

DOPPLERFLUXOMETRIA NO ESTUDO DA CIRCULAÇÃO FETAL: REVISÃO DO ASPECTO SEGURANÇA*

Carlos Geraldo Viana Murta¹, Paulo Novaes Batistuta², João Sabino Cunha Filho³

Resumo Os autores apresentam os métodos Doppler e sua evolução no estudo da circulação fetal, dando ênfase à segurança e aos bioefeitos. Os aparelhos de ultra-sonografia utilizados correntemente funcionam com índice térmico máximo e índice mecânico automaticamente mantidos em níveis inferiores a 1,0. Até os dias atuais, não foi descrita lesão biológica em fetos humanos submetidos ao Doppler diagnóstico. Portanto, o Doppler pulsado, o colorido e o "power" Doppler são seguros na exposição ultra-sonográfica do pré-natal. *Unitermos:* Dopplervelocimetria; Segurança; Bioefeitos; Pré-natal.

Abstract *Doppler velocimetry in the study of the fetal circulation: review on safety.* The authors review the Doppler imaging methods and their evolution for the study of the fetal circulation emphasizing safety and bioeffects. Ultrasound machines work with thermal and mechanical indexes that are automatically kept under 1.0. Up to date, there have been no reports on biological lesions in human fetuses caused by diagnostic Doppler. Consequently, color, pulsed and power Doppler sonography are considered safe in prenatal exposure.

Key words: Doppler velocimetry; Safety; Bioeffects; Prenatal.

INTRODUÇÃO

O princípio básico utilizado pela dopplerfluxometria é o efeito Doppler. Em 1842, Christian Doppler⁽¹⁾, cientista dotado de extraordinário raciocínio científico e possuidor de exuberantes conhecimentos matemáticos e físicos, descreveu desvios de luz vermelha emitida por estrelas binárias.

O exame baseia-se no emprego de sons de alta frequência na investigação do fluxo sanguíneo de um vaso. Quando uma onda sonora de alta frequência (ultra-som) é dirigida para um alvo em movimento, ela é refletida com uma frequência diferente daquela que caracterizava o som emitido. Essa diferença de frequência é o que se chama de efeito Doppler. Quando um feixe ultra-sônico é dirigido para um vaso

sanguíneo, a onda é refletida principalmente pelas células que fluem no interior desse vaso, notadamente as hemácias. Essa é a base para o uso da tecnologia Doppler na avaliação de parâmetros relacionados ao fluxo de sangue⁽²⁾.

A determinação da velocidade do fluxo sanguíneo e do desvio da frequência Doppler é influenciada por uma interação complexa de múltiplos fatores, entre os quais o ângulo de incidência formado pelo feixe ultra-sônico e o vaso sanguíneo estudado. Diante da dificuldade de determinar esse ângulo de incidência na maioria dos vasos do feto, por terem trajetos curtos e serem tortuosos, criaram-se métodos alternativos para o estudo da dinâmica do fluxo sanguíneo, que são os índices Doppler. São índices ângulo-independentes e correlacionam-se fielmente com a velocidade do fluxo e a resistência do vaso⁽³⁾.

Em 1956, Satomura⁽⁴⁾ mostrou que era possível detectar o fluxo sanguíneo nas artérias periféricas, usando a diferença Doppler das frequências refletidas das células sanguíneas em movimento. Em obstetrícia, o efeito Doppler foi inicialmente utilizado para monitorização da atividade cardíaca *in utero*⁽⁵⁾. A introdução da técnica ultrasonográfica abriu as portas para a investigação direta não-invasiva do feto humano⁽²⁾. Foram os trabalhos de FitzGerald e Drumm (1977)⁽⁶⁾, Gill e Kossoff (1979)⁽⁷⁾

e Eik-Nes *et al.* (1980, 1982, 1984)⁽⁸⁻¹⁰⁾ que tornaram realidade o uso clínico da dopplerfluxometria na avaliação hemodinâmica fetal.

Nos dias atuais, o estudo do fluxo sanguíneo é feito pelo Doppler de forma não-invasiva e indireta, por quatro diferentes métodos: o Doppler contínuo, o pulsátil, o Doppler colorido e, mais recentemente, o "power" Doppler.

O Doppler contínuo, há muitos anos, vem sendo utilizado na propedêutica obstétrica para a ausculta dos batimentos cardíacos e para a avaliação do fluxo sanguíneo nos vasos periféricos⁽⁴⁾. Nesse método utiliza-se de dois cristais, um para a transmissão do sinal e outro para a recepção, feitas de forma contínua. Esse tipo de Doppler é incapaz de discriminar sinais de diferentes profundidades. O Doppler contínuo tem a vantagem de relatar todos os movimentos ao longo do eixo insonado, devendo ser assegurado que a máxima velocidade está inclusa no sinal. A análise espectral Doppler em tempo real permitiu a análise qualitativa (representar as frequências Doppler e conhecer o perfil de velocidades de determinado fluxo) e quantitativa (medir as frequências sistólica e diastólica necessárias para calcular parâmetros circulatórios)^(11,12).

O Doppler pulsátil dispõe de apenas um cristal, que emite o ultra-som em pulsos, e

* Trabalho realizado na Divisão de Toco-ginecologia do Hospital Universitário Cassiano Antônio de Moraes da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, ES.

1. Fellow pela Universidade de Maryland, Baltimore, EUA (ACOG-FIGO, 2000), Médico da UFES.

2. Fellow pela Nordic Federation of Gynecology and Obstetrics, Suécia (NFOG-FIGO, 1997), Médico da UFES.

3. Fellow pela Universidade de New Jersey, EUA (ACOG-FIGO, 2000), Médico do Hospital de Clínicas de Porto Alegre - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS.

Endereço para correspondência: Dr. Carlos Geraldo Viana Murta. Avenida Dante Michelini, 2591/802, Ed. Pallazzo Venezia, Mata da Praia. Vitória, ES, 29065-051. E-mail: cgvmurta@zaz.com.br

Recebido para publicação em 13/2/2002. Aceito, após revisão, em 20/3/2002.

no intervalo dessa emissão recebe o eco (som refletido). As contribuições de Peronneau e Leger⁽¹³⁾, em 1969, foram decisivas na construção de cristais vibráteis capazes de transmitir impulsos sonoros intermitentes, sempre acoplados ao ultra-som convencional⁽¹⁾. Essa combinação, ultra-som convencional mais a unidade Doppler, recebeu o nome de Doppler dúplex. Esse sistema facilitou a análise do fluxo vascular, uma vez que o vaso passa a ser identificado pela escala de cinza e é selecionado, independentemente de sua profundidade, através de uma janela acústica localizada sobre o vaso desejado (Figura 1). A grande vantagem dessa técnica diz respeito à exclusão de sinais referentes a estruturas fora do volume amostral. No entanto, a disponibilidade do Doppler pulsado está limitada a uma capacidade máxima de velocidade detectável. Esse condicionante está contido no limite de Nyquist, que corresponde à frequência máxima a partir da qual a frequência Doppler não é mensurável. Quando a velocidade sanguínea é elevada, isto é, quando a frequência máxima de deslocamento excede a metade da frequência de repetição de pulsos, o efeito Doppler não consegue ser avaliado com rigor. Qualquer frequência Doppler que ultrapasse esse limite é expressa com polaridade inversa (“aliasing”), representando-se no lado oposto da linha de base na análise espectral, e no Doppler em cores, pela cor oposta.

O Doppler colorido oferece informações sobre a velocidade de determinado fluxo, e mostra a direção e a magnitude dessa velocidade. Com os estudos de Eyer *et al.* (1981)⁽¹⁴⁾, foi possível distinguir simultaneamente o sentido de deslocamento e a velocidade do fluxo ao longo do vaso em tempo real. O Doppler colorido consiste em um sistema que permite mapear em cores os vasos sanguíneos de uma região anatômica, definida pelo ultra-som convencional, característica que torna possível a identificação de diminutos vasos jamais vistos por meio da escala de cinza. Isto é de particular importância no primeiro trimestre, com as diminutas distâncias entre os vasos fetais. Habitualmente, a codificação da frequência média do fluxo é traduzida em duas cores dominantes (vermelho para as correntes que se aproximam da

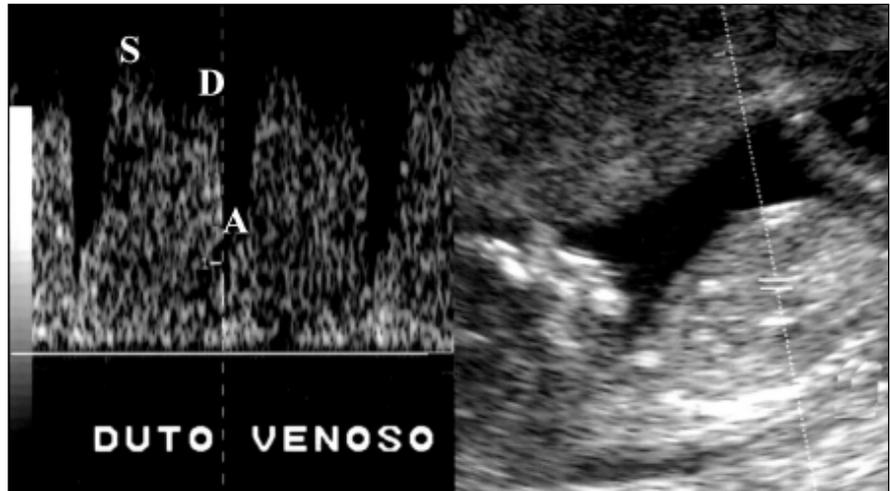


Figura 1. Onda de fluxo obtida por meio do Doppler pulsátil (preto e branco) no duto venoso de um feto com 12 semanas de idade gestacional.

sonda e azul para as que se afastam), e as tonalidades diferentes representam velocidades diferentes. Variação nas velocidades, as quais podem ser vistas em áreas de turbulência, pode ser representada por cores mais claras (amarelo e verde), e quanto maior a velocidade, mais clara é a tonalidade da cor (Figura 2).

