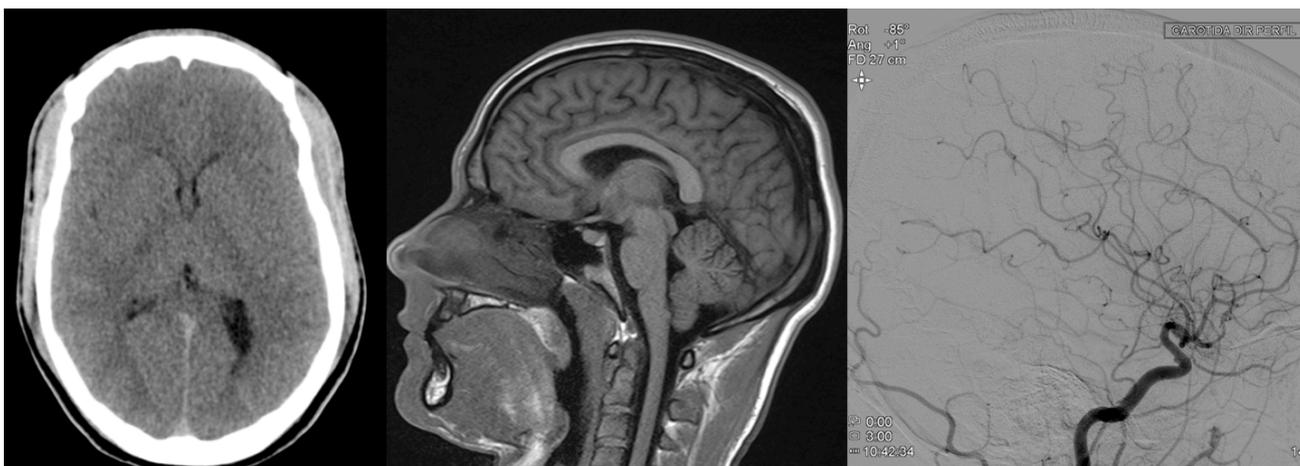
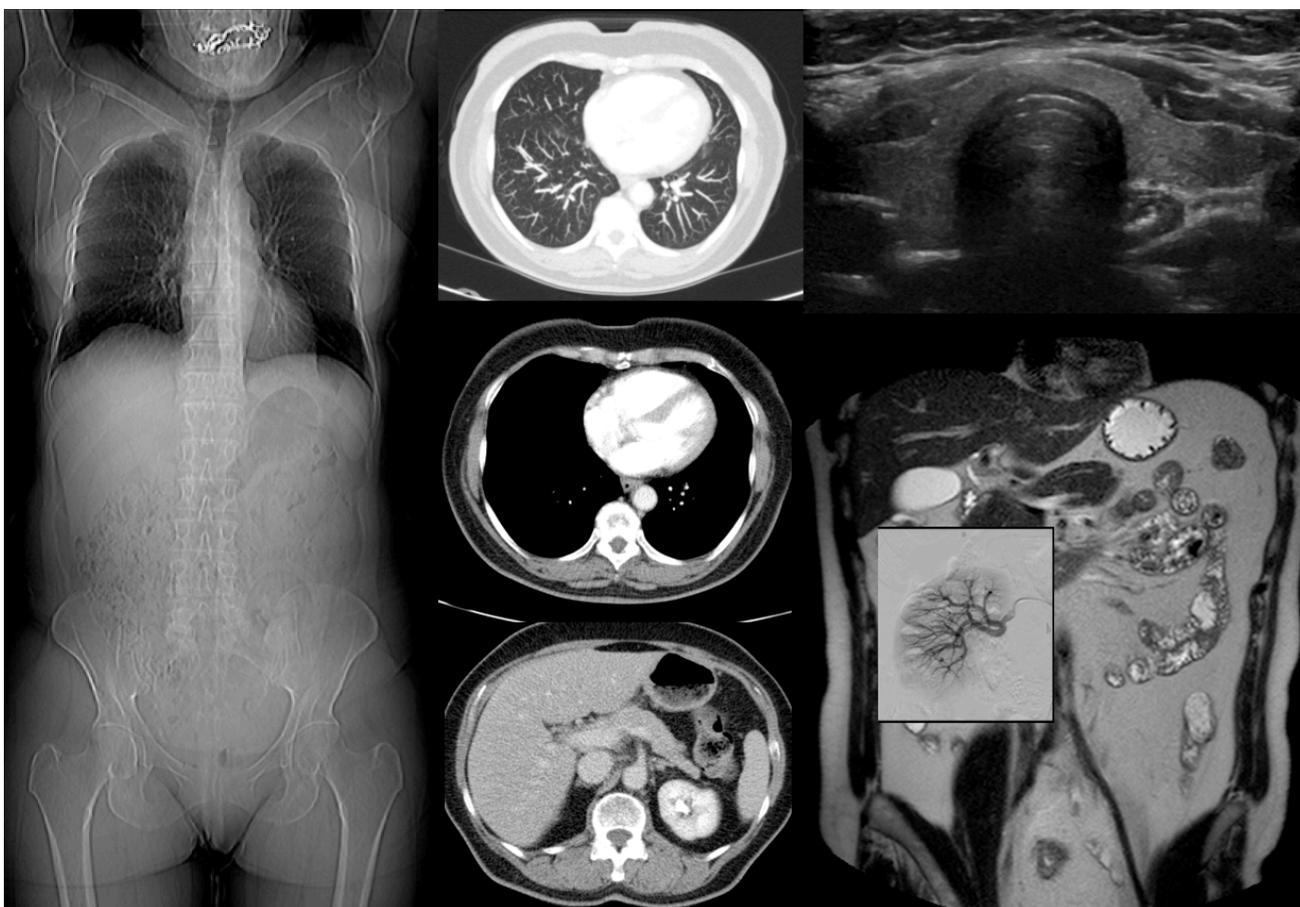


COMPILAÇÃO DE ANOTAÇÕES ESSENCIAIS DOS TEMAS

RCG0381 – Noções básicas de Diagnóstico por Imagem

2018

Material produzido pelos monitores do 4º ano, Vinícius Fozatti Bragagnollo e Bruno Quintino de Oliveira, sob supervisão do Prof. Jorge Elias Jr. Trata-se de material em construção, portanto parcial e bastante resumido – não substitui as atividades, aulas e bibliografia recomendada.



Radiação Ionizante

Princípios Físicos

Radiação Ionizante é a energia eletromagnética cujo comprimento de onda é capaz de retirar elétrons dos átomos do meio por onde passa, produzindo íons. As partículas produtoras de Radiação Ionizante podem ser diretamente ionizantes (eletricamente carregadas), ou indiretamente ionizantes (eletricamente neutras). *Dentre as radiações ionizantes, pode-se mencionar os raios gama, os raios-X, e os raios cósmicos.*

Devido a esse poder penetrante, as Radiações Ionizantes, apesar de poderem ser prejudiciais à saúde, também têm grande aplicabilidade na medicina para com a obtenção de imagens do corpo humano.

Efeito Biológico

No processo de interação com a matéria, ocorre uma transferência de energia que pode provocar excitação ou ionização de átomos, com a consequente alteração das moléculas a que pertencem. Se as moléculas afetadas estão em uma célula viva, ela pode ser danificada, acarretando em efeito biológico.

O **Efeito Biológico** constitui a resposta natural de um organismo, ou parte dele, a um agente agressor ou modificador. Os danos causados pela Radiação Ionizante podem ser **reversíveis** ou **irreversíveis**. Dentre os danos celulares, o mais importante acometimento é o do DNA, podendo acarretar em aberrações cromossômicas, morte prematura da célula, incapacidade de multiplicação, ou ainda transformação em uma célula viável, porém modificada.

Quando a quantidade de danos biológicos é pequena, o organismo pode se recuperar sem grandes repercussões. Um tecido atingido por uma dose de radiação única e de baixo valor tem muitas condições de recuperar sua integridade, mesmo que nele haja um certo percentual de morte de suas células. Por exemplo, após a exposição a raios-X ou gama, pode ocorrer uma redução de leucócitos, hemácias e plaquetas e, após algumas semanas, seus níveis retornam aos títulos anteriores de contagem no sangue. Nestas condições, pode-se dizer que o dano foi reversível.

Em uma pessoa exposta à radiação, o dano biológico produzido na mesma não se transmite. O que pode eventualmente ser transmitido é um efeito de doses elevadas, que lesando significativamente as células reprodutivas, pode resultar num descendente portador de defeito genético. Não há relação nenhuma entre a parte irradiada numa pessoa e o local de aparecimento do defeito no organismo do filho.

O Efeito Biológico, no entanto, acomete diferenciadamente cada indivíduo. A resposta à exposição é o resultado estatístico obtido através de vários experimentos, in vivo, in vitro, e de acidentes com radiação. Existem alguns fatores, tais como a idade, o sexo e o estado físico, que modificam a resposta ou o efeito biológico. Por exemplo, as mulheres são mais sensíveis e devem ser mais protegidas contra a radiação que os homens. Isto porque possuem órgãos reprodutores internos e os seios, tecidos muito sensíveis à radiação. Além disso, existe o período de gestação, onde o feto apresenta a fase mais vulnerável à radiação e a mãe, tem seu organismo bastante modificado em forma, composição hormonal e química.

Entretanto, para efeito de segurança, em proteção radiológica, considera-se que o efeito biológico produzido por radiação ionizante é de **caráter acumulativo**, ou seja, despreza-se o reparo do dano. Em outras palavras, o acometimento de um ser vivo é decorrente da somatória da exposição à radiação durante toda sua vida, e não decorrente de uma exposição pontual (como, por exemplo, ao fazer uma única radiografia).

Classificação dos Efeitos Biológicos

Os efeitos biológicos podem ser classificados quanto:

- À dose absorvida:

- *Estocásticos*: probabilidade estatística em função da dose absorvida; não possui limiar de ocorrência. Pode ou não acontecer, aleatoriamente, mas as chances aumentam quanto maior é a exposição, sendo as doses acumulativas. Ocorre, por exemplo, no radiodiagnóstico.
- *Determinísticos*: a partir de certo valor de radiação a qual o indivíduo é exposto, já se pode premeditar que haverá o desencadeamento de efeitos biológicos. Quanto maior a absorção, mais grave é o efeito. Abaixo do limiar de dose, não se detecta efeito algum. Ocorre, por exemplo, na radioterapia.
- Ao tempo de manifestação:
 - Imediatos
 - Tardios ou Retardados
- Ao nível de dano:
 - Somáticos: quando há o acometimento de células somáticas.
 - Genéticos: quando há o acometimento de gônadas.

Radioproteção

Objetivos da Proteção Radiológica

A Radioproteção objetiva:

- Proteger a pessoa e seu ambiente dos efeitos nocivos das radiações ionizantes e das substâncias radioativas e ao mesmo tempo possibilitar aos seres humanos desfrutar todos os benefícios que se podem originar do uso de energia atômica.
- Evitar a ocorrência de efeitos determinísticos.
- Limitar a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos a níveis aceitáveis.

