

4

CAPÍTULO

IMAGEM DO TUBO DIGESTIVO E GLÂNDULAS ANEXAS

Jesus Irajacy F. da Costa

Os métodos de diagnóstico por imagem se desenvolvem rapidamente nas últimas décadas graças aos avanços tecnológicos. Notam-se não somente um crescente aumento no número, mas também um aperfeiçoamento nos recursos de imagem no diagnóstico clínico, colocando-se como um dos principais instrumentos orientadores da conduta médica moderna. Comentaremos, neste capítulo, os métodos de diagnóstico por imagem de maior aplicabilidade na Medicina atual, como cada exame forma a própria imagem com particularidades técnicas e físicas, bem como devemos interpretá-los à luz dos conhecimentos da Anatomia Humana.

Destacamos, portanto, os seguintes métodos de diagnóstico por imagem: radiografia, ultrassonografia (Ecografia), tomografia computadorizada e ressonância magnética.

4.1 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL

A Radiologia diagnóstica deu o primeiro e grande passo com as experiências de Wilhelm Roentgen ao produzir a primeira imagem radiográfica, documentando a partir daí as diversas densidades do corpo humano, inclusive as artefatuais, como a metálica, representada pelo anel da mão de sua esposa na radiografia inaugural. Para o feitiço das imagens, o Físico alemão utilizou um tubo a vácuo, onde o feixe de raios-x era produzido pelo impacto de uma nuvem de elétrons, formada por um filamento metálico aquecido, contra uma placa de tungstênio (anodo). A quantidade de irradiação era muito pequena em relação ao calor produzido, mas o suficiente para penetrar qualquer segmento do corpo humano e defini-lo por via de uma película de emulsão de prata (filme radiográfico) inserida em cassete (chassi), protegida, portanto, da luz ambiente. Com os avanços, as imagens foram sendo reproduzidas com maior praticidade e melhor definição pela radiografia computadorizada (sistema CR) e radiografia digital (sistema DR), em que a imagem digital pode ser transferida, aperfeiçoada e analisada por meio do sistema computadorizado de arquivamento e comunicação de figuras (PACS), podendo, assim, dispensar o filme.

Existem quatro densidades básicas naturais no organismo humano que proporcionam um razoável contraste entre as estruturas, permitindo desta forma a definição dos contornos e uma melhor individualização entre os elementos do corpo por meio de radiografias (**Figura 4.1**). Por ordem crescente de densidade ou de atenuação dos raios-X seguem-se:

- 1) densidade aérea (gasosa);
- 2) densidade gordurosa;
- 3) densidade aquosa (líquida e de partes moles);
- 4) densidade cálcica (óssea).



Figura 4.1 – Radiografia de tórax em PA, representando as diversas densidades básicas em ordem crescente: ar (pulmões); gordura (tecido subcutâneo nas axilas); aquosa (coração, vasos, diafragma, músculos) e cálcica (clavículas, arcos costais).

A densidade metálica pode ser identificada nas condições de uso de meios de contraste, em corpos estranhos, órteses, próteses, fios e cliques metálicos cirúrgicos.

A terminologia empregada em radiografias deve ser bem utilizada. Sugerimos sempre a utilização dos termos: opacidades, densidades de partes moles, aquosa, cálcica ou metálica; lesão (imagem) radiopaca (hipotransparente) ou radiolucen-te (hipertransparente), evitando-se as denominações inadequadas: preto, branco, cinza, escuro, mancha e outras desse gênero. Vejamos algumas imagens radiográficas e suas respectivas representações anatômicas (**Figura 4.2B**).



Figura 4.2 – Alças intestinais delgadas distendidas com gás. Típico preguiado mucoso.

Podemos também utilizar os meios de contraste, geralmente à base de bário (no sistema gastrointestinal) ou iodo (em sistemas canaliculares – vasos sanguíneos, linfáticos e vias biliares) (Figuras 4.3A e 4.3B). Para a realização da maioria dos exames contrastados, podemos utilizar o método fluoroscópico em que os órgãos ocos, seu peristaltismo e a difusão do meio contrastado através deles podem ser estudados em tempo real no sistema intensificador de imagem (monitor de televisão) com o recurso de gravação em videoteipe e arquivamento. As radiografias são obtidas com a captura de imagens digitais ou com a colocação de chassis entre o paciente e o intensificador de imagens, expondo as estruturas contrastadas no receptor de imagens com um breve pulso de irradiação.



Figura 4.3A – Trânsito intestinal. Opacificação de alças intestinais delgadas com preguiado mucoso característico.



Figura 4.3B – Colangiografia transoperatória. Divertículo duodenal com compressão sobre o colédoco.

4.2 MÉTODOS DE IMAGEM DE SECÇÃO TRANSVERSAL

Os métodos com técnicas que produzem imagem em cortes transversais do corpo humano incluem: ultrassonografia (US), tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM). Todos os três métodos analisam o corte ou volume do tecido do paciente em três dimensões para produzirem imagens em duas dimensões. O resultado das imagens é composto de uma matriz de elementos (pixels) e cada um destes elementos é representado por um volume (voxel).

4.2.1 ULTRASSONOGRAFIA (ECOGRAFIA)

A ultrassonografia é um método que utiliza ondas mecânicas sonoras com escalas de frequências altas para diagnóstico (ultrassom), na ordem de grandeza em mHz (1 a 15 mHz), inaudível ao ouvido humano, permitindo a formação de imagens em escala cinza conforme a reflexão e o grau de atenuação sônica dos tecidos cujas interfaces serão individualizadas na dependência do grau e das diferenças de impedância acústica.

O exame é realizado por transdutores, que transformam energia elétrica em mecânica e vice-versa. Estes transdutores, a depender de suas frequências, produzem imagem com maior ou menor resolução. Assim, transdutores de alta frequência produzem imagens mais nítidas, porém mais superficiais, pois estes têm um menor poder de penetração das ondas sonoras no organismo. Por isso, em abdome, os transdutores utilizados geralmente são de menor frequência, em torno de 2,0 a 3,0 mHz, ou seja, com maior poder de penetração, avaliando bem estruturas com profundidade aproximada de até 10 cm. Eventualmente, como complementação diagnóstica, utilizam-se os transdutores de alta frequência para o estudo de vísceras ocas, peritônio, mesentério e demais estruturas mais superficiais.

A utilização da segunda harmônica é um recurso técnico ultrassonográfico que permite a captação e reconhecimento pelo transdutor de ondas com o dobro da frequência das ondas emitidas, adquirindo mais informações na escala cinza e permitindo, por fim, melhor definição das interfaces dos tecidos normais e, entre os mesmos e as estruturas anormais, propiciando, em determinadas circunstâncias, melhor sensibilidade do método.

A grande vantagem do método ultrassonográfico é não apresentar contraindicações e por formar imagens com satisfatória qualidade em pacientes não cooperativos, agitados ou impedidos de realizar apneia. Temos que ressaltar, porém, a grande limitação desse método: é um exame operador dependente. Exige que seja conduzido por profissionais capacitados, embora isto nem sempre aconteça.

A terminologia empregada em ultrassom inclui os prefixos *an*, *hipo*, *iso* e *hiper* seguidos de *ecóica*, *ecogênica* ou *ecóide*, ou seja, podemos nos deparar com lesões anecóicas, hipoecóicas, isoecóicas ou hiperecóicas, conforme o tom cinza crescente em relação ao tecido ou órgão onde as referidas lesões estão inseridas (Figuras 4.4A e 4.4B). Por exemplo, toda imagem anecóica, ou seja, sem ecos (representada pelo tom preto na escala de cinza) significa que a estrutura visibilizada é constituída de líquido e normalmente apresenta um artefato “brilhante” posterior chamado de reforço acústico (Figura 4.5); o exemplo do extremo oposto constituído de muitos ecos são os cálculos, lesões hiperecogênicas (representada “em branco ou imagem brilhante” na escala de cinza) apresentando impedimento da passagem do som, formando um artefato de auxílio diagnóstico chamado de sombra acústica posterior. Nem toda imagem hiperecóica apresenta sombra acústica, no entanto, quando o artefato da sombra estiver em associação a tais imagens “brilhantes”, devemos lembrar a possibilidade de cálculos, estruturas cálcicas, elementos metálicos, corpos estranhos e gás (Figura 4.6).

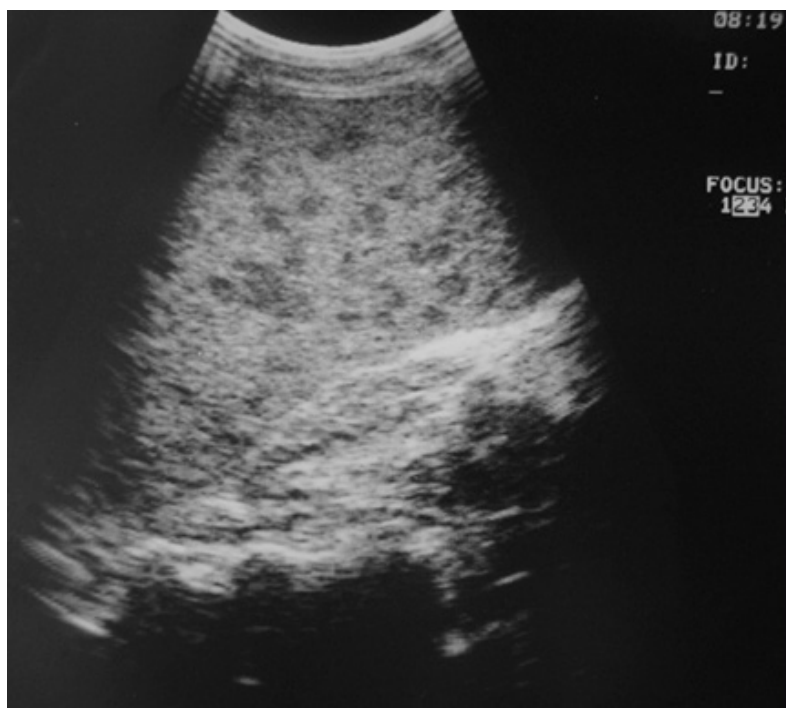


Figura 4.4A – Lesões nodulares hipoecóicas no fígado em paciente com SIDA.



