

**O diagnóstico não invasivo
através da
dopplerometria ultra-sônica**

Orlando F. Brum
Daniel Mark Cooper
David Groshar
Sheila N. Andrade Sales
Carlos José de Brito
Sydney Arruda

Clínica e Terapêutica

Introduction

The classical approach to patients with suspected arterial or venous disorders is to utilize angiographic procedures to localize and evaluate the extent of the involvement by the disease process. This method of evaluating patients has been shown to be essential in some instances for a proper diagnosis and in others for proper planning of therapy. What is wrong with this approach?

First, the historical details relative to the clinical presentation of patients with peripheral vascular diseases are now fairly well standardized. Second, while the clinical presentation does lead the experienced physician to a correct diagnosis in some instances, there are situations such as acute venous thrombosis where this is unreliable. Third, the invasive procedures are painful, not without risk and cannot be repeated as often as one might like to follow the natural history of a problem in any single patient.

Because of these problems, it was only natural that attempts would be made to investigate noninvasive methods and their potential application to this field. Because of the accessibility of the limb vessels as well as the extracranial arterial system, Doppler ultrasound appeared to be a logical method to apply. This is feasible because it is possible to transmit ultrasonic energy, either in a continuous wave or pulsed mode, into tissues and by examining the nature of the backscattered signal, obtain useful information.

When first applied, the simplest Doppler system were non-directional, continuous wave devices which utilized the audible output alone for interpretation of the velocity changes. When it became apparent that directionality was important, quadrature phase detection was developed and later improved further to provide complete flow separation. Thus, it is now possible to provide complete separation between forward and reverse flow in the arterial signals which is a point of great practical importance.

One of the major problems in this field has been the problem of quantitation. For most routine clinical applications, the Doppler systems can reliably be used to measure limb blood pressures and assess the pulsatile pattern of arterial flow to localize areas of stenosis or occlusion. In addition, on the venous side of the circulation, only audible interpretation is required to localize areas of venous thrombosis or assess venous valvular incompetence. These simple approaches still provide the basis for the most useful daily applications of the method in clinical practice.

The success with this qualitative approach to the use of ultrasound also pointed out the need for more quantitative studies to assess the absolute velocity changes and relate these measurements to the degree of arterial narrowing. This might on the surface appear to be a simple matter but involves many considerations, many of which involve not only the development of new technology but methods of interpretation as well.

The first and still most widely used method of recording the Doppler signal is by the use of the zero-crossing detector. This simple scheme generates a voltage proportional to the number of times the frequency crosses the zero line. This method applied with a D-C amplifier and recorder generates an analogue waveform which under optimal conditions is nearly identical to that recorded with an electromagnetic flowmeter. There are problems, however, which have severely limited its use for quantitative purposes. It requires an excellent signal-noise ratio and is sensitive to high amplitude, low frequency signals. Furthermore, setting the zero-crossing thresholds at the proper level does require care and if improperly done can lead to the recording of misleading waveforms.

Clínica e Terapêutica

Thus, there has been a great interest in the development of real-time spectrum analyzers which can obviate the above problems and present a true picture of the velocity spectrum not only in terms the envelope but the band of frequencies as well as the amplitude of their respective components. It is in this area where a great deal of work is being done and which promises to provide the necessary data for a more quantitative measure of the velocity patterns observed both in health and disease.

The final area where a great deal of attention is being placed is in ultrasonic imaging. The feasibility of using both continuous wave and Doppler systems for arterial imaging has already been demonstrated. Later generations of this approach are now combining real time B-mode imaging with pulsed Doppler analysis of velocity patterns, particularly for extracranial arterial disease. These methods hold great promise of detecting carotid bifurcation disease early and following its natural progression.

The authors are to be commended for their comprehensive overview of a field which is now over ten years old but still rapidly growing. It can confidently be concluded that this field will continue to offer the best methods for evaluating many aspects of cardiovascular function in the human.

*D.E. STRANDNESS, Jr, MD.
Professor of Surgery
Department of Surgery
School of Medicine
University of Washington
Seattle*

O diagnóstico não invasivo através da dopplerometria ultra-sônica

Parte I

- * Orlando F. Brum
- ** Daniel Mark Cooper
- *** David Groshar
- **** Sheila N. Andrade Sales
- ***** Carlos José de Brito
- ***** Sydney Arruda

-
- * *Professor Adjunto da FM da UFRJ, Livre Docente em Angiologia da UFRJ, Responsável pela Seção de Métodos Especiais em Angiologia do HU da UFRJ, Titular da Sociedade Brasileira de Angiologia.*
 - ** *Bolsista do CNPq, Auxiliar de Pesquisa da Seção de Métodos Especiais do HU da UFRJ, Interno do Departamento de Clínica Médica da FM da UFRJ.*
 - *** *Bolsista do CNPq, Est. do HCGG da UNI-RIO (serviço do prof. Monteiro de Carvalho), Trainee at the University of Washington School of Medicine – Division of Peripheral Vascular Diseases (Prof. D.E. Strandness, Jr.).*
 - **** *Responsável pelo Laboratório de Métodos Não-Invasivos do Serviço de Cirurgia Vascular do HL do INAMPS, membro Efetivo da Sociedade Brasileira de Angiologia.*
 - ***** *Chefe do Serviço de Cirurgia Vascular do HL do INAMPS, Livre Docente em Cirurgia Cardiovascular da UFRJ, Presidente da Sociedade Brasileira de Angiologia.*
 - ***** *Chefe do Serviço de Angiologia do HU da UFRJ, Professor Adjunto da FM da UFRJ, Livre Docente em Clínica Médica da FM da UFRJ, Titular da Sociedade Brasileira de Angiologia.*
-

1. Introdução

Vários métodos não invasivos são utilizados na avaliação da doença vascular periférica: oscilometria, pletismografia, termometria cutânea, termografia, fonoangiografia, ecografia e o Doppler ultra-som^(3,5,26,36,48,95,103,156,177,192).

Neste trabalho, vamos tratar do método que utiliza o efeito Doppler, mos-

trando suas bases, seus princípios físicos e suas aplicações na prática médica, no que diz respeito às doenças vasculares que acometem os leitos arterial e venoso das extremidades e a circulação arterial cerebral extracraniana.

Trata-se de um processo de fácil aprendizado, que deve ser incorporado ao arsenal propedêutico não só dos

especialistas, mas também dos médicos generalistas que lidam com pacientes portadores de doenças vasculares periféricas.

O Doppler ultra-som é um aparelho de manejo simples, portátil, de preço acessível nas suas versões menos sofisticadas, que proporciona informações bastante precisas.

2. Som-Princípios básicos

Durante muito tempo a palavra som significava, na prática, apenas as sensações percebidas pelo aparelho auditivo humano. Com os progressos da acústica, o som tornou-se objeto de estudo bem mais amplo. Podemos dizer que em um agregado de moléculas ligadas entre si por forças elásticas, quando se imprime um movimento vibratório a uma das moléculas, esta transmitirá a vibração à sua vizinha e, assim sucessivamente, até que essa vibração, trazida por um movimento ondulatório, se propague por toda a matéria em questão. Este movimento ondulatório, produzido por uma fonte, é o que denominamos som.

As ondas sonoras são elásticas, pois as moléculas do meio que as conduzem, ao serem perturbadas, afastam-se de suas posições, para depois retornarem à sua situação inicial, descrevendo movimentos harmônicos.

O som não se propaga no vácuo, porque este é um espaço vazio. Uma outra característica é que as ondas sonoras se propagam em linha reta, sendo a direção da vibração a mesma da propagação.

É de importância frisar que o som é uma energia não ionizante, portanto

não acarreta os riscos das radiações desse tipo.

2.1 — Reflexão

É a propriedade da onda incidente, ao encontrar uma superfície limitada entre dois meios, de ser refletida, voltando ao ponto de origem;

2.2 — Refração

É um efeito devido à mudança de velocidade de propagação da onda, quando esta passa através de uma interface que limita dois meios;

2.3 — Interferência

Quando duas ondas se encontram, elas poderão se reforçar, ou uma reduzir a outra, de acordo com a direção de suas fases;

2.4 — Velocidade (v)

É o tempo gasto para que o movimento vibratório seja propagado através da matéria. Quanto mais próximas entre si estiverem as moléculas, mais rapidamente o som se propagará.

Nos tecidos moles, a velocidade do som é de aproximadamente 1540 m/seg., enquanto que nos ossos é de 4000 m/seg.

2.5 — Intensidade (i)

É a característica do som se apresentar forte ou fraco, e depende da amplitude da vibração que o provocou. Entende-se por amplitude, a elongação máxima de cada ponto, em relação à sua posição de equilíbrio. A intensidade pode ser definida como a medida física da força do som, sendo expressa em watts/cm².

O som é capaz de produzir destruição tecidual, se sua intensidade for suficientemente elevada. Intensidade acima de 3 w/cm² causam dor profunda. Nenhum bioefeito significativo é descrito em intensidades inferiores a 100 mW/cm² (213). Em diagnóstico, utilizam-se intensidades de 1 a 50 mW/cm², bastante inferiores às mencionadas acima e, portanto, incapazes de provocar qualquer comprometimento do local irradiado, como calor ou cavitação⁽²⁰¹⁾.

2.6 — Frequência (f)

É o número de vibrações por segundo, que é produzido nas moléculas por uma fonte. Sua unidade é o Hertz (Hz), que significa um ciclo (vibração) por segundo. 1 KHz = 10³ Hz; 1 MHz = 10⁶ Hz.

A faixa de frequência audível pelo homem varia entre 18 e 20.000 Hz. Todo som abaixo de 18 Hz é dito Infrá-som, e todo acima de 20 KHz é denominado Ultra-som.

A absorção e dispersão do feixe sonoro, num determinado meio, em nosso caso nos tecidos do corpo, irão variar de acordo com a frequência.

A dispersão do feixe sonoro é inversamente proporcional à frequência, ou seja, quanto maior a frequência, mais polarizado é o feixe. Já a absorção do feixe sonoro pelos tecidos é diretamente proporcional à frequência: quanto maior a frequência, maior a absorção e menor a penetração. Portanto, abaixo de 1 MHz, o feixe sonoro é muito disperso, e acima de 20 MHz, a absorção é intensa e prejudicial, com penetração mínima nos tecidos humanos, o que justifica a utilização de frequências de 2,25 a 10MHz na prática clínica diagnóstica.

Em vista do que dissemos acima, a escolha da frequência dependerá do binômio dispersão-absorção, ou seja, para avaliarmos estruturas logo abaixo da pele, usamos frequências mais altas e para estruturas mais profundas, frequências menores.

2.7 – Comprimento de onda (λ)

Define-se comprimento de onda como a distância entre dois picos máximos sucessivos de uma onda, ou qualquer outro ponto a estes equivalentes (fig. 1).

Duas estruturas não serão reconhecidas como entidades separadas pelo ultra-som normal, a não ser que tenham um tamanho igual ou maior que o comprimento de onda do feixe sonoro.

Partindo da equação $\lambda = \frac{V}{f}$, usando-se uma frequência de 5 MHz e sabendo-se que a velocidade do som nos tecidos moles é de 1540 m/seg., teremos:

$$\lambda = \frac{1540 \cdot 10^6}{5 \cdot 10^6} = 0,3 \text{ mm}$$

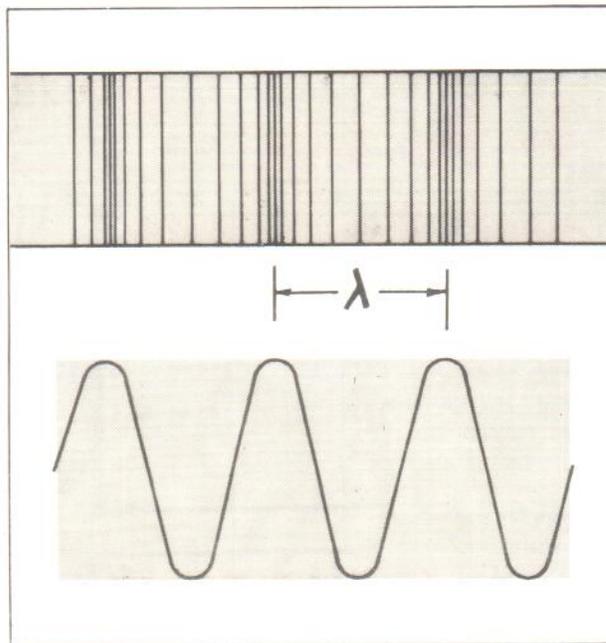


Fig. 1 – Comprimento de onda (λ): distância entre dois picos sucessivos (área de condensação).

Portanto, usando-se uma frequência de 5 MHz não podemos obter uma resolução em estruturas mais finas que 0,3 mm. Este conceito é de grande valia na ecografia.

2.8 – Geração do ultra-som

O ultra-som é gerado por cristais que possuem a propriedade piezoelétrica. Quando aplicamos uma voltagem elétrica ao cristal de quartzo, este irá se expandir e contrair, resultando em ondas sonoras. A isso se chama Efeito Piezoelétrico Indireto. De modo contrário, ao se fazer passar uma onda sonora por um cristal, haverá contração e expansão do mesmo, gerando voltagem elétrica que poderá ser registrada como sinais elétricos que imitam o padrão sonoro, constituindo-se no Efeito Piezoelétrico Direto. Um mesmo cristal pode ter a função de produzir o efeito ora direto, ora indireto.

Um cristal piezoelétrico oscilará com a mesma frequência da corrente elétrica a ele aplicada; assim, pode-se gerar ultra-som a qualquer frequência desejada.

O cristal piezoelétrico pode ser facilmente montado em uma sonda

transdutora (transdutor é qualquer aparelho que converte uma forma de energia em outra).

2.9 – Efeito Doppler

Em 1843, o físico austríaco Christian Johann Doppler (1803-1853) descreveu o que hoje chamamos de efeito Doppler, ao notar modificação na frequência do som quando a fonte emissora se movimenta, seja ao se aproximar ou se afastar do observador. Em 1848, o físico francês Louis Fizeau aplicou este fenômeno à luz, sendo usado para a descoberta de estrelas duplas.

Emitindo-se um feixe de onda ultra-sônica a um anteparo estático, o som refletido terá frequência igual ao incidente. Se aplicarmos um feixe de ondas a uma superfície que está se movimentando no sentido do transdutor, as ondas refletidas são comprimidas num espaço de tempo menor. Isso significa que o comprimento de onda é reduzido, havendo assim aumento da frequência.

A reflexão do feixe de ondas por uma superfície que está se afastando do transdutor, provocará diminuição da frequência (fig. 2).

Essas mudanças nas frequências constituem o que chamamos Efeito Doppler (Frequency Shift), sendo expressas pela fórmula:

$$f = \frac{2 f_i \cdot v \cdot (\cos \theta)}{c}$$

- f = "frequency shift"
- f_i = frequência incidente
- v = velocidade da superfície em movimento
- c = velocidade do som no tecido
- $\cos \theta$ = cosseno do ângulo do feixe sonoro incidente em relação à superfície considerada.

Didaticamente o Efeito Doppler é a diferença entre a frequência emitida e a refletida.

Ao se fazer incidir um feixe de ultra-som na direção de um vaso sanguíneo, este feixe será refletido pelos elementos figurados do sangue, principalmente pelas células vermelhas. De acordo com o sentido do fluxo sanguíneo em relação ao transdutor, haverá um aumento ou diminuição da frequência. Se o fluxo estiver se aproximando do transdutor, teremos um aumento de frequência; ao contrário, se o fluxo estiver se afastando, teremos uma diminuição (fig. 3).

Assumindo, na fórmula anterior, que f_i , c e θ são constantes, teremos que o efeito Doppler (Δf) detectado será diretamente proporcional à velocidade das células vermelhas (v). Assim, achamos importante frisar que o Doppler é um aparelho que mede a velocidade do sangue e não a quantidade de fluxo.

O volume de fluxo poderia ser determinado transcutanamente, conhecendo-se a área de seção transversa do vaso, através da seguinte fórmula:

$$Q = a \cdot v$$

- Q = fluxo médio
- a = área de seção transversa do vaso
- v = velocidade média do sangue

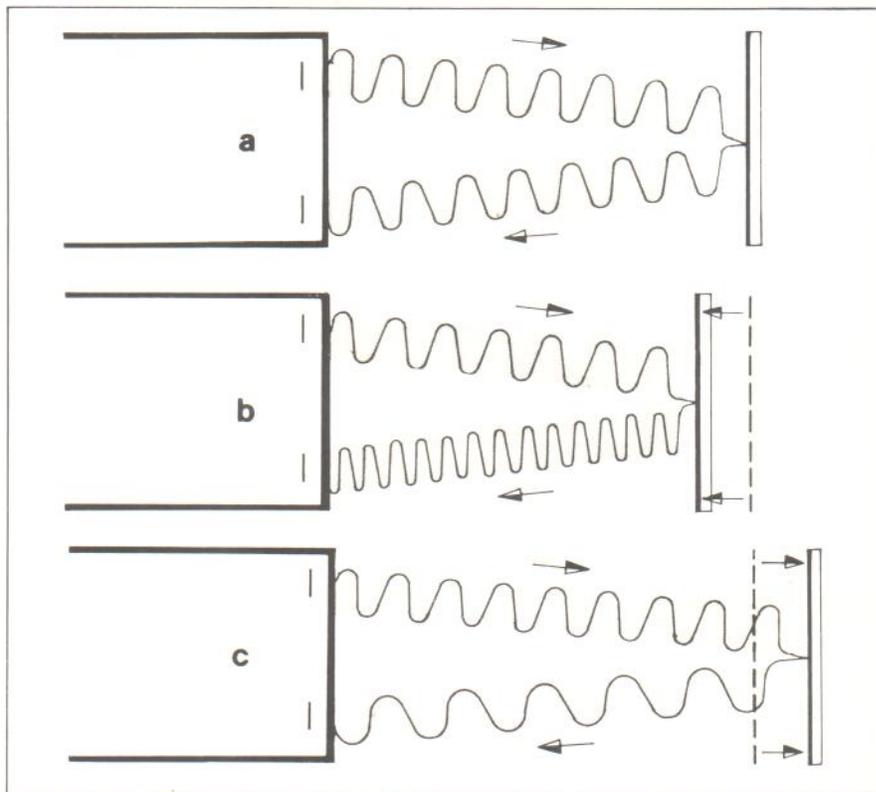


Fig. 2 — (a) - O som refletido por um anteparo estacionário, tem a mesma frequência que o emitido. (b) - Se o anteparo se movimenta no sentido do transdutor, as ondas refletidas tem menor comprimento de onda, logo, maior frequência. (c) - No caso em que o anteparo se afasta, o comprimento de onda aumenta, diminuindo a frequência. Nos casos b e c, a diferença de frequência emitida e refletida representa o Efeito Doppler.

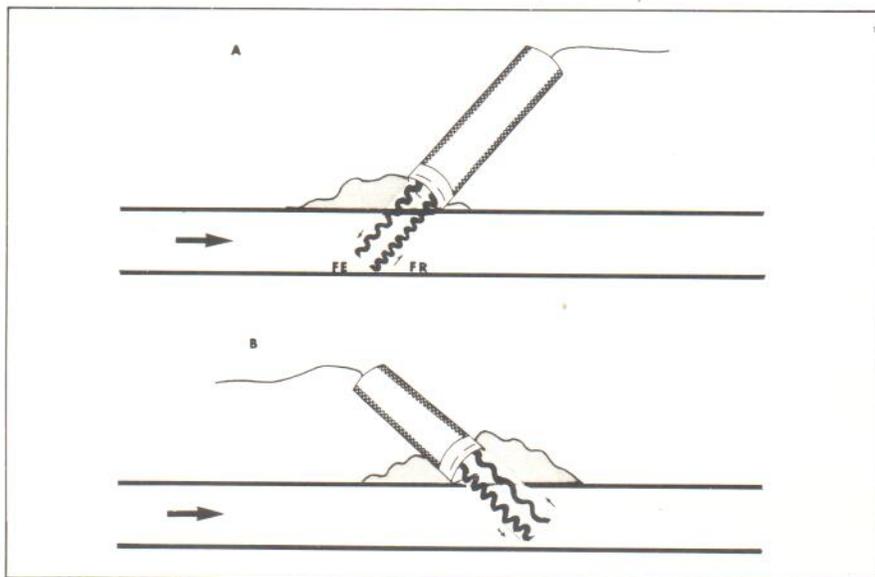


Fig. 3 — Feixe de ultra-som emitido (FE), orientado em direção a um vaso sanguíneo. A — contra o fluxo sanguíneo: aumento da frequência refletida (FR). B — a favor do fluxo sanguíneo: diminuição da frequência refletida

3. Material

Em 1959, Satomura⁽⁷⁾ foi o primeiro a demonstrar a utilidade do Doppler Ultra-som de ondas contínuas, na mensuração da velocidade do fluxo sanguíneo e Franklin^(7,2), em 1961, a utilizar esta técnica em animais. Baker et al verificaram, em 1964, que o fluxo sanguíneo poderia ser detectado pelo ultra-som, através da pele intacta no homem. Em 1966, McLeod⁽⁷⁾ desenvolveu um sistema que possibilitava a diferenciação entre fluxo reverso e fluxo anterógrado, denominado Doppler Direcional de Ondas Contínuas.

Baker, em 1970, desenvolveu um novo sistema denominado Doppler pulsátil⁽⁷⁾. Em 1971, Strandness, utilizando este sistema, obteve a primeira visualização não invasiva no lumen arterial^(1,2,2). Por fim, Strandness et al, em 1977, associaram o Doppler pulsátil ao Eco B-Mode Scanner, denominando o novo aparelho de "Duplex Scanner"^(8,1,3,9).

Dois tipos de emissão ultra-sônica são usados para o diagnóstico, os instrumentos de emissão de ondas contínuas e os de ondas pulsáteis.

3.1. — Doppler de ondas contínuas

Consiste no emprego de dois cristais piezoelétricos, montados lado a lado no transdutor, um com a função de transmitir e outro de receber o feixe sonoro.

O primeiro sistema utilizado foi o Não Direcional, portanto não se podia distinguir entre o fluxo anterógrado e o reverso. Mais tarde, o sistema Direcional possibilitou a separação do "frequency shift" positivo e o negativo, respectivamente fluxo anterógrado e reverso (fig. 4).

Utilizamos em nossos Serviços o aparelho direcional de 9,8 MHz de Parks Electronics modelo 806 A, conectado a um amplificador e dois alto-falantes (ou a um fone de ouvido). O aparelho está ligado a um registrador Fukuda-Diensi de um canal de velocidade variável, ou ao de dois canais. Convém ressaltar que este Doppler tem em seu painel dois mostradores, um dos quais assinala o fluxo sanguíneo

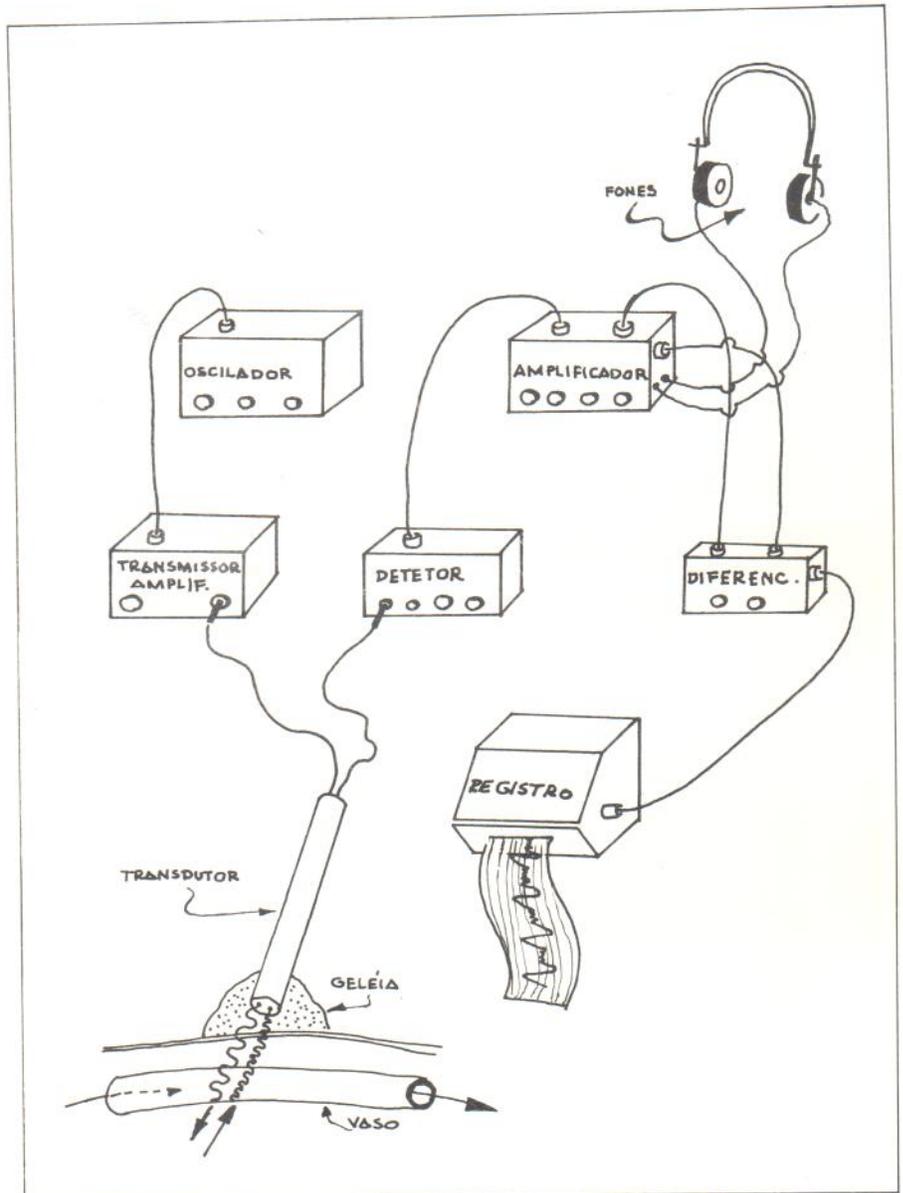
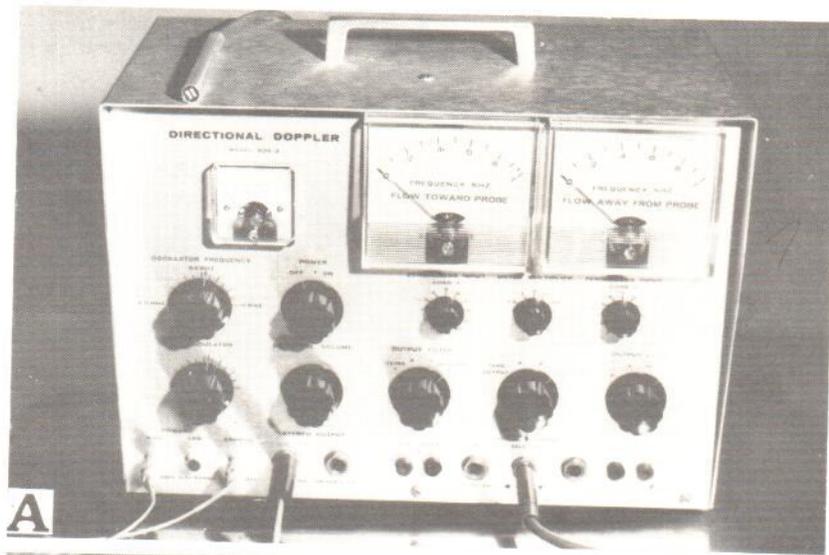


Fig. 4 — Sistema de ondas contínuas. O feixe de ultra-som é gerado em um cristal transmissor. Entre este e a pele é aplicado gel acústico. O feixe refletido é captado por um cristal receptor, conectado a um detector que, por meio de filtros e retificadores separa o "frequency shift" que constitui a porção audível. Esta é amplificada, tornando-se possível escutar através de alto-falantes ou de fones de ouvido ou ainda registrar graficamente.

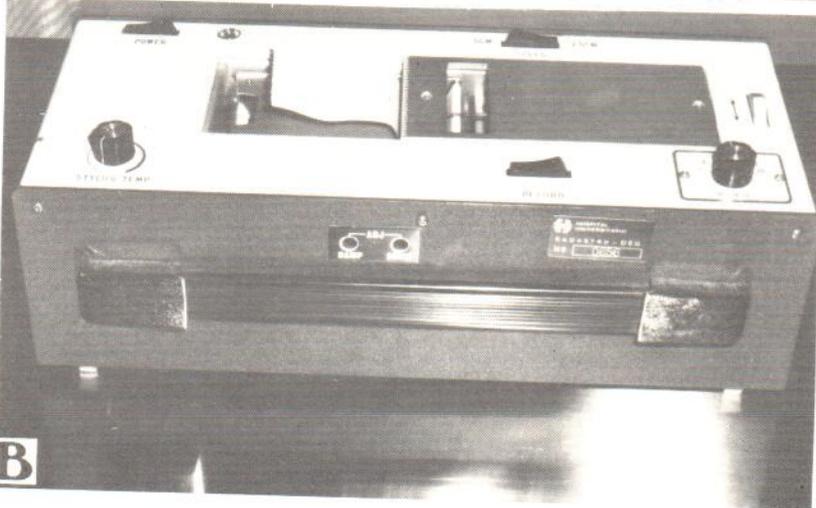
em direção ao transdutor, enquanto que o outro localiza o fluxo que dele se afasta. Esta observação também pode ser feita com os fones de ouvido ou com os alto-falantes, já que o som é reproduzido estereofonicamente (fig. 5).

É de importância destacar que o ultra-som não se transmite numa inter-

face entre o ar e qualquer tecido mole, porque o feixe será totalmente refletido, devido à grande diferença de impedância acústica entre os dois meios que, em última análise, depende da densidade desses meios. Eis porque temos que usar um gel acústico entre o transdutor e a pele.



A



B



C

3.2 – Doppler pulsátil

Consiste, basicamente, de uma fonte que gera emissões intermitentes de feixe ultra-sônico, a intervalos de tempo regulares, o que, através da utilização de um sistema de porta eletrônica, durante o período em que não está sendo emitido o som, possibilita a obtenção de amostras do som refletido em pontos determinados no interior de uma mesma seção transversal do vaso.

Fig. 5 – A) Doppler Direcional modelo 806 A da Park Eletronica, Laboratory Beazerton, Oregon, U.S.A.
B) Inscritor Fukuda Denshi de um canal.
C) Eletrocardiografo Fukuda Denshi de 2 canais. Representante: Formed S.A. Rio de Janeiro.

4. Indicações

O emprego do Doppler como método diagnóstico não invasivo, vem apresentando grande expansão nos últimos 10 anos, nos centros médicos mundiais. Embora não tenha alcançado ainda o grau de desenvolvimento que o torna capaz de substituir a angiografia, em muitas situações ele fornece informações adicionais de grande importância, que não são reveladas pelo exame contrastado. A Dopplerometria permite avaliação hemodinâmica da árvore vascular, enquanto que a angiografia revela a situação anatômica da lesão, de maneira estática.

Com os progressos das técnicas Dopplerométricas e com as pesquisas realizadas nos diversos centros, as indicações para o uso do método têm-se ampliado progressivamente, saindo da área específica da angiologia e cirurgia vascular, alcançando os mais diversos campos especializados da medicina, como a neurologia^(42,68,94,107,125,151,212), a nefrologia⁽⁹⁰⁾, a traumatologia⁽¹⁴⁴⁾, a cardiologia^(38,39,40,85,129,137,145), a cirurgia plástica⁽⁵⁸⁾, a urologia^(101,195), a pediatria⁽¹³³⁾, a reumatologia⁽¹⁹⁶⁾ e outras^(31,32,109,110).

Nas arteriopatias periféricas, o Doppler fornece uma vasta gama de informações em diversas situações clínicas, especialmente nas obstruções crônicas e oclusões agudas.

Como a arteriosclerose obliterante é a causa mais comum de obstrução arterial crônica dos membros inferiores, é com esta patologia que lidamos com maior frequência na prática diária. Pacientes portadores dessa doença degenerativa necessitam de uma avaliação periódica, no intuito de surpreender os primeiros sinais de agravamento da insuficiência arterial. Embora isto possa

ser feito através de exame clínico desarmado, com o advento da Dopplerometria uma avaliação mais objetiva do problema pode ser conseguida.

O exame fornece dados relativos ao sítio da lesão e sua extensão, ao estado da circulação troncular distal à oclusão, à eficácia da circulação colateral, à quantidade da perfusão distal, tendo a grande vantagem de poder ser repetido diversas vezes, sem nenhum inconveniente para os pacientes. O mesmo raciocínio se aplica a outras doenças arteriais crônicas, como a tromboangiíte obliterante.

Diante de uma oclusão arterial aguda, a Dopplerometria poderá ajudar na escolha da tática cirúrgica, em casos de dúvida quanto ao diagnóstico topográfico clínico.

Tanto nas obstruções arteriais crônicas como nas agudas, é possível o acompanhamento intraoperatório^(30,97), bem como aquilatar os resultados imediato e tardio na cirurgia realizada^(128,138,184,190,194) e o tratamento clínico a longo prazo^(57,63,130,181,182).

Outras situações menos frequentes de comprometimento arterial periférico, nas quais o Doppler pode nos fornecer informações adicionais, são as Síndromes do Desfiladeiro Cervical⁽¹³⁵⁾, as Fístulas Arteriovenosas congênicas ou adquiridas^(20,136,138), os Hemangiomas⁽⁹⁸⁾, os Aneurismas periféricos⁽²⁰⁵⁾, etc.

O exame da circulação cerebral extracraniana é de suma importância, visto que, segundo Barnes⁽¹⁸⁾, aproximadamente 80% dos acidentes vasculares encefálicos são devidos a doença arterial oclusiva, que na sua quase totalidade é causada pela aterosclerose. Uma vez que as artérias que deman-

dam o cérebro desempenham papel principal na gênese destes acidentes, vários métodos, especialmente a Dopplerometria, têm-se valido de sua localização acessível ao exame, para o diagnóstico dessas lesões. Entre as principais indicações, destaca-se a avaliação do comprometimento carotídeo na presença de sopro assintomático.

No estudo das alterações dos troncos arteriais supraórticos, deve ser considerada a possibilidade de se fazer o diagnóstico não invasivo da síndrome do roubo da subclávia⁽¹⁸⁾.

Na avaliação da circulação venosa, a Dopplerometria é utilizada tanto nos casos de obstrução, como nos de insuficiência valvular do sistema superficial, profundo e comunicante. Destaca-se sua indicação nas tromboes venosas tronculares que, de acordo com a experiência de Strandness e Sumner⁽¹⁸⁹⁾, alcança uma precisão diagnóstica em 93% dos casos.

Existem, ainda, inúmeras indicações ao uso do Doppler, entre as quais destacamos:

- Hemodiálise (avaliação do shunt A-V)
- Revascularização renal (acompanhamento intraoperatório)
- Trauma (avaliação do fluxo periférico, monitorização da PA)
- "By pass" cárdio-pulmonar (monitorização da carótida para detectar microembolia gasosa)
- "By pass" aorto-coronariano (verificar eficácia)
- Insuficiência aórtica (regurgitação)
- Edema dos membros (diagnóstico diferencial)
- Dor nos membros inferiores (diagnóstico diferencial)

5. O exame arterial periférico

O paciente que se destina ao exame arterial periférico com o Doppler, em nossos serviços, é submetido previamente a anamnese dirigida e a exame físico. Para o exame instrumental, é colocado em decúbito dorsal e permanece em repouso durante dez minutos, em ambiente de temperatura constante.

Vários parâmetros são analisados no decorrer e ao final do exame, sendo o diagnóstico resultante do conjunto dos dados obtidos. Examinamos rotineiramente, no membro inferior, as artérias femoral comum, poplítea, tibial posterior, pediosa e fibular. No membro superior, fazemos o exame na subclávia, braquial, radial e ulnar. Pesquisamos e analisamos seqüencialmente o padrão sonoro, a morfologia das curvas, a pressão supramaleolar, o índice de pressão, o gradiente de pressão segmentar, as provas de "stress" e o quociente de amortecimento proximal.

A localização da artéria a ser examinada é obtida pelo conhecimento de sua situação anatômica. Posiciona-se o transdutor acoplado a um gel sobre a pele, a um ângulo de 45° a 60° e, por meio de tentativas, procura-se o melhor som arterial. Para ajudar a localização da artéria, pode ser útil, eventualmente, o som da veia adjacente.

Em situações em que o pulso arterial torna-se impalpável, seja pela própria doença arterial ou por razões adversas, a presença de fluxo sanguíneo pode ser demonstrada através do Doppler, sendo esta uma grande vantagem do método. A ausência de som na região de projeção de uma determinada artéria significa que não há fluxo ou que o mesmo está com uma velocidade menor que 6 cm/s. Esse limite de resolução do aparelho se deve à necessidade de eliminar ruídos adventícios como o da movimentação da parede arterial, que geralmente produz um "frequency shift" de 200 Hz, sendo esta frequência correspondente àquela produzida por um fluxo de 6 cm/s⁽¹⁷³⁾.

5.1 — Ausculta

O som arterial é conhecido pela sua característica trifásica e sua pulsatilidade

de que acompanha o ciclo cardíaco. É um som agudo e de grande intensidade. Um som de padrão pulsátil, acrescido de fluxo contínuo ao fundo, é característico de vasodilatação, encontrada num leito vascular hiperemiado, que pode configurar diversas situações normais (pós-exercício, ambiente quente, etc.). Em casos de aumento da resistência periférica distal ao transdutor, o som adquire características singulares, que Keitzer e Lichti⁽⁹⁸⁾ denominaram de som em martelo d'água.

Esses três tipos básicos de som podem ser facilmente produzidos, com a colocação do transdutor na artéria femoral comum e de um manguito no terço inferior da coxa. O primeiro tipo de som é obtido com o membro em repouso, sem a ação do manguito. O som em martelo d'água surge em decorrência do aumento da resistência periférica ao se insuflar o manguito. Mantendo a compressão por alguns minutos, ao se desinsuflar o manguito, o som se altera, passando a apresentar características de vasodilatação distal.

Um som monofásico, grave, atenuado, é característico de uma oclusão que pode ser proximal ou distal ao local do exame.

Ao comprimirmos progressivamente uma artéria com o transdutor, o som vai se tornando mais agudo e de intensidade maior, caracterizando um fluxo de alta velocidade e turbulento, que ocorre na região de estenose.

5.2 — Morfologia da curva de velocidade

5.2.1 — Curva normal

Como já foi dito, o sinal recebido pode ser registrado graficamente. A morfologia da curva de velocidade de fluxo normal é trifásica (fig. 6a), assim como o som^(16,87).

O primeiro componente da curva é positivo, de grande amplitude, inscrevendo-se rapidamente. Representa o fluxo anterógrado que ocorre durante a sístole, devendo-se à repercussão do deslocamento da coluna de sangue pela ejeção do ventrículo esquerdo, acelerando o fluxo sanguíneo dos vasos.

O 2º componente é negativo*, de pequena amplitude, que se inscreve lentamente no início da diástole. Re-

* Este componente só é negativo nos aparelhos direcionais.

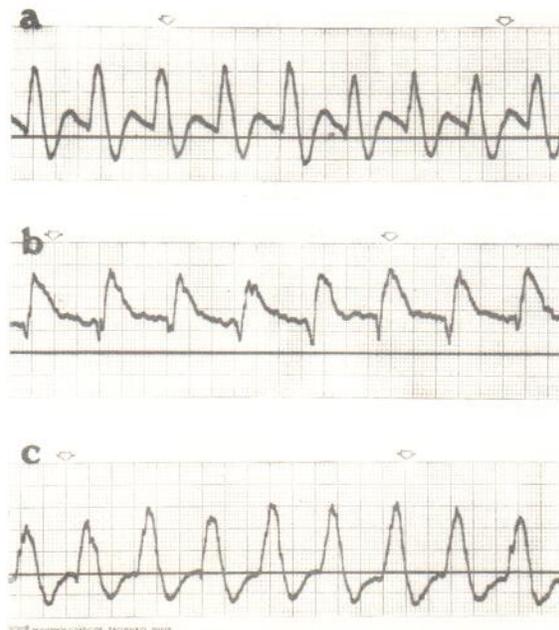


Fig. 6 — Morfologia da curva de velocidade de fluxo normal, registrada na artéria femoral comum. a) morfologia normal clássica. b) redução da resistência periférica por vasodilatação. c) vasoconstrição distal induzida.

presenta o fluxo reverso que ocorