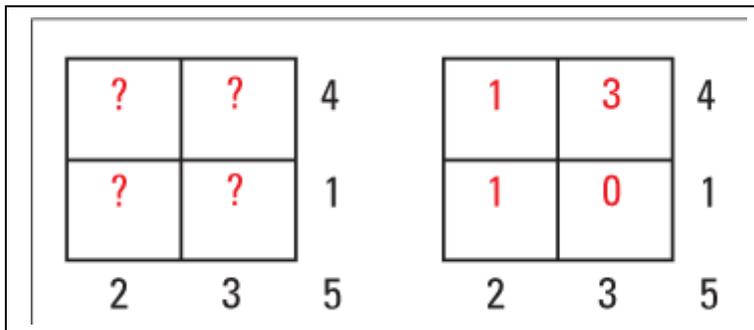


INTRODUÇÃO - PRÁTICA

AS IMAGENS

Atualmente, a tendência é a digitalização completa da radiologia, com as imagens sendo obtidas e armazenadas em mídias digitais e interpretadas em monitores de alta resolução. Esta é a única forma de estudar as centenas ou milhares de imagens obtidas em muitos exames. Além disto, as imagens podem ser facilmente reproduzidas e mesmo enviadas a longas distâncias com o auxílio da Internet.



Para o computador, as imagens são matrizes. Você lembra o que é uma **matriz**? Podemos imaginar um conjunto ordenado de “casinhas”, cada uma com “endereço” conhecido pelo computador (eixos x e y), que em cada uma

escreve o valor da característica medida. Ex. se for radiologia digital cada casinha (ou **pixel**) vai conter a densidade radiológica que o feixe de raios-x encontrou até atingir a parte correspondente do écran.

Obtida a matriz podemos aplicar sobre ela os tons de cinza (ou até cores) que formam a imagem.

Para que todos pudessem ver as imagens em qualquer lugar do mundo foi criado um protocolo de visualização e armazenamento específico para imagens médicas, chamado de **DICOM** (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), parecido com outros protocolos como o JPEG ou o TIFF. Para visualizar adequadamente as imagens são usados programas especiais, chamados **VISUALIZADORES**, alguns disponíveis gratuitamente da Internet (E-film, Osiris, etc).

Para gerenciar todas estas informações, foram criados sistemas para armazenar, distribuir e visualizar imagens chamados de **PACS** (*Picture Archiving and Communications System*), compostos de computadores poderosos para gravar, armazenar e distribuir os exames (servidores) e terminais de visualização e reconstrução gráfica das imagens (estações de trabalho ou *workstations*).

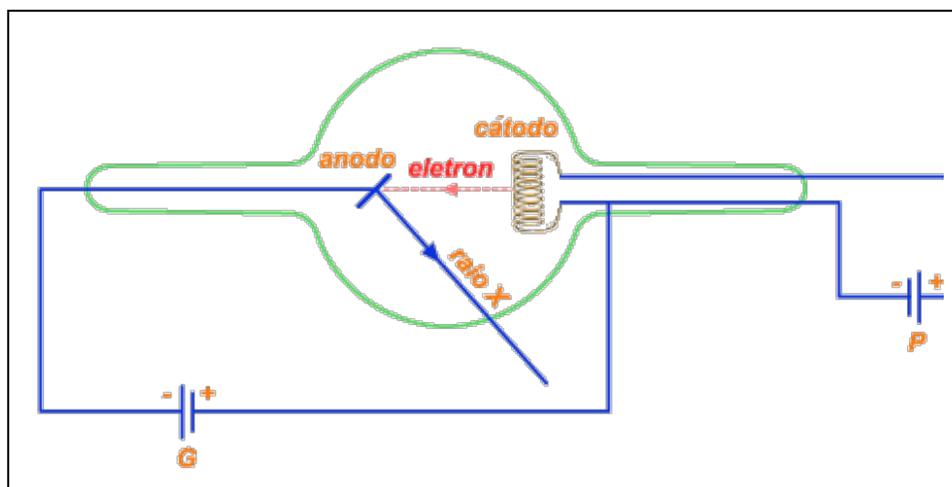
As imagens médicas e, conseqüentemente, os exames, são muito “pesados” e exigem grande capacidade de processamento e armazenamento. Também para a transmissão das imagens à distância são necessárias bandas largas e alguma forma de compressão.

Quadro 1: BANCO DE DADOS/ ESPAÇO NECESSÁRIO

TIPO DE EXAME	TAMANHO DAS IMAGENS	TOTAL
RADIOGRAFIA	2048 x 2048 X 12 bits	32 MB
MAMOGRAFIA	4096 x 5120 x 12 bits	160MB
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	512 X 512 12 x n° de imagens	15 MB
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	256 X 256 X 50 x n° de imagens	6.3 MB
ULTRASSOM	256 x 256 x 8 bits	1.5 MB
MEDICINA NUCLEAR	128 X 128 X 8 bits	0.4 MB

FORMAÇÃO DOS RAIOS-X

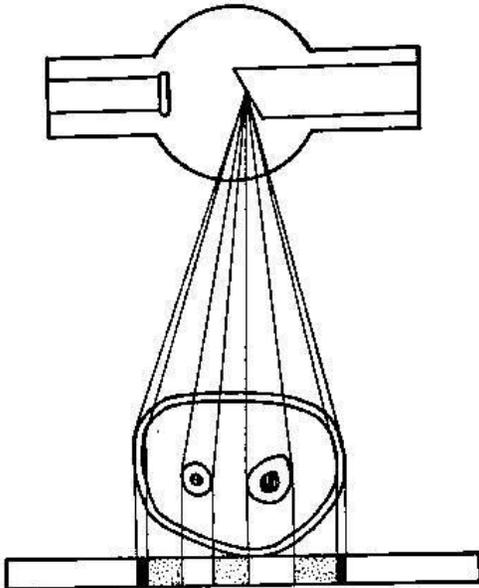
Os raios-x são produzidos por uma lâmpada especial, chamada tubo de raios-x e, como lâmpada, ela tem vida útil limitada, sendo um dos importantes componentes do custo do exame. Ele só emite radiação quando ligado, diferente das outras fontes radioativas.