Figura 4.4B – Lesões nodulares hiperecoicas no fígado: hemangiomas hepáticos.



Figura 4.5 – Cisto hepático com reforço acústico posterior.



Figura 4.6 – Vesícula biliar distendida, contendo cálculos (com sombra) e conteúdo líquido espesso (debris).

Quando estruturas de conteúdo líquido exibem finos ecos móveis e em suspensão, devemos utilizar a expressão “conteúdo líquido com debris”, indicando material líquido de conteúdo espesso (Ex.: pus, sangue, lama biliar, conteúdo celular) (Figura 4.6).

As lesões isoecóicas por apresentarem a mesma expressão de tonalidade na escala de cinza do órgão acometido, são em algumas circunstâncias responsáveis pela limitação e redução da sensibilidade do método.

A ultrassonografia abdominal está bem indicada nas seguintes situações:

- 1) doenças hepáticas focais e difusas (Figuras 4.7A e 4.7B);
- 2) doenças da vesícula biliar e das vias biliares (litiásicas, inflamatórias ou neoplásicas). A ultrassonografia constitui o melhor método de imagem na avaliação da vesícula biliar (Figura 4.8);
- 3) avaliação de hipertensão portal, circulação colateral, estenoses e estases vasculares, trombozes ou fístulas vasculares, assim como estudo do aspecto da vascularização de lesões expansivas através do Doppler colorido e pulsado (hiper e/ou neovascularização);
- 4) ascite (Avaliação aproximada de volume, localização e identificação de debris ou de septações);
- 5) enfermidades pancreáticas (Inflamatórias ou neoplásicas e complicações).
- 6) doenças esplênicas difusas ou focais;
- 7) avaliação da cavidade peritoneal e de doenças de vísceras ocas como apendicite, diverticulite, intussuscepção, adenopatias, coleções (abscessos) e lesões expansivas (císticas ou sólidas);
- 8) abordagem e tratamento de complicações pós-operatórias, sobretudo coleções que podem ser drenadas sob orientação ultrassonográfica.

Outro meio importante que a ultrassonografia nos oferece é o uso do Doppler (pulsado e colorido), que nos permite o estudo de estruturas vasculares (trombozes, fístulas arteriovenosas e aneurismas). No abdome, o uso do Doppler é particularmente importante na avaliação de pacientes com hipertensão portal; em pacientes com fígado transplantado (avaliação de estenose ou trombose de artérias e veias) e em casos de lesões expansivas (hiper e/ou neovascularização).

Atualmente em grandes centros de imagem, os meios contraste com microbolhas em ultrassonografia estão sendo aplicados com excelentes resultados em lesões vasculares e/ou de caráter expansivo, avaliando-se o grau de vascularização nestas últimas. Quanto mais vascularizadas ou com maior grau de neovascularização, essas lesões apresentam maiores riscos de malignidade.

Portanto a ultrassonografia assume atualmente importante papel na avaliação de estruturas humanas, sobretudo abdominais, por ser um método barato,

inócuo (não usa radiação ionizante), e em mãos experientes e bem treinadas, com alta sensibilidade, sobretudo para doenças do fígado, vesícula e vias biliares.



Figura 4.7A – Doença hepática difusa hepatopatia crônica). Fígado heterogêneo e de contornos irregulares e bardas rombas.

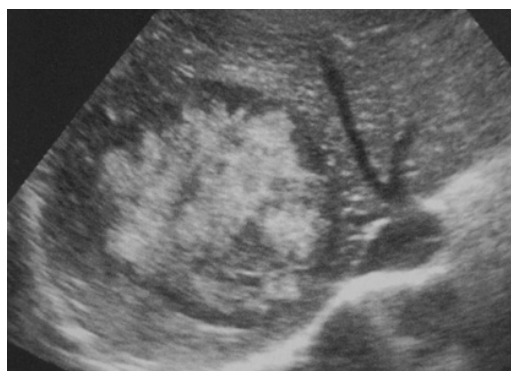


Figura 4.7B – Doença hepática focal: carcinoma hepatocelular.



Figura 4.8 – Avaliação por US da vesícula biliar: pólipos adenomatosos da vesícula.

4.2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada é um método de imagem seccional que se utiliza de um tubo de raios-X em associação a um grupo ou fileiras de detectores localizados no lado oposto do sistema de arco (*gantry*). Para a realização da imagem, o conjunto (raios-X/ detectores) gira 360° em torno do segmento do corpo de tal forma que vários pontos de um órgão ou estrutura examinada têm seus coeficientes de atenuação medidos sistematicamente várias vezes em diferentes direções. Esse dado numérico, quantitativo, em UH - unidades Hounsfield, é convertido em forma de imagem, atribuindo-se a cada valor uma tonalidade na escala de cinza, de maneira que as áreas de menor densidade (com baixos coeficientes de atenuação) expressam em imagens uma tonalidade mais próxima ao preto e aquelas com elevadas densidades (altos coeficientes de atenuação) têm tonalidade mais próxima do branco. Na escala de UH (unidades Hounsfield) é estabelecido o valor de 0 (zero) UH – centro da escala – para a água; de -60 a -100UH para gordura e de -400 a -600UH para o tecido pulmonar. Os níveis da escala estendem-se de -1000UH para o ar e +400 a +1000UH para estruturas ósseas. Os coeficientes de atenuação correspondem, portanto, a diversas densidades que normalmente um órgão pode apresentar a depender das estruturas que o compõem e que podem estar alteradas diante de alguma doença, permitindo assim uma codificação de imagens que auxilia no diagnóstico clínico. Assim, a TC usa o computador para re-construir matematicamente as imagens em corte transversal do corpo pela transmissão dos raios-X com finos cortes nos tecidos dos pacientes, dispondo cada imagem em forma de fatias do corpo humano separadamente, sem superposição das estruturas.

A nomenclatura utilizada refere-se à densidade das estruturas. Assim se utilizam os prefixos *hipo*, *iso* ou *hiper*, seguido, da palavra densidade.

A TC helicoidal ou espiral ganhou avanços tecnológicos com a incorporação de múltiplas filas de anéis de detectores, recebendo a denominação de TCMD – Tomografia com multidetectores ou TC *multi-slice*. Com o uso mais difundido de 64 canais (fileiras), a TCMD permite a aquisição de múltiplos cortes por rotação do tubo, aumentando a área do paciente que pode ser coberta em um dado tempo por feixes de raios-X. A grande vantagem da MDTC é a rapidez, sendo de cinco a oito vezes mais rápida do que a TC helicoidal de corte simples. Além da rapidez na aquisição de imagens, tem como avanços as reconstruções em qualquer plano anatômico (sagital, coronal e outros) sem perda da resolução da imagem (Figuras 4.9A e 4.9B), obtenção de imagens com melhor definição em 3D onde podem ser rodadas e observadas em qualquer ângulo, permitindo melhores detalhes de pequenas estruturas, por exemplo: em vasos pela Angio-TC e aquisição de imagens virtuais em colono-TC (Figuras 4.9C e 4.9D). No que diz respeito à desvantagem da TCMD, considera-se a dose de irradiação, que pode ser de três a cinco vezes maior do que a TC de cortes simples.

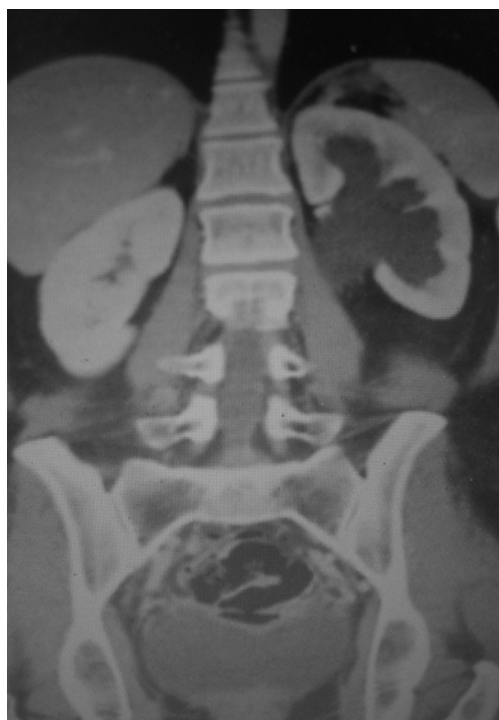


Figura 4.9A – TC do abdome com reconstrução coronal. Fígado e baço nos respectivos hipocôndrios D e E. Imagem de hidronefrose renal à esquerda.

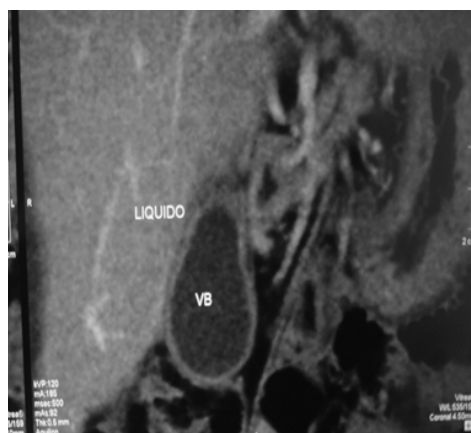


Figura 4.9B – TC do abdome com contraste venoso e reconstrução sagital/oblíqua: colecistite alitiásica.

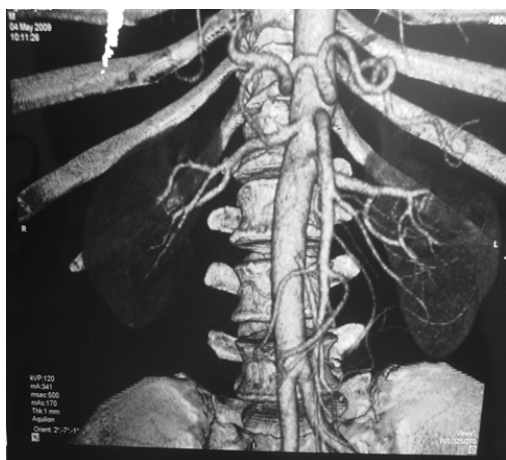


Figura 4.9C – Angiotomografia em 3D: Aorta, tronco celiaco, vasos mesentéricos e vasos ilíacos.

