

2.4 ECOGRAFIAS

Uma vez que os ultra-sons, tal como os raios-X, são radiações que penetram e interagem com os tecidos, a radiação que é transmitida, bem como a radiação que é dispersa, contém informação acerca das estruturas internas do corpo.

No caso dos ultra-sons, o comportamento a estudar é relativo às reflexões que ocorrem quando os ultra-sons atravessam meios com diferentes impedâncias acústicas. Ou seja, envia-se um impulso de ultra-som para o interior do organismo e mede-se a chegada dos ecos correspondentes à reflexão do mesmo nas paredes dos órgãos.

2.4.1. Ecografia tradicional – efeito de eco, noção de impedância acústica

Historicamente, a ecografia terá tido início quando, em 1880, foi descoberto o efeito piezoelétrico por Pierre e Jacques Curie, que observaram que certos cristais, quando sujeitos a uma pressão, são responsáveis pelo aparecimento de uma diferença de potencial nas suas extremidades, do mesmo modo que, quando sujeitos a uma diferença de potencial, se deformam. Estas propriedades foram desenvolvidas, tendo sido a sua primeira aplicação ao nível das comunicações em alto mar como emissores e receptores de ondas mecânicas de alta frequência, ou seja, de ondas de ultra-som. Nos anos 30 aplicou-se esta tecnologia para fins terapêuticos do tipo oncológico e apenas nos anos 40 se iniciou a aplicação dos ultra-sons ao diagnóstico clínico.

Para compreender o movimento das ondas mecânicas nos fluidos atente-se no seguinte: considera-se que as moléculas que constituem um fluido estão em movimento aleatório contínuo, quando as moléculas são perturbadas por uma força que age sobre elas (por exemplo um pistão em movimento oscilatório), o que se verifica é que são criadas zonas de compressão (aumento da pressão) e zonas de rarefacção (diminuição da pressão), conforme o pistão se movimenta contra as moléculas ou se afasta das mesmas. Estas zonas vão-se propagando ao longo do meio, de modo que se estabelece uma onda longitudinal (a direcção de propagação é paralela ao movimento das moléculas). Quando estas ondas possuem frequências entre 20 e 20 000 Hz são ondas sonoras audíveis pelo ouvido humano, abaixo dessa gama são chamadas infra-sons, enquanto que acima dessa gama são chamados ultra-sons. Os ultra-sons utilizados no diagnóstico têm, habitualmente, frequências entre 1 e 20 MHz.

Nos sólidos a direcção do movimento das moléculas é ligeiramente diferente da direcção de propagação das ondas. No entanto, no caso dos tecidos biológicos, este efeito só é notório nos ossos.

Os ultra-sons, tal como as restantes ondas, são caracterizados por um comprimento de onda (λ), uma frequência (ν) e uma amplitude. A velocidade de propagação dos ultra-sons é, em praticamente todos os tecidos orgânicos, cerca de 1540 m/s, sendo a sua expressão dada por:

$$c = \nu\lambda \quad (2.68)$$

Uma vez que os ultra-sons transportam energia através de um meio, é possível caracterizar um feixe de ultra-sons pela energia que transporta por unidade de tempo, ou seja, pela sua potência, ou pela sua intensidade, que não é mais do que a potência por unidade de área.

Verifica-se que, nas situações clínicas, a onda reflectida pode ser dez vezes mais pequena do que a onda transmitida e que, para estruturas que se encontram a 10 cm da superfície, a diferença pode ser de um factor de 10 biliões. Por este motivo, as escalas mais apropriadas para lidar com os ultra-sons são logarítmicas, nomeadamente, em acústica, utiliza-se o decibel, definido através da relação:

$$dB = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad (2.69)$$

Geralmente, esta expressão é utilizada considerando a onda transmitida como a onda de referência, embora não haja muita consonância a este respeito.