O pólo negativo (cátodo) é como uma resistência de chuveiro, que antes da exposição é pré-aquecida por uma pequena corrente, da ordem de milésimos de ampére (mA), ficando incandescente e liberando uma nuvem de elétrons que ficam estacionados em torno do cátodo. Então, de forma instantânea, o tubo é “disparado”, aplicando uma gigantesca diferença de potencial entre os pólos positivo e negativo, da ordem de milhares de volts (Kvp). Os elétrons se desprendem e vão se chocar contra o pólo positivo (ânodo ou alvo). Do choque resulta uma tremenda liberação de energia, 99% como calor, que deve ser dissipado, pois, do contrário, o tubo será danificado, e 1% como raio-x, que serve para a formação da imagem. Para que o alvo dure mais, foi criado um dispositivo giratório, que faz com que os elétrons batam não em um ponto, mas numa linha.



Da radiação gerada apenas interessa o feixe principal, que como a luz de um holofote será apontada para o paciente, o restante é radiação inútil, que deve ser absorvida pelos envoltórios do tubo (carcaça).



Ao atravessar o corpo humano os raios-X interagem com os elétrons. Quanto mais elétrons, menos raios passam, e como consequência, ao atingir o filme, menos cristais de prata serão sensibilizados, ficando branco após a revelação; ao contrário, quanto mais raios passam, mais o filme ficará enegrecido.

Assim, depois de exposto, o filme conterá uma imagem potencial ou latente, que, pelo processo de revelação, dará a origem à imagem (radiografia). Se a aquisição for digital, os raios são coletados por placas especiais e levados a leitores ópticos que formarão a imagem.

FORMAÇÃO DAS IMAGENS

As imagens médicas tentam reproduzir uma região do corpo humano da forma mais fiel e detalhada possível, mas claro que existem limitações para que estes objetivos sejam atingidos. A imagem será tanto melhor quanto mais **CONTRASTE** e **RESOLUÇÃO ESPACIAL** ela tiver. **ATENÇÃO!** Estes dois conceitos são fundamentais.

CONTRASTE

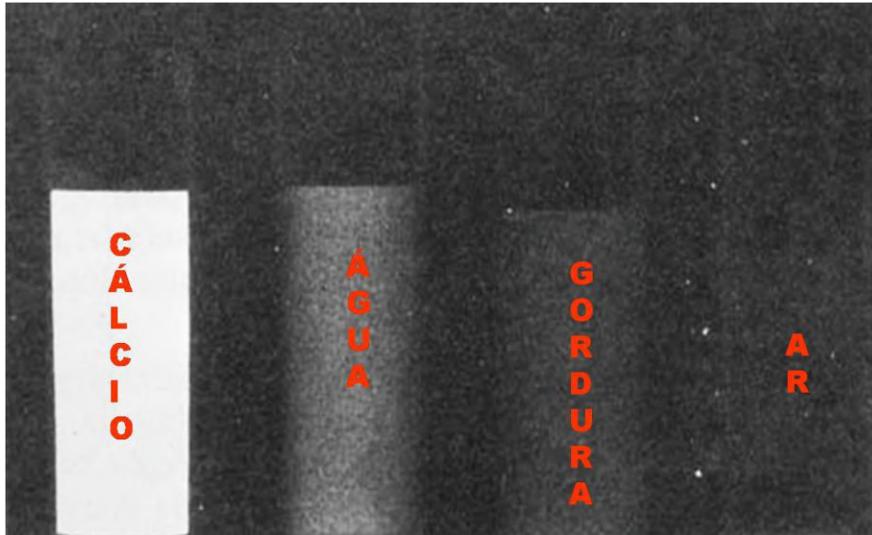
Contraste significa diferença. Quanto mais diferente um ponto da imagem for do meio que o cerca, mais fácil de identificar sua presença. Por exemplo, é mais fácil identificar um ponto preto numa folha de papel branca que numa folha cinza escura e, é claro que um ponto preto numa folha de papel preta não pode ser visualizado. A imagem com maior contraste é a composta somente por preto e branco, mas veja que a falta de matizes intermediários entre eles (tons de cinza), acaba reduzindo os detalhes da imagem. Assim, o contraste ótimo

depende da distribuição adequada dos tons de cinza na imagem. Nosso olho tem uma capacidade limitada de identificar tons de cinza entre o branco e o preto (provavelmente identificamos 16 a 32 tons).



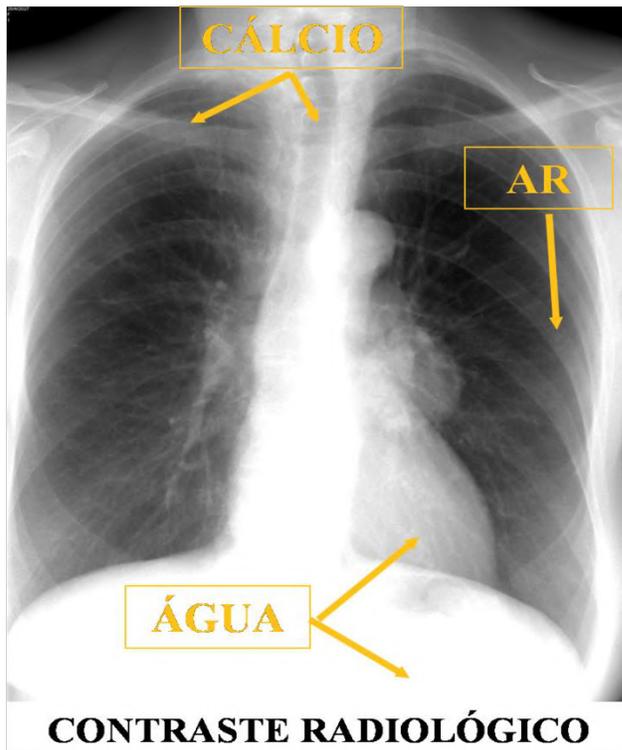
Mesma fotografia em preto e branco (A) e tons de cinza (B). Veja a maior quantidade de detalhes identificados na imagem B