Princípios básicos para Radioproteção

- **Princípio da Justificação**: Qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade.
- **Princípio da Otimização**: O projeto, o planejamento do uso e a operação de instalação e de fontes de radiação devem ser feitos de modo a garantir que as exposições sejam tão reduzidas quanto razoavelmente exequível, levando-se em consideração fatores sociais e econômicos.
- **Princípio da Limitação da Dose Individual**: As doses individuais de trabalhadores e de indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de dose equivalente estabelecidos em normas.

Fatores de Radioproteção

A proteção às radiações tem uma íntima relação para com o tempo de exposição a elas, a distância do indivíduo acometido à fonte de radiação, e a blindagem.

Noções de Blindagem

Raios-X, bem como os Raios-Gama, têm grande poder de penetração e podem passar através do corpo humano. Espessuras de concreto, chumbo ou água são usadas como barreiras de proteção para esses tipos de radiação.

Limites de Doses Anuais

À título de classificação, trabalhadores devem ser considerados como aqueles indivíduos expostos à radiação no meio ocupacional. No meio profissional, essas pessoas devem utilizar dosímetros, dispositivos que absorvem do meio a mesma quantidade de radiação que os indivíduos que o estão portando. Dessa forma, pode-se avaliar se o trabalhador está ou não sendo exposto indevidamente à radiação, e obter o valor dessa dose. A unidade utilizada para quantificar essa dose é o Silvert (Sv).

Tipos de Radiação

Raio-X

Introdução

A descoberta dos raios-X por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895, inaugurou o diagnóstico por imagem na medicina, mostrando pela primeira vez as estruturas internas do corpo, possibilitando a distinção entre a anatomia normal e patológica sem a abertura da pele.

As duas principais qualidades dos raios-X (RX), em termos de aplicação clínica são a enorme resolução espacial e capacidade de documentação panorâmica da região irradiada. Por outro lado, suas limitações principais são a superposição de imagem, decorrente da representação em um plano bidimensional de uma estrutura tridimensional, e a limitada capacidade de distinção tecidual.

Instrumental

Os principais componentes de um tubo de raios-X são: o filamento (tungstênio - fonte de elétrons / cátodo), o tubo de vidro a vácuo revestido por óleo e chumbo, o alvo (tungstênio - anodo), base giratória (molibidênio) e o rotor.

Princípios Físicos

Produção dos Raios-X

Um Raio-X consiste-se em um feixe discreto de energia eletromagnética, chamado fóton, como a luz e o infravermelho, por exemplo. Os fótons de Raio-X são de pequeno comprimento de onda, e possuem alto poder de penetração em objetos opacos.

O dispositivo que gera Raios-X é chamado de *Tubo de Coolidge*, um tubo oco à vácuo. Em uma extremidade desse tubo, há um cátodo (carga negativa), que, ao ser submetido a uma alta voltagem, torna-se incandescente, gerando um alto fluxo de elétrons, que, após acelerados, são dirigidos e atingem o alvo (placa ou ânodo, confeccionado em tungstênio). Nesse momento, ocorre o processo de *frenagem*, em que aqueles elétrons são muito rapidamente desacelerados, ocorrendo a conversão de sua energia cinética em energia eletromagnética, liberando os fótons de Raio-X.

Uma vez que a energia transportada por cada fóton é proporcional à frequência, os fótons de raios-X são muito mais energéticos do que, por exemplo, os fótons da luz, podendo ionizar prontamente os átomos nos materiais com os quais colidem.

Interação dos Raio-X

Devido ao seu pequeno comprimento de onda, os Raios-X são capazes de interagir com a matéria em nível atômico. Ademais, os Raios-X são mais penetrantes que os outros tipos de radiação ionizante, como partículas α e β , uma vez que não possuem carga elétrica.

Os Raios-X podem ser absorvidos ou espalhados pelos elétrons. Dependendo da energia do fóton incidente, existem quatro principais tipos de interação em nível atômico:

- Espalhamento não modificado – espalhamento puro.
- Efeito Compton – Espalhamento e absorção:
O Raio-X ricocheteia um elétron da periferia atômica, perde parte da energia, e desvia a direção de sua trajetória. O elétron ricocheteado, por sua vez, pode ionizar centenas de átomos na vizinhança.
- Efeito Fotoelétrico – Absorção pura:
O fóton de Raio-X interage com o elétron de camada interna do átomo, o qual é ligado fortemente ao núcleo atômico. Assim, o fóton fornece toda a sua energia para quebrar essa ligação. Em seguida, esse elétron é ejetado do átomo, indo ionizar outros átomos na vizinhança imediata, e a lacuna deixada por ele é preenchida por outro elétron de camada mais externa.
- Produção de par – absorção pura, com criação de uma partícula elementar e sua antipartícula.

Na prática médica, no entanto, deve-se atentar para o *Efeito Compton* e o *Efeito Fotoelétrico*, uma vez que, por ionizar muitos outros átomos são os responsáveis pelo dano biológico produzido pelos Raios-X na medicina diagnóstica.

Formação da Imagem Radiológica

Formar a imagem de um objeto significa obter um mapa de uma propriedade física específica desse objeto em função da posição no espaço. Para imagens de raios-X, a propriedade mapeada é o coeficiente de atenuação do material. Como nossos olhos são sensíveis à variação de intensidade luminosa, independentemente da técnica utilizada, em algum momento terá que ser formada uma imagem por variação de intensidade luminosa.

Durante o desenvolvimento da imagem, a prata metálica no filme de raio-X é precipitada, conferindo uma imagem latente escura. A quantidade de escurecimento no filme é proporcional àquela de exposição à radiação de raios-X. O contraste na formação de imagens na radiografia simples está baseado na atenuação do feixe de raios-x durante a passagem deste através dos tecidos, sendo essa radiação retida em grande quantidade pelos tecidos densos, como o osso cortical, resultando em menor precipitação (tons mais claros); e retido em pequena quantidade, por exemplo, pela gordura, com baixa densidade, resultando em maior precipitação (tons mais claros). Isso se deve uma vez que quanto menor a atenuação, maior a quantidade de raios-x que chega ao detector colocado após o objeto de estudo, quer seja este detector uma tela intensificadora acoplada a um filme radiológico ou a um intensificador de imagem.

Assim, sendo a imagem formada fruto da diferença de densidade entre as regiões expostas, e dependente da existência de um gradiente entre as margens suficiente para gerar uma silhueta, é necessária que essa diferença de densidade gire em torno de 5% para que se permita a distinção de cinco densidades básicas, a saber, da menos densa (mais radiotransparente) para a mais densa (radiopaca):

- Ar/gás
- Gordura
- Parles Moles
- Osso
- Metal

Apesar de ser possível distinguir músculo e gordura, por exemplo, não é possível distinguir a estrutura interna de órgãos sólidos, como o baço e o fígado, nem cavidades que estejam preenchidas totalmente por líquido, como as câmaras cardíacas. Esta limitação se acentua quando um órgão é envolto por estrutura óssea como o crânio, por exemplo, tornando virtualmente invisível o estudo do encéfalo, sem a adição de contraste.

Uso de Contraste

O advento da utilização de meios de contraste radiológico vem no sentido de aumentar o contraste entre as estruturas que não apresentam naturalmente contraste inerente com os tecidos vizinhos.

Estes meios de contraste são introduzidos em cavidades, na corrente sanguínea (artérias ou veias), nas vias biliares, em vasos linfáticos ou no líquido cefalorraquiano (LCR), por exemplo, possibilitando a delimitação das cavidades, de suas paredes ou dos vasos que contêm o contraste, bem como as regiões onde eles porventura extravasem. São geralmente usados para avaliar o trato gastrointestinal, o trato urinário, o sistema vascular e os órgãos sólidos.

A introdução destes meios de contraste, contudo, torna o exame relativamente invasivo e não isento de morbidade, além de não resolver o problema da diferenciação de tecidos sólidos dentro de um órgão maciço, como a substância branca e cinzenta do encéfalo, por exemplo. Por esta razão, é contínua a busca de novos métodos diagnósticos cada vez menos invasivos e com maior capacidade de visualização do parênquima e de diferenciação do tecido patológico.

Sobreposição da Imagem e Bidimensionalidade

Após a exposição do filme à radiação, a anatomia tridimensional do corpo humano é planificada no chassi, sendo essa a principal desvantagem da radiografia convencional. Considerando-se que são produzidas imagens bidimensionais, ao analisá-las tem-se uma sobreposição dos tecidos por onde a radiação passou. Essa sobreposição impossibilita a distinção com clareza de quais estruturas estão localizadas anteriormente ou posteriormente no corpo do paciente.

Radiologia Digital versus Radiologia Analógica

Atualmente, cerca de 70% do total de exames de um serviço de radiodiagnóstico referem-se a exames de radiografia geral (filmes planos). Existem quatro formas de se obter uma radiografia digital:

- **Raio-X Convencional:** após o filme ser exposto à radiação, ele é submetido ao processamento químico (revelação, fixação, lavagem e secagem) na câmara escura, para se tornar visível, não sendo possível serem realizadas edições nas imagens.
- **Processamento digital:** as imagens são adquiridas por aparelhos de raios X "comuns", que o receptor(chassi), ao invés de utilizar filmes radiográficos(sistema filme-écran), possuem uma placa de circuitos sensíveis aos raios X, que gera uma imagem digital e a envia diretamente para o computador na forma de sinais elétricos.
- **Radiografia Computadorizada:** Após a exposição a radiação, o chassi é submetido ao processo de digitalização no aparelho de scanner. Feito este processo, a imagem deverá aparecer na tela do computador interligado ao scanner, nesta tela a imagem poderá ser modificada quanto ao contraste, brilho, tamanho, entre outros parâmetros.
- **Radiografia Digital:** tem como fator principal a substituição do chassi eletrônico por um detector capaz de transmitir diretamente a um sistema digitalizador gráfico (Computador), gerando uma imagem para diagnóstico.

Atualmente, vem-se utilizando cada vez mais a Radiografia Digital (RD), por conta dos benefícios que ela apresenta:

- Redução drástica da repetição de exames por sub ou sobre exposição.
- (possível) Diminuição da dose do paciente.
- (possível) Aumento da eficiência do serviço.
- Não há perda (ou roubo) de filmes.
- Otimização da visualização de tecidos moles.
- (possível) Distribuição e visualização remota de imagens.
- (possível) Processamento para auxílio ao diagnóstico.
- (possível) Redução de custos.

Ademais, as imagens formadas pela RD podem ser transmitidas por meio de um sistema de comunicação e arquivamento de imagens (*Picture Archiving and Communications System, PACS*), similar a outras imagens digitais adquiridas de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética. Contudo, ela apresenta algumas desvantagens, como o elevado custo, a resistência de seu uso por parte de médicos não radiologistas e a rápida obsolescência da tecnologia computacional.