Por último, no que diz respeito às limitações da técnica Doppler (efeito “aliasing”, dependência de ângulo de insonação e dificuldade de separar o ruído de fundo nos fluxos de baixa velocidade), foi proposto, em 1994, por Rubin *et al.*⁽¹⁵⁾, um novo método de processamento do sinal Doppler emitido pelo fluxo em movimento. Na verdade, nessa modalidade de Doppler, o mapeamento decorre da quantidade de hemácias e não de sua velocidade, e por isso denomina-se “power” Doppler, energia Doppler codificada em cores, angiografia Doppler, “color power angio” ou angiografia ultra-sonográfica. Esse tipo de Doppler tem a vantagem de ser ângulo-independente, e, por isso, é mais sensível que o Doppler colorido. Diferentemente deste último, o “power” Doppler é capaz de captar fluxo mesmo quando o vaso é insonado com ângulo maior que 90 graus. Dessa maneira, o “power” Doppler permite detectar vasos de menor calibre e com fluxo de menor velocidade (< 4 cm/s) e também possibilita identificar fluxos em tecidos em que a velocidade média é próxima de zero. Tal fato serve-se do ganho do sinal, já que este pode ser aumentado até o ponto em

que um fluxo lento em vasos pequenos consegue ser detectado, sem que haja aumento do ruído. Um sinal Doppler emitido por eritrócitos em movimento tem três componentes: frequência, tempo e amplitude. No caso do Doppler em cores, a frequência é codificada em uma escala de cores apropriada, mas não usa a informação da amplitude. O “power” Doppler faz uso da amplitude das frequências Doppler, como uma estimativa razoável do número de hemácias em movimento na amostra selecionada. A representação dessa energia é feita em uma única cor, com intensidade crescente à medida que a energia aumenta e se sobrepõe a uma imagem de modo B. A cor define o percurso dos vasos de muito pequeno calibre (diâmetro < 1 mm), não vistos na escala de cinza, embora tanto o calibre quanto o desenho do vaso sejam avaliados com maior qualidade pelo Doppler colorido⁽¹⁾. Assim, a sensibilidade extrema pode captar movimentos das paredes dos vasos e produzir artefatos que, somados à falta de informação fornecida em relação à direção do fluxo, constituem limitações ainda não elucidadas (Figura 3).

Os principais órgãos determinantes da hemodinâmica fetal são o coração e a placenta. Dois tipos de circulação unem esses dois órgãos: de um lado, a circulação venosa, e do outro, a arterial. Ambas são passíveis de alterações em nível placentário, cardíaco, do sistema nervoso central, e em nível periférico. No entanto, parado-

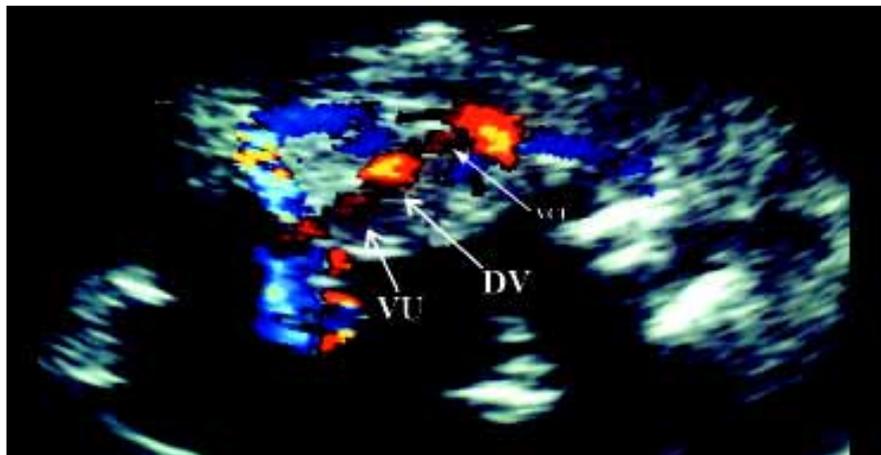


Figura 2. Ultra-sonografia via vaginal de feto com 11 semanas, em que se demonstra imagem do duto venoso (DV) posto em evidência pelo Doppler colorido, traduzido pela tonalidade mais clara (amarelo). Destacam-se a veia umbilical (VU), antes do DV, e a veia cava inferior (VCI), após o DV, ambas com tonalidade mais escura (vermelho).

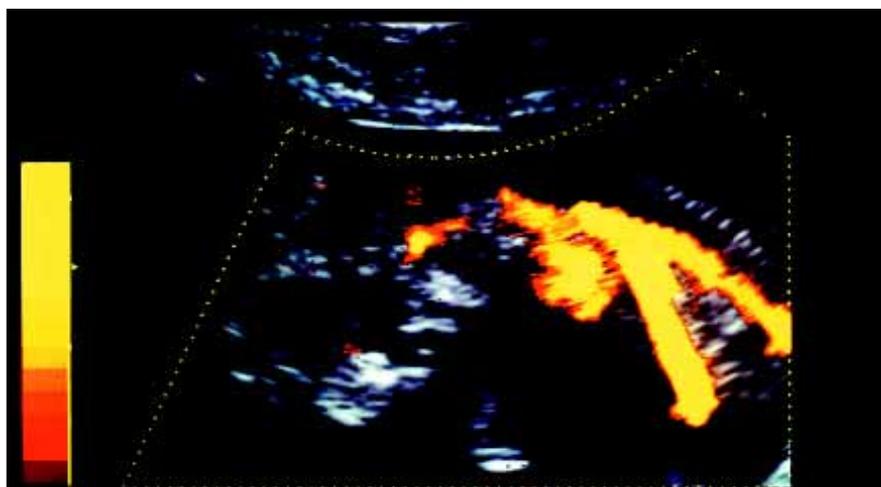


Figura 3. Imagem da circulação fetal obtida à luz do "power" Doppler em um feto com 11 semanas, obtida por ultra-sonografia via vaginal.

xalmente, na literatura existe uma supervalorização da avaliação do fluxo arterial. Assim, fazendo-se uma resenha histórica em termos da acessibilidade dos vasos fetais, os primeiros estudos de fluxometria Doppler foram aplicados à análise de fluxo das artérias umbilicais e uterinas por meio do Doppler contínuo (FitzGerald e Drumm, 1977)⁽⁶⁾. A seguir, foi realizada a avaliação de fluxo na veia umbilical (Gill e Kossoff, 1979; Eik-Nes *et al.*, 1980)^(7,8), e posteriormente da aorta descendente e da artéria umbilical na segunda metade da gravidez (Marsal *et al.*, 1984; Trudinger *et al.*, 1985)^(16,17). A investigação fluxométrica da artéria cerebral média só foi conseguida dois anos mais tarde (Wladimiroff *et al.*, 1986; Arbeille *et al.*, 1986)^(18,19). Fi-

nalmente, estudos Doppler relativos à veia cava inferior apareceram em 1990 (Reed *et al.*, 1990)⁽²⁰⁾. O primeiro estudo Doppler do duto venoso em feto humano foi publicado em 1991, por Kiserud *et al.*⁽²¹⁾.

A detecção e análise de fluxos tornaram-se igualmente possíveis graças ao aparecimento de aparelhos suscetíveis de transformar a frequência Doppler em fenômenos acústicos e visuais. Recentemente, o aprimoramento da tecnologia permitiu expandir o âmbito da investigação a fases precoces da gestação⁽²²⁻²⁴⁾ e alargá-lo ao território venoso⁽²⁵⁾, incluindo o estudo do duto venoso⁽²¹⁾. Huisman *et al.* (1992)⁽²²⁾ identificaram fluxo sanguíneo no duto venoso precocemente, entre nove e dez semanas de gestação.

SEGURANÇA E BIOEFEITOS DO DOPPLER

A utilização crescente da ultra-sonografia, a introdução de novas técnicas, a popularização das indicações e o aumento potencial do tempo de exposição tornam a vigilância contínua essencial, de modo a assegurar a continuidade do seu uso com garantia de inocuidade⁽²⁶⁾.

As diretrizes atuais são teóricas, mas parecem razoáveis. A Food and Drug Administration (FDA), dos EUA, solicitou, em 1976, estudo sobre segurança do uso da ultra-sonografia. Até então, não estavam convencionados os limites para a emissão de energia acústica pelos equipamentos então comercializados. Em resposta, foi proposto um limite máximo para a intensidade de energia acústica menor que 100 mW/cm², o que significa que haveria segurança para a exposição de uma intensidade de energia que é absorvida pelos tecidos expostos até esse ápice espacial em média temporal (SPTA). Em 1992, a FDA⁽²⁷⁾ considerou o limite de segurança para a exposição à intensidade de energia debitada (SPTA) menor do que 94 mW/cm². Porém, é preciso ter em conta que o débito acústico dos equipamentos depende do modo como eles estão sendo utilizados e da programação do aparelho (posição e tamanho do volume da amostra, posição e número das zonas focais transmitidas, velocidades e espectro de cores), o que se traduz em mais de um milhão de combinações possíveis e torna virtualmente impossível identificar a combinação pela qual o máximo débito é emitido. Desse modo, com as novas diretrizes sobre segurança introduzidas em 1998, já não é mais utilizada a regulamentação bioenergética dos equipamentos de ultra-sonografia em termos de SPTA. Os prováveis efeitos físicos produzidos pelo ultra-som, que podem ser deletérios à matéria biológica, incluem elevação da temperatura, particularmente aquecimento de ossos e cavitação inercial, resultado da implosão de microbolhas. Atualmente, a FDA exige dos fabricantes índice térmico, risco de lesão térmica e mecânico, risco de lesão por cavitação^(27,28).

Uma vez que o uso de ultra-sonografia com níveis acústicos elevados tem efeitos biológicos térmicos e mecânicos^(29,30), os

investigadores, as sociedades de ultra-sonografia e as autoridades de saúde continuam atentos e preocupados com os efeitos adversos decorrentes da utilização dos ultra-sons no organismo humano. Não são conhecidos, até hoje, efeitos deletérios nos tecidos dos mamíferos em consequência do uso dos ultra-sons nas intensidades utilizadas com fins diagnósticos⁽³¹⁻³⁴⁾. Estudos longitudinais epidemiológicos também não mostraram consequências nefastas da ultra-sonografia diagnóstica, correntemente utilizada durante a gravidez, seja para a mãe seja para o conceito.

