

Eco-Doppler Cerebral em Neonatologia

M.^a CONCEIÇÃO D'OREY

Hospital de S. João / Faculdade de Medicina do Porto
Serviço de Neonatologia
Departamento de Pediatria

Resumo

O autor faz uma revisão e actualização do método e utilidade da ecografia Doppler cerebral no recém-nascido de risco.

Palavras-chave: Cerebral Doppler, neuropatologia neonatal, cuidados intensivos neonatais, recém-nascido de alto risco.

Summary

The author reviews the method and uses of cerebral Doppler imaging in the high risk neonate.

Key-words: Cerebral Doppler, neonatal neuropathology, neonatal intensive care, high risk newborn.

Introdução

Johann Christian Doppler foi o pioneiro do método que recebeu o seu nome, ao apresentar pela primeira vez, em 1942, à *Royal Bohemian Society of Learning*, a comunicação – «*A propósito da luz colorida das estrelas duplas e de alguns outros corpos celestes*», aplicado à Astronomia ⁽¹⁻³⁾.

Após um longo período de cepticismo, o **princípio de Doppler** foi universalmente aceite, muitas décadas depois ⁽²⁾.

Nos anos 50, iniciou-se a sua utilização na avaliação do fluxo sanguíneo cerebral e foi apenas há cerca de 17 anos que se fizeram as primeiras investigações no recém-nascido (RN) ^(1, 2). Assim, em 1979, Bada e colaboradores reportaram o trabalho pioneiro do Doppler cerebral aplicado à neuropatologia neonatal ^(2, 4).

Um cristal piezoeléctrico estimulado por uma corrente alterna, é capaz de emitir uma onda sonora e igualmente captar o feixe de retorno, após deflecção em um determinado meio.

Se as interfaces estão em movimento, como os elementos figurados no interior de um vaso sanguíneo, o feixe ultra-sonoro reflectido (eco) tem uma frequência mensurável diferente da emitida (Figura 1).

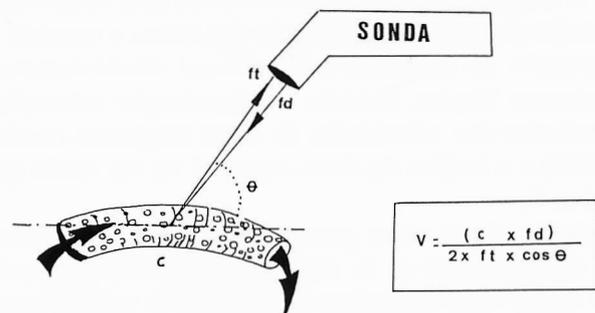


FIG. 1 – O Efeito Doppler

V - velocidade média do fluxo sanguíneo em direcção à sonda
fd - frequência Doppler
c - velocidade do fluxo sanguíneo no vaso insonorizado
θ - ângulo de insonorização
ft - frequência transmitida

Esta alteração é a **frequência Doppler (fd)** que é directamente proporcional à velocidade média do fluxo sanguíneo em direcção à sonda (**v**), à frequência transmitida (**ft**), e ao ângulo de incidência do feixe Doppler no maior eixo do vaso sanguíneo (**θ**) e inversamente proporcional à velocidade média de propagação dos ultra-sons no sangue (**c**).

A relação matemática entre as variáveis pode ser expressa pela seguinte fórmula:

Entregue para publicação em 19/07/96.

Aceite para publicação em 23/03/97.

Trabalho de revisão e actualização, subsidiado pela Comissão de Fomento da Investigação em Cuidados de Saúde do Ministério da Saúde (projecto 107/95).

$$fd = \frac{2 \text{ ft.v.} \cos \theta}{c}$$

Depreende-se desta equação que a velocidade do fluxo sanguíneo num vaso insonorizado (c), é directamente proporcional à frequência Doppler (fd), se o ângulo de insonorização (θ) for constante.