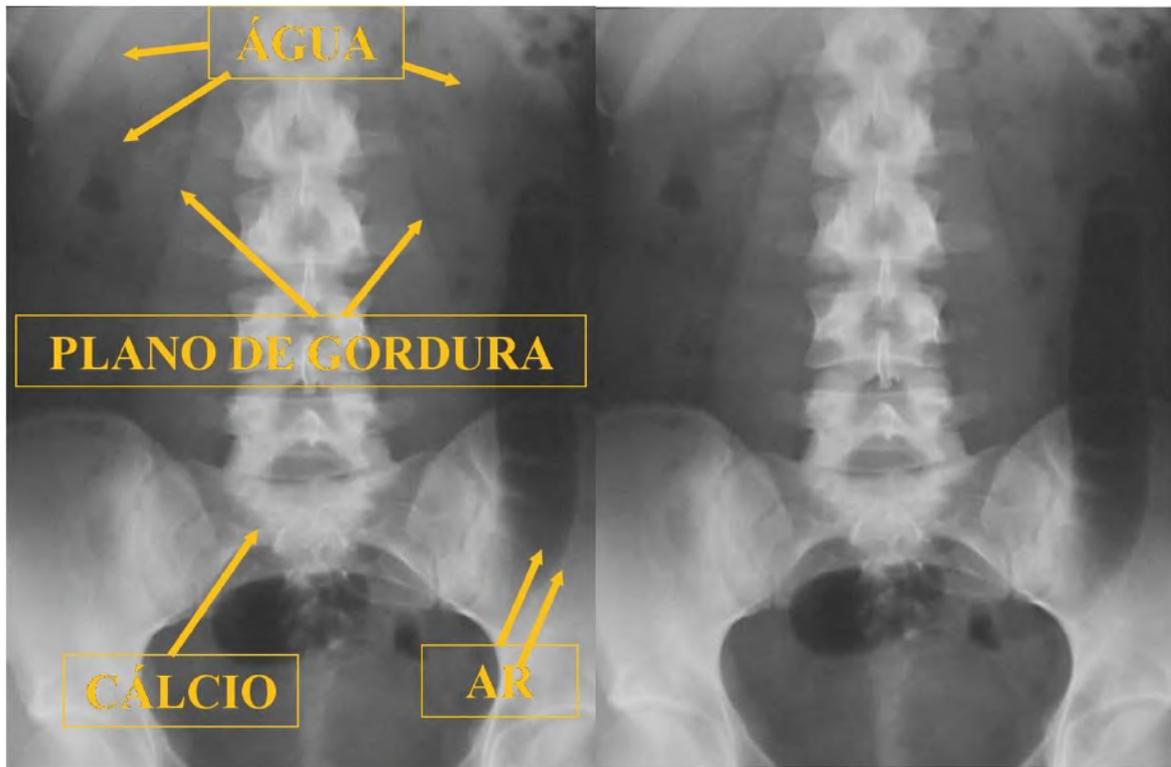
Esta é a maior limitação das radiografias, pois a distribuição das densidades do corpo humano, quando exploradas por um feixe de raios-x, captado diretamente por um filme fotográfico, não é favorável a formação de imagens. As densidades têm uma gama muito ampla, mas algumas poucas estruturas têm densidade bem alta (os ossos têm densidade de metal devido ao teor elevado de **cálcio**) e poucas estruturas têm densidade muito baixa (como o **ar**, que existe nos pulmões e tubo digestivo). A grande maioria dos órgãos tem densidades próximas a da água (é claro, nós somos 80% água!!!!). Assim, a densidade da maioria dos órgãos é tão parecida com a do órgão vizinho, que, para o nosso olho, parece igual, pois cai no mesmo tom de cinza (chamada genericamente de **“partes moles”**).



Quatro tubos de ensaio representando as quatro densidades radiológicas básicas (cálcio, água, gordura e ar)

Por isto, é muito bom estudar os **ossos** nas radiografias, pois suas densidades são muito diferentes das estruturas vizinhas. Também é muito bom estudar estruturas com ar, como os **pulmões**, pois eles contrastam com as demais estruturas com densidade de partes moles. Por outro lado, regiões como abdome e encéfalo têm péssimo contraste natural e são muito mal estudados pelas radiografias.





Em algumas situações, podemos administrar medicamentos capazes de artificialmente criar contraste nas imagens. Estes metais, como o **bário** para o tubo digestivo ou o **iodo** para o aparelho urinário e os vasos, são chamados **meios de contraste** e permitiram a utilização das radiografias (“contrastadas”) para estudar quase todo o corpo durante muitas décadas. Infelizmente, estes meios de contraste são tóxicos e não conseguem mudar o problema básico do baixo contraste natural das radiografias.

A primeira solução definitiva para esta limitação veio com a utilização da tomografia computadorizada, na década de 1970. Em vez de captar as imagens em filme diretamente, o feixe de raios-x era captado por sensores, que enviavam os sinais para computadores, que montavam uma imagem, onde a densidade poderia ser manipulada. Em vez de distribuir as tonalidades de cinza entre a maior e a menor densidade, o médico podia escolher uma faixa de densidades (JANELA), do tamanho que quisesse e nesta janela distribuir todos os tons de cinza.

Vamos explicar melhor. Na TC foi criada uma escala arbitrária de densidades radiológicas, chamadas Unidades Hounsfield (em homenagem a Geoffrey Hounsfield, o criador da TC), onde a água tem densidade zero, o osso densidade máxima de 4000 e o ar densidade negativa de -1000. Se eu distribuir todos os tons de cinza que meu olho consegue distinguir entre a maior (4000uH) e a menor densidades (-1000uH), teremos uma imagem com contraste semelhante à radiografia convencional. Mas, se eu escolher uma janela, por exemplo, de 100uH centrada na densidade da água (zero), todos os tons de

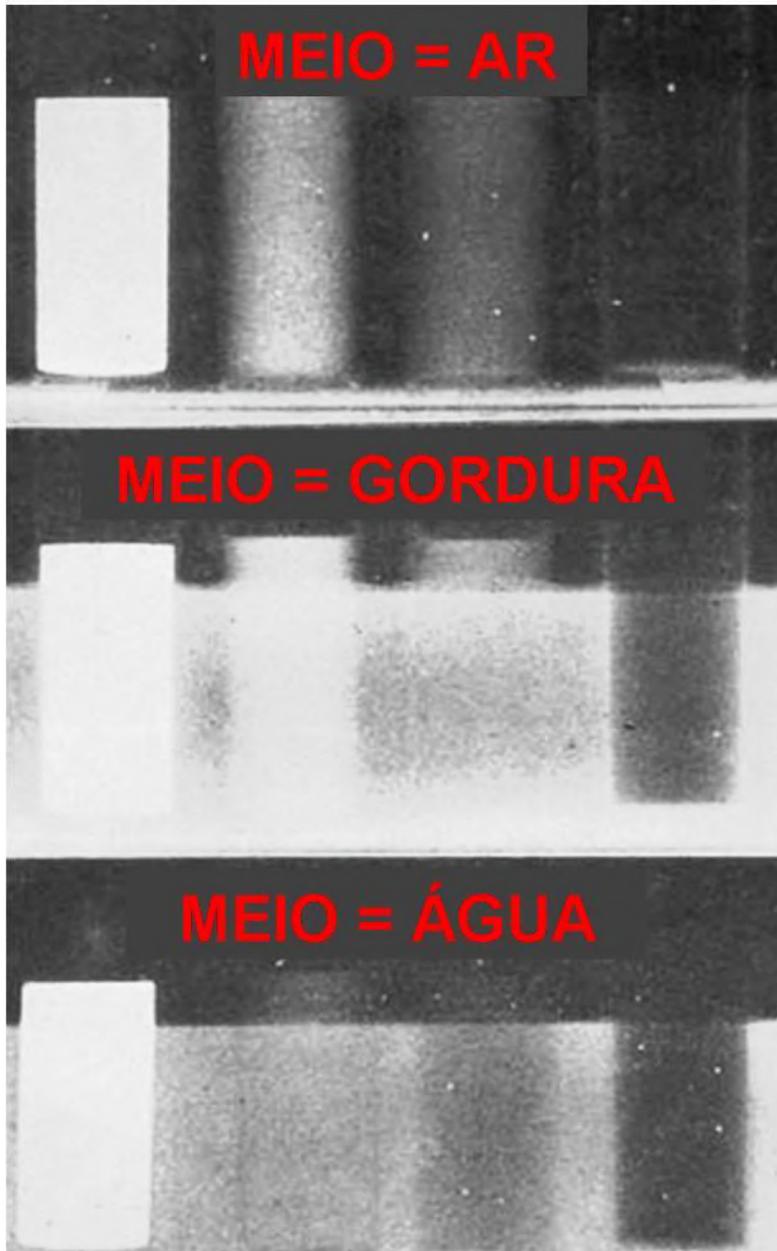
cinza estarão distribuídos apenas entre as densidades 50uH e -50uH. Tudo o que tiver densidade maior que 50uH ficará igualmente branco (independente de ter densidade 55uH ou 3500uH). Tudo que tiver densidade menor que -50uH ficará igualmente negro (independente de ter densidade -60uH ou -999uH). Na faixa da janela, entretanto, pequenas diferenças de densidade serão percebidas pelo olho humano, pois cairão em diferentes tons de cinza, aumentando em muito nossa capacidade em definir a anatomia e, conseqüentemente, em fazer diagnósticos.

A outra forma de criar contrastes diferentes é usar outras formas de radiação, que não os raios-x. Assim, surgiram a ultrassonografia e a ressonância magnética.

Voltando à velha radiografia, passamos por cima de uma densidade intermediária, que ajuda a formar as imagens. É a densidade de **gordura**, muito próxima da água (-100uH), o que dificulta sua identificação, mas como a gordura envolve muitos órgãos, ela pode criar contraste natural desenhando os contornos de alguns órgãos. Por exemplo, os rins são envolvidos por um envelope de gordura, o que pode tornar seus contornos identificáveis (desde a incidência do feixe de raios-x seja favorável). A gordura envolve os músculos psoas e se bem **tangenciado** pelo feixe, pode formar uma linha, que indica que a gordura retroperitoneal está preservada.

Para a TC, entretanto, a diferença de densidade entre a gordura e os órgãos vizinhos passa a ser gigantesca e é o principal contraste natural na maioria dos exames (ex, abdome, pelve, pescoço, órbita, etc.). Veremos que nas crianças pequenas, que tem pouca gordura entre as vísceras abdominais, a capacidade diagnóstica da TC cai bastante.

Em resumo, de tudo que foi dito sobre contraste nas radiografias, os limites de um órgão poderão ser bem diferenciados de um órgão vizinho ou do meio que o cerca, se tiver densidade muito diferente. Isto pode ser facilmente demonstrado com tubos de ensaio (figura)Se esta diferença se perder, por uma condição fisiológica ou por doença, o bordo do órgão pode deixar de ser identificado. Este é o chamado “sinal da silhueta”, muito importante nas radiografias de tórax.



Sinal da silhueta

RESOLUÇÃO ESPACIAL (RE)

É a capacidade de individualizar 2 pontos numa imagem (naturalmente, desde que haja contraste suficiente entre eles). Na prática, a resolução espacial vai depender do meio onde a imagem está registrada. Se for um filme, depende da quantidade e tamanho dos grãos de prata, que formam a parte sensível deste filme. Os filmes radiológicos são caros quando comparados aos filmes

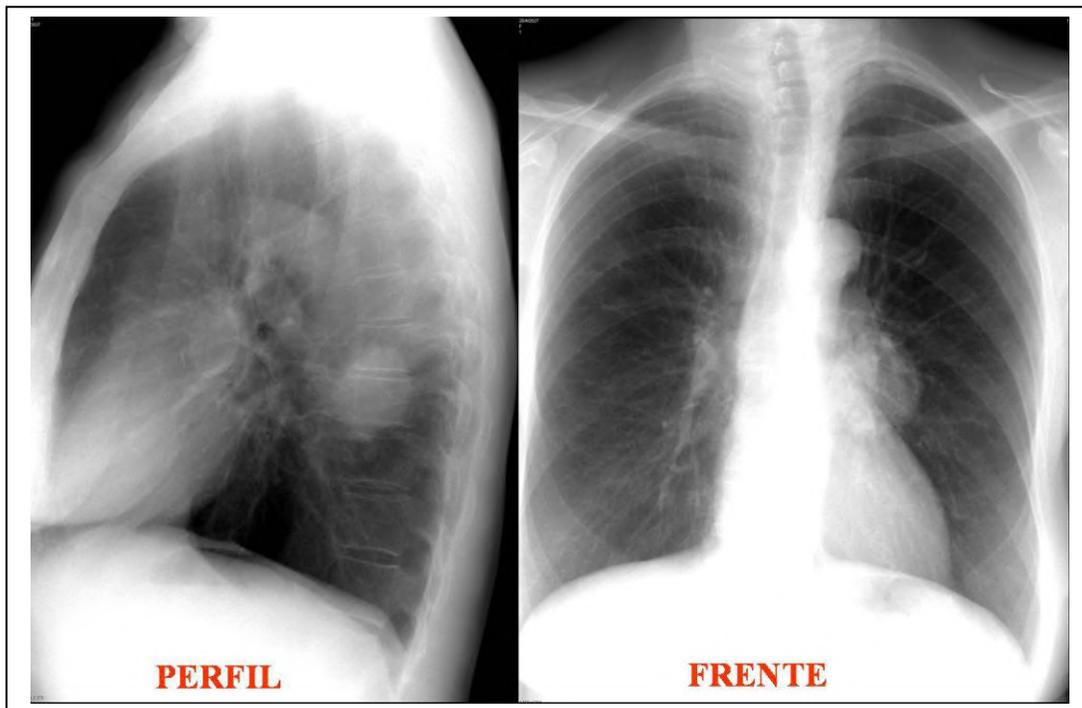
fotográficos comuns, porque devem ter grãos de prata muito pequenos e numerosos. Cada um destes pontos vai receber uma pequena porção do feixe de raios e assim representará de forma mais precisa a região do corpo atravessada por este feixe.

Nas imagens digitais, a RE depende do tamanho da matriz. Quanto mais pontinhos na matriz, mas RE. Por isto, uma mamografia, que é uma imagem de baixo contraste natural, precisa filmes extremamente sensíveis ou matrizes digitais gigantescas para mostrar as pequenas lesões (veja o “peso” das imagens em bites na tabela).

Outra fonte importante de perda de RE nas radiografias é a **SOBREPOSIÇÃO**, pois estruturas tridimensionais serão representadas num filme plano. Ou seja, cada ponto da imagem representa muitos pontos do corpo humanos atravessado pelo raio. Como reduzir este problema?

O primeiro passo é estudar cada região com, pelo menos, **2 incidências** perpendiculares (frente e perfil). Assim poderemos identificar mais estruturas e localizar melhor as lesões.

A melhor forma de reduzir a sobreposição é obter imagens “em corte”. Por isto, todos os métodos modernos de imagem (TC, RM US) trabalham com imagens em corte, que permitem uma demonstração anatômica muito melhor.



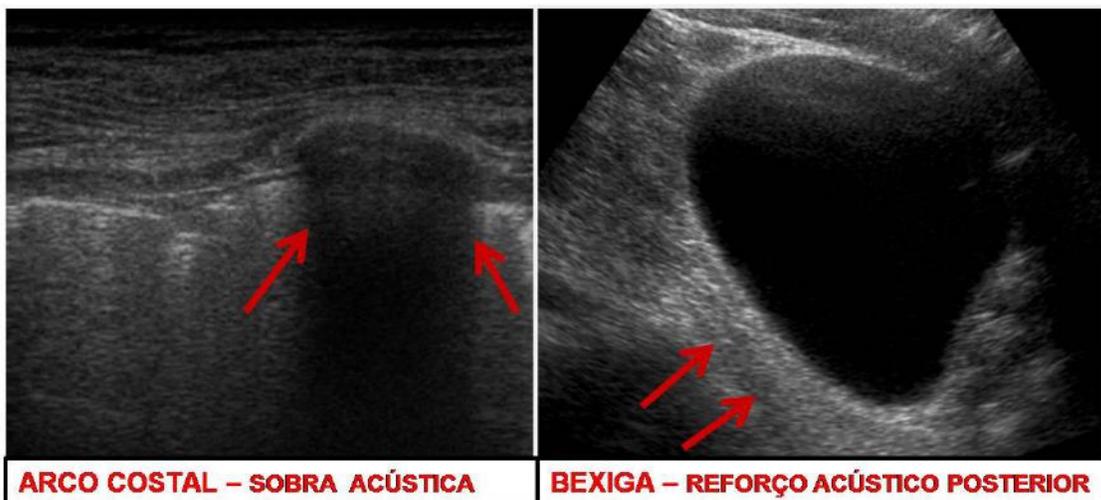
ULTRASSONOGRRAFIA (US)

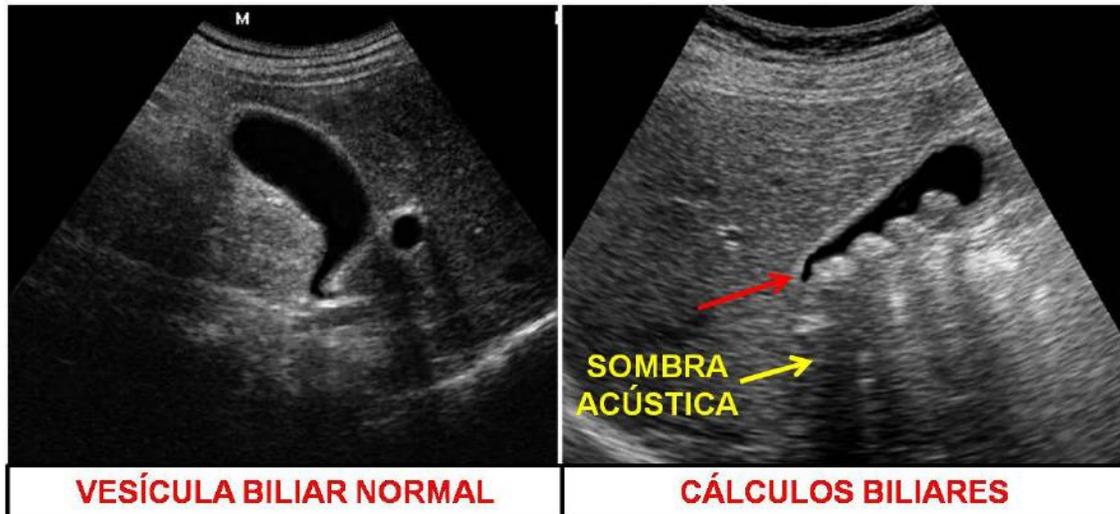
O US, quando indicado, costuma ser o primeiro exame de imagem, suplantando as radiografias ou sendo associado às mesmas. Isto ocorre por ser um exame relativamente barato, sem radiação ionizante, bastante disponível e com boa resolução em muitas regiões, como abdome, pelve (e bolsa escrotal), pescoço, musculatura, parede do tronco, mama, etc. Além disto, oferece uma excelente avaliação não-invasiva do coração (ecocardiografia), muito superior a avaliação dos contornos cardíacos conseguida nas radiografias. Por estas características, é sempre o primeiro método na avaliação da gestação, tendo mudado completamente a prática obstétrica.

Nos últimos anos, foram desenvolvidos equipamentos com alta qualidade, que formam imagens digitais de resolução superior, utilizando diversos transdutores, especialmente desenhados para cada parte do corpo humano. Foram também desenvolvidos transdutores chamados de transcavitários, como o transvaginal e o transretal, que geram imagens com maior detalhe do útero e anexos, próstata e bexiga.

A limitação técnica do US decorre do som não se propagar através de alguns meios, como o osso e o ar, sendo totalmente refletido, o que impossibilita a avaliação de órgãos como os ossos, os pulmões e o encéfalo do adulto. Quando grande parte do feixe de US é refletido por uma **superfície, não é possível identificar as estruturas profundas a ela, formando uma “sombra acústica”**.

Por outro lado, o som é transmitido com grande facilidade pelos líquidos. Por isto, as lesões císticas são muito bem estudadas no US. Como a transmissão do som é grande, o aparelho mostra um falso aumento da ecogenicidade das imagens císticas posterior à parede oposta a entrada do som. Isto é chamado **“reforço acústico”** e confirma a natureza líquida do meio.





Entretanto, a principal limitação do US é ser totalmente dependente da habilidade do operador. Costuma-se dizer que, no US, o examinador faz as imagens, podendo criar pseudolesões em órgãos normais e deixar de ver tumores gigantescos. Isto ocorre, primeiramente, porque o US é um tipo de exame físico realizado com auxílio do equipamento. Você precisa acreditar no laudo do examinador, pois as imagens registradas não são diagnósticas por si.

Os preços dos equipamentos não são tão altos quanto a TC e RM. Embora os mais sofisticados custem mais de 300 mil dólares, os mais simples custam o mesmo que um automóvel, o que induz alguns médicos a comprar um “aparelhinho” e sair fazendo exames sem o treinamento mínimo necessário. Por parecer com um exame físico, também ocorre a alguns especialistas, incluir uma “olhadinha” no US (cobrada, naturalmente) nos seus consultórios, eventualmente também aumentando seus ganhos por consulta, porém sem ter o treinamento adequado.

Assim, o melhor conselho, em relação à qualidade dos exames de US para os seus pacientes é: escolha um ultrassonografista de sua confiança e envie seus pacientes para ele.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

Na TC, o tubo de raio-x gira em torno do paciente, enquanto gera um feixe fino de raios, que corta a região examinada e é captado por detectores. Com as informações colhidas por estes detectores, o computador pode construir uma imagem (uma matriz 512x512 ou 1024x1024), que representa a densidade radiológica (atenuação dos raios-x) em cada ponto por onde o feixe passou, formando uma imagem, que representa um corte anatômico.

A espessura do corte depende da espessura do feixe de raios-x e das características do detector. O próximo corte é obtido movendo a mesa (também controlada pelo computador). Nos aparelhos modernos, o tubo gira ininterruptamente em torno do paciente, enquanto a mesa excursiona em toda extensão da região examinada. O feixe faz um *scan* espiral e cabe ao

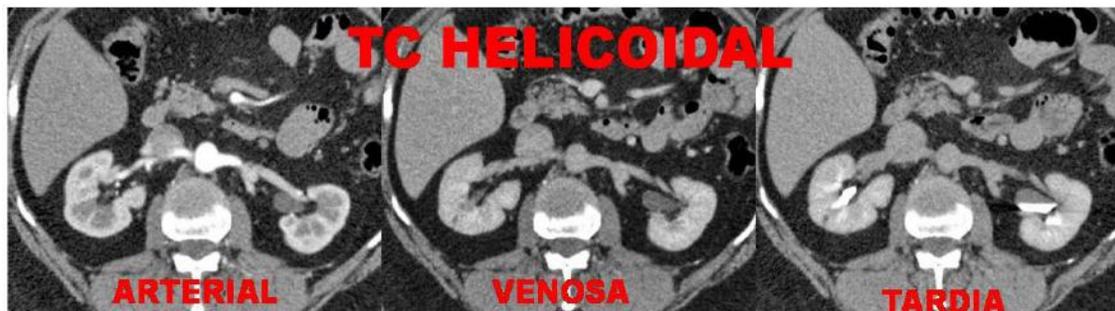
computador, interpolar os valores que faltam nestas espirais, formando as imagens (TC helicoidal). Se, em vez se uma fileira de detectores, tivermos diversas fileiras (16, 32, 64, 128), cada giro pode formar uma grande quantidade de imagens (16, 32, 64, 128), na chamada TC helicoidal *multislice*.

