

FÍSICA DA ULTRA-SONOGRAFIA

A história do ultra-som remonta a 1794, quando Lazzaro Spallanzini demonstrou que os morcegos se orientavam mais pela audição que pela visão para localizar obstáculos e presas. Em 1880 Jacques e Pierre Curie deram uma contribuição valiosa para o estudo do ultra-som, descrevendo as características físicas de alguns cristais.

O estudo do ultra-som foi impulsionado com objetivos militares e industriais.

A pesquisa sobre aplicações médicas se deu após a segunda guerra mundial.

Um dos pioneiros foi Douglas Howry que, junto com W. Roderic Bliss, construiu o primeiro sistema com objetivo médico durante os anos de 1948 –49, produzindo a primeira imagem seccional em 1950.

No início as imagens eram em preto e branco sem gradações. Um novo entusiasmo surgiu com a introdução da escala de cinza na imagem, em 1971 por Kossof, na Austrália, onde diversos níveis de intensidade de ecos são representados por diferentes tons de cinza na tela.

Desde 1980-90 a US foi impulsionada pelo desenvolvimento tecnológico que transformou este método num importante instrumento de investigação diagnóstica.

A ultra-sonografia (US) é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais versáteis, de aplicação relativamente simples, com excelente relação custo-benefício.

As principais peculiaridades do método ultra-sonográfico são:

1. é um método não-invasivo ou minimamente invasivo;
2. as imagens seccionais podem ser obtidas em qualquer orientação espacial;
3. não apresenta efeitos nocivos significativos dentro do uso diagnóstico na medicina;
4. não utiliza radiação ionizante;
5. possibilita o estudo não-invasivo da hemodinâmica corporal através do efeito Doppler;
6. a aquisição de imagens é realizada praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

Este método baseia-se no fenômeno de interação de som e tecidos, ou seja, a partir da transmissão de onda sonora pelo meio, observamos as propriedades mecânicas dos tecidos.

SOM

O som é a propagação de energia através da matéria por ondas mecânicas (vibração mecânica - fontes vibratórias produzem ondas sonoras). Exemplificando de forma simplificada, um diapasão que, através das vibrações de suas hastes, produz movimentos harmônicos das moléculas do ar. Por definição a onda sonora necessita de um meio para se propagar, ao contrário da energia eletromagnética.

O som possui propriedades ondulatórias, à semelhança das ondas eletromagnéticas como a luz, apresentando diversos efeitos de interação com o meio, tais como reflexão, refração, atenuação, difração, interferência e espalhamento.

As características do fenômeno sonoro são relacionadas à sua fonte e ao meio de propagação. Variáveis como pressão, densidade do meio, temperatura e mobilidade das partículas definem o comportamento da onda sonora ao longo da sua propagação. Assim, provoca vibrações no meio material, produzindo deflexões em relação à direção de propagação do som, com áreas de compressão e rarefação. Estas deflexões podem ser no eixo transversal ou longitudinal. Como na água e nos gases a transmissão aplicada ao meio ocorre apenas por compressões e rarefações ao longo do eixo longitudinal, os métodos ultrassonográficos em medicina utilizam apenas as ondas longitudinais.

Qualquer som é resultado da propagação dessas vibrações mecânicas através de um meio material, carregando energia e não matéria. Ou seja, não há fluxo de partículas no meio, mas oscilações das mesmas em torno de um ponto de repouso.

Formação da imagem

Os equipamentos de ultra-sonografia diagnóstica possuem uma unidade básica denominada transdutor (ou sonda). Este elemento básico converte uma forma de energia em outra. Os transdutores são montados de maneira a produzir e receber os ecos gerados pelas diversas interfaces. Eles são compostos por materiais piezoelétricos (cristais/ cerâmicas), por aparato eletrônico (eletrodos para a excitação dos cristais e captação dos ecos), por uma lente acústica, por material que acopla a lente aos cristais, e por um material de amortecimento posterior (que absorve as frequências indesejáveis produzidas eventualmente). Os elementos piezoelétricos (cristais ou cerâmicas) que compõem os transdutores têm a capacidade emitirem eletricidade quando pressionados, e ao mesmo transformam energia elétrica em mecânica (onda sonora), que é chamado efeito piezoelétrico inverso. São, portanto transmissores e receptores simultaneamente.