No caso particular da prática obstétrica, quando se considera a aplicação clínica e de cunho científico, é imperioso fazer o ajuste dos benefícios e riscos potenciais. Tal é a atitude adotada pelo Safety Committee of the European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) e pelo American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM), que promovem atualizações frequentes (Clinical Safety Statement for Diagnostic Ultrasound) sobre o tema da segurança da ultra-sonografia^(35,36).

O mais proeminente efeito adverso ocorre após exposição do embrião em desenvolvimento a períodos de hipertermia. As elevações térmicas mais importantes ocorrem no osso e na interface osso-tecido mole, devido à maior absorção energética nesse nível.

Estudos em diferentes espécies animais mostraram malformações cerebrais após exposição a temperaturas superiores a 4°C da temperatura basal por cinco minutos⁽³⁷⁾. Essas elevações, observadas em preparados experimentais, é muito improvável que ocorram com o emprego do ultra-som diagnóstico. Tarantal *et al.* (1993)⁽³⁸⁾ conduziram experimento em primatas grávidas utilizando aparelhos comerciais de Doppler pulsátil. As medidas de temperatura intracraniana e na interface osso-músculo detectaram elevação máxima de 0,6°C⁽¹⁾.

O European Committee for Ultrasound Radiation Safety (1996)⁽³⁹⁾ indicava que no decorrer do período de organogênese são desaconselháveis exames de rotina do embrião em desenvolvimento, particularmente usando-se o Doppler pulsátil, pela possibilidade de haver efeitos biológicos induzidos pela emissão do Doppler nos tecidos.

Durante os últimos anos houve um aumento considerável nas publicações médicas a respeito do Doppler pulsátil e do Doppler colorido quando utilizados para investigar a circulação do embrião e do feto em estágios precoces. No que concerne ao primeiro trimestre da gravidez, a World Federation of Ultrasound in Medicine and Biology recomendava que o uso do modo B não é contra-indicado em termos de energia térmica, incluindo a aplicação transvaginal⁽³⁴⁾. Foram apresentadas orientações para o uso da dopplerfluxometria, quando a interface gás-tecido ou agentes de contraste não estão presentes e for inexistente o risco de elevação importante na temperatura. Assim, respeitadas as condições anteriormente mencionadas, o uso dos equipamentos Doppler com finalidade diagnóstica não é interdito⁽³⁴⁾. Quanto às preocupações referidas, Campbell e Platt (1999)⁽³⁴⁾ propõem apenas a publicação de trabalhos que versem sobre o uso do Doppler após as dez semanas e com autorização expressa do Comitê de Ética local.

É importante mencionar o fato histológico de que o embrião durante o primeiro trimestre pode ser considerado “sem osso” e de que o período de organogênese precede a ossificação. Portanto, os efeitos térmicos são mais provavelmente mínimos ou ausentes. No entanto, ainda permanece em litígio a questão relativa à quantidade de energia acústica suficiente para provocar dano permanente ou transitório às estruturas embrionárias⁽³⁰⁾.

O aquecimento da zona entre o osso e os tecidos moles foi evidenciado *in vitro*⁽⁴⁰⁾, porém os resultados desses experimentos nunca foram reproduzidos em tecidos perfundidos em modelos animais *in vivo*^(37,38,41,42). Durante a vida pré-natal, a mineralização óssea inicia-se cerca da 12ª semana, pelo que há uma correlação entre o efeito térmico da ultra-sonografia e a idade gestacional, isto é, as estruturas ósseas tornam-se cada vez mais vulneráveis ao aquecimento com o avançar da idade gestacional, conquanto a extensão do bioefeito mostre tendência a ser circunscrita ao maior tamanho do feto. Usando o crânio de um rato como modelo para a insanação do feto humano, Carstensen *et al.* (1990)⁽⁴³⁾ observaram elevações de 5°C após 90 segundos de exposição de ratos

anestesiados ao Doppler contínuo ou pulsado com intensidades de 1,5 W/cm² (15 vezes superiores aos limites recomendados). O aumento de temperatura, verificado após a morte do animal, foi apenas 10% superior. Um aumento médio de 4,3°C na temperatura da face interna do osso parietal em fetos a termo foi verificado por Horder *et al.* (1997)⁽⁴⁴⁾ após a exposição destes a intensidades acústicas com SPTA de 2,8 W/cm² durante 120 segundos (limite 28 vezes superior aos recomendados). No entanto, a maioria desses experimentos apresenta um aquecimento de toda a superfície corporal, ao contrário de uma área restrita que corresponderá ao feixe ultrassônico. Por outro lado, os tecidos fetais estarão menos expostos a sobreaquecimento pelo seu elevado conteúdo em água, tanto menos quanto mais precocemente ocorrer na gravidez, em que não há cartilagem nem ossos presentes^(1,32).

O efeito térmico é avaliado pelo índice térmico (IT), que traduz aproximadamente a máxima elevação térmica passível de ocorrer no tecido exposto aos ultra-sons. Um IT de 1,0 significa que uma subida térmica de 1°C é previsível, deixando um transdutor numa posição fixa (até a temperatura estabilizar) num modelo de tecido perfundido, como resultado da deposição de energia no tecido por absorção dos ultra-sons. Previsivelmente, a máxima elevação térmica *in vivo* ocorre no osso (estrutura que absorve as ondas ultra-sônicas de forma mais significativa) na região subjacente ao transdutor. O efeito térmico parece ser aquele que possui maior relevância clínica, o que justificou duas recomendações recentes, atinentes ao Doppler, emitidas pela World Federation of Ultrasound in Medicine and Biology (1998). A primeira versa sobre o fato de que as exposições que elevem a temperatura local acima de 41°C por mais de cinco minutos devem ser consideradas deletérias. No entanto, podem ser clinicamente utilizadas, sem reservas, exposições diagnósticas que elevem a temperatura não mais que 1,5°C acima dos 37°C fisiológicos. A segunda recomendação diz respeito a evitar-se fazer exames em mães febris. Ressalta-se ainda o fato de que a duração e exposição devem ser reduzidas ao mínimo necessário para obter a informação requerida.

Relativamente aos efeitos de cavitação por inércia, estes têm sido observados em órgãos com inclusões gasosas, como o intestino e os pulmões, fato que em princípio não acontece na exploração embrionária ou fetal⁽²⁹⁾. As bolhas gasosas crescem progressivamente e exercem um “stress” mecânico sobre as estruturas adjacentes. A sua evidência nos tecidos dos mamíferos baseia-se nas experiências de litotripsia, em que se verificou cavitação nas interfaces gás/tecido, como, por exemplo, nos pulmões do rato e do macaco, após exposição ao Doppler pulsado durante alguns minutos⁽⁴⁵⁻⁴⁷⁾. Esses efeitos são descritos como extravasamento ou hemorragia dos capilares pulmonares, e não se observaram em tecidos que não contêm ar. É, pois, pouco provável que ocorram no feto.

Um terceiro efeito, decorrente da propagação não linear da ultra-sonografia, resulta no movimento de fluidos orgânicos causado pela passagem de pulsos de ultrasons⁽³⁰⁾. O tecido embrionário fica exposto à pressão repetitiva cada vez que ultrapassado pelo pulso acústico. Acredita-se que tais forças sejam insuficientes para causar distúrbio permanente do embrião; no entanto, a matriz extracelular madura, que garante a estrutura do tecido, desenvolve-se lentamente em fases iniciais da gravidez, e a comunicação intercelular é essencial para o desenvolvimento embrionário normal. Desse modo, permanece desconhecida a quantidade acústica e o nível de segurança a partir do qual se estabelece um dano transitório ou permanente da estrutura do embrião.

O EFSUMB (1996)⁽³⁹⁾ orientou que, com base nas evidências científicas dos efeitos biológicos induzidos pelo ultrassom, não há razões para contra-indicar o uso do modo-B ou modo-M na aplicação clínica em mulher gestante. Por outro lado, considera que, pelo fato de ser o período embrionário conhecido como sendo sensível às influências externas, os pesquisadores, usando Doppler pulsátil ou colorido, devem estar atentos aos níveis de energia dissipada e ao tempo de exposição, pelo menos até que futuras informações científicas sejam confiáveis.

Com base nas recomendações precitadas, é fácil deduzir que não há critérios de limitação estritamente definidos para o uso

do Doppler pulsátil ou colorido durante a gravidez inicial. No entanto, existe preocupação com a segurança mais bem definida pelo princípio de uma menor energia dissipada com um menor tempo gasto no exame. O uso prudente do Doppler deve refletir os benefícios em oposição à possibilidade teórica dos riscos e tentar diminuí-los com tempo adequado de exame, respeitando normas de segurança do fabricante e não simplesmente proibir a utilização clínica da tecnologia⁽⁴⁸⁾.

A última inovação no âmbito dos equipamentos de ultra-sonografia, e em resposta às preocupações crescentes com o tema segurança, é a possibilidade de obterem-se, durante o exame, os índices térmicos e mecânicos, segundo o European Committee for Ultrasound Radiation Safety^(35,39) e o AIUM⁽³⁶⁾. Tal mecanismo permite o controle contínuo pelo operador das características dos ultra-sons que são utilizados. Por outro lado, a melhoria das condições técnicas facilitadas pelo Doppler em cores e pelo “power” Doppler subtrai o tempo de exposição para a obtenção de sinais fidedignos e reprodutíveis, contribuindo seguramente para minimizar os bioefeitos eventuais. Deve-se ainda evitar a ultra-sonografia de estruturas críticas como o osso e as que contenham eventualmente gás. Vale salientar que, à medida que evolue a gestação e, conseqüentemente, ocorre aumento da mineralização, a possibilidade de aquecimento ósseo acresce e se torna inconveniente a exploração prolongada do Doppler em estruturas como o crânio e a coluna vertebral. A presente pesquisa beneficia-se afortunadamente, pela época em que foi realizada, de poder utilizar todas as técnicas mais recentes, discriminadas anteriormente, aplicadas a uma estrutura até então de difícil acesso e significado clínico insuficientemente esclarecido, como é o duto venoso. Espera-se que o refinamento do papel da avaliação Doppler fetal continue a acelerar-se no contexto da avaliação clínica abrangente⁽⁴⁹⁾.

Os aparelhos de ultra-sonografia utilizados correntemente funcionam com índice térmico máximo e índice mecânico automaticamente mantidos em níveis inferiores a 1,0. Os dados são tranquilizadores. A ausência de lesão biológica nas três gerações de humanos expostos a ultra-som diagnós-

tico é fato altamente encorajador. Apesar da ameaça de ação médico-legal, a miríade de vantagens do tempo real e do ultra-som Doppler na gravidez tem significado contínua expansão do número de gestações examinadas com essas modalidades⁽⁵⁰⁾.

REFERÊNCIAS

1. Doppler CJ. Über das Farbige Licht der Dopplernersterne. In: Abhandlungen der Königlichen Bömischen Gessellschaft der Wissenschaften 1842;11:465. *Apud* Matias A. Retorno venoso na avaliação da função cardíaca fetal. [Tese de doutoramento]. Porto: Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, 2000.
2. Callagan DA, Rowland TC Jr, Goldman DE. Ultrasonic Doppler observation of the fetal heart. *Obstet Gynecol* 1964;23:637.
3. Pourcelot L. Applications cliniques de l'examen Doppler transcutané. In: Peronneau P, ed. *Velocimetric ultrasonar Doppler*. New York: INSERM, 1974:213-8.
4. Satomura S. A study on examining the heart with ultrasonics. I. Principles; II. Instruments. *Jpn Circ J* 1956;20:227-30.
5. Campbell S. The prediction of fetal maturity by ultrasonic measurement of the biparietal diameter. *J Obstet Gynaecol Br Commonwealth* 1969;76:603-9.
6. FitzGerald DE, Drumm JE. Non-invasive measurement of human fetal circulation using ultrasound: a new method. *Br Med J* 1977;2:1450-1.
7. Gill RW, Kossoff G. Pulsed Doppler combined with B-mode imaging for blood flow measurement. *Contrib Gynecol Obstet* 1979;6:139-41.
8. Eik-Nes SH, Brubakk AO, Ulstein MK. Measurement of human blood flow. *Br Med J* 1980;283:4.
9. Eik-Nes SH, Marsal K, Brubakk AO, Kristoffersen K, Ulstein M. Ultrasonic measurement of human fetal blood flow. *J Biomed Eng* 1982;4:28-36.
10. Eik-Nes SH, Marsal K, Kristoffersen K. Methodology and basic problems related to blood flow studies in the human fetus. *Ultrasound Med Biol* 1984;10:329-37.
11. Barnes RW. Noninvasive diagnostic techniques in peripheral vascular disease. *Am Heart J* 1979;97:241-58.
12. Rittgers SE, Putney WW, Barnes RW. Real time spectrum analysis and display of directional Doppler ultrasound blood velocity signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 1980;27:723-28.
13. Peronneau PA, Leger F. Doppler ultrasonic pulsed flow-meter (abstract). *Proc 8th International Conference on Medicine Biology Engineering* 1969;10:11. In: Matias A. Retorno venoso na avaliação da função cardíaca fetal. [Tese de doutoramento]. Porto: Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, 2000.
14. Eyer MK, Brandestini MA, Phillips DJ, Baker DW. Color digital echo/Doppler image presentation. *Ultrasound Med Biol* 1981;7:21-31.
15. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994;190:853-6.
16. Marsal K, Lindblad A, Lingman G, Eik-Nes SH. Blood flow in the fetal descending aorta; intrinsic factors affecting fetal blood flow, i.e. fetal breathing movements and cardiac arrhythmia. *Ultrasound Med Biol* 1984;10:339-48.