A TC *multislice* permite cortes muito finos (0.5mm), que representam voxels isotrópicos, que podem ser reconstruídos por um programa gráfico em qualquer plano desejado, sem perda de definição, o que resolveu umas das limitações da TC, que só obtém cortes transversais (axiais).



Com o auxílio do computador podemos concentrar os tons de cinza (janela) numa faixa adequada à região que estamos examinando. Assim, a identificação dos diversos órgãos é muito facilitada. Se houver gordura entre os órgãos (como acontece no abdome, pelve e pescoço), os bordos ficam extremamente bem definidos.

Um recurso adicional é a injeção de contraste iodado endovenoso, de forma dinâmica, utilizando uma bomba injetora. Nos primeiro minuto após o início da injeção, o contraste estará concentrado nas artérias (fase arterial), logo depois a concentração será maior nas veias (fase venosa) e, finalmente, o contraste entrará em equilíbrio entre os compartimentos intra e extravascular (fase parenquimatosa). O conhecimento destes tempos permite aumentar a sensibilidade do exame para diversas lesões e mesmo obter estudos angiográficos (CTA).



TC HELICOIDAL: TRÊS FASES DA EXCREÇÃO DO CONTRASTE IODADO

A TC tem como vantagens uma maravilhosa definição anatômica e a obtenção rápida das imagens (mas não instantânea como a radiografia e o US). Como desvantagens temos a utilização de altas doses de raio-x, eventualmente o uso de contraste iodado, que tem potencial alérgico acentuado, é nefrotóxico, além de ter custo elevado.

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM)

A RM oferece exames com o melhor contraste disponível, sem radiação ionizante. Além disto, sua grande vantagem é obter imagens com contraste baseado em diferentes propriedades dos tecidos (enquanto a TC só pode formar imagens baseadas nos coeficientes de atenuação e a US na ecorrefringência, a RM pode mudar o contraste mudando a estimulação e forma a estudar cada órgão da forma mais adequada).

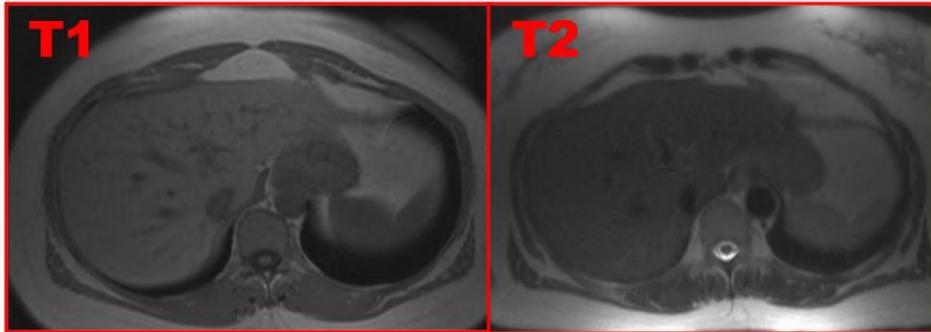
Esta mudança do contraste pode ser conseguida com alterações em múltiplos parâmetros utilizados para estimular os órgãos, como o tempo entre um estímulo e outro (tempo de repetição ou TR); ou o tempo entre o estímulo e o tempo de captação do sinal (tempo de eco ou TE); a “força do estímulo” (pode mover o eixo de rotação dos prótons, p.ex. 90°, 180°, etc).

Como o sinal é muito fraco é necessário colocar antenas (bobinas) próximas à região do corpo que vai ser examinada e todo o equipamento precisa estar isolado do meio ambiente, onde estão presentes ondas de radio muito mais potentes.



O resultado final é um conjunto de imagens obtidas em diversos planos de corte, com diferentes características de contraste, que costumam ter a

predominância de uma característica específica daquela região do corpo. As imagens mais comuns são as ponderadas em características chamadas de T1 e T2.