Tomografia Computadorizada

Introdução

A idealização da Tomografia Computadorizada (TC) foi motivada pela busca de se evitar a superposição de imagens, realizando-se um corte tomográfico, e de se resolver a dificuldade de se diferenciar a estrutura interna de um órgão. Como a radiografia convencional, a TC possui como veículo de aquisição de imagens os Raios-X.

A invenção do método de TC é atribuída a Godfrey Neobold Hounsfield, um engenheiro inglês da empresa E.M.I. (Electrical and Musical Industries), que iniciou seus trabalhos no meio da década de 60, tentando identificar o conteúdo de uma caixa a partir do estudo de múltiplas projeções resultando em uma matriz matemática. Dessa forma, as bases matemáticas da TC se referenciam em instrumentos de reconstrução de um objeto por múltiplas projeções.

Instrumental

O aparelho de Tomografia Computadorizado é composto de: uma ampola, um detector, _____

A ampola utilizada é de alto desempenho, capaz de gerar um feixe contínuo de RX durante vários segundos, com alta capacidade de refrigeração.

O detector é um instrumental de cintilação e de quantificação do feixe de RX, que pode ser sólido (cristal de tungstato de cádmio ou Iodeto de Césio) ou gasoso (xenônio), acoplado a um conversor para sinal elétrico. Em adição, é necessário um sistema de rotação que faz a movimentação do conjunto ampola e/ou detectores.

Princípios Físicos

De uma maneira simplificada, pode-se dizer que a TC é uma técnica de “medir densidade”. A imagem é construída a partir de valores resultantes de densidade obtidas pela passagem de um fino feixe de Raio-X através do paciente.

O RX é emitido por uma ampola, passando por colimadores, é quantificado e incide no paciente, passa por ele. No outro extremo, a radiação é incidida em um detector, onde é quantificada. Com isto, sabendo quanto de RX foi emitido e medindo quanto sobrou após a exposição, calcula-se o quanto foi absorvido ou atenuado no trajeto de uma reta pelo corpo do paciente. Como a densidade de um tecido é proporcional à absorção de RX, calcula-se a densidade do conjunto de tecidos na reta que acabou de ser exposta.

A seguir, o conjunto ampola-detector é deslocado e a operação repetida, obtendo outra resultante e a densidade de outra reta. Com a realização desse processo repetidas vezes ao redor do paciente, é obtido um conjunto de resultantes que permitirão a montagem de uma matriz de valores de densidade.

Formação da Imagem Radiológica

Após a obtenção das várias imagens nos diversos cortes – axiais e transversos –, e montada a matriz de valores de densidade, o passo seguinte será calcular os valores das intercessões entre as linhas e colunas desta matriz, obtendo um “mapa de densidades” da região estudada.

Cada valor de densidade corresponderá a um pequeno cubo ou paralelepípedo de tecido, denominado de **voxel** (elemento de volume). Cada voxel corresponde a uma resultante de densidade calculado pela matriz em questão. Ao elemento de volume é dado um tom de cinza proporcional a sua densidade, sendo mais escuro o mais **hipodenso**, e mais claro o mais **hiperdenso**, compondo-se assim a imagem. A representação da escala de tons de cinza do voxel na tela do computador ou no filme é um quadrado unidimensional denominado **pixel** (elemento pictórico).

Hounsfield padronizou uma escala de densidades utilizando a água como padrão de referência, à qual foi dado valor de densidade 0 (zero), além do ar, ao qual foi dado valor -1000, e, para o osso cortical, o valor de +1000. Valores intermediários foram obtidos então para os diferentes tecidos.

A partir destes valores biológicos padrões, todas as estruturas puderam ser proporcionalmente quantificadas em unidades de densidade relativa ao padrão. Estes números foram chamados de Unidades Hounsfield (UH).

AR	-1000
GORDURA	-80 / -110
ÁGUA	0
TRANSUDATO	MENOR QUE 16
EXUDATO	MAIOR QUE 18
PLASMA	25 a 29
SANGUE	50 a 60
COÁGULO	70 a 90
RIM	20 a 40
PÂNCREAS	25 - 55
BAÇO	35 - 55
FÍGADO	45 - 75
MÚSCULO	35 - 50
OSSO	150 a 1000
PULMÃO	-300 a -900
CÉREBRO	20 a 35
LCR	0 a 5

Janela

A percepção visual do homem alcança algo em torno de 16 tons de cinza, o computador apresenta um espectro de 256 tons e o nosso corpo tem um espectro de 2000 unidades Hounsfield (UH). Assim, é impossível diferenciar em uma imagem todo o espectro de densidades. Para solucionar este problema, escolhe-se uma faixa de apresentação de tons de cinza que privilegie grandes diferenças ou pequenas diferenças. Esta apresentação é chamada de janela.

Quando se escolhe uma “janela larga”, representamos centenas de valores de densidade para cada tom de cinza, assim, conseguimos ver apenas o que é muito diferente, por exemplo, ar e osso. A analogia é com uma grande janela voltada para o horizonte. Para vermos “tudo” de uma vez, perdemos pequenos detalhes. Assim, com uma janela larga não é possível ver o parênquima cerebral, apenas osso, por isto chamamos de “janela óssea”.

No tórax, o mediastino fica obscurecido, mas o parênquima pulmonar é delineado pelo ar, por isto chamamos de “janela pulmonar” (figura 16). Qual a diferença entre elas? O “centro” a janela larga para osso tem largura de 2000 UH e centro de 300 a 600. Na janela pulmonar a largura é em torno de 2000 a 4000 UH e o centro em torno de 600 negativos (-600 UH). O centro da janela fica na média das estruturas que queremos ver melhor.

Quando escolhemos uma “janela estreita”, representamos poucas unidades de densidade nos mesmos tons de cinza. Assim, perdemos os extremos e ganhamos em capacidade de ver detalhes em torno do centro que escolhemos. Utilizando a mesma analogia, é como se tivéssemos uma janela bem estreita, perdendo a visão do horizonte, mas, tendo uma pequena porção de cenário para ver, com maior detalhe do que estamos vendo. No caso do tórax (figura 17), vemos muito bem o mediastino e a musculatura. Esta janela é usada para procurarmos gânglios entre os vasos do mediastino, bem como neoplasias e qualquer outra lesão com densidade de partes moles. No caso do encéfalo (figura 18), usamos a janela estreita, com centro na densidade do parênquima cerebral, para vermos a diferença entre a substância branca e cinzenta, permitindo o diagnóstico de lesões muito sutis. Em patologias como o Trauma, por exemplo, onde procuramos fraturas e lesões parenquimatosas, fotografamos os mesmos cortes duas vezes. Um filme com janela de partes moles e outro com janela óssea.

A partir do modelo inicial montado por Hounsfield, os equipamentos evoluíram para se tornar cada vez mais rápidos e precisos, de maneira que, cada avanço técnico significativo marcou uma “geração”.

Primeira geração >> cada corte 5 min

Ultrassonografia

Introdução

A ultrassonografia diagnóstica é uma técnica de imagem não invasiva que utiliza ondas sonoras de alta frequência maiores do que 20 kHz. Esse método é amplamente utilizado em diversas áreas da medicina, sendo realizado por radiologistas, ultrassonografistas, além de vários outros profissionais especializados.

Reconhecida como o método de imagem diagnóstica que mais depende do operador, a ultrassonografia tem vantagens também bastante reconhecidas e responsáveis por sua ampla difusão: baixo custo de instalação (não necessita de preparo especial de sala), inócua (não leva a danos teciduais), portátil (possibilidade de realização em virtualmente qualquer lugar que se tenha acesso com o equipamento), avaliação interna do corpo em tempo real (avaliação dinâmica da movimentação fisiológica ou patológica de estruturas e órgãos), versátil no direcionamento de punções ou drenagens e outras.

Princípios Físicos

O som é a propagação de energia através de uma onda mecânica longitudinal. Uma onda mecânica é uma vibração propagada pelas partículas de um meio. O som requer um meio material para suportar sua transmissão e, portanto, não pode viajar pelo vácuo. Em contraste, as ondas eletromagnéticas são independentes da presença de matéria devido à troca alternada de energia entre os campos elétrico e magnético. Aquilo que é percebido pelo ouvido humano como som é a mudança de pressão causada pelas ondas mecânicas que são transmitidas pelo ar. A estrutura atômica e molecular de um meio é o que determina a velocidade e as características da onda sonora.

Propriedades das Ondas Sonoras

- **Frequência (f):** número de ciclos completos de oscilação em um segundo – Hertz (Hz) = 1/s
- **Período (T):** duração de um ciclo – tempo característico em que o mesmo fenômeno se repete (inverso da frequência)
- **Amplitude (A):** variação máxima ou mínima da pressão ocorrida no meio durante a passagem da onda (cm).
- **Comprimento de onda (λ):** distância entre dois pontos consecutivos de compressão ou rarefação do meio determinando um ciclo (m).
- **Velocidade da onda (c):** depende tanto das propriedades elásticas como da própria densidade do meio.

Relações: comprimento de onda ($\lambda=f \cdot c$), frequência ($f=\lambda/c$), velocidade ($c=\lambda/T$).

Frequências Sonoras

Quanto maior a frequência, menor o comprimento da onda sonora e melhor a resolução espacial. Além disso, a frequência da onda sonora também classifica o som em audível, infrassom e ultrassom:

- **Infrassom:** < 20 Hz
- **Som Audível:** 20 – 20.000 Hz
- **Ultrassom:** > 20.000 Hz; notando-se que o ultrassom diagnóstico começa na ordem de 1MHz, com a maioria das aplicações atuais realizadas com frequências entre 1,7 e 13 MHz.

A frequência da onda sonora determina a capacidade do estudo ecográfico em discriminar dois pontos.

Velocidade das Ondas Sonoras nos Diferentes Tecidos

A velocidade do som (c) é constante para cada material e depende tanto das propriedades elásticas como da própria densidade do meio, podendo ser calculada através da relação entre um fator de força elástica e um fator de inércia do meio. Como nos tecidos biológicos, ricos em água e gases, não há modo elástico, a velocidade de propagação do som está relacionada ao módulo de variação volumétrica (compressibilidade) do meio (B) quando submetido à pressão e à densidade do meio (M). Ou seja, os

meios apresentam características que determinam a velocidade de propagação da onda (cm/s), a saber, a elasticidade e a densidade. **Quanto menor a elasticidade, maior a velocidade de propagação.**

Velocidade do som em diferentes tecidos	
Material	Velocidade do som (m/s)
Ar	330
Pulmão	600
Gordura	1460
Fígado	1555
Água	1480
Sangue	1560
Rins	1560
Músculo	1600
Osso	4080

Os aparelhos de ultrassonografia são calibrados para uma velocidade média de **1540 m/s**. Isso é importante no que diz respeito à ecolocalização, ou seja, a exemplo do SONAR (*SOund NAvigation and Ranging*), quando se sabe a velocidade do som em um meio é possível medir distâncias verificando a emissão do som e o tempo que levou para se ouvir o eco. Dessa maneira é possível localizar os pontos no espaço e processar a informação para que seja mostrada em uma tela visualizadora (tubo de televisão, monitor LCD).