17. Trudinger BJ, Giles WB, Cook CM, Bombardieri J, Collins L. Fetal umbilical artery flow velocity waveforms and placental resistance: clinical significance. *Br J Obstet Gynaecol* 1985;92:22-30.
18. Wladimiroff JW, Tonge HM, Stewart PA. Doppler ultrasound assessment of cerebral blood flow in the human fetus. *Br J Obstet Gynaecol* 1986;93:471-5.
19. Arbeille P, Besse D, Pourcelot L. L' étude de la circulation fetal et placentaire par ultrasons. *J Gyn Obstet Biol Repr* 1986;12:851.
20. Reed KL, Appleton CP, Anderson CF, Shenker L, Sahn DJ. Doppler studies of vena cava flows in human fetuses. Insights into normal and abnormal cardiac physiology. *Circulation* 1990;81:498-505.
21. Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, Hellevik LR. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus. *Lancet* 1991;338:1412-4.
22. Huisman TWA, Stewart PA, Wladimiroff JW. Doppler assessment of the normal early fetal circulation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1992;2:300-5.
23. Rizzo G, Arduini D, Romanini C. Umbilical vein pulsations: a physiologic finding in early gestation. *Am J Obstet Gynecol* 1992;167:675-7.
24. Wladimiroff JW, Huisman TWA, Stewart PA, Stijnen T. Normal fetal Doppler inferior vena cava, transtricuspid and umbilical artery flow velocity waveforms between 11 and 16 weeks' gestation. *Am J Obstet Gynecol* 1992;166:921-4.
25. Wladimiroff JW, Huisman TWA, Stewart PA. Fetal cardiac flow velocities in the late first trimester of pregnancy: a transvaginal Doppler study. *J Am Coll Cardiol* 1991;17:1357-9.
26. Blaas HG. The examination of the embryo and early fetus: how and by whom? *Ultrasound Obstet Gynecol* 1999;14:153-8.
27. Food and Drug Administration. Guide for measuring and reporting acoustic output of diagnostic ultrasound. Rockville, MD: FDA Center for Devices and Radiological Health, 1992.
28. Miller MW, Brayman AA, Abramowicz JS. Obstetric ultrasonography: a biophysical consideration of patient safety - the "rules" have changed. *Am J Obstet Gynecol* 1998;179:241-54.
29. Miller MW, Miller DL, Brayman AA. A review of *in vitro* bioeffects of inertial ultrasonic cavitation from a mechanistic perspective. *Ultrasound Med Biol* 1996;22:1131-54.
30. Duck FA. Is it safe to use diagnostic ultrasound during the first trimester? *Ultrasound Obstet Gynecol* 1999;13:385-8.
31. British Institute of Radiology. The safety of diagnostic ultrasound. *Br J Radiol* 1987;Suppl 20:1-43.
32. Kossoff G. Contentious issues in safety of diagnostic ultrasound (editorial). *Ultrasound Obstet Gynecol* 1997;10:151-5.
33. Barnett SB, Rott HD, ter Haar GR, Ziskin MC, Maeda K. The sensitivity of biological tissue to ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1997;23:805-12.
34. Campbell S, Platt L. The publishing of papers on first-trimester Doppler. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1999;14:159-60.
35. European Committee for Radiation Safety. Clinical safety statement for diagnostic ultrasound. *EFSUMB Newslett* 1996;10.
36. American Institute of Ultrasound in Medicine/National Electrical Manufacturers Association. Standards for real-time display of thermal and mechanical acoustic output indices on diagnostic equipment. 2nd ed. Rockville, MD: AIUM, 1998.
37. Stone PR, Ross I, Pringle K, Flower J. Tissue heating effect of pulsed Doppler ultrasound in the live fetal lamb brain. *Fetal Diagn Ther* 1992;7:26-30.
38. Tarantal AF, Chu F, O'Brien WD Jr, Hendrickx AG. Sonographic heat generation *in vivo* in the gravid long-tailed macaque (*Macaca fascicularis*). *J Ultrasound Med* 1993;12:285-95.
39. European Committee for Radiation Safety. Clinical safety statement 1995. *Eur J Ultrasound* 1996;3:283.
40. Drewniak JL, Carnes KI, Dunn F. *In vitro* ultrasonic heating of fetal bone. *J Acoust Soc Am* 1989;86:1254-8.
41. Tarantal AF, Hendrickx AG. Evaluation of the bioeffects of prenatal ultrasound exposure in the cynomolgus macaque (*Macaca fascicularis*): I. Neonatal/infant observations. *Teratology* 1989;39:137-47.
42. Tarantal AF, O'Brien WD, Hendrickx AG. Evaluation of the bioeffects of prenatal ultrasound exposure in the cynomolgus macaque (*Macaca fascicularis*): III. Developmental and hematologic studies. *Teratology* 1993;47:159-70.
43. Carstensen EL, Child SZ, Norton S, Nyborg W. Ultrasonic heating of the skull. *J Acoust Soc Am* 1990;87:1310-7.
44. Horder MM, Barnett SB, Edwards MJ, Kossoff G. *In utero* measurement of ultrasound induced heating in guinea-pig fetal brain. *Proc 41st Annual Convention AIUM* 1997:2300.
45. Child SZ, Hartman CL, Schery LA, Carstensen EL. Lung damage from exposure to pulsed ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1990;16:817-25.
46. Frizzell LA, Chen E, Lee C. Effects of pulsed ultrasound on the mouse neonate: hind limb paralysis and lung hemorrhage. *Ultrasound Med Biol* 1994;20:53-63.
47. Tarantal AF, Canfield DR. Ultrasound-induced lung hemorrhage in the monkey. *Ultrasound Med Biol* 1994;20:65-72.
48. Kurjak A. Are color and pulsed Doppler sonography safe in early pregnancy? *J Perinat Med* 1999;27:423-30.
49. Murta CGV. Dopplerfluxometria aplicada ao duto venoso no primeiro trimestre: ênfase na detecção das aneuploidias. [Tese de doutorado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo, 2001.
50. Matias A. Retorno venoso na avaliação da função cardíaca fetal. [Tese de doutorado]. Porto: Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, 2000.