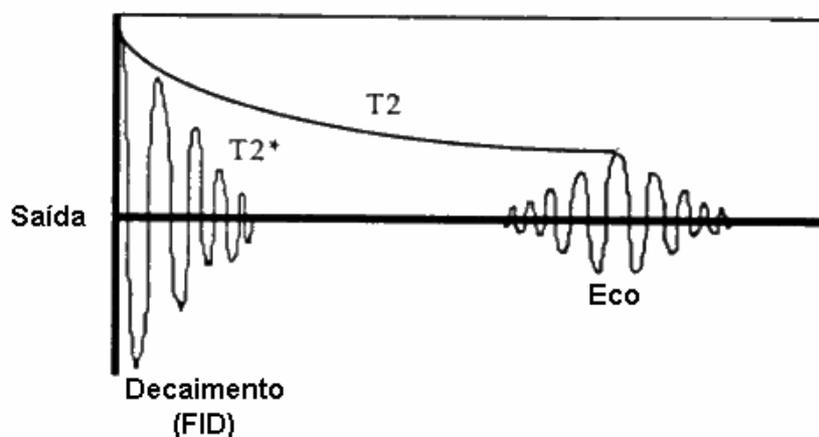


Figura 24: Esquema explicativo sobre as interações entre os spins
Fonte: The Principles of Magnetic Resonance Imaging

Atualmente, a formação de imagens de RMN implica sequência de diversos impulsos que enfatizem os parâmetros que mais nos interessam. Uma destas sequências que terá sido amplamente utilizada corresponde à repetição sequencial de um impulso de 90°, seguido de vários de 180°. Nesta sequência dá-se o nome de TE ao tempo entre dois impulsos de 180° e de TR a dois impulsos consecutivos de 90°.

5.4. INTENSIDADE DO SINAL

O sinal medido em imagens de RM é a magnetização transversal total dos tecidos. Seja, então, I a intensidade desse sinal e observe-se que:

- A intensidade do sinal é tanto mais intensa quanto maior for a densidade protônica

$$I \propto n \quad \text{Equação 4}$$

- 2. A intensidade do sinal depende de T_2 segundo a expressão (ver figura 25):

$$I \propto f(e^{-TE/T_2}) \quad \text{Equação 5}$$

- 3. A intensidade do sinal depende de T_1 segundo a expressão (ver figura 25):

$$I \propto f(1 - e^{-TR/T_1}) \quad \text{Equação 6}$$

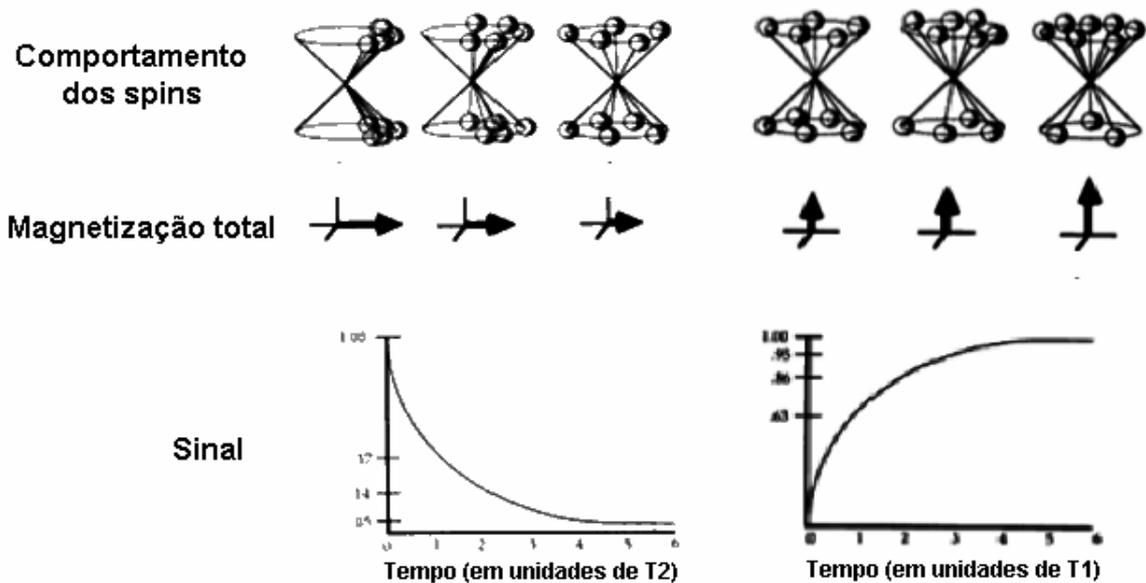


Figura 25: Esquema explicativo do comportamento da magnetização devido a T2 e a T1
 Fonte: The Principles of Magnetic Resonance Imaging

Uma forma simples de compreender o comportamento da magnetização devido a T1 e a T2 é imaginando os casos limite em que $T1 \gg T2$ e $T1 \ll T2$. No primeiro caso o vetor magnetização começaria por rodar do plano xy para o eixo z – direção do campo magnético estático – e, seguidamente, aumentaria a sua amplitude, enquanto que no segundo, o módulo da magnetização aumentaria e só depois sofreria rotação .

Refira-se, a este propósito, que a gama de valores de T1 e T2 em tecidos biológicos são, respectivamente, [200 ms,2000 ms] e [50 ms, 500 ms].

5.5. O SINAL DE RMN

Cada voxel de volume dv tem um momento $MT(t)dv$ na presença de $B1$, que se comporta como um pequeno magneto que gira na frequência de *Larmor* e que induzira na bobina receptora uma pequena força eletromotriz (F.E.M) oscilante de mesma frequência e com amplitude decrescendo de forma exponencial com o tempo, prevista pela equação 7.

$$M_z(t) = M_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \right]$$

Equação 7

A este fenômeno, dá-se o nome de sinal *Free Induction Decay* ou FID (figura 28), cuja amplitude medida de um voxel nuclear individual é proporcional a densidade local de prótons.

O sinal resultante de RMN será dado pela soma do sinal produzido pelos voxels e a amplitude do sinal será proporcional a quantidade de núcleos presentes na amostra.

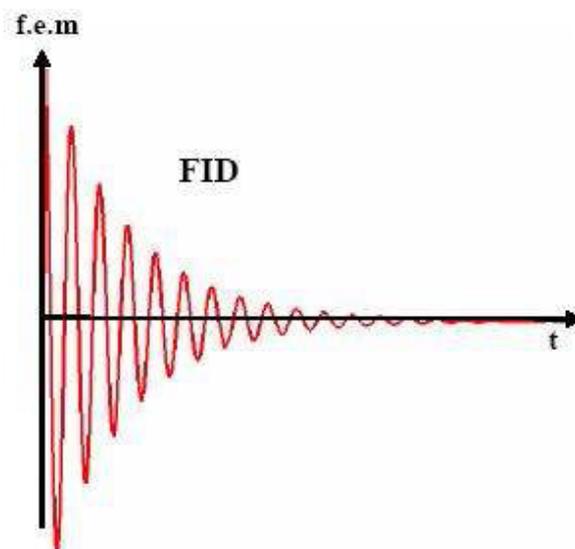


Figura 26: F.E.M. diminuindo exponencialmente com o tempo – FID
 Fonte: Nuclear magnetic resonance (NMR) relaxation spectroscopy in tissues

5.6. RELAÇÃO SINAL RUÍDO

Quando falamos de ressonância magnética um fator que pode comprometer a qualidade dessa ressonância são os chamados ruídos que podem afetar seriamente a interpretação ou exatidão de uma medida.

Esse ruído é medido pela sua intensidade e caracterizado pelo chamado Relação Sinal Ruído. Em ressonância esse fator é o mais importante, pois se não tivermos uma relação sinal ruído baixa irá comprometer o diagnóstico da imagem.

Essa relação é diretamente proporcional a raiz quadrada do número de vezes que a amostra é excitada, logo é uma relação entre o sinal médio e o desvio padrão do ruído. Portanto podemos melhorar essa relação repetindo o experimento N vezes e calculando a média do sinal obtido.

5.7. INTERFERÊNCIA EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Toda imagem por ressonância magnética sofre algum tipo de interferência. Desta maneira, é muito importante que se conheça a causa dessa interferência para que possa ser feita uma possível compensação. Algumas interferências são irreversíveis, sendo apenas reduzidas e não eliminadas. Outras podem ser completamente evitadas.

As interferências de maiores importâncias são a de susceptibilidade magnética e a de movimento e são sobre esses dois tipos que será estudado abaixo.

5.7.1. Susceptibilidade magnética

Susceptibilidade magnética é a habilidade de uma determinada substância para se tornar magnetizada. Diferentes tecidos ou materiais possuem diferentes susceptibilidades magnéticas, o que resulta em uma diferença na frequência e na fase de precessão dos spins. Isto causa uma defasagem na interface dos tecidos e uma perda de sinal (Smith & Lange, 1998).

A figura 27 ilustra uma região com um campo magnético homogêneo em que um objeto com uma susceptibilidade magnética mais elevada foi colocado. Em consequência, as linhas do campo magnético “dobram-se” no objeto e desta maneira, os campos se tornam mais fracos em algumas posições ao redor do objeto e mais fortes em outras.

Esta distorção é sentida pelo campo magnético estático B_0 , pelo campo da radiofrequência e pelos gradientes de campo. Pequenas áreas com ausência de sinal ou um decréscimo em sua intensidade, são vistas frequentemente em interfaces entre ar e tecidos moles ou entre ossos e tecidos moles.

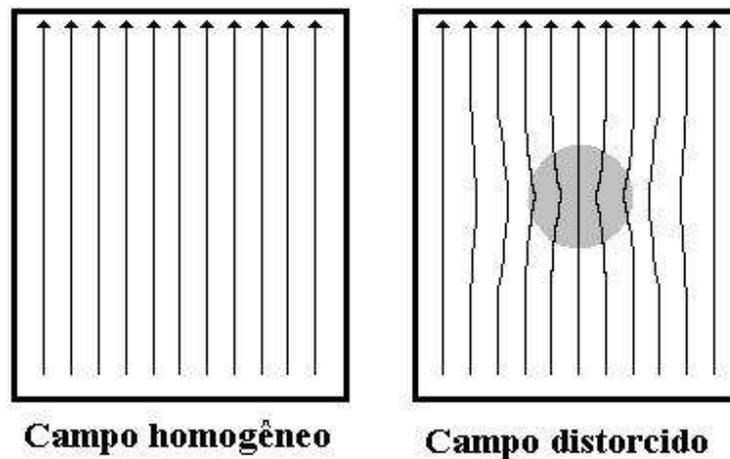


Figura 27: Ilustração da distorção do campo devido à presença de um material com susceptibilidade magnética maior que a do meio.

Fonte: Nuclear magnetic resonance (NMR) relaxation spectroscopy in tissues

5.7.2. Interferência de movimento

As interferências de movimento são causadas pelos movimentos dos objetos imageado ou de uma parte desse objeto durante a sequência de aquisição.

O movimento do objeto inteiro resulta em um borrão da imagem toda, com uma imagem fantasma na direção de codificação de fase.

Movimentos pequenos resultam em uma pequena distorção da imagem. Este movimento causa um “fantasma” através da imagem.

Capítulo 6 - ESTUDO DE CASO

6.1. INTRODUÇÃO

Como foi apresentado anteriormente, há vários tipos de métodos de geração de imagens em equipamentos médicos e esse número cresce cada vez mais.

A primeira razão para a existência de várias técnicas de produção de imagens é que nenhuma única modalidade satisfaz todos os requisitos simultaneamente. Pois cada técnica é útil num ou mais aspectos e fraca para outros.

Apresentaremos um comparativo entre os métodos mais eficazes de geração de imagens em equipamentos médicos, são eles a Ressonância Magnética e a Tomografia Computadorizada, sem esquecer é claro de citar os exames de Raio-X e de exames de Ultra-som.

Uma técnica de produção de imagens adequada deverá produzir imagens com altas resoluções (espacial e temporal) de contraste e de tons na imagem. Deverá descrever bem as funções e as estruturas anatômicas, deve ser livre de risco (não deverá usar radiações muito fortes) e preferencialmente, ter baixo custo e ser portátil.

A seleção da técnica mais apropriada para um particular diagnóstico requer uma comparação técnica que será feita a seguir.

A Ressonância Magnética pode ser utilizada como uma técnica de diagnóstico de grande sensibilidade para detectar alterações específicas do corpo humano em partes não densas, como músculos, tendões, veias e órgãos.

Já a Tomografia Computadorizada, assim como o raio-x mas com muito mais riqueza de detalhes, tem uma finalidade bem diferente, ela é utilizada para gerar imagens de partes densas como os ossos.

Já o Ultra-som, é utilizado para exames mais rápidos e não tem nenhum tipo de pré-requisito nem contra indicação.

6.2. VANTAGENS DE CADA MÉTODO

Serão mostradas agora todas as vantagens de cada método de geração de imagens citadas anteriormente.

O Raio-X é o método mais convencional de exames radiológicos. Esses exames são os mais utilizados na geração de imagens pois seu valor de compra é muito menor (Cerca de 10 vezes mais barato do que a tomografia computadorizada) e seu tamanho é bem reduzido comparado a outros métodos. A vida útil desse equipamento é de 15 anos.

Outra características que torna o Raio-X o método mais utilizado é que o seu custo operacional (Custo de peças, materiais de consumo, não tem necessidade de ar condicionado e a sala pode ser pequena) é bem menor comparado a outros métodos, equipamento mais simples, podendo assim ser consertado mais facilmente sem com um custo muito menor e principalmente. Outra vantagem importante é que o valor do exame e o tempo de exame são muito menores em relação a outros métodos.

Já a Tomografia Computadorizada tem como principal vantagem a qualidade de imagem, que é muito superior ao Raio-X e visualiza as mesmas áreas, por isso quando é necessário uma qualidade maior no diagnóstico, o exame de Tomografia é o recomendável já que, para suas aplicações, um exame de Tomografia apresenta 99,99% dos problemas e imperfeições.

O Ultra-som é o meio mais seguro para diagnóstico por imagem, não tem nenhum tipo de contra indicação e pode ser instalado em uma sala muito menor do que os outros equipamentos.

Seu custo inicial e operacional também é mais baixo do que os outros equipamentos.

A Ressonância Magnética tem na qualidade de imagem sua principal vantagem. Seu exame é solicitado sempre que há a necessidade de um estudo aprimorado da lesão ou doença.

Outra vantagem significativa é que a Ressonância Magnética não utiliza de radiação ionizante em seus princípios físicos, por isso a fatia de mercado que não pode ser exposta por esse tipo de princípio têm no exame de Ressonância Magnética sua principal alternativa.

6.3. DESVANTAGENS DE CADA MÉTODO

Nesse tópico serão apresentadas todas as desvantagens de cada método de geração de imagens citadas anteriormente.

O Raio-X tem algumas desvantagens. Por se tratar de um método ionizante acaba limitando que algumas pessoas façam esse tipo de exame. Outra desvantagem é em relação a qualidade e nitidez da imagem gerada, que em alguns exames não captam com qualidade a imagem e com isso impossibilitam um diagnóstico seguro.

A Tomografia Computadorizada também utiliza de radiação iônica como princípio físico para formação de imagem e por isso limita exames em alguns pacientes. O seu custo inicial e operacional são muito altos comparado ao do Raio-X

O Ultra-som tem como principal desvantagem a qualidade de imagem, sua imagem é muito pobre quando falamos em riquezas de detalhes, mas as tecnologias atuais têm melhorado cada vez mais a imagem do Ultra-som.

A Ressonância Magnética utiliza em seu princípio físico um campo magnético, por isso algumas pessoas não estão autorizadas a fazer esse tipo de exames.

O custo operacional e inicial, mais o espaço físico necessário para a instalação do mesmo, o torna, muitas vezes, inviável para pequenos estabelecimentos de saúde.

6.4. COMPARATIVO ENTRE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.

Faremos agora uma comparação apenas entre os dois métodos mais eficazes e precisos da radiologia, a Ressonância Magnética e a Tomografia Computadorizada.

Esses dois métodos têm finalidades um pouco diferentes, porém os equipamentos atuais conseguem gerar qualquer tipo de imagem, mesmo que não seja sua especialidade.

A tabela abaixo mostra alguns parâmetros de comparação entre os dois métodos:

X	Ressonância Magnética	Tomografia Computadorizada
Preço do equipamento	1.200.000,00 Reais	500.000,00 Reais
Contrato de Manutenção	200.000 Reais / Ano	120.000,00 Reais / Ano
Qualidade de Imagem	Melhor método de Radiologia	Ótima qualidade de imagem.
Espaço Necessário	35 m ²	24 m ²
Limitações	Pacientes que utilizam marca-passos ou tenham pinos de ferro.	Gestantes e pessoas que já entraram em contato com grande quantidade de radiação
Necessidades Extras	Estar longe de passagens, elevadores e da fiação elétrica.	Nenhuma

Tabela 1: Comparativo entre os métodos de Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada. Os valores e informações acima são de equipamentos mais simples de cada método Equipamentos novos da Siemens LTDA.

Além desses parâmetros há outros que podem ser comparados. O valor que o paciente paga pelo exame da Ressonância Magnética é muito maior em relação ao da Tomografia Computadorizada.

O último parâmetro a ser comentado é a qualidade de imagem, que o equipamento de Ressonância Magnética tem uma tecnologia melhor nesse parâmetro por isso sua imagem é superior a de todos os outros métodos radiológicos, inclusive a Tomografia Computadorizada.

CAPÍTULO 7 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou os métodos e equipamentos de geração de imagens existentes, bem como suas técnicas, física aplicada e suas aplicações.

Foi mostrado nesse trabalho que existem diferentes tipos de equipamentos, mas que todos têm suas funções definidas e distintas, que cada método e equipamento têm sua finalidade e com isso há a necessidade de ser utilizado todos os métodos de geração de imagem em nosso cotidiano. Por isso é muito importante a existência de várias técnicas de produção de imagens, já que nenhuma única modalidade satisfaz a todos os requisitos simultaneamente. Logo cada técnica é útil num ou mais aspectos e fraca para outros.

Uma técnica de produção de imagens adequada deverá produzir imagens com altas resoluções (espacial e temporal) de contraste e de tons na imagem, deverá descrever bem as funções e as estruturas anatômicas e deve ser livre de risco para o paciente e preferencialmente, ter o menor custo possível.

Foi realizada uma comparação técnica dos métodos e equipamentos estudados para conhecer qual a técnica mais apropriada em um diagnóstico particular.

Foi visto que a Física e a Engenharia estão inteiramente interligadas a tecnologia de software, hardware e da criação de novos métodos e equipamentos e aperfeiçoamento dos mesmos. Por isso esse trabalho tem a finalidade de apresentar essa área aos engenheiros e outros profissionais que possam se interessar A conhecer mais sobre essa área , ainda pouco explorada pelos engenheiros eletricitas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

PANEPUCCI H., TANNÚS A. The Principles of Magnetic Resonance Imaging, 1994.
Disponível em: <http://mri.if.sc.usp.br/port/> Último acesso em 15 de outubro de 2009.

Física dos Equipamento Médicos. Disponível em:

<http://www.siemens.com.br/templates/coluna1.aspx?channel=2129>

REITZ J. R., MILFORD F. J., CHRISTY R. W.; tradução de Rene Balduino Sander e Carlos Duarte. Fundamentos da Teoria Eletromagnética. 3ª ed. Rio de Janeiro, Campus, 1988.

Horii. Steven. C. Computer applications in diagnostic imaging. Clinics in Chest Medicine, 1991, Mar, 12(1):1-17.

Shortliffe, E. H.; Perreault, L. E.; Wiederholt G.; Fagan, L. M. Medical Informatics. Computer Applications in Health Care. Addison Wesley, Reading, Mass.; USA, 1990.

Abad, O. M.; Blanco, A. N.; Somonte, E. E.; Processamiento de imágenes por computadora. Su aplicación en la medicina. Rev. Ata Médica 3(2):245-250, 1989.

Basic Principles of Image Processing. *AM J Clin Pathol.* 1992 nov, 98(5)493-501

Grupo de Correlação Angular (GCA/CBPF), *Estudos de Interações Hiperfinas em Sistemas Físicos*, <http://www.cbpf.br/GrupPesq/CorrelAng.html>, 29 Mai 2001.

Slichter, C. P., Springer Verlag, Principles of Nuclear Magnetic Resonance, 1993

Pake, G. E., W. Benjamin; Paramagnetic Resonance: An Introductory Monography, 1962

ABRAGAM A., The principles of nuclear magnetism. Oxford, Oxford University Press, 1961.

BARROILHET L. E., MORAN P. R. Nuclear magnetic resonance (NMR) relaxation spectroscopy in tissues. *Medical Physics* 2 (4): 191-194, 1975.

HAGAA, J. R.; et al. *Tomografia Computadorizada e Ressonancia Magnetica do Corpo Humano*, 3a edicao, Guanabara-Koogan, 1996.

WELLS, P.N.T. *Princípios Físicos no Diagnóstico de Ultra-som*. London: Academic Press, 1969.

WELLS, P.N.T. *Biomedical Ultrasound*. London: Academic Press, 1977. CHRISTENSEN, D. A. *Ultrasonic Bioinstrumentation*. , New York: John Wiley & Sons, 1988.

PAPOTI, D. *Transdutores de RF para experimentos de imagens Sao Carlos*, 2006. Dissertacao (Mestrado) - Instituto de Fisica de Sao Carlos, Universidade de São Paulo.

XAVIER R. F. *Desenvolvimento e construcao de bobinas de gradiente com Blindagem Ativa (Active Shielding) com aplicacao em Imagens por RMN*. Sao Carlos, 2000. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Fisica de Sao Carlos, Universidade de Sao Paulo.

C. Farrar, E.D. Becker, *Pulse and Fourier Transform NMR*, Academic Press (New York 1971).

Dra. Claudia da Costa Leite, *Física básica da tomografia computadorizada*, 2001.

Panepucci, H.C., Donoso, J.P., Tannus, A., Becmann, N., Bonagamba, T.J., *Tomografia por Ressonância Magnética Nuclear : Novas Imagens do Corpo* , *Ciência Hoje*, v.4, n.20, p.46, 1985.

R. Eisberg & R. Resnick, *Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas*, Editora Campus, 1979.