A intensidade dos ultra-sons é dependente da pressão máxima no meio ($P_{\text{máx}}$) através da relação:

$$I = \frac{P_{\text{máx}}^2}{2\rho c} \quad (2.70)$$

Onde ρ é a densidade do meio e c é a velocidade das ondas nesse mesmo meio. De tal forma que a expressão de dB poderá também ser dada por:

$$dB = 20 \log \frac{P_{\text{máx}}}{P_{\text{máx}_0}} \quad (2.71)$$

onde $P_{\text{máx}_0}$ é a pressão máxima do meio correspondente à onda de referência.

No que respeita à velocidade dos ultra-sons em diferentes meios, facilmente se verifica que, enquanto nos gases, a velocidade é relativamente baixa, devido ao facto de uma molécula no meio gasoso poder mover-se em distâncias razoáveis sem interferir com moléculas vizinhas; nos sólidos a velocidade dos ultra-sons é bastante mais elevada, pelo motivo inverso. Nos líquidos, os ultra-sons possuem velocidades intermédias. Ao nível dos tecidos biológicos, exceptuando os pulmões e os ossos, os restantes tecidos comportam-se, a este respeito, como líquidos.

Os mecanismos de atenuação dos ultra-sons são, como no caso das radiações: a absorção, a reflexão e a dispersão.

O comportamento dos ultra-sons quando encontram um obstáculo depende do tamanho desse obstáculo quando comparado com o comprimento de onda. Se o obstáculo é maior do que o comprimento de onda, sendo o obstáculo relativamente suave, o feixe mantém as mesmas propriedades, mesmo que mude de direcção. Neste caso, uma parte do feixe é reflectido, outra parte é transmitida através de um feixe de menor intensidade. Esta reflexão tem o nome de reflexão especular. Quando os obstáculos são de tamanho semelhante ou menor do que o comprimento de onda dos ultra-sons, o feixe é disperso. É claro que neste mecanismo também há uma parte do feixe que é desviado de 180°, mas geralmente depois de ter sido desviado por diversas vezes, neste caso será um desvio não especular.

Repare-se que a reflexão especular permite obter informação sobre as interfaces, enquanto que a não especular dá informação sobre a estrutura dos diferentes órgãos.

Também no caso dos ultra-sons (tal como acontecia com os raios-X de baixa energia) a atenuação referente aos ossos é bastante acentuada, pelo que se torna difícil

visualizar estruturas (ou tecidos) que se encontrem por detrás dos ossos. Verifica-se que uma boa aproximação do coeficiente de atenuação dos tecidos moles é $0.9v$, onde v é a frequência dos ultra-sons. Pelo que, nestes tecidos, a atenuação dos ultra-sons é tanto mais importante, quanto maior for a frequência dos mesmos.

Para compreender o que se passa ao nível de uma interface, é importante definir a grandeza impedância acústica:

$$Z = \rho c \quad (2.72)$$

onde ρ é a densidade do meio e c a velocidade dos ultra-sons nesse meio. Ao considerar um feixe de ultra-sons que incida perpendicularmente numa superfície, a fracção de energia incidente que é reflectida (ou coeficiente de reflexão) é dada por:

$$\alpha_R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.73)$$

em que Z_1 é a impedância acústica do primeiro meio e Z_2 é a impedância acústica do segundo. Do mesmo modo, o coeficiente de transmissão (fracção da energia incidente que é transmitida) é definido como:

$$\alpha_T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2.74)$$

Quanto maior for a diferença entre as impedâncias acústicas, maior será a fracção de energia reflectida e menor a fracção de energia transmitida. Por exemplo, na interface ar/tecido ou ar/água a maior parte da energia é reflectida. Na interface músculo/figado praticamente toda a energia é transmitida. A construção das imagens médicas baseia-se, então, nos ecos recebidos após a reflexão nas paredes dos órgãos. Para tanto, é necessário garantir que o ângulo de incidência é praticamente perpendicular à interface que se pretende visualizar, pelo menos nos casos em que o emissor é o mesmo que o receptor (ver sub-capítulo 2.4.2).

Lembre-se, a este respeito, que as leis que governam a refacção são semelhantes tanto nos ultra-sons como na óptica, ou seja:

$$\frac{\sin \vartheta_1}{\sin \vartheta_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.75)$$

Donde se retira que a refacção é uma das principais causas de artefactos nas imagens de ultra-sons, uma vez que pode ser responsável pela chegada de ecos ao sensor que não provenham directamente das interfaces.

O principal mecanismo de absorção de ultra-sons é a transformação da energia do feixe em energia térmica. A absorção de ultra-sons nos tecidos é um fenómeno bastante complicado que varia de um modo complexo com a frequência. De facto, o que se verifica é que existem frequências características dos tecidos para as quais a atenuação é muito grande (frequências de relaxação), sendo menores quando nos afastamos dessas frequências.

Tendo em conta o que foi esclarecido anteriormente, as interfaces de meios com impedâncias acústicas muito diferentes, são responsáveis por grandes reflexões nos feixes de ultra-sons. Por este motivo, é imprescindível que se utilize um gel entre o cristal e a pele cuja impedância seja intermédia entre estes dois meios, para, assim, maximizar a energia do feixe que atravessa a pele. Além disso, o gel deve ter uma espessura tão pequena quanto possível para que a atenuação seja mínima.

2.4.2. Cristais piezoeléctricos

Os transdutores das imagens ecográficas são cristais piezoeléctricos que transformam energia cinética em energia eléctrica e vice-versa. Em geral, estes transdutores são formados por mais do que um cristal, embora a maior parte das suas características possam ser ilustradas considerando apenas um. Existem muitos cristais que exibem este efeito a temperaturas baixas, no entanto, poucos são os que podem ser aproveitados para diagnóstico por não operarem a temperaturas ambientais.

Estes cristais devem ser construídos de modo a otimizar a sua resposta e, como facilmente se verifica, para espessuras do cristal que sejam múltiplos de metade de comprimentos de onda a eficiência é máxima (pois as ondas interferem construtivamente). Preferencialmente, a espessura será de metade do comprimento de onda, uma vez que uma espessura superior será também responsável por maiores atenuações.

Um transdutor deste tipo (ver figura 2.29) é constituído pelo cristal, que está assente num material *de recuo* que serve para atenuar os ultra-sons que se propaguem em sentido inverso ao desejado (reparar que a não existência deste amortecimento pode ser utilizada para focalizar a resposta do transdutor numa determinada frequência, através de um fenómeno de reverberação), além disso, encontra-se ligado a eléctrodos que servem para o excitar e dar origem aos ultra-sons (quando funciona como emissor) ou para medir os potenciais originados com a chegada de ultra-sons (quando funciona como receptor). Entre o cristal e a pele encontra-se um revestimento de plástico que protege o cristal e que tem uma espessura igual a um quarto de comprimento de onda, uma vez que é esta a espessura que menos porção de feixe reflecte e menos é absorvida.

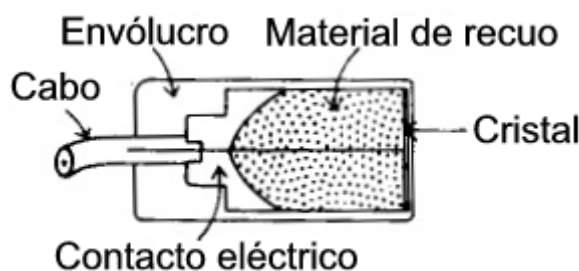


Fig. 2.29 – Esquema de um transdutor de ecografia (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Pela descrição feita anteriormente, facilmente se observa que estes transdutores são otimizados para uma determinada frequência. Dá-se o nome de factor Q do transdutor à grandeza definida pela razão:

$$Q = \frac{v_2}{v_3 - v_1} \quad (2.76)$$

onde ν_2 é a frequência de ressonância (para a qual a resposta do transdutor é máxima) e ν_1 e ν_3 são as frequências para as quais a resposta do transdutor se reduz a metade (de um lado e de outro da frequência de ressonância. Uma vez que para efeito de imagens, os transdutores devem ser sensíveis a uma gama razoável de frequências, o factor Q é por vezes razoavelmente baixo, o que acontece para transdutores que contenham material de atenuação a que se fez referência há pouco.

Quanto ao gel que se coloca entre o cristal e a pele deve ter uma espessura tão pequena quanto possível para que a atenuação seja mínima e deve ter uma impedância acústica intermédia entre o cristal e a pele.

Existem dois tipos de sinais de ultra-sons: os contínuos, que são obtidos através da aplicação de uma tensão sinusoidal de frequência igual à de ressonância do cristal, ou pulsados, que são obtidos através de um pulso de tensão de igual frequência, mas de determinada duração.

Um outro parâmetro importante nos transdutores de ultra-sons é a forma dos feixes utilizados. As frentes de onda são linhas que unem as zonas de compressão e de rarefação. Quando as dimensões do transdutor são grandes quando comparadas com o comprimento de onda dos ultra-sons, as frentes de onda são planas, por outro lado quando as dimensões do transdutor são muito pequenas quando comparadas com o comprimento de onda, as frentes de onda são esféricas. Em geral, os transdutores utilizados têm um comportamento intermédio entre estes dois extremos, podendo considerar-se como um conjunto de fontes pontuais que emitem continuamente ondas que vão interferindo umas com as outras, de modo que na região próxima do transdutor existe um padrão de interferência (construtiva e destrutiva), enquanto que numa região afastada se tem uma menor dependência com os fenómenos de interferência.

A zona mais próxima é denominada como zona de Fresnel (ver figura 2.30) e, no caso de um cristal em forma de disco com um raio de r , tem uma dimensão dada por:

$$D = \frac{r^2}{\lambda} \quad (2.77)$$

onde λ é o comprimento de onda dos ultra-sons.

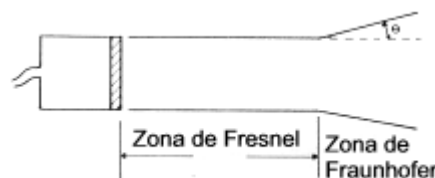


Fig. 2.30 – Esquema das zonas de divergência do feixe num transdutor piezoelétrico (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Enquanto que na zona de Fresnel a energia se encontra, praticamente confinada a um feixe com diâmetro semelhante ao diâmetro do cristal, na zona fora da zona de Fresnel (zona de Fraunhofer), observa-se divergência do feixe, a qual é descrita através da relação:

$$\text{sen } \vartheta = 0.612 \left(\frac{\lambda}{r} \right) \quad (2.78)$$

Para aplicações clínicas está-se interessado em que haja a menor perda de energia, pelo que se utiliza o equipamento na zona de Fresnel, ou na zona de Fraunhofer, mas em situações em que a razão r/λ é grande, o que se consegue com comprimentos de onda baixo, ou seja para altas frequências. No entanto, a utilização de frequências mais altas está limitada pelo facto de atenuação nos tecidos ser tanto maior quanto maior for a frequência.

Devido à enorme dependência da forma do feixe com a construção do cristal, é extremamente difícil prever as características do feixe, pelo que esta caracterização é feita *a posteriori*, colocando um reflector de ultra-sons a diferentes distâncias do cristal e registando os ecos. Obtém-se, deste modo, o perfil do feixe. Outra hipótese é colocar um objecto numa determinada posição e determinar em que locais os ecos provocados por esse objecto possuem igual intensidade.

Em seguida referir-se-ão alguns transdutores com características especiais relacionadas com a sua função específica.

Os transdutores focalizados são obtidos através de cristais côncavos que focam a energia dos ultra-sons num determinado ponto ou através de lentes que os fazem convergir. Estes transdutores são utilizados quando se pretende alcançar uma grande resolução num órgão a uma determinada profundidade da pele (que deverá ser igual ao comprimento focal) ou em cirurgia, quando se está interessado em destruir tecido localmente.

Para a obtenção de uma imagem é necessário que o transdutor se mova ao longo da direcção sobre a qual se pretende recolher informação. Uma outra forma de resolver este problema é construir transdutores com múltiplos cristais que emitem sequencialmente, permitindo, assim, a recolha de informação necessária para construir a imagem.

2.4.3 Formação da imagem

Existem, basicamente, três modos de visualização da informação obtida através dos ecos de ultra-som: o modo A (de amplitude), o modo B (de brilho) e o modo M (de movimento). No modo A informação é visualizada através de sinais num osciloscópio (ver figura 2.31) (no eixo dos xx está representado o tempo, ou, admitindo que se conhece a velocidade dos ultra-sons, a distância e, no eixo dos yy a amplitude do eco. Este modo permite conhecer a distância das estruturas que se encontram perpendiculares ao feixe.

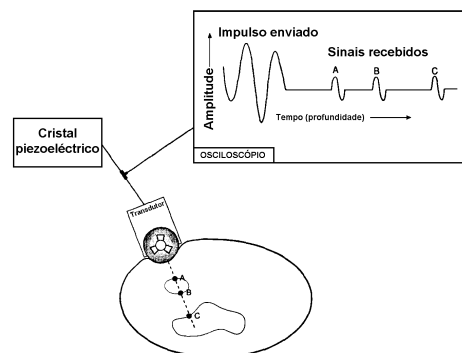


Fig. 2.31 – Representação da formação de imagens em modo A (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

No modo B obtém-se uma imagem propriamente dita, o que envolve um modo de varrimento (ver figura 2.32). A informação é visualizada num plano xy , em que as zonas mais brilhantes são aquelas que correspondem a maiores amplitudes de eco (visualizam-se os contornos). Estas imagens podem ser estáticas ou dinâmicas. Nas segundas o movimento pode ser representado em tempo real, sendo particularmente úteis para seguir o funcionamento de órgãos como o coração ou as respectivas válvulas.

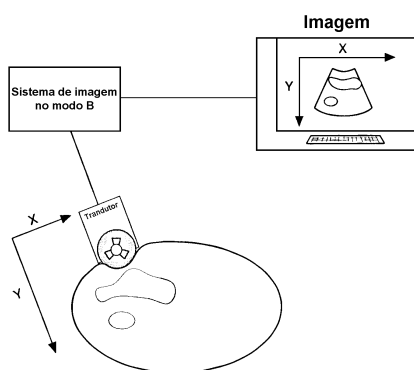


Fig. 2.32 – Representação da formação de imagens em modo B (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

Por fim, o modo M é utilizado, fundamentalmente, em ecocardiografia e a posição do eco em cada instante é representada do seguinte modo: a profundidade das estruturas que se pretende estudar são representadas verticalmente, enquanto que na horizontal é representado o tempo (ver figura 2.33).

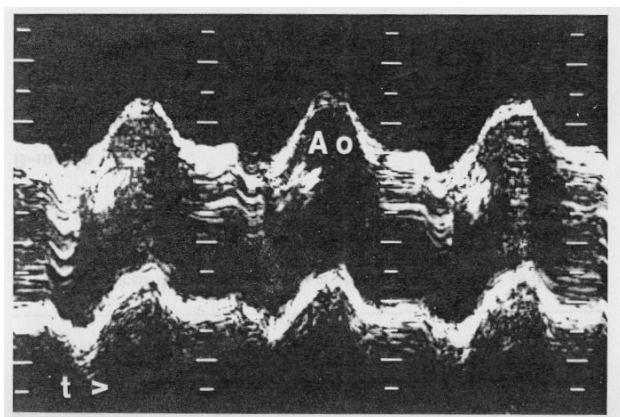


Fig. 2.33 – Imagem de ecocardiografia em modo M. No eixo dos xx encontra-se o tempo, enquanto que no eixo dos yy a distância ao detector (adapt. W.R. Hendee, E.R. Ritenour, 1992).

No que respeita ao processamento do sinal, existem, essencialmente, três factores que determinam a amplitude dos ecos: as diferenças de impedâncias acústicas nas interfaces em estudo, a atenuação dos ultra-sons nos tecidos intervenientes e a amplitude do sinal transmitido. O parâmetro ao qual pretendemos ser sensíveis é a diferença de impedâncias acústicas, de maneira que a atenuação nos tecidos funciona como factor indesejável. Para obviar este efeito, utiliza-se um mecanismo de compensação em que os ecos mais tardios e, conseqüentemente, provenientes de

profundidades maiores, são multiplicados por factores de correcção que compensam a atenuação à qual estes foram sujeitos. Refira-se que esta compensação se faz, em geral, *on-line*, ou seja, vão se fazendo sucessivos ajustes para melhorar a imagem, consoante o órgão que se estiver a observar.

Existem ainda outros tipos de processamento que envolvem a rejeição de sinais demasiado elevados ou demasiado pequenos para serem considerados, filtragens e todo o tipo de análise que permite reforçar as características da imagem como o contraste, a nitidez, etc.

2.4.4 Ecografia de efeito de Doppler

Na ecografia de efeito de Doppler são obtidas imagens dinâmicas do fluxo sanguíneo. Estas imagens têm diferentes aplicações como a monitorização dos batimentos cardíacos fetais, detecção de embolias, monitorização da pressão sanguínea, caracterização do fluxo sanguíneo e localização de oclusões em vasos sanguíneos.

O efeito de Doppler consiste na alteração da frequência de ondas sonoras quando existe uma velocidade relativa entre a fonte e o receptor das ondas. Considere-se que a fonte de ultra-sons está a mover-se na direcção do receptor com uma velocidade v_s . Após um intervalo de tempo t depois da criação de uma determinada frente de onda, a distância entre a frente de onda e a fonte é de $(c-v_s)t$, o que significa que o comprimento de onda do ultra-som na direcção do movimento é diminuído para (ver figura 2.34):

$$\lambda = \frac{c - v_s}{v_0} \quad (2.79)$$

onde v_0 é a frequência do ultra-som ao sair da fonte. É fácil verificar que a variação na frequência é, então, dada por:

$$\Delta v = v_0 \left(\frac{v_s}{c - v_s} \right) \quad (2.80)$$

que toma a forma:

$$\Delta v = v_0 \left(\frac{v_s}{c} \right) \quad (2.81)$$

quando se considera a velocidade da fonte muito menor que a velocidade do ultra-som no meio.

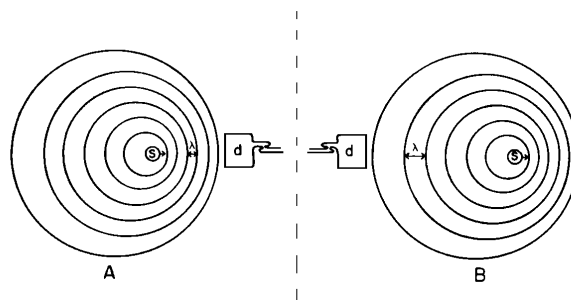


Fig. 2.34 – Esquema explicativo do efeito de Doppler (adapt. W.R. Hende, E.R. Ritenour, 1992).

O mesmo efeito se verifica quando é o detector que se encontra em movimento.

Quando a direcção é contrária (em vez de ser no sentido da fonte e do detector se aproximarem, é no sentido de se afastarem) a variação da frequência vem negativa o que significa que esta diminui.

Um último caso a considerar (que é aliás o que mais nos importa neste contexto), é a situação em que os ultra-sons são reflectidos por um objecto em movimento. Nesse caso o objecto funciona como detector quando o feixe o atinge e funciona como fonte quando o feixe é reflectido, de modo que provoca um desvio na frequência que é o dobro dos desvios atrás considerados.

No caso mais geral, em que o feixe não tem a direcção do movimento o desvio causado pelo movimento do objecto reflector móvel é dado por:

$$\Delta v = 2v_0 \left(\frac{v}{c} \right) \cos \vartheta \quad (2.82)$$

sendo θ o ângulo formado pela direcção do movimento com a propagação do feixe.

Nestas imagens o objecto reflector é a estrutura da qual se pretende conhecer a velocidade, de modo que é necessário possuir-se equipamento sensível ao desvio de frequência.

No caso de dispositivos de ultra-sons contínuos é necessário existir um sensor com dois cristais, um dos quais emite e o outro recebe, estando ambos a operar ininterruptamente. A informação recebida é proveniente da interferência dos sinais reflectidos por estruturas imóveis e por superfícies em movimento. Deste modo, é necessário retirar o sinal emitido do recebido, de modo que subtracção seja o desvio em frequência que se procura.

A diferença de frequências é amplificada, filtrada e, finalmente, ouvida, uma vez que essa variação abrange a gama de frequências audíveis.

Este tipo de equipamento apresenta uma grande limitação no que respeita à localização da fonte responsável pelo desvio na frequência. Para colmatar este problema, existem os equipamentos de Doppler pulsados, onde um trem de ondas é emitido, passado algum tempo é gravado o eco, e só posteriormente, emitido novo trem de ondas. Deste modo, uma vez que se conhece a velocidade dos ultra-sons nos tecidos biológicos, sabe-se, automaticamente, a distância da fonte responsável por aquele sinal. Por seu lado, este mecanismo envolve um tempo de espera maior e limita a gama de frequências a que se é sensível, uma vez que discretiza o sinal.

Repare-se, finalmente, que nestes últimos equipamentos é possível registar em simultâneo imagens estáticas e dinâmicas. Na maioria das vezes, opta-se por construir uma imagem em tons de cinzento das estruturas imóveis, sobre as quais se projecta, segundo um código de cores, a imagem dinâmica dos reflectores móveis.

2.4.5. Aplicações clínicas

Sendo a ecografia uma das técnicas de imagem médica mais seguras, ela é utilizada num grande número de situações, apesar da sua fraca resolução e falta de nitidez.

A ecografia cerebral é apenas utilizada nos primeiros três meses de idade, quando o crânio não está ainda completamente formado e é possível aos ultra-sons penetrarem até ao encéfalo. Nessa fase, é possível detectar algumas massas tumorais, casos de hidrocefalia e hemorragias.

São ainda realizadas ecografias à tireóide; à mama, onde se tornou um popular método de rastreio de lesões (em particular quando a mamografia está contra-indicada) e ao útero (com ou sem sonda).

De qualquer forma, as principais aplicações continuam a ser no acompanhamento da gravidez (por ser seguro para o feto) e ao coração, onde a ecografia de efeito de Doppler é amplamente utilizada no estudo do fluxo sanguíneo e a ecografia tradicional fornece bons resultados no estudo do funcionamento cardíaco e das válvulas.



Fig. 2.35 - Imagem ecográfica de um feto (<http://ckhs.crozer.org/htdocs/ultasndhome.asp>).

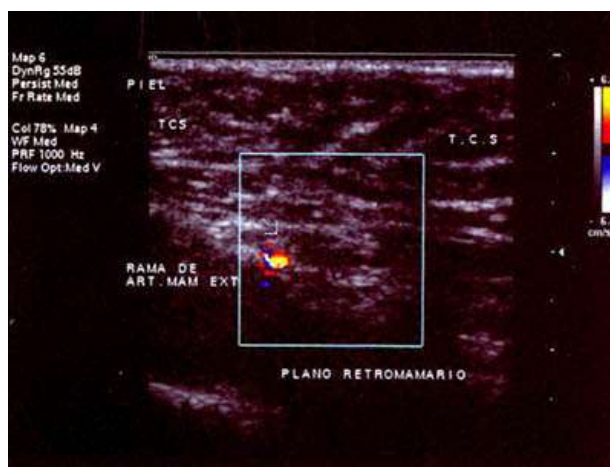


Fig. 2.36 - Imagem com Doppler colorido de um ramo da artéria mamária externa (<http://www.medstudents.com.br>)