Salienta-se ainda, que se o ângulo for pequeno (0 a 15°), o efeito sobre a velocidade é mínimo ($<4\%$), o que na prática significa um erro desprezível. Contudo, o erro é significativo (18 a 35%) quando a amplitude do ângulo é superior a 30° e interfere de modo importante na medição das velocidades do fluxo cerebral (50%) se o ângulo é de cerca de 60° .

No entanto, volume do fluxo cerebral depende não só da velocidade média do sangue no interior do vaso, mas também do raio do mesmo (volume do fluxo = $v \cdot \pi \cdot r^2$). O raio das artérias cerebrais do RN é de cerca de 1 a 3 milímetros.

O primeiro equipamento Doppler apareceu apenas há cerca de 25 anos.

O **Doppler contínuo** permite o estudo indirecto dos vasos sanguíneos, com a ajuda de um sinal sonoro que os identifica, sem visualização.

O **Doppler pulsátil** desenvolveu-se pela necessidade de maior precisão na localização dos vasos, e consiste na associação da ecografia convencional morfo-estrutural ao sistema Duplex. Permite a determinação orientada e quantitativa das velocidades de fluxo sanguíneo cerebral (VFSC) e a análise da curva espectral de um modo qualitativo ⁽²⁾.

O **Doppler a cores** permite uma visualização directa dos vasos, mesmo os de pequeno calibre e o sinal colorido indica fluxo sanguíneo em direcção à sonda (vermelho) ou no sentido contrário (azul), sendo o mosaico da cor indicativo de fluxo turbulento.

Assim, este método permite uma localização anatómica perfeita e de grande qualidade, indicando ainda o sentido do fluxo. Contudo, não é possível quantificar objectivamente as velocidades, senão quando associado ao Doppler pulsátil.

Desta forma combinada, obtém-se a melhor curva espectral que corresponde simultaneamente ao melhor sinal audio-visual ⁽⁶⁻⁸⁾.

Medição das Velocidades do Fluxo Sanguíneo Cerebral e dos Índices de Resistência Vascular

É possível medir com rigor a velocidade sistólica máxima (VSM), no final da diástole (VDM) e a média (VM) (Figura 2).

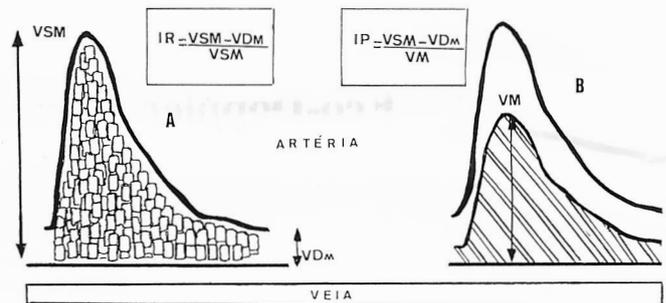


FIG. 2 – Análise da Curva Espectral Arterial e Venosa
Medição das velocidades do fluxo sanguíneo cerebral e determinação dos índices de resistência cerebrovascular
IR - índice de resistência de *Pourcelot*
IP - índice de pulsatilidade de *Gosling e King*
VSM - velocidade sistólica máxima
VDM - velocidade no final da diástole
VM - velocidade média

Os **Índices de resistência** são determinados computorizadamente no ecógrafo, a partir das velocidades, segundo as fórmulas:

* índice de resistência de *Pourcelot*

$$(IR) = \frac{VSM - VDM}{VSM}$$

* índice de pulsatilidade de *Gosling e King*

$$(IP) = \frac{VSM - VDM}{VM}$$

Representam medidas de resistência vascular, ou melhor de impedância ao fluxo sanguíneo. Genericamente, pode dizer-se que a **VDM** é influenciada pela resistência vascular periférica e as outras velocidades reflectem as forças de propulsão do fluxo sanguíneo. Contudo, os índices de resistência são ainda influenciados por outros factores, tal como a frequência cardíaca, a tensão arterial, o débito cardíaco e a *compliance* vascular ^(2, 6-10).