Existem diversos tipos de transdutores, sendo cada um adequado para um tipo de exame. Por exemplo, o transdutor convexo, mais adequado para o exame de abdômen e pelve, e o linear, mais adequado para o exame da tireóide e mamas.

O princípio pulso-eco refere-se a emissão de um pulso curto de ultra-som pelo transdutor. Na medida em que este pulso atravessa os tecidos, ele é parcialmente refletido pelas interfaces de volta ao transdutor. Em geral 1% da energia sonora incidente é refletida e o restante continua sua trajetória através dos tecidos. O equipamento guarda o tempo gasto entre a emissão do pulso e a recepção do eco, transformando-o em distância percorrida, na representação do eco na tela, já estando calibrado para uma velocidade fixa de 1540m/s. Assim, quanto maior o tempo gasto para receber o eco de uma interface, mais longe da superfície da imagem ele a coloca. Desta forma, quanto mais longe está a estrutura da superfície do transdutor, ela aparecerá em situação mais inferior na tela.

Após a emissão de pulsos de ultra-som, eles interagem com os tecidos e os ecos refletidos ou dispersos são transformados em energia elétrica pelo transdutor e processados eletronicamente pelo equipamento para formação da imagem. Esta forma de processar os ecos refletidos (em imagem bidimensional) é denominada modo-B (brilho). Além desta forma de processamento dos ecos, existem outras

como os gráficos de amplitude (modo-A, muito utilizado em oftalmologia) e gráficos de movimentação temporal (modo-M, bastante empregado em ecocardiografia).

Existem diversos efeitos físicos implicados na interação do som-tecido para formação da imagem. É importante o conhecimento destas características para melhor entendimento da formação da imagem ultra-sonográfica.

Iniciaremos pelas principais características físicas das ondas sonoras, que são:

1. comprimento de onda
2. freqüência
3. período (T)
4. amplitude (A)
5. velocidade.

1. Comprimento de onda: distância entre fenômenos de compressão e rarefação sucessivos; medido em metros. O comprimento de onda depende da velocidade do som no meio e da freqüência utilizada. Este conceito está diretamente relacionado à resolução espacial da imagem. A resolução espacial, no campo diagnóstico representa a capacidade de identificar duas interfaces (interface é o limite entre duas estruturas) muito próximas uma da outra (o menor espaço entre dois pontos distinguíveis (reconhecíveis) numa imagem como dois pontos separados). Na ultra-sonografia, existem vários tipos de resolução que podem ser definidos num aparelho, destacando-se duas principais:

-resolução espacial axial (capacidade de discriminar dois pontos próximos ao longo do eixo de propagação do feixe ultra-sônico).

-resolução espacial lateral (capacidade de discriminar dois pontos próximos no eixo perpendicular ao da propagação do feixe ultra-sônico).

2. Freqüência (f): número de ciclos completos de oscilação (ciclos) produzidos num segundo; medido em Hertz (Hz). De acordo com a freqüência, o som é dividido em três categorias: infra-som ($f < 20$ Hz), som audível (f entre 20 e 20.000Hz) e ultra-som ($f > 20.000$ Hz). A freqüência do transdutor implica

diretamente na resolução espacial e é uma característica inerente ao cristal que o compõe. Quanto maior a frequência do transdutor, menor o comprimento da onda sonora e melhor a resolução espacial. Na prática, os transdutores de menor frequência (de 3,5MHz) são utilizados para o exame de tecidos profundos, com por exemplo, o exame de abdômen (fígado, vesícula, baço, rins...), pélvico (bexiga, útero, ovários, próstata, obstétrico..). Os transdutores de frequência elevada (maiores que 7,5MHz) são utilizados para exame de tecidos superficiais, como a mama, tireóide, pele, testículo, etc.