Interação da onda sonora com tecido

Dependendo das interações, as ondas podem ser:

- Absorvidas, e transformadas em calor
- Refletidas
 - de forma Especular: incide e reflete num ângulo de 90°
 - de forma Difusa: reflete em difusas direções
- Transmitidas

Impedância Acústica

Impedância Acústica (Z) é a resistência oferecida pelo meio à passagem do som. Matematicamente, corresponde ao produto da densidade do material (d) pela velocidade do som nesse material (v):

$$Z = v \cdot d$$

Impedância acústica de diversos materiais e órgãos de importância diagnóstica	
Material	Impedância acústica (kg/m ² .s (10 ⁻⁶))
Ar	0.0004
Gordura	1.38
Óleo	1.43
Água	1.48
Encéfalo	1.58
Sangue	1.61
Rim	1.62
Tecidos moles	1.63
Fígado	1.65
Músculo	1.70
Polietileno	1.88
Osso	7.80

Sendo assim, cada meio possuirá sua própria impedância (água, gases, partes moles, etc.).

Propagação da Onda Sonora

Se as densidade dos tecidos forem semelhantes (ex: órgãos parenquimatosos) o som se propagada de maneira uniforme. Todavia, se forem muito diferentes (ex: pulmão, osso, gás em alças intestinais), haverá reflexão do som.

A quantidade de ultrassom refletida pela interface entre dois meios depende das propriedades acústicas de cada meio. A propriedade pertinente é a impedância

característica que é igual ao produto da densidade do médio e a velocidade de propagação de ultrassom dentro disto. Embora as velocidades em tecidos moles diferentes (variando de aproximadamente 1480 m/s em gordura para aproximadamente 1600 m/s em músculo) e as densidades dos tecidos diferentes são semelhantes, as variações de impedância características são felizmente grandes o bastante para dar origem a ecos detectáveis.

Além dos ecos provenientes de tecidos moles, duas outras condições extremas são de relevância prática para a formação de imagem em ultrassom: são as interfaces entre tecidos moles e osso ou ar/gás:

O osso tem uma impedância característica alta, enquanto que a impedância do gás é baixa. Em ambas estas condições o ultrassom é fortemente refletido (grande refletividade), limitando a penetração do ultrassom no osso (e em outras estruturas densas, calcificadas) assim como em bolsões ou coleções de ar.

Quando uma estrutura absorve mais intensidade do que o tecido circunjacente, a porção distal da imagem aparece mais escura, já que sobrou menos intensidade para a formação de ecos. Esse fenômeno denomina-se **Sombra Acústica**, mais bem formada e característica nos casos de osso e cálculos. No caso da "Sombra Suja", quando a sombra acústica apresenta um aspecto "sujo", ocorre na presença de gás, justificando, por exemplo, a necessidade de repleção vesical antes do exame. Muitas vezes, essa sombra suja está associada ao artefato de reverberação.

O efeito inverso também acontece, e é chamado de **Reforço Acústico**, típico de cistos (estruturas líquidas).

A alta refletividade que ocorre no exame ultrassonográfico devido ao ar é o que justifica a utilização do gel no momento do exame, o qual tem a função de eliminar a camada de ar entre a superfície do transdutor e a superfície da região a ser estudado.

Atenuação

Atenuação é a diminuição de intensidade do feixe sonoro ao atravessar o meio determinada por vários fatores: divergência, deflexão (reflexão, refração e dispersão) e absorção.

A atenuação do US aumenta com a frequência. Isto significa que a penetração do ultrassom no corpo diminui quanto maior a frequência utilizada.

Técnicas de US pulsado são transmitidos pulsos breves de US no corpo, e são detectados os ecos refletidos ou de espalhamento das estruturas. A distância em metade da energia do feixe sonoro é atenuada nos tecidos moles é de aproximadamente 30 mm a uma frequência de 1 MHz. Na prática, frequências maiores ou iguais a 5 MHz podem ser usadas para exames a profundidades de até aproximadamente **10 cm**; o comprimento de onda correspondente é de mais ou menos 0,3 mm.

Frequências mais altas, com comprimentos de onda mais curtos e resoluções mais altas, podem ser usadas quando for aceitável uma menor penetração. A propagação do som pelo meio causa perdas sucessivas do sinal em função da distância percorrida sob a forma de absorção (transformação em calor), reflexão, espalhamento, e perdas geométricas. Deste modo, ocorre a atenuação do feixe acústico que é diretamente relacionada à frequência utilizada, sendo medida por

$$\text{Atenuação} = 10 \log I/I_0$$

em decibéis, onde I_0 corresponde à intensidade do sinal emitido, que decai de forma exponencial até chegar a intensidade I .

Atenuação do som em diferentes materiais		
Material	Atenuação (dB/cm/MHz)	Half-Value Layer (cm)
Água	0,0022	1.360,0
Sangue	0,15	20,0
Tecidos Moles	0,75	4,0
Ar	7,5	0,4
Osso	15,0	0,2

Formação das Ondas Ultrassônicas

As ondas ultrassônicas são geradas por transdutores ultrassônicos, também chamados simplesmente de transdutores. De um modo geral, um *Transdutor* é um dispositivo que converte um tipo de energia em outro. Os transdutores ultrassônicos convertem energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. Esses transdutores são feitos de materiais piezoelétricos que apresentam um fenômeno chamado *Efeito Piezoelétrico*.

Efeito Piezoelétrico

O Efeito Piezoelétrico (Grego: *Piezein*, “comprimir”) consiste-se na capacidade de alguns cristais gerarem corrente elétrica por resposta a uma pressão mecânica (Efeito Piezoelétrico Direto). O contrário também ocorre, quando é aplicada ao cristal uma pressão mecânica ele a transforma em corrente elétrica (Efeito Piezoelétrico Reverso).

O Efeito Piezoelétrico foi descoberto pelos irmãos Pierre e Jacques Curie, em 1880, na Paris-Sorbonne, estudando as propriedades de cristais de quartzo e turmalina. Ao se promover a compressão mecânica destes cristais, ocorria polarização e descarga elétrica – *Efeito Piezoelétrico Direto*. Posteriormente, em 1881, Gabriel Lippmann provou que o efeito contrário também ocorre: quando é aplicada uma corrente elétrica ao cristal, ele passa a apresentar expansão ou compressão, dependendo de seu estado inicial. Gerando-se um campo elétrico alternado, o cristal apresenta vibrações que produzem ondas sonoras – *Efeito Piezoelétrico Reverso*.

Atualmente, além da produção e detecção do som, o efeito piezoelétrico tem outras aplicações úteis como a geração de alta tensão, a geração de frequência eletrônica e na construção de microbalanças.

Transdutor

É um instrumento que converte uma forma de energia em outra, como, por exemplo, no caso das ondas sonoras (energia mecânica):

$$\text{energia mecânica} \rightleftharpoons \text{energia elétrica} \rightleftharpoons \text{energia mecânica}$$

Antigamente, os transdutores eram construídos com cristais naturais, o que onerava a produção. Ademais, cada transdutor emitia ondas em apenas uma frequência. Atualmente, houve o advento dos transdutores multifrequenciais, onde pode-se escolher a melhor frequência para cada exame. Ademais, passaram a ser fabricados a partir de resinas sintéticas.

Os materiais piezoelétricos mais utilizados atualmente na ultrassonografia são as cerâmicas de titanato-zirconato de chumbo (PZT) e polivinilideno-fluoretos (PDDF), ou, ainda, com compostos de PZT revertidos de polímeros passivos. Tais materiais se tornam piezoelétricos quando são elevadas a temperaturas críticas (temperatura de Curie) e resfriadas submetidas a uma diferença de potencial elétrico. No entanto, esses materiais apresentam uma temperatura de Curie baixa, razão pela qual não se recomenda a esterilização dos transdutores por aquecimento.

Os transdutores podem ser de formas variadas, sendo que aqueles com pequena superfície de contato são muito bons por exemplo para o exame do abdome via intercostal.

Quanto maior a frequência do transdutor maior a resolução e menor o alcance, e vice-versa: os transdutores com ondas de frequência menor, isto é, 2,5 a 3,5 MHz, permitem examinar estruturas mais profundas, porém a resolução é menor. Com transdutores com ondas de frequência maior, de 5,0 a 12,0 MHz (ou acima), a resolução é muito melhor mas o alcance é menor, ou seja eles são utilizados para examinar estruturas superficiais, como tireoide, globo ocular, músculos e tendões, vasos cervicais, entre outras.

O transdutor é posicionado contra a pele do paciente com uma fina camada de gel. O gel desloca o ar que refletiria praticamente todo o feixe de ultrassonografia incidente. Conforme o som percorre o paciente, as frentes de onda se espalham, diminuindo a intensidade do feixe geral. A atenuação do feixe também ocorre secundariamente à absorção tecidual parcial com conversão de calor associada. Nas interfaces teciduais, o feixe é parcialmente refletido e transmitido. As ondas sonoras refletidas, ou ecos,

viajam de volta ao transdutor, sendo convertidas em sinais elétricos e amplificadas. A amplitude da onda de retorno depende, em parte, do grau de absorção do feixe.

Processamento das Ondas Sonoras

As imagens ultrassonográficas são formadas por ecos de curta duração gerados a partir de pulsos breves emitidos pelo equipamento através do transdutor.

Os sistemas ultrassonográficos para formação de imagens são sistemas pulsados, ou seja, os elementos piezoelétricos trabalham produzindo o ultrassom em $1\ \mu\text{s}$, com pulsos curtos, enquanto em $500\ \mu\text{s}$ estão recebendo os ecos utilizados para a localização. Cada pulso dura cerca de $1\ \mu\text{s}$, sendo constituído de apenas alguns ciclos, com intervalo entre os pulsos de cerca de $500\ \mu\text{s}$. Utilizando-se a velocidade média do som nos tecidos ($1540\ \text{m/s}$) observa-se que um pulso de ultrassom poderá percorrer nesse intervalo de tempo $77\ \text{cm}$, $38,5\ \text{cm}$ como pulso e a mesma distância como eco.

Durante esse intervalo o transdutor recebe primeiro os ecos gerados pelas interfaces mais proximais e, sucessivamente, os ecos mais profundos, até o limite de $30\ \text{cm}$ para cada linha de imagem. Deste modo, são muito importantes a velocidade do som (que determina a profundidade da imagem que pode ser obtida), o tempo de latência (que determina o intervalo de tempo que essa imagem pode ser adquirida) e a duração do pulso de ultrassom. A informação recebida como eco é processada na forma de imagens.

Um tom de cinza é atribuído a cada amplitude, sendo geralmente conferida aos ecos fortes uma coloração próxima do branco, e aos ecos fracos, uma próxima ao preto. Além disso, a profundidade do tecido refletor pode ser calculada a partir do tempo total percorrido pelo feixe conhecido e velocidade média do som no tecido humano ($1.540\ \text{m/s}$).

Processamento das Imagens

Modos de Processamento

Os modos de processamento e apresentação da imagem ultrassonográfica tem relação temporal direta com o desenvolvimento do método. Os modos de apresentação são: modo amplitude (A), modo movimento (M) e modo brilho e/ou bidimensional (B); enquanto os modos de processamento do modo B são o estático (primórdios do método) e dinâmico (varredura em tempo real).

Modo Amplitude (A)

No modo A, ou amplitude, um gráfico da amplitude do eco, obtida em uma determinada profundidade, é mostrado em uma tela. Quanto maior a refletividade da interface entre dois meios maior a amplitude do eco, maior a deflexão no gráfico. Atualmente é muito utilizado na oftalmologia, principalmente porque permite medidas acuradas dos diâmetros oculares, além de avaliar as estruturas internas do olho).

Modo Movimento (M)

No modo M, ou de movimento, faz-se o registro no tempo de uma linha do feixe ultrassonográfico com avaliação da movimentação das interfaces refletoras. Nesse modo é possível, então, avaliar a movimentação fisiológica ou anormal de estruturas como válvulas e paredes cardíacas, sendo utilizada ainda hoje nos exames de ecocardiografia.

Modo Brilho/Bidimensional (B)

Nesse modo, as amplitudes geradas e visualizadas no modo A são transformadas em pontos luminosos numa tela. Quanto maior a amplitude (ou refletividade) das interfaces, maior a luminosidade ou ecogenicidade dos pontos. Para a construção da imagem em modo B, cada linha da imagem corresponde aos ecos gerados por um único pulso de ultrassom. A informação recebida como eco é convertida em sinal elétrico, amplificada e processada na forma de uma seqüência de pontos luminosos numa tela de vídeo. A aquisição de sucessivas linhas ao longo de uma determinada direção permite a construção da imagem seccional bidimensional.

Resoluções

Existem 5 tipos de resolução na ultrassonografia:

Resolução Espacial Axial

Possui a capacidade de discriminar dois pontos próximos ao longo da direção de propagação do feixe ultrassônico. Depende da duração dos pulsos de ultrassom (período): quanto mais curtos maior a capacidade de resolução. Depende do tempo de excitação e do material do transdutor.

Resolução Espacial Lateral

Possui a capacidade de discriminar dois pontos ao longo do eixo de varredura do transdutor. É diretamente proporcional à frequência do transdutor e ao número de elementos piezoelétricos numa mesma área de contato (limite superior de 3 linhas por comprimento de onda da frequência utilizada).

Resolução de Elevação

Possui a capacidade de discriminar pontos no eixo perpendicular ao eixo de insonação. Principal fator limitante na qualidade de imagem do ultrassom. Depende da espessura do elemento piezoelétrico na direção da elevação, da profundidade da focalização e da presença de elementos dispersivos que funcionam como lentes acústicas no trajeto da propagação do feixe. Pode acarretar artefato de efeito de volume parcial.

Resolução Temporal

Relaciona-se com o número de quadros por segundo obtido durante um exame. Tem limitação por fatores intrínsecos ao método (não contornáveis) e outros como a focalização. Interessante: como a velocidade do ultrassom é fixada em 1540 cm/s, para uma profundidade de 20 cm, uma linha demora 26 μ s. Assim para uma imagem composta de 256 linhas, temos 66ms, com a frequência máxima de imagem de 15 quadros por segundo. As técnicas de focalização, de modo geral, reduzem o tempo de varredura.

Resolução de Contraste

Relaciona-se com a capacidade de discriminar pequenas variações de amplitude de sinal na forma de tons de cinza. Depende de fatores técnicos: perfil de energia do feixe ultrassônico ("combate" aos lóbulos laterais), processamento analógico-digital (capacidade de conversão de sinais), *dynamic-range* (define quais os valores de amplitude de sinal que participarão na formação da imagem, como a "janela" na TC) e registro de valores baixos de amplitude de sinal.

Existe um compromisso entre essas resoluções impedindo que se tenha o máximo de todas.

Doppler

O efeito Doppler foi descrito por Andreas Christian Doppler em 1841, e diz respeito a fenômeno físico que permite a determinação da presença ou ausência de movimento, assim como a direção e a velocidade desse movimento utilizando-se o som. Esse fenômeno corresponde à diferença entre a frequência do som emitido e a frequência do som recebido (eco) após refletir no alvo a ser estudado (ex.: sangue no interior do vaso).

No caso do efeito Doppler ser 0 (zero) significa que a frequência do som emitido e a do eco é a mesma e, portanto, caracteriza que o alvo está parado relativamente ao referencial que é o transdutor. No caso de existir algum movimento do alvo, o efeito Doppler é diferente de 0 (zero), podendo ser negativo ou positivo, caracterizando o sentido do movimento. Nessas situações é como se a frequência emitida fosse "comprimida" se o alvo estiver se movimentando em direção ao transdutor e "esticada" se o alvo estiver se afastando do transdutor.

Os exames com Doppler permitem a obtenção de um espectro de velocidades e de um mapeamento a cores. Nos aparelhos modernos, a fusão da imagem ultrassonográfica em modo B com as imagens do Doppler colorido e espectral é conhecida como Duplex Scan. O mapeamento a cores permite uma avaliação mais panorâmica do vaso, pois o aparelho oferece um quadro de amostragem onde é feita a interrogação Doppler ponto a ponto, e, onde houver movimento presente, é codificado em cores, segundo o sentido e a velocidade conforme escala de cores padronizada, e mostrado na tela. A avaliação quantitativa é passível de ser obtida, mas o Doppler espectral é mais fidedigno para isso.

Aplicações Clínicas

O Doppler pode ser utilizado na avaliação da presença ou ausência de fluxo no auxílio ao diagnóstico de permeabilidade vascular, avaliação do sentido de fluxo, importante na avaliação da vascularização tecidual e tumoral e da velocidade de fluxo, auxiliando nos diagnósticos de refluxo (ex.: síndrome do roubo da subclávia, insuficiência venosa profunda e veias perforantes incompetentes) e na gradação de estenoses.

Imagens Harmônicas

Imagens Harmônicas são frequências que são múltiplos inteiros da frequência fundamental, sendo bastante comuns em acústica. Essa técnica, na ultrassonografia, proporciona imagens de melhor qualidade comparado com a técnica convencional do ultrassom.

Os sinais harmônicos utilizados nos exames de imagem de US não são provenientes do sistema de ultrassom em si, mas, sim, gerados no corpo como resultado de interações com o tecido ou com agentes de contraste.

Para gerar sinais harmônicos usando agentes de contraste para ultrassom, no paciente é injetado um agente de contraste contendo microbolhas. Um pulso convencional de ultrassom é então enviado para o corpo. Quando o pulso encontra a bolha que ele gera dois tipos de respostas. Primeiro, devido à diferença de impedância acústica, o pulso é refletido na interface entre a bolha e o tecido circundante. Segundo, a bolha vibra em resposta ao choque do pulso. Isso é muito parecido com uma campainha quando é atingido por seu badalo. Essa vibração gera um sinal harmônico duas vezes maior que a frequência do pulso de ultrassom original. Com isso, onde houver contraste circulante haverá aumento do sinal gerando imagens de contraste bastante elevado.

Contrastes em Ultrassonografia

Ultrassonografia tridimensional

A ultra-sonografia 3D é um conjunto de dados que contém um grande número de imagens 2D sequenciais. Se a página de um livro é um plano 2D, então o livro em si é o conjunto total de dados. Uma vez que o volume é adquirido através de uma sonda dedicada 3D é possível selecionar um plano no volume de uma forma semelhante ao folhear as páginas de um livro. O volume de dados obtido é uma matriz tridimensional de voxels. Exatamente da mesma maneira que uma imagem é uma matriz 2D de pixels. Voxel é o elemento básico do volume. A “renderização” do volume significa tornar os dados presente no conjunto de voxels em uma imagem 2D visível. Existem vários algoritmos de renderização dedicados cada um para um tipo de visualização específica.

Caracterização De Lesões Ao Ultrassom

A caracterização de lesões pelo ultrassom segue em grande parte a caracterização macroscópica de lesões da anátomo-patologia e dos outros métodos de imagem, no entanto, os aspectos específicos da caracterização ultrassonográfica são a ecotextura e a ecogenicidade.

- Forma
- Limites e contornos: bem definidos, pouco precisos, imprecisos, ...
- Dimensões: volume, maior diâmetro,...
- Ecotextura
 - Heterogênea
 - Homogênea
- Ecogenicidade
 - Sólida (Ecogênica)
 - Hiperecogênica
 - Hipoecogênica
 - Isoecogênica
 - Cística (Anecóica)
 - Com ou sem debris
 - Com ou sem vegetações

- Mista: componente sólido + cístico
- Localização precisa
- Mobilidade/observação dinâmica
- Relações com estruturas adjacentes

Vantagens e Desvantagens da Ultrassonografia

Vantagens

- Alta disponibilidade
- Inócuo
- Exame rápido
- Exame em qualquer local (portátil), não necessitando de sala especial
- Relativamente barato
- Exame dinâmico – estudo das estruturas em movimento possibilitando o estudo da função de alguns órgãos
- Estudo de fluxo sanguíneo com o doppler
- Não necessita injeção de contraste

Desvantagens

- Não estuda estrutura interna do osso
- Não estuda estruturas que contenham ar ou gás
- Altamente dependente do operador

Ressonância Magnética

Princípios Físicos

Spin (Momento Angular)

A origem do Spin (ou Momento Angular) remonta a 1926, quando Uhlenbeck e Goudsmit tentaram explicar o espectro da luz emitida por átomos contendo um único elétron, admitindo que este girasse. Segundo a teoria desses pesquisadores, o elétron, em órbita em torno do núcleo do átomo, giraria em torno de seu próprio eixo, tal e qual a Terra.

Assim, na física quântica, o termo *Spin* (ou Momento Angular) é utilizado para designar o movimento intrínseco de rotação de partículas subatômicas carregadas, em torno de um eixo que passa através do seu centro de massa. Essa propriedade confere magnetismo às partículas.

Ao submetê-las a um campo magnético altamente não-homogêneo, ao invés de se observar, durante suas trajetórias, uma perda da coerência espacial do feixe durante o seu tempo de voo, observa-se, na verdade, a formação de duas manchas de depósito sobre o alvo, indicando que o feixe se dividira em dois durante o percurso.

Portanto, na ausência de um campo magnético, as partículas elementares movimentam-se ao acaso. No entanto, na presença de um elevado campo magnético, elas tendem-se a se movimentar em torno do eixo desse campo, como se elas comportassem-se como minúsculos ímãs.

A quantidade de voltas que o próton realiza em torno do eixo do campo magnético em um determinado intervalo de tempo (frequência) é chamada de Ressonância, onde a frequência de giro do próton é proporcional ao tipo do átomo e da força do campo magnético.

Princípio da Ressonância Magnética

Dentre os principais átomos que compõem o tecido humano, têm-se o hidrogênio, o oxigênio e o carbono. O átomo de hidrogênio, que possui como núcleo apenas um próton, de carga positiva, trata-se do mais abundante do corpo, compondo cerca de 10% da massa corporal.

No corpo humano, sob ação do fraco campo magnético terrestre (3×10^{-5} T), os momentos magnéticos do hidrogênio não possuem uma orientação espacial definida, distribuindo-se de forma randômica. Assim, a magnetização resultante de um volume de tecido é igual a zero.

Na RM, observa-se um sinal produzido pelo momento magnético do próton. Esse sinal é uma corrente elétrica induzida em uma bobina receptora pelo momento magnético. O momento magnético de um único próton é, entretanto, muito pequeno para induzir uma corrente detectável em uma bobina: portanto, os prótons devem ser alinhados para produzirem um momento magnético grande e detectável no corpo.

Assim, sob ação de um campo magnético a eles aplicado, como de, por exemplo, 1.5 T, os prótons distribuem-se em dois níveis de energia: aproximadamente 5 milhões de átomos paralelamente ao eixo do campo, para cada 5 átomos anti-paralelamente.

Os prótons sofrem uma angulação no eixo de seu Spin, assemelhando-se a um pião perdendo energia cinética. Esse fenômeno denomina-se *precessão*.

A frequência de precessão específica de cada núcleo depende de uma constante giromagnética (γ). Além disto, esta frequência de precessão é influenciada pelo campo magnético, variando de maneira proporcional a este de acordo com uma equação, denominada relação de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Nessa equação, ω_0 é a frequência de precessão, γ é a constante giromagnética própria do núcleo, e, B_0 , a potência do campo magnético. Assim, a variação da precessão é diretamente proporcional ao campo. No caso de equipamentos com 1.5 Tesla, a frequência apresentada pelo hidrogênio seria de 63.87 MHz.

Assim, após a colocação do paciente no campo magnético, os seus núcleos ficam alinhados, gerando um vetor resultante. O próximo passo é tirar este vetor resultante do equilíbrio, para gerar a imagem. Para isto é necessário transmitir energia para os núcleos. Como a precessão tem um comportamento de onda, para transmitir esta energia, precisamos de uma onda com a mesma frequência da precessão do núcleo. Este é o princípio da “ressonância”, segundo o qual a energia somente é transmitida entre ondas com a mesma frequência.

Neste caso, trabalhando com equipamento de 1.5 Tesla, precisaremos usar uma onda com frequência em torno de 64 MHz. Felizmente nesta frequência estão as ondas de radio, na faixa usada por rádios FM, que, sendo inócuas, podem ser usadas sem problemas.

Aplicabilidade da Ressonância Magnética

Com a radiofrequência na faixa de 64 MHz, consegue-se emitir pulsos com potência variada, transmitindo mais ou menos energia para os núcleos do hidrogênio a fim de tirá-los do equilíbrio e de obter-se a imagem de RM. Como é muito demorada e pouco produtiva a utilização de núcleos de outros átomos, as máquinas de RM são preparadas para estudar os átomos de hidrogênio. Ou seja, falar de imagem de RM é sinônimo de imagem do núcleo de hidrogênio. Como o núcleo do H^+ é um próton, também falamos que é imagem de prótons.

Após o vetor resultante ser tirado do equilíbrio pelo pulso de radiofrequência, ele tende a retornar ao equilíbrio, liberando a energia recebida para o meio. Esta energia liberada na forma de campo magnético pode ser captada por uma bobina e gerar um sinal elétrico que será transformado em imagem, após processamento pelo computador. Assim, para obtermos a imagem, necessitamos do campo magnético principal, de um gerador de radiofrequência e de uma bobina para captar o sinal, que é colocada junto da região a ser examinada, no paciente.

Captação da Imagem

A imagem de RM é apresentada na forma de cortes anatômicos, assim como na tomografia computadorizada, porém, obtidos de uma maneira muito diferente. Na RM o paciente não precisa ser mobilizado, permanecendo deitado de costas, de maneira confortável, durante todo o exame, sendo as imagens seccionais obtidas apenas com a aplicação de campos magnéticos auxiliares, denominados “campos gradientes”, controlados pelo operador através do console. Cada sequência de pulso demora, em geral, de 2 a 12 minutos, mas fornece entre 9 e 20 cortes anatômicos. Isto é muito variável, com sequências podendo durar de poucos segundos a quase uma hora. Algumas fornecem apenas um corte enquanto outras fornecem imagens de um milímetro de espessura nos mais diversos planos anatômicos. Porém, é preciso ter noção de que um exame de RM dura em geral entre 20 e 30 minutos, mas podendo chegar a mais de uma hora, dependendo das sequências utilizadas e da quantidade e tipo de informação desejada. De modo geral, centenas de imagens são geradas em cada exame.

Sequências de Pulsos

Não basta um único pulso de radiofrequência (RF) para se obter uma imagem. Precisa-se repetir este pulso e colher o eco uma série de vezes para que se tenha um sinal útil. Para isto, são aplicadas as chamadas “sequências de pulsos”. Elas possuem intervalos característicos entre cada pulso, denominado “tempo de repetição” (TR) e intervalos de espera para se colher o eco (“tempo de eco”, ou TE).

Dependendo das variações do TR e do TE, bem como da potência do pulso de radiofrequência e da aplicação de campos magnéticos auxiliares, têm-se imagens muito diferentes para a mesma região. São maneiras diferentes de representar o fenômeno complexo que ocorre ao nível do meio ambiente

molecular durante o exame e que são usadas para nos mostrar aspectos diferentes do mesmo tecido, permitindo inferências físicas e fisiopatológicas sobre este.

Tempos de Relaxamento

Ao término do pulso de RF, os prótons irão re-radiar a energia absorvida e o vetor da rede de magnetização retornará ao seu estado de equilíbrio. É chamado de relaxamento T1 o tempo que leva para a componente de magnetização longitudinal (Mz) retornar ao seu estado de equilíbrio. Analogamente, relaxamento T2 é o tempo para a componente (Mxy), de magnetização transversa. Estes dois processos de relaxamento ocorrem simultaneamente.

Sequências ponderadas em T1:

- Privilegiam a magnetização longitudinal.
- Ao utilizar-se TR e TE curtos, obtêm-se o sinal antes que a água tenha tempo de se relaxar totalmente, gerando imagens onde a gordura tem alto sinal e o líquido tem baixo sinal. com excelente resolução anatômica, com menor sensibilidade, mas maior especificidade que as sequências T2.
- Com as sequências T1 podemos usar um contraste endovenoso a base de um metal chamado gadolínio. Com o uso do gadolínio, pode-se detectar aumento da permeabilidade capilar, como na inflamação, e aumento da vascularização, como em tumores ou malformações vasculares, por exemplo.

Sequências ponderadas em T2:

- Privilegiam a magnetização transversal
- Ao utilizar-se TR e TE longos, tem-se um sinal intenso da água, gerando uma imagem brilhante de toda região com aumento relativo de água.
- Como quase todo processo patológico resulta num aumento da água, isto torna esta imagem muito sensível para lesões focais, como necrose, inflamação, isquemia e muitas neoplasias.

Além da imagem poder ser modificada pela ponderação em T1, em T2 ou numa situação intermediária, chamada densidade de prótons, podemos usar pulsos adicionais para subtrair a gordura ou a água livre nas imagens. É possível usar técnicas especiais e medir a concentração de alguns metabólitos, fazendo uma verdadeira “biópsia” química, o que chamamos de espectroscopia por RM. É possível também quantificar o fluxo sanguíneo ou liquórico, fazer angiografias com estas imagens de fluxo sanguíneo. Fazer imagens baseadas no movimento browniano da água, a chamada imagem por difusão. É possível fazer estudos de função cerebral, usando o aumento de fluxo regional para detectar atividade neuronal, ou medir a perfusão de regiões específicas. Ou seja, são inúmeras as possibilidades de se obter informações sobre os tecidos biológicos e órgãos, usando a IRM.

Sequências de pulso – SE e GE

Há duas sequências básicas de RM que são frequentemente utilizadas: Spin-Eco (SE) e Gradiente-Eco (GE). Elas diferenciam-se pelo número de pulsos de RF e pela utilização de gradiente de inversão para produzir um eco.

Sequências Spin-eco usam um pulso de RF de 90°, seguido por um pulso de RF 180° para gerar o spin eco.

Por outro lado, a sequência Gradiente-Eco usa um único pulso de RF (ângulo de flip) para inverter a magnetização longitudinal, então o gradiente muda de valores negativos para valores positivos ou vice-versa (inversão do gradiente). Essas reversões de gradiente causam dispersão de fase seguida de realinhamento dos spins, produzindo o eco.

Imagens de RM

Durante o processo de relaxamento, a frequência de precessão diminui, e os prótons de hidrogênio emitem a energia absorvida do pulso de RF, esse sinal é captado pelas bobinas receptoras do sistema de ressonância, convertido através de uma equação matemática chamada transformada de Fourier, gerando uma imagem.

Intensidade da Imagem

A imagem de ressonância magnética apresenta um padrão de preto, branco e cinza, assim como os demais aparelhos de radiodiagnóstico. Os tecidos que emitem sinal forte aparecem claros na imagem, então se diz que “brilharam”, Cada tecido do corpo possui um tempo de relaxamento próprio, consequentemente apresentam padrões de resposta distintos nas sequências T1 e T2.

- Imagens hiperintensas: Estruturas que emitem sinal forte aparecem claras na imagem. Exemplo: líquido em T2
- Imagens hipointensas: Estruturas que emitem sinal fraco aparecem escuras na imagem. Exemplo: líquido em T1
- Imagens isointensas: Estruturas que emitem sinal de mesma intensidade dos tecidos circunvizinhos. Aparecem com variados tons de cinza.
- Sinal ausente: Estruturas que não emitem sinal devido ausência (ou carência) de íons H^+ . Exemplo: cortical óssea.

IRM, por ser obtida a partir dos prótons do hidrogênio, não detecta calcificações e osso cortical, que aparecem como uma ausência de sinal. É possível ver a imagem da medula óssea, mas não do osso cortical, com a IRM.

No caso das hemorragias, o sinal da IRM é bastante complexo, variando com o estágio de degradação do grupamento heme da hemoglobina. Se, por um lado a IRM é o melhor método para identificar sangramentos antigos, com hemossiderina impregnando os tecidos, ela é relativamente insensível para sangramentos hiperagudos. Ou seja, a IRM não é o melhor método para estudar pacientes com trauma craniano ou com hemorragias muito recentes.

Contraste em T1 e T2

A alta sensibilidade da RM é baseada na diferença entre as constantes T1 e T2 dos tecidos normais e patológicos. No caso do T1, dependente do campo magnético, teremos maior diferença com campos maiores. Assim, quanto maior o campo, maior contraste em T1 nós teremos.

De acordo com os parâmetros que utilizarmos, teremos condições de analisar as diferenças entre as constantes T1 e T2, tendo-se assim, imagens ponderadas em T1 e T2, e DP, respectivamente. A imagem em Densidade de Prótons é baseada primariamente na concentração de prótons variando de tecido para tecido.

Contraste Paramagnético - Gadolinium

O gadolinium é uma substância do grupo das “terras raras”, é paramagnético. Sendo tóxico para o organismo, deve sempre estar ligado a um quelante, o DTPA, com o qual se comporta como uma substância intravascular.

Sua ação é a de encurtar o T1 e o T2, provocando onde estiver presente, uma imagem hiperintensa em T1 e hipointensa em T2. Como é mais fácil de se ver o maior brilho, é usado em ponderações T1. Seu efeito se assemelha ao do contraste iodado, realçando estruturas bem vascularizadas e locais onde se extravase, como em locais com quebra de barreira.

Prós versus Contras - Exame de RM

Cuidados ao entrar na sala com equipamento ligado

Quem for entrar na sala de exame precisa estar ciente de que não poderá estar portando cartões magnéticos ou qualquer equipamento eletrônico como telefone celular ou bip, pois o campo magnético apagará memórias e configurações, inutilizando-os.

Equipamentos metálicos serão atraídos e poderão ficar presos no magneto, prejudicando sua homogeneidade, sendo proibitivo a entrada na sala de moedas, cliques metálicos, chaves, e instrumentos médicos, como o estetoscópio, laringoscópio, etc. No caso do paciente precisar ser socorrido dentro da

sala, somente equipamentos especiais, não magnéticos poderão ser usados. Relógios analógicos terão sua engrenagem imantada ao se aproximar do equipamento, ficando inutilizados.

Exame praticamente inócuo

No exame de RM, não é utilizada qualquer radiação ionizante. Dessa forma, ele não acarreta nos efeitos biológicos apresentados por esse tipo de radiação. Por isto, a IRM pode ser realizada em pacientes grávidas, sendo inclusive útil para avaliação de malformações fetais, por exemplo.

Posicionamento do Paciente

Apesar do exame de RM ser praticamente inócuo, o paciente precisa ser colocado no centro do magneto, o que gera uma sensação de confinamento em alguns pacientes, que dizem ter a sensação de que são colocados em um “túnel”. Cerca de 5% dos pacientes sentem claustrofobia e não conseguem fazer o exame.

Ademais, como a imagem depende de uma série de pulsos utilizados de maneira ordenada, o paciente não pode se mover durante a sequência, sendo necessários longos períodos de imobilidade, o que pode ser incômodo para alguns.

Aparelhagem do Equipamento

As bobinas de campo gradiente, utilizadas para selecionar os planos de corte, causam uns barulhos bastante altos, sendo necessária a utilização de proteção auricular durante o exame.

Contraindicações

Devido à exposição de algumas pessoas ao campo magnético, a realização desse exame é contraindicada para pacientes portadores de marca-passo cardíaco, cliques vasculares ferrosos e implantes cocleares, cuja mobilização cause dano.

- Marca-passo cardíaco: uma vez que ele irá parar com a proximidade do magneto, com potencial parada cardíaca.
- Implantes metálicos ferromagnéticos em partes moles: poderão sofrer danos com a mobilização destes ao se alinharem ao magneto do equipamento. Se um clipe de aneurisma que tiver componente ferroso na sua estrutura, por exemplo, for aproximado do aparelho, irá se mover para se alinhar com o campo, podendo lesar a artéria a que estiver preso, causando hemorragia.
 - Atualmente os cliques de aneurismas são construídos com titânio e outros metais não ferrosos, não sendo atraídos pelo magneto, não oferecendo contraindicações para o exame. Porém, é preciso ter certeza absoluta da ausência de material ferroso nestes.

Assim, antes do exame, todos os pacientes são submetidos a um questionário a fim de se identificar estes problemas. Porém, todo médico deve saber destas contraindicações para não solicitar um exame que não poderá ser feito ou que, se for realizado, poderá causar danos a seu paciente.

Geradores de Artefatos

Pessoas que tiverem parafusos e hastes metálicas em ossos podem fazer o exame após a fixação completa destes materiais, pois não serão mobilizados por estarem presos aos ossos. Evita-se o exame na fase aguda, pois pequenas mobilizações poderão prejudicar a consolidação. Fixadores externos não poderão ser examinados porque poderão ser atraídos pelo magneto, “prendendo” o paciente junto a este. Os materiais de fixação interna, porém, não oferecem problemas, podendo apenas gerar artefatos na imagem, se forem ferrosos e estiverem próximos da região a ser examinada.

Outros potenciais causadores de artefatos são os aparelhos dentários metálicos, tatuagens, maquiagem permanente e tintura de cabelos com muito ferro, como as avermelhadas. Nestes casos o exame pode ser prejudicado, dependendo da quantidade de ferro ou da proximidade com a área de interesse, não ocorrendo, porém, qualquer problema para o paciente.

Limitações do exame

A IRM, por ser obtida a partir dos prótons do hidrogênio, não detecta calcificações e osso cortical, que aparecem como uma ausência de sinal. É possível ver a imagem da medula óssea, mas não do osso cortical, com a IRM.

Ademais, se, por um lado, a IRM é o melhor método para identificar sangramentos antigos, com hemossiderina impregnando os tecidos, ela é relativamente insensível para sangramentos hiperagudos. Ou seja, a IRM não é o melhor método para estudar pacientes com trauma craniano ou com hemorragias muito recentes.

Principais Avanços Recentes da RM

Imagem Paralela

Imagem paralela é uma área relativamente nova da imagem por RM, e está rapidamente se tornando uma ferramenta usada rotineiramente para diminuir os tempos de aquisição de imagens no contexto clínico. Os métodos de imagem paralela são baseados na utilização de várias bobinas de RF (*phased array*) para "acelerar" a aquisição do sinal de RM, ou seja, para reduzir o número de etapas de codificação de fase. O fator de aceleração (ou fator de redução R, como também é chamado) é geralmente fixado em 2 ou 3, mas isso também reduz o FOV no sentido de fase e leva a artefato de "aliasing" do objeto, que é corrigido usando mapas de sensibilidade da bobina B1.

Sodickson e Manning introduziram a utilização da imagem paralela na prática por meio de aquisição simultânea de harmônicos espaciais (SMASH). Resumidamente, SMASH adquire um conjunto reduzido (determinado pelo fator R) de codificação de fases no espaço-k. O fator R é definido como o aumento da distância entre as linhas de k_y com a resolução espacial em um número fixo. Isso leva a uma redução do tempo de imagem. R também é conhecido como o fator de aceleração, e os fatores típicos utilizados são 2-3. Mas, com uma redução no número de linhas de codificação de fase, há uma diminuição do FOV, o que leva a artefato de dobradura ou aliasing. Em seguida, os perfis de sensibilidade da bobina B1 são gerados e conjuntos de base são utilizados para aproximar as linhas que faltam na codificação de fase antes da aplicação da transformada de Fourier para obter uma imagem sem aliasing. Isto exige combinações lineares de perfis de sensibilidade da bobina B1 para obter as harmônicos espaciais.

Pruessmann et al introduziu a codificação por sensibilidade (SENSE) como uma abordagem alternativa para SMASH na obtenção de imagens paralelas. Na SENSE, o perfil de sensibilidade de cada bobina B1 é usado para "desembrulhar" a imagem depois da transformada de Fourier, e esta é realizada no domínio da imagem. Portanto, há um custo na SNR com a redução do tempo de imagem, isto é, menor relação sinal/ruído na imagem. Na SENSE, esta redução da SNR é aproximadamente a raiz quadrada de R e é chamada de fator de geometria, g , que representa a ampliação do ruído após o processo de desembrulha.

Angiografia

Introdução

A angiografia é o estudo dos vasos sanguíneos após a injeção intra-arterial ou intravenosa de agentes de contraste hidrossolúveis. Uma série de rápidas exposições é obtida para acompanhar o curso do meio de contraste pelos vasos sanguíneos examinados. As imagens angiográficas são registradas por imagem digital ou padrão e/ou armazenadas digitalmente.

Existem quatro tipos principais de angiografia: a angiocardiografia (coração), a arteriografia coronariana (artérias coronárias), a aortografia (aorta) e a angiografia pulmonar (artérias pulmonares e pulmões).

Esse exame radiológico vascular pode ser estudado por 4 métodos de imagem:

- Angiografia por subtração digital
- Angiografia por TC
- Angiografia por RM
- Ultrassonografia Doppler.

O papel da angiografia convencional como ferramenta diagnóstica vem diminuindo com o aumento da acurácia das técnicas não invasivas na avaliação do sistema vascular, como a angiografia por RM e TC não invasiva. No entanto, dois fatores principais possibilitam um papel persistente importante da angiografia. A angiografia convencional ainda possui resolução superior quando comparada à TC e RM na avaliação de pequenos vasos.

Acessos Arteriais

- **Femoral Comum:** principal. É a mais adequada, por ser superficial, calibrosa e facilmente compressível
- **Braquial**
- **Radial:** utilizada por cardiologistas para realizar angiocinecorangiografia (cateterismo cardíaco)
- **Axilar:** pouco utilizada, apesar de calibrosa, pois é de difícil compressão.
- **Aorta:** punção translombar, raramente é usada.

Riscos do uso de contrastes e de exames com radiação ionizante

1. Meios de Contraste

Os meios de contraste podem ser classificados quanto ao seu modo de administração como a seguir:

- Contrastes intravasculares: iodado (TC, urografia, outros); Quelato de Gadolínio (RM)
- Contraste por outras vias: bário (tubo digestivo), iodado

2. Riscos do uso de contraste em exames

As reações adversas podem ser divididas em:

- Maiores e menores
- Agudas e tardias
- Locais e sistêmicas

Espera-se que o **meio de contraste ideal** proporcione máximo efeito contraste para a anatomia/fisiologia que deseja-se analisar; seja necessário pequeno volume; passe pelo organismo sem causar reações ou interações indesejáveis (portanto, que seja atóxico e sem efeito colateral); e que seja completamente eliminado do corpo.

3. Contraste iodado

O contraste iodado é usado na radiologia convencional (urografia excretora, angiografia e outros) e na Tomografia Computadorizada.

➔ Reações adversas agudas maiores

- Reações sistêmicas anaflactóides ou do tipo alérgica
 - Impossíveis de prever
 - Ocorrem na primeira hora após a injeção do contraste
 - Não tem relação com volume injetado (acima de certo nível)
 - Mecanismo não completamente entendido
- Moderadas – broncoespasmo moderado
- Graves – hipertensão arterial, broncoespasmo ou laringoespasmo grave, edema pulmonar, parada cardíaca, convulsões

➔ Reações adversas agudas menores

- Sistêmicas: Náusea, vômito, calor, taquicardia, sudorese, urticária
- Locais: Ardor local, Extravasamento, Tromboflebite

→ Cuidados

Para reduzir o risco de reação aguda ou de complicações da reação:

- Usar contraste não-iônico (previne cerca de 80% dos casos de reações adversas de todos os tipos)
- Mantenha o paciente sob observação pelo menos até 30 min após a injeção do contraste
- Equipamentos e drogas para ressuscitação à disposição

Há aumento do risco de reação aguda em pacientes com história de:

- Reação generalizada prévia ao contraste iodado (moderada ou grave)
- Asma
- Alergia que necessita de tratamento medicamentoso

Em pacientes com aumento do risco de reação:

- O uso do contraste é essencial? Outro teste poderia substituir o exame solicitado?
- Utilizar contraste iodado diferente daquele utilizado previamente no mesmo paciente com história de reação prévia
- Uso de pré-medicação (anti-histamínicos e corticoides)

4. Nefropatia Induzida por Contraste iodado (NIC)

- Patogênese: isquemia medular renal induzida por contraste.
 - Efeito citotóxico direto
 - Necrose Tubular Aguda após exposição ao contraste

Para definição de NIC, são necessários três componentes:

1. Deterioração aguda da função renal;
2. Relação temporal com a administração do meio de contraste (dentro de 24h – 80%, ou entre 48-72h – 20%);
3. Ausência de outras causas (ex. doenças ateromatosa embólica, isquemia, outras nefrotoxinas etc).

Ocorre elevação crítica da creatinina (>0,5mg/dL ou maior que 25% da taxa basal) e queda crítica da TFG. Em 80% dos casos, os exames são alterados dentro de 24 horas após o exame, mas em 20% dos casos, as alterações são detectadas entre 48 e 72 horas.

➤ Recomendações

- Todos os pacientes que vão ser submetidos à injeção de contraste EV devem ser avaliados quanto ao risco de NIC
- Todos os pacientes devem estar com boa **hidratação** no momento da injeção do contraste
- Deve ser usado meio de contraste de baixa osmolaridade em todos os pacientes de risco
- Drogas que tem efeito adverso na função renal devem ser interrompidas antes e imediatamente após a injeção de contraste

- Em todos os pacientes de alto risco, creatinina sérica deve ser obtida, não antes de 24 horas nem depois de 72 horas após a injeção de contraste

Condições associadas a função renal rebaixada

Idade > 70 anos

Diabetes Melitus

Hipertensão

Gota

Insuficiência Cardíaca

Doença Renal ou Cirurgia renal recente

Cirurgia recente de grande porte

Exposição Crônica a drogas nefrotóxicas

Exposição Recente (< 7 dias) a contraste iodado

5. Fibrose Nefrogênica Sistêmica (FNS)

- FNS é uma doença rara, debilitante e algumas vezes fatal, que ocorre exclusivamente em pacientes com grave rebaixamento da função renal.

- A causa é desconhecida, provavelmente é multifatorial, necessitando da presença de doença renal para iniciar.

- É progressiva, com desenvolvimento de fibrose em muitos órgãos, e pode levar a contraturas acentuadas das articulações secundárias à fibrose da pele da região acometida (pele em casca de laranja)

- Foi demonstrada relação com o uso de **gadolinium** em alguns casos.

→ Tratamento: não há tratamento específico; alguns poucos casos apresentaram resolução parcial/completa espontânea após melhora da função renal; mas as tentativas de tratamento até agora são frustrantes.

FNS – relacionado ao Gd

- Somente em pacientes com insuficiência renal crônica

- Altas doses de Gd

- Associação é com o Gd livre e não com o Gd-quelado.

Prevenção

- Evitar o uso de agentes menos estáveis em pacientes gestantes e em pacientes pediátricos

- Se possível não usar Gd em pacientes com insuficiência renal

- Se a injeção de Gd for necessária para paciente com insuficiência renal: Proceder hemodiálise pós-exame; Usar contrastes de eliminação mista (renal/hepática) - MultiHance® ou Primovist®

Gadolinium x Contraste iodado

- A taxa de reação anafilactóide para Gd é 0.01%

- O risco de vida com o uso de contraste iodado é de 0.031% para contrastes não-iônicos e de 0.157% para contrastes iônicos – praticamente não há risco de vida com o uso de gadolinium

- O contraste à base de Gd é muito mais seguro do que o contraste iodado
- Ambos podem levar a problemas em pacientes com problema renal
 - É necessário identificar pacientes de risco e tomar as precauções cabíveis para cada caso

6. Radiação Ionizante – Riscos

Fontes naturais e médicas de radiação

O ser humano é exposto a diversas fontes naturais de radiação, como raios cósmicos, raios γ terrestres, inalação de gases e ingestão de alimentos tratados com radiação ionizante.

As fontes médicas de radiação por Raios-X e Medicina Nuclear ultrapassaram a taxa anual da radiação emitida por fontes naturais ainda na década de 90, em grande parte devido ao desenvolvimento da Tomografia Computadorizada e seus avanços desde a década de 70.

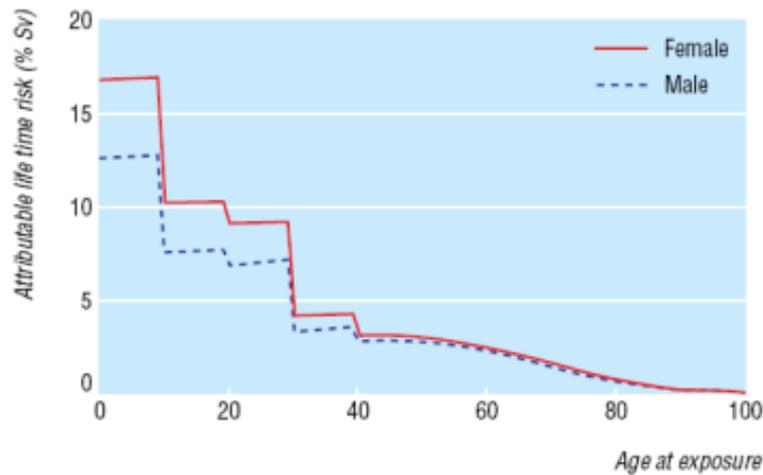
Nessa tabela, observa-se a comparação entre a dose de radiação de um exame médico e sua correspondente em tempo de exposição à radiação natural:

Exame	Dose efetiva de radiação:	Comparação com a radiação natural:
Região Abdominal:		
TC Abdomen	10 mSv	3 anos
Urografia excretora	1.6 mSv	6 meses
Enema Opaco	4 mSv	16 meses
EED	2 mSv	8 meses
Sistema Nervoso Central:		
TC de crânio	2 mSv	8 meses
Tórax:		
Rx Tórax	0.1 mSv	10 dias
TC Tórax	8 mSv	3 anos
Pediatria:		
Uretrocistografia	5-10 anos idade: 1.6 mSv	6 meses
	0.8 mSv	3 meses
Imagem da mulher:		
Mammografia	0.7 mSv	3 meses

Portanto, a tomografia é um exame que emite radiação em doses mais elevadas que os demais.

Segundo o FDA, há a estimativa de que 10 mSv relaciona-se com a probabilidade e 1/2000 de desenvolver câncer.

Risco da exposição a uma única dose baixa de radiação ionizante de acordo com sexo e idade da exposição



Picano, BMJ 2004; 328:578-80

O risco atribuído à radiação ionizante é maior em jovens e em mulheres, devido a maior composição relativa de tecidos radiosensíveis. Com o passar da idade, esse risco diminui, e não há mais diferença importante entre os gêneros.

Na prática clínica, isso poderia ser entendido como uma maior permissibilidade de exames para pacientes acima de 40-50 anos, enquanto que para crianças e adultos jovens a indicação de exames deve ser mais restrita.

O que pode ser feito?

- Fazer somente exames que são necessários (lembrando que o risco é cumulativo, então deve-se evitar repetir exames);
- Substituir a TC por US e/ou RNM quando possível;
- Reduzir os parâmetros de radiação (especialmente em exames pediátricos), minimizar os estudos de TC com múltiplas fases, utilizar anteparos de proteção em órgãos que não estão sendo estudados
- Conscientização dos profissionais de saúde e informar os pacientes

Medicina Nuclear (MN)

→ O é MN? Quais suas aplicações?

Trata-se da utilização da radionuclídeos para obtenção de imagens para tratamento e para diagnóstico.

→ Qual é a matéria-prima da MN?

Radionuclídeos. Eles podem emitir três tipos de radiações:

- Alfa: mais pesada, corresponde a um átomo de Hélio (2 prótons + 2 neutrons)
- Beta: um elétron
- Gama: energia eletromagnética.

Ex. de radionuclídeos – Iodo-131; Ítrio-90; Tecnésio-99m.

- Tec é muito usado porque só emite radiação gama, ou seja, emite radiação de menor impacto.
- I-131 emite principalmente radiação beta
- Y-90 emite radiação beta e gama.

Os radionuclídeos podem ser associados a outros fármacos, de acordo com o uso pretendido. Ex. Tec é altamente hidrofílico e não atravessa a barreira hematoencefálica. Portanto, para exames cerebrais, é associado a ECD, droga altamente lipofílica. Assim, após injeção de Tc-ECD, 85% da substância é absorvida pelo cérebro na primeira passagem circulatória.

→ O que o MN nos diz sobre o corpo humano?

Em relação a diagnóstico, a MN fornece imagens funcionais, de acordo com a fisiologia. A imagem é criada de acordo com padrões de absorção dos radionuclídeos.

→ Existem limitações?

Sim, principalmente devido ao custo. Também há possibilidade de reação alérgica ao agente químico utilizado.

Vias de administração de radionuclídeos: injeção IV, inalação, deglutição, sondagem.

→ A detecção da radiação gama é feita por meio de detectoras de radiação gama = Gama-câmaras (Ex: SPECT-CT, PET-CT).

Aplicações Médicas

- Radiação gama: diagnóstico por imagem (Tecnésio-99 metaestável, Iodo-131, Tálcio-201, Gálio-67, Samário-153 e Flúor-18).
- Radiação alfa e beta: terapêutica. Ex. I-131 para ablação da tireóide; Y-90 para limpeza da articulação de crianças com hemofilia.

➤ Terapia com I-131: tireóide capta quase todo o I-131 que fica armazenado na glândula. A emissão de partículas beta por esse iodo captado destrói as

células ao redor. Pode gerar hipotireoidismo, porém é mais fácil de ser tratado e manejado do que o câncer e hipertireoidismo.

- Cintilografia cerebral com Tc-99m+ECD: para casos de epilepsia (durante ocorrência de crise) ou AVC.
Tc+ECD são mais absorvidos em regiões mais perfundidas. Nos casos de focos ativos de epilepsia, tais áreas ficam hiperemiadas, ou seja, mais perfundidas. Logo, haverá maior concentração de radionuclédeos nelas.
- Cintilografia Óssea: Usa-se Tc+MDP (difosfato resistente a fosfatase), que se fixa ao cálcio. Indica áreas de maior deposição óssea (vê-se metástases de neoplasias ósseas ou de neoplasias de próstata, mama e pulmão).