A **curva espectral** representa o somatório das diferentes velocidades individuais das células sanguíneas no interior dos vasos (Figura 2). A análise quantitativa e qualitativa da curva espectral depende também da integração e interpretação das variáveis previamente enunciadas, que influenciam particularmente o seu componente diastólico ^(2, 4, 8-10).

A fluxometria Doppler baseia-se na retrodifusão da onda ultra-sonora apartir dos glóbulos rubros (elementos figurados com maior impedância acústica) no interior de um vaso. A diferença entre a frequência emitida e a recebida após deflecção, é directamente proporcional à velocidade das células sanguíneas e pode representar-se através de uma **curva espectral** ^(11, 12).

A morfologia espectral depende do vaso insonorizado e fundamentalmente da resistência circulatória ⁽¹¹⁻¹⁴⁾.

Em geral, uma **curva espectral arterial** caracteriza-se por um fluxo pulsátil, com um componente sistólico, em forma de pico ascendente rápido até à frequência sistólica máxima seguida de um decrescendo gradual progressivo que caracteriza o componente diastólico. Existem variações morfológicas espectrais de acordo com a artéria estudada, com a idade gestacional e pós natal do recém-nascido ^(15, 16).

Quando o vaso insonorizado é uma veia, a **curva espectral venosa** não é pulsátil por definição, e pode ser fundamentalmente de 3 tipos: em banda contínua, sinusoidal e intermitente ^(15, 16).

Aplicações Clínicas do Doppler Cerebral

O Doppler cerebral no recém-nascido tem permitido um conhecimento mais perfeito da fisiopatologia neonatal e as suas actuais aplicações clínicas são múltiplas (quadro I). Algumas encontram-se ainda na área da investigação como a asfíxia perinatal, salientando-se o seu papel no diagnóstico e prognóstico da encefalopatia hipóxico-isquémica do recém-nascido e no estudo das malformações vasculares.

QUADRO I
Aplicações Clínicas do Doppler

PATOLOGIA	ALTERAÇÃO NO DOPPLER
ASFIXIA PERINATAL	IR e IP diminuídos componente diastólico aumentado valor prognóstico de lesão cerebral
MORTE CEREBRAL	fluxo diastólico invertido ou nulo
HEMORRAGIA VENTRICULAR	IR e IP aumentados fluxo reduzido Doppler flutuante = risco de HIV
HIDROCEFALIA	IR aumentado fluxo sanguíneo diminuído reversão após drenagem
MALFORMAÇÕES VASCULARES	fluxo anómalo fluxo turbulento nas artérias fluxo arterial e venoso nas lesões tumorais
OXIGENAÇÃO POR MEMBRANA EXTRA-CORPORAL (OMECE)	IP diminuído alterações variáveis nas velocidades
FÁRMACOS	indometacina: IR aumentado e velocidades diminuídas; aminofilina e cafeína sem efeito; acetazolamina sem efeito; abuso materno de cocaína velocidades aumentadas no 1.º dia de vida; surfactante velocidades aumentadas transitariamente.
REACTIVIDADE AO pCO ₂	as velocidades aumentam 6-7% por 1 mmHg de aumento na pCO ₂ no pré-termo; influenciada pelo valor do hematócrito, idade gestacional e uso de indometacina.
CANAL ARTERIAL	diminuição ou inversão do componente diastólico; IR e IP aumentados.
CHOQUE	diminuição do componente sistólico e diastólico e aumento das velocidades na recuperação.
POLICITEMIA E HIPERVISCOSIDADE	IR aumentado e velocidade diminuída; normalização após permuta sanguínea parcial.

IR - índice de resistência de *Pourcelot*

IP - índice de pulsabilidade de *Gosling e King*

HIV - hemorragia intraventricular

Efeitos Biológicos e Segurança do Método

O eco-Doppler cerebral é uma técnica promissora, porque não sendo invasiva, permite a avaliação da hemodinâmica cerebral com fidelidade e reprodutibilidade, podendo ainda ser feito à cabeceira do doente.

É pois, um método seguro, praticamente desprovido de efeitos laterais. Estão descritos alguns efeitos potencialmente deletérios, apenas no campo teórico e em experiências animais, sem qualquer comprovação de ordem clínica, e quando utilizados valores de energia acústica SPTA («Spatial Peak Temporal Average») superiores aos recomendados.

À medida que o ultra-som atravessa os tecidos humanos, parte da sua energia é absorvida e convertida em calor que pode eventualmente exercer um efeito biológico. Contudo, a maioria dos estudos que apontam este efeito, foram efectuados *in vitro*, não levando em conta o arrefecimento que ocorre em tecidos vivos perfundidos. Por isso, o «American Institute of Ultrasound in Medicine» propôs limiares de energia seguros para o uso do Doppler no recém-nascido.

A acção de cavitação das ondas ultra-sonoras, particularmente visto experimentalmente na larva da mosca *Drosophila*, só surge nos mamíferos com intensidades muito elevadas, não ocorrendo pois, *in vivo*, com as intensidades normalmente utilizadas na clínica.

A acção vibratória dos ultra-sons pode provocar potencialmente a ruptura molecular. Contudo, o uso generalizado da ecografia fetal, há mais de 30 anos, não permitiu demonstrar qualquer efeito adverso no recém-nascido, existindo então um risco remoto e desprezível, que não foi sequer comprovado *in vivo*.

O «American National Council for Radiation Protection» conclui mesmo, que nos limites das frequências megaHertz utilizadas, não há efeitos significativos comprovados quando a exposição é <500 segundos e a intensidade é <100mWatts/cm² (2, 15, 16).

Conclusões

O estudo da hemodinâmica cerebral do recém-nascido por eco-Doppler reveste-se de primordial importância para o perfeito conhecimento dos **mecanismos de auto-regulação cerebrovascular em condições normais ou patológicas, sendo virtualmente isento de qualquer risco.**

As velocidades do fluxo sanguíneo cerebral e os índices de resistência reflectem indirectamente o fluxo sanguíneo cerebral e a resistência cerebrovascular.

Deve minimizar-se o efeito do ângulo de insonorização na medição das velocidades, escolhendo o plano

mais favorável, isto é, quando o feixe Doppler incide no eixo do vaso, ou fazendo a correcção do ângulo se tal não é possível devido ao trajecto do vaso (15-17, 19).

A análise da curva espectral deve efectuar-se após registo do melhor sinal audio-visual obtido, permitindo deste modo a reproductibilidade entre os vários observadores. As velocidades dependem do vaso estudado e da idade gestacional e pós-natal do recém-nascido (17, 19).

O valor da fluxometria Doppler é indiscutível na compreensão dos mecanismos fisiológicos de adaptação à vida pós-natal (17, 18).

Na asfixia perinatal em particular, o Doppler associado à clínica, aos estudos electrofisiológicos e imagiologia, nomeadamente a ressonância magnética nuclear cerebral, tem um valor predictivo importante no prognóstico neurológico.

Em outras situações patológicas o seu papel está ainda por determinar, se bem que se acredite ser **promissor no domínio de toda a neuropatologia neonatal, como por exemplo no diagnóstico precoce da hemorragia ventricular, na definição da vascularização tumoral e nas malformações vasculares cerebrais, entre outros (15-19).**