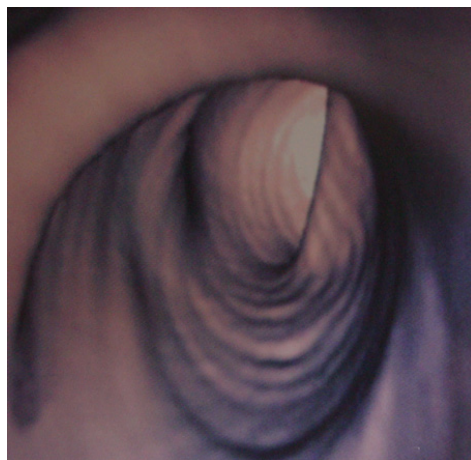


Figura 4.9D – Colonoscopia virtual por TC: normal.

Para melhor identificação das estruturas orgânicas e de suas possíveis alterações, utilizam-se, em muitas situações, meios de contrastes, substâncias aplicadas para alterar as densidades naturais das estruturas do corpo humano. Na TC da região abdominal, são utilizadas basicamente duas vias de acesso dos meios de contraste, a oral e a venosa.

O contraste oral é utilizado para modificar a densidade da luz do trato gastrointestinal. Salvo raras exceções, seu uso é obrigatório em qualquer exame de TC do abdome e da pelve, para melhor individualizar as vísceras ocas (estômago e alças intestinais), definir possíveis anormalidades nessas vísceras e para contornar o problema das alças que, sem contraste endoluminal, podem ser confundidas com massas, adenomegalias ou hematomas. O contraste administrado por via oral pode ser a base de iodo ou de bário (**Figura 4.10**).

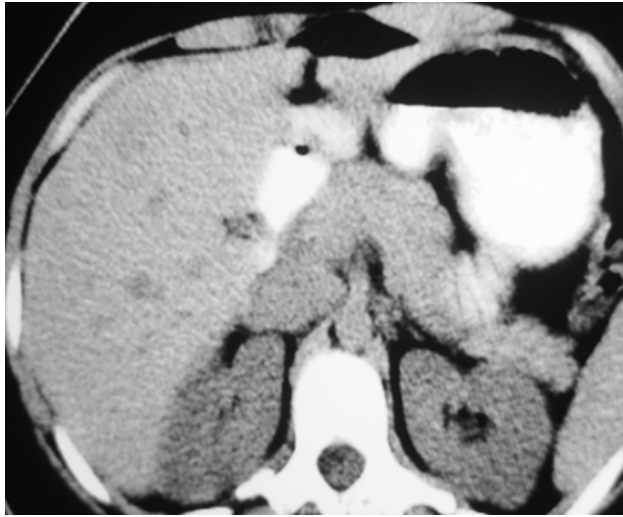


Figura 4.10 – Câmara gástrica e alças intestinais contrastadas. Fígado (dir), baço (esq), pâncreas, artéria mesentérica, aorta e rins.

O contraste venoso, normalmente à base de iodo hidrossolúvel, é injetado em uma veia periférica. Além de alterar a densidade do sangue, esses contrastes possibilitam realçar densidades diferentes entre as lesões e o parênquima adjacente; permitem caracterizar essas lesões conforme o padrão de captação do meio de contraste, e também avaliam a anatomia e a permeabilidade vascular. A otimização do uso do contraste endovenoso depende da anatomia, da fisiologia e da patologia do órgão de interesse. Portanto, para o estudo ideal, a administração do meio de contraste deve ser programada cuidadosamente em sintonia com o tempo dos cortes tomográficos após a injeção.

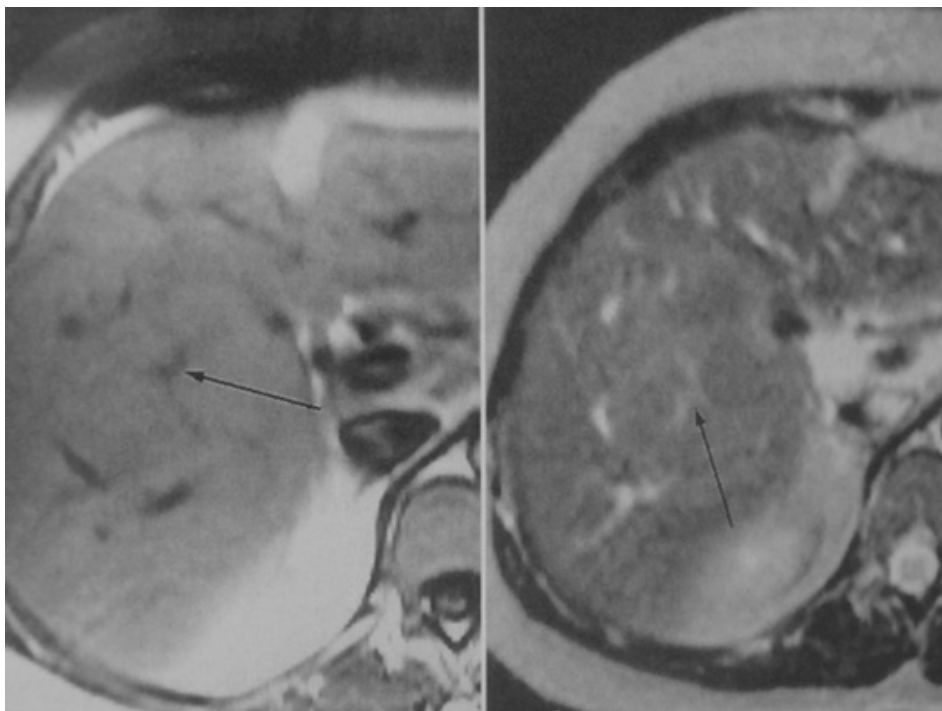
Artefatos são componentes da imagem que podem não reproduzir fielmente a real condição das estruturas anatômicas por conta de distorção, adição ou subtração de informações, degradando a imagem e determinando erros no diagnóstico.