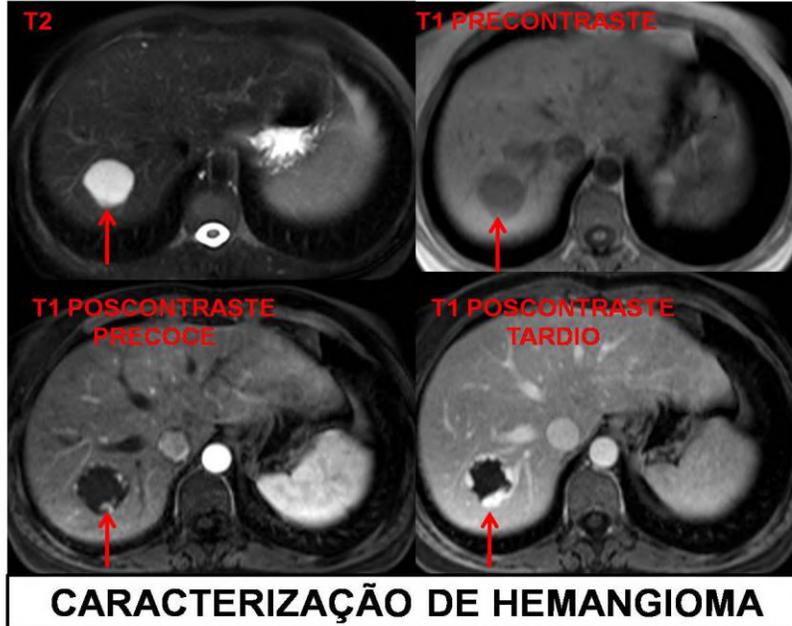


As maiores limitações da RM são: 1. O paciente deve ficar no interior de um campo magnético muito forte, o que limita sua monitorização e até contraindica o exame em alguns pacientes 2. A aquisição das imagens é muito mais demorada que os demais métodos (normalmente uma série de imagens é obtida em minutos). Por estes dois motivos a RM não é muito usada em situações de emergência (nos pronto-socorros a TC é mais útil que a RM). Também os movimentos naturais (respiração, fluxo sanguíneo) tendem a prejudicar mais a RM que a TC, por exemplo, o que limitou sua utilização inicial à neurologia e ao músculo-esquelético.

Hoje, no entanto, a RM é o método mais sensível para investigar vísceras abdominopélvicas maciças (fígado, pâncreas, rins, útero, etc.), pois sequências muito rápidas de imagens podem ser obtidas no tempo de uma apnéia ou então as aquisições podem ser sincronizadas com os movimentos cardiovasculares e respiratórios.

Outras limitações menores ocorrem nos órgãos que contêm ar (gera artefatos de susceptibilidade magnética, que borram as estruturas), como pulmões e alças intestinais. Também a demonstração de calcificações não é tão boa quanto na TC.

Quando necessário, um meio de contraste pode ser utilizado, com efeito semelhante ao contraste iodado na TC. Este contraste é o gadolínio, uma terra rara, que altera o campo magnético, aparecendo branco nas imagens baseadas em T1. A farmacodinâmica desta droga é semelhante ao contraste iodado, porém tem um potencial alergênico muitas vezes menor e não é nefrotóxica. Nos últimos anos, infelizmente, têm sido relatada uma fibrose cutânea progressiva em pacientes em insuficiência renal que receberam doses altas de gadolínio.



PRINCÍPIOS DE INTERPRETAÇÃO

Como já dissemos, o curso não tem condições de ensinar como interpretar imagens, pois este é um treinamento longo, de desconstrução bidimensional e reconstrução tridimensional, que só se consegue com a residência. Entretanto, o raciocínio diagnóstico é o mesmo da clínica (tem que ser, pois a medicina é a mesma!!), substituindo as informações do exame físico pelas da imagem (veja que, como na clínica, a história é a base inicial do diagnóstico).

O produto dos métodos de imagem é, naturalmente, uma imagem, que representa a anatomia macroscópica da região em estudo. Precisamos extrair desta imagem as informações que vão nos ajudar no diagnóstico. Para isto alguns pontos básicos são fundamentais:

1. É preciso conhecer a anatomia da região em análise, incluindo as variações anatômicas.
2. É preciso conhecer como esta anatomia aparece no método usado e porque.
3. Conhecer patologia macroscópica para saber que deformidades as doenças causam nos órgãos e vice-versa (que patologias podem causar as alterações detectadas). A imagenologia é um tipo de anatomia-patológica macroscópica.
4. Saber o que não aparece na imagem.

Não existe uma forma única de interpretar imagens. Cada um tem sua técnica, mas alguns “macetes” podem ser úteis.

- 1) Crie o hábito de realizar uma análise sistemática.

2) Quando encontrar algo que parece anormal, deixe de lado e só volte a se preocupar com o achado após a análise sistemática.

3) Defina quais são os pilares que vão servir de base para o seu diagnóstico, ou seja, quais os achados que você tem certeza. Isto corresponde, mais ou menos, a dividir as observações em achados **MAIORES E MENORES**. É melhor se apoiar em poucos pilares, que usar bases frágeis para construir seu diagnóstico diferencial. Seu raciocínio deve se basear nos achados maiores. Deixe para os especialistas os achados menores, pois muitos deles não têm nada a ver com o diagnóstico principal, ou são erros da sua coleta de dados.

4) Finalmente, os achados devem ser validados, pois a maioria das coisas que chamam a atenção na “primeira olhada” são, na verdade, variações anatômicas, ou imagens falsas que você construiu.

Se você prestar atenção estes “macetes” são os mesmos que são usados no diagnóstico clínico e claro que não poderia ser diferente, afinal a medicina é uma só.

OUTRAS DICAS:

As imagens de US gravadas (ou fotografadas) não se prestam a interpretação posterior, mas são apenas registros dos achados que o ultrassonografista encontrou no seu exame. Já as imagens de TC e RM podem ser interpretadas e reinterpretadas, enviadas para revisão mesmo por longas distâncias. Sua riqueza de detalhes não exige, como nas radiografias, um “esforço de imaginação”, mas saber retirar o máximo de informações das imagens é fundamental, para justificar a realização do exame.

Nas imagens em corte não há sobreposição, mas nos limites superior e inferior da fatia pode haver um artefato equivalente, chamado de “**volume parcial**”. Vamos tentar entender. Um pixel representa um voxel do tecido (veja aula anterior). Se o conteúdo do voxel for um só tecido, a representação será fidedigna. Porém, se o voxel contiver tecidos com características diferentes, o pixel traduzirá um valor médio, que não existe na realidade. Por exemplo, numa TC, se um terço do voxel contiver osso, com densidade de 3000 uH e dois terços contiver ar, com densidade – 1000uH, o pixel terá um valor de 350uH, (partes moles), que não existe naquele corte.

Para compensar este artefato e para entender a anatomia tridimensional, devemos navegar entre as imagens, para cima e para baixo, reconstituindo mentalmente os órgãos analisados.

COLABORADORES

André Américo Bedenko Martins

Ridiney Santos Oliveira

Helder Campos

André Américo Bedenko Martins