BIBLIOGRAFIA

1. Volpe JJ, Perlman JM, Hill A, McMenamin JB. *Pediatrics* 1982; 70(1): 147-152.
2. Raju TNK. Cerebral Doppler studies in the fetus and newborn infant. *J Pediatr* 1991; 119(2): 165-174.
3. Montenegro NAMM. Anátomo-fisiopatologia da Circulação Feto-Placentar - implicações clínicas da fluxometria Doppler. In: Dissertação de candidatura ao grau de Doutor apresentada à Faculdade de Medicina do Porto, 1993.
4. Bada HS, Hajjar W, Chua C, Sumnar DS. Non-invasive diagnosis of neonatal asphyxia and intraventricular hemorrhage by Doppler ultrasound. *J Pediatr* 1979; 95: 775-779.
5. White DN. Johann Christian Doppler and his effect: a brief history. *Ultrasound Med Biol* 1982; 8: 583-591.
6. Zwiebel WJ. Colour duplex imaging and Doppler spectrum analysis: principle, capabilities and limitations. *Semin Ultrasound CT MR* 1990; 11: 84-96.
7. Thompson RS. Blood flow velocity waveforms. *Semin Perinatol* 1987; 11: 300-311.
8. Levene MI, Shortland DB, Archer NJ. Resistance-Area Product in the Cerebral Arteries of Very Low Birth Infants During the First Week of Life. *Ultrasound in Med & Biol* 1988; 14(2): 103-110.
9. Ohlsson A, Fong K, Ryan ML, Yap L, Smith JD, Shennan AT, Glanc P. Cerebral-blood-flow velocity measurements in neonates: technique and interobserver reliability. *Pediatr Radiol* 1991; 21: 395-397.
10. Deeg KH, Rupperecht TH. Pulsed Doppler sonographic measurement of normal values for the flow velocities in the intracranial arteries of healthy newborns. *Pediatr Radiol* 1989; 19: 71-78.
11. Bejar R, Merritt TA, Cohen RW et al. Pulsatility index, patent ductus arteriosus and brain damage. *Pediatrics* 1982; 69: 818-822.
12. Raju TN, Kim SY. Cerebral artery flow velocity acceleration and deceleration characteristics in newborn infants. *Pediatr Res* 1989; 26: 588-592.
13. Van de Bor M, Walther F, Sims M. Acceleration time in cerebral arteries of preterm and term infants. *J Clin Ultrasound* 1990; 18: 167-171.

14. Sonesson SE, Winberg P, Lundell BPW, Herin P. Changes in intracranial arterial blood flow velocities in term infants. *Pediatr Res* 1987; 22: 461-464.
15. Winberg P, Sonesson S-E, Lundell BPW. Postnatal Changes in Intracranial Blood Flow Velocity in Preterm Infants. *Acta Paediatr Scand* 1990; 79: 1150-1155.
16. Shortland DB. Pulsed Doppler Ultrasound Assessment in the Preterm Infant. *In*: Thesis submitted to the University of Bristol for the Degree of Doctor of Medicine, 1992.
17. Couture A. Anatomie Echographique Normale Du Nouveau-Né. *In*: Couture A, Veyrac C, Baud C. Echographie Cérébrale Du Foetus Au Nouveau Né Sauramps Médical, Montpellier, 1994.
18. Sirry HW, Anthony MY, Whittle MJ. Doppler assessment of fetal and neonatal brain. *In*: Levene MI, Lilford RJ. Fetal and Neonatal Neurology and Neurosurgery. Churchill Livingstone, Edinburgh, 2.^a ed, 1995.
19. Volpe JJ. Neurology of The Newborn. WB Saunders Company, Philadelphia, 3.^a ed., 1995.
20. Greisen G, Johansen K, Ellison PA et al. Cerebral blood flow in newborn infant: comparison of Doppler ultrasound and 133-Xenon clearance. *J Pediatr* 1984; 104: 411-413.
21. Perlman JM, Herscovitch P, Corriveau S et al. The relationship of cerebral blood flow velocity, determined by Doppler, to regional cerebral blood flow, determined positron emission tomography. (Abstract). *Pediatr Res* 1985; 19: 357-36.

Correspondência: M.^a Conceição d'Orey
Av. da Boavista, 1015 - S/306
4100 Porto
Telef.: 02-609 78 57