4.2.3 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM)

A Ressonância Magnética (RM) é uma técnica que produz imagens tomográficas por meio de campos magnéticos e ondas de rádio. Enquanto a TC avalia apenas um único parâmetro tecidual de atenuação dos raios-X, a RM analisa múltiplas características teciduais, incluindo densidade de hidrogênio (próton), tempos de relaxamento tecidual (T1 e T2) e fluxo sanguíneo no interior dos tecidos.

A RM é um método que se utiliza de ondas de radiofrequência e de um campo magnético potente para a aquisição de imagens. Em termos mais simples,

a RM baseia-se na capacidade de um pequeno número de prótons no interior do corpo humano absorver e emitir energia de onda de rádio quando se coloca o paciente em um forte campo magnético, geralmente maior do que o magnetismo da terra. Desta forma, os spins dos prótons de hidrogênio do corpo humano se tornam alinhados com o do campo magnético do aparelho, e passam a girar em torno do próprio eixo (precessionar) em uma frequência proporcional ao maior campo magnético (do equipamento). Após isso, se emite uma onda de radiofrequência (RF) na mesma frequência de giro (precessão) desses prótons. Com isso eles entram em ressonância com essa onda e serão “energizados”, passando a ter um alinhamento diferente daquele do campo magnético principal. Ao se parar de emitir a onda de RF, os prótons retornam ao estado inicial, perdendo a energia adquirida na forma de um sinal de RF. Como esse retorno se dá em velocidades variadas, a depender de onde esses prótons estiverem inseridos (água, gordura ou outro parênquima qualquer), é possível assim caracterizar variados tecidos. São, portanto, essas diferenças de densidade protônica tecidual que contribuem para que o sinal da RM discrimine um tecido de outro. Muitos tecidos podem ser diferenciados pelas distintas características dos tempos de relaxamento em T1 e T2. Esses “tempos” (T1 e T2) são particularidades do ambiente molecular tridimensional que circunda cada próton no tecido estudado via ressonância. T1 é a medida da capacidade do próton de trocar energia com sua matriz química adjacente. Em T1, mede-se a rapidez com que o tecido pode-se tornar magnetizado. T2 representa a rapidez com que dado tecido pode perder a referida magnetização. A RM possibilita a visualização de uma mesma estrutura de diversas maneiras através do uso dessas ponderações. Dependendo da maneira como o pulso de RF é aplicado quanto a sua potência, tempo de repetição (TR) e tempo de recebimento do eco (TE). As imagens podem ser ponderadas ressaltando mais as características de magnetização longitudinal (T1) ou transversal (T2). As imagens ponderadas em T1 apresentam gordura com alta intensidade de sinal (tonalidade branca) enquanto a água possui baixa intensidade de sinal (tonalidade escura). Essas imagens são consideradas mais anatômicas e é nelas que se administra o contraste. Já nas sequências ponderadas em T2, tudo que tiver água apresentará uma alta intensidade de sinal (tonalidade branca) e a gordura se comportará de maneira inversa (**Figura 4.11**). O fluxo sanguíneo tem um complexo efeito no sinal de RM, que pode aumentar ou diminuir a intensidade do sinal no interior dos vasos sanguíneos. Para estruturas canaliculares com baixo fluxo ou com fluxo lento, existem protocolos específicos, que definem com precisamente a anatomia, dispensando métodos invasivos para o diagnóstico de enfermidades, como por exemplo, na colangiorressonância (**Figura 4.12**).

**Figura 4.11A****Figura 4.11B**

RM do abdome, cortes axiais em T1 (11A): (líquor no canal raquiano com hipossinal) e em T2 (11B) (líquor com hipersinal): cicatriz (setas) de HNF (hiperplasia nodular focal) com hipos-sinal em T1 e hipersinal em T2.