3. Período (T): tempo característico em que o mesmo fenômeno se repete (inverso da frequência).
4. Amplitude (A): magnitude ou intensidade da onda sonora proporcional à deflexão máxima das partículas do meio de transmissão. Esta característica determina a intensidade da onda sonora, ou seja a energia que atravessa o tecido, referindo-se, no campo diagnóstico aos efeitos biológicos.
5. Velocidade: é a constante de cada material. Depende das propriedades elásticas da densidade. Por exemplo, a velocidade de propagação do som no ar é em média de 340m/s, no líquido de 1200m/s e nos sólidos de 5000m/s. O cálculo da velocidade de transmissão do som através dos constituintes do corpo humano tem a média calculada em 1540m/s, uma vez que suas velocidades são muito semelhantes, exceto a do ar (pulmão, intestino...) e dos ossos. Desta forma os equipamentos ultra-sonográficos são calibrados para este padrão de velocidade constante (1540m/s).

Outros conceitos inerentes ao fenômeno de interação som-tecido devem ser considerados como a impedância acústica e a atenuação.

A *impedância acústica* de um meio está relacionada com a resistência ou dificuldade do meio a passagem do som. Corresponde ao produto da densidade do material pela velocidade do som no mesmo. Quando o feixe sonoro atravessa uma interface entre dois meios com a mesma impedância acústica, não há reflexão e a onda é toda transmitida ao segundo meio. É a diferença de

impedância acústica entre dois tecidos que define a quantidade de reflexão na interface, promovendo sua identificação na imagem. Por exemplo, um nódulo no fígado será mais facilmente identificado se sua impedância acústica for bastante diferente do parênquima hepático ao redor, ao contrário, quanto mais próxima sua impedância acústica do parênquima hepático normal, mais dificuldade teremos em identificá-lo, porque pouca reflexão sonora ocorrerá. Resumindo, quanto maior a diferença de impedância entre duas estruturas, maior será a intensidade de reflexão.

A *atenuação* é a diminuição da intensidade do feixe sonoro ao atravessar o tecido, como resultado da absorção da energia sonora, da reflexão, e da divergência do feixe, distribuindo a energia sonora em uma área maior. Ela é diretamente proporcional à frequência do transdutor, ou seja, quanto maior a frequência do transdutor maior será a atenuação do feixe sonoro. Desta forma, com um transdutor de 10Mhz, é impossível a visualização de qualquer estrutura situada a uma profundidade maior que 2cm. Para compensar a atenuação os equipamentos possuem recursos de ampliação, denominados controles de ganho. (A sombra acústica posterior e o reforço acústico posterior são artefatos que ocorrem em decorrência da atenuação do feixe sonora, por diferentes causas - ver em artefatos).

A absorção pelos tecidos é feita principalmente através da transformação de energia sonora em calor, porém com as intensidades utilizadas para diagnóstico, o aumento de temperatura é imperceptível. Este fenômeno é proporcional à frequência e depende da viscosidade do meio. O osso, por exemplo, absorve 10 vezes mais a onda sonora que os tecidos moles.

Quando a onda sonora encontra uma interface ela pode ser transmitida, refletida ou refratada. Ela é transmitida sem interferências angulares, quando não há diferença de impedância entre as duas interfaces.

A refração e a reflexão ocorrem quando os dois meios apresentam impedâncias acústicas diferentes.

A refração sonora é a alteração da direção do feixe transmitido em relação ao feixe incidente (desvio do feixe sonoro). Ela ocorre quando a incidência sonora sobre uma interface grande e lisa não é perpendicular.

A reflexão do som, conforme já explicado anteriormente, ocorre quando há diferença de impedância acústica entre os dois meios, em ângulo igual de incidência. Quanto maior a reflexão do feixe sonoro, maior a intensidade do eco recebido e, portanto menor a transmissão do som de um meio para o outro (por exemplo, o osso, reflete muito o eco e não permite o estudo das estruturas situadas atrás deles – posteriores). Outro exemplo é a diferença de impedância entre o ar e os tecidos moles, que justifica a necessidade do gel de acoplamento acústico utilizado para aumentar o contacto entre a pele e o transdutor, caso contrário o feixe seria refletido por causa da interface transdutor/ ar.

A reflexão pode ser especular ou dispersa. Na reflexão especular o feixe sonoro encontra uma interface lisa e maior que o comprimento de onda. Como exemplo, podemos citar o diafragma. Nesta situação a reflexão é de grande amplitude e apresenta ângulo igual ao de incidência. (responsável pela formação de imagem em espelho - artefactual).

A reflexão dispersa ou espalhamento (“scattering”) ocorre quando o comprimento de onda do feixe acústico é maior do que as partículas que compõem o meio, originando ecos de baixa amplitude, independente do ângulo de incidência. São várias e pequenas reflexões. Ela é responsável pela identificação do parênquima dos órgãos.

Outro efeito que pode ocorrer em decorrência da interação do feixe sonoro com estruturas pequenas, é a difração. Ela se desenvolve quando as extremidades de uma estrutura interposta no trajeto do feixe acústico assumem o papel de fonte sonora. Nesta situação a reflexão gerada não se dá preferencialmente numa única direção, mas ocorre em ondas esféricas (espalhamento).

O padrão textural em tons de cinza dos meios sólidos finamente granulados, como o parênquima hepático, é decorrente da difração e do espalhamento dos ecos gerados pelo meio.

TERMINOLOGIA NA ULTRA-SONOGRAFIA

A terminologia utilizada para descrever o exame ultra-sonográfico é consequência da interação do som com os tecidos. Desta forma, para descrever a intensidade dos ecos na imagem, ou sua ecogenicidade, são empregados vários termos. Chamamos de imagens ecogênicas, hiperecogênicas ou ecorrefringentes, àquelas em que os ecos são de alta intensidade, ou seja, são cinza-claras ou brancas. As imagens hipoeecogênicas são aquelas de ecos com baixa intensidade, e aparecem cinza-escuras. As imagens anecogênicas permitem a passagem do eco sem reflexão, sem ecos, ocorre nas estruturas líquidas, como a bexiga, os vasos sanguíneos, ascite, etc. Em várias situações podemos descrever uma estrutura, com base no padrão textural do tecido normal ao redor ou em relação ao padrão normal observado naquele órgão. Exemplificando, um nódulo na tireóide pode ser isoecogênico em relação ao parênquima tireoideano normal, ou seja, apresenta a mesma intensidade de reflexão do som que o parênquima normal, e pode ser caracterizado (destacado dele) pela formação de um halo periférico ou de uma lobulação no contorno da glândula. Assim podemos observar que tecidos diferentes podem ter a mesma ecogenicidade.

Os artefatos são definidos como erros na apresentação da imagem, e podem ser decorrentes de três fatores:

- problemas no equipamento;
- interação do som com os tecidos;
- técnica utilizada.

Há vários artefatos, mas destacaremos os principais artefatos que nos auxiliam no diagnóstico ultra-sonográfico.

1. sombra acústica posterior: ocorre em tecidos com alta atenuação e/ou índice de reflexão elevado, resultando na redução importante da amplitude dos ecos transmitidos, impedindo o estudo das estruturas posteriores. Ela aparece como uma imagem escura, posterior a cálculos biliares, cálculos renais, calcificações, osso. Mas pode ser menos intensa e formar o que denominamos sombra "suja", ocorrendo nos gases intestinais (devido a interface intestino/ gás).

2. Reforço acústico posterior: da mesma forma que a sombra acústica, este artefato ocorre em estruturas com baixa atenuação ou com menor velocidade de propagação do som em relação aos tecidos moles. Este fenômeno se manifesta como uma faixa mais clara posterior a estrutura líquida, que o forma, ocorrendo na bexiga, na vesícula biliar, nos vasos sanguíneos, etc.

3. Imagem em espelho: decorrente da reflexão em grandes interfaces, como no diafragma e o pulmão, sendo que o som é refletido do diafragma, e as imagens abaixo do diafragma, no caso o fígado, é projetado acima dele, sendo freqüente observarmos a imagem do parênquima hepático acima do diafragma.

4. imagem dupla ou fantasma: ocasionada pela refração. Um exemplo disso é a refração do som na interface entre os músculos reto-abdominais e a gordura posterior a eles, provocando a formação de imagem dupla, como a do saco gestacional duplo na cavidade uterina.

Desta forma, podemos observar que além do equipamento adequado, este método é operador dependente, em função do conhecimento, da técnica e da interpretação da imagem adquirida durante o exame.