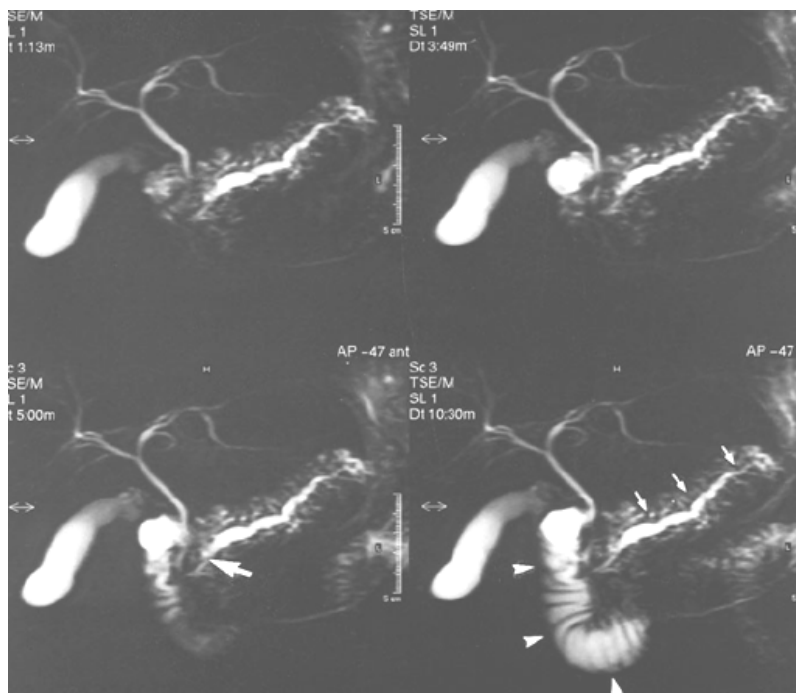


Figura 4.12 – Colangio-RM demonstrando a anatomia da vesícula, vias biliares, do ducto de Wirsung (setas brancas) e do duodeno (cabeça de seta).

A intensidade do sinal emitido pelas estruturas é o que se mede. Portanto, a nomenclatura utiliza os prefixos hipo, iso ou hiper seguidos da palavra “sinal ou “intenso (a)”.

A potência do campo magnético é medida em unidades de Tesla (T). O campo magnético da terra é de 0,0005 T. Já os aparelhos de RM podem ser caracterizados quanto à potência de seu campo magnético em aparelhos de baixo campo (menor do que 1T) ou de alto campo (maior ou igual a 1T). Eles ainda podem ser definidos, de acordo com o formato de seu magneto, em aparelhos de campo aberto ou de campo fechado.

Os aparelhos de campo aberto são de baixo campo e os de campo fechado são de alto campo. Para melhor esclarecimento, quanto maior o campo magnético do aparelho, maior número de prótons é recrutado para a formação da imagem. Assim, em equipamentos de alto campo, se consegue realizar exames mais rápidos em menor tempo. E em aparelhos de baixo campo, para realização de imagens adequadas, é necessário tempo maior. Os equipamentos abertos são mais confortáveis, principalmente para aqueles pacientes que sofrem de claustrofobia ou obesos, no entanto, deve-se ter em mente a inferioridade destes equipamentos em relação aos aparelhos de campo fechado.

Em razão do seu forte campo magnético, deve-se ter atenção aos pacientes e às pessoas que circulam próximo à máquina de RM. Implantes metálicos ferromagnéticos como, cliques de aneurisma, implantes cocleares, válvulas cardíacas metálicas e marca-passos cardíacos, são contra-indicações absolutas para quem pretende se submeter à RM, pelo risco desses dispositivos serem deslocados ou pelo seu mau funcionamento. Há a possibilidade de lesões graves, com risco até de morte.

Os contrastes orais em RM têm o objetivo de alterar a intensidade de sinal da luz do trato digestivo. Assim, poderão ser utilizados contrastes à base de ferro, disponíveis comercialmente; porém esses contrastes são caros e podem desencadear reações desagradáveis como dor abdominal ou diarreia. Recentemente, alguns grupos obtiveram bons resultados com contrastes naturais como açaí e leite.

Os contrastes endovenosos em RM são constituídos principalmente por gadolínio quelado com DTPA. Eles exercem funções semelhantes às dos contrastes endovenosos utilizados em TC, realçando as características anatômicas do corpo humano bem como permitindo a identificação e compreensão das doenças.

Enfim, os métodos de diagnóstico por imagem se aperfeiçoam a cada dia, acompanhando os avanços tecnológicos e proporcionando, assim, benefícios incontestáveis no estudo anatomopatológico. Cabe a nós, portanto, estudá-los e compreendê-los em sua plenitude no sentido de otimizar as respectivas aplicações no campo médico e científico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY COMMITTEE ON DRUGS AND CONTRAST MEDIA. *Manual on Contrast Media*. 5 ed. Reston, VA: American College of Radiology, 2004.

ARENA, L.; MOREHOUSE, H. T.; SAFIR, J. MR imaging artifacts that simulate disease: how to recognize and eliminate them. *RadioGraphics*. 15: 1373-1394, 1995.

ASHLEY, J. B.; MILLWARD, S. F. Contrast agent-induced nephropathy: a simple way to identify patients with preexisting renal insufficiency. *Am. J. Roentgenol*. 181: 451-454, 2003.

ASSOCIATION OF UNIVERSITY RADIOLOGISTS. Abstracts from the Contrast Media Research Symposium. *Acad Radiol*. 12:S2-S85, 2005.

- ATLAN, H.; DOYON, D.; HALIMI, Ph.; SIGAL, R. **Imagerie par Résonance Magnétique: Bases d'Interpretation**. Paris: Springer-Verlag, 1988.
- BARRETT, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. **RadioGraphics**. 24: 1679-1691, 2004.
- BETTMANN, M. A.; HEEREN, T.; GREENFIELD, A. *ET AL.* Adverse events with radiographic contrast agents: results of the SCVIR contrast agent registry. **Radiology**. 203: 611-620, 1997.
- BONTRAGER, K. L.; **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
- BRANT, W. E. **The Core Curriculum: Ultrasound**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- BRANNIGAN, M.; BURNS, P. N.; WILSON, S. R. Blood flow patterns in focal liver lesions at microbubble-enhanced US. **RadioGraphics**. 24: 921-935, 2004.
- BREE, R. L.; MARN, C. S.; SILVER, T. M. Imaging of the Liver and Biliary Tree. **Radiologic Clinics of North America**. 29: 1151-1327, 1991.
- BROWN, M. A.; SEMELKA, R. C. MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: a review. **Radiology**. 213: 647-662, 1999.
- BURGENER, F. A.; KORMANO, M. **Differential Diagnosis in Conventional Radiology**. 503-719, 1991.
- _____. **Differential Diagnosis in Computed Tomography**. 247-309, 1996.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. J.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2 ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- CHOYKE, P. L., KRESTIN, G. P. **Diagnostic Imaging Procedures and Findings. Acute Abdomen: Diagnostic Imaging in the Clinical Context**. 9-15, 1996.
- CODY, D. D. Image processing in CT. **RadioGraphics**. 22: 1255-1268, 2002.

- DACHMAN, A. H.; FRIEDMAN, A. C. Radiology of the Liver, Biliary Tract, and Pancreas. Mosby. 1994.
- DAVIS, M.; WILLIAMSON, M. R.; WILLIAMSON, S. L.; STIMAC, G. K. Radiologia Abdominal e do Trato Alimentar. **Introdução ao Diagnóstico por Imagens**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994.
- DELFAULT E. M.; BELTRAN, J.; JOHNSON, G. *ET AL.* Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. **RadioGraphics**. 19: 373-382, 1999.
- EISENBERG, R. L. **Radiology: An Illustrated History** 256-288, 1992.
- FRUSH, D. P.; APPLGATE, K. Computed tomography and radiation: understanding the issues. **J. Am. Coll. Radiol.** 1: 113-119, 2004.
- GAMSU, G.; GENANT, H. K.; MOSS, A. A. **Computed Tomography of the Body With Magnetic Resonance Imaging**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1992.
- GLEESON, T. G.; BULUGAHAPITIYA, S. Contrast-induced nephropathy. **Am. J. Roentgenol.** 183: 1673-1689, 2004.
- GOLDSTEIN, A. Overview of the physics of US. **RadioGraphics**. 13: 701-704, 1993.
- HANGIANDREOU, N. J. B-mode US: basic concepts and new technology. **RadioGraphics**. 23: 1019-1033, 2003.
- JEFFREY, R. B.; RALLS, R. B. **Sonography of the Abdomen**. 1-413, 1994.
- KANAL, E.; BORGSTEDE, J. P.; BARKOVICH, A. J. *ET AL.* American College of Radiology white paper on MR safety. **Am. J. Roentgenol.** 178: 1335-1347, 2002.
- KANAL, E.; BORGSTEDE, J. P.; BARKOVICH, A. J. *ET AL.* American College of Radiology white paper on MR safety: 2004 update and revisions. **Am. J. Roentgenol.** 182: 1111-1114, 2004.
- KEOGH, C. F.; COOPERBERG, P. L. Is it real or is it an artifact. **Ultrasound Q.** 17: 201-210, 2001.

- MATTOSO, L. F.; PERDIGÃO, F. **Tomografia Computadorizada do abdômen**. São Paulo: Sarvier, 1987.
- MAHESH, M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple row detector. **RadioGraphics**. 22: 949-962, 2002.
- MAJOR, N. **Practical Approach to Radiology** [In press]. Philadelphia: Elsevier, 2005.
- MCNITT-GRAY, M. F. Radiation dose in CT. **RadioGraphics**. 22: 1541-1553, 2002.
- MITCHELL, D. G.; BURK, D. L.; VINITSKI, S.; RIFKIN, M. D. The biophysical basis of tissue contrast in extracranial MR imaging. **Am. J. Roentgenol**. 831-837, 1987.
- RHEA, J. T.; VANSONNEMBERG, E. **The Abdomen**. Emergency Radiology- A Manual of Diagnosis and Decisions. 1988.
- RUMACK, C. M.; WILSON, S. R.; CHARBONEAU, J. W. **Diagnostic Ultrasound**. 1. 4 ed. Missouri: Elsevier Mosby, 2011.
- RYDBERG, J.; BUCKWALTER, K. A.; CALDEMEYER, K. S. *ET AL.* Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. **RadioGraphics**. 20: 1787-1806, 2000.
- SEIBERT, J. A. Considerations for selecting a digital radiography system. **J. Am. Coll. Radiol**. 2: 287-290, 2005.
- ZISKIN, M. C. Fundamental physics of ultrasound and its propagation in tissue. **RadioGraphics**. 13: 705 -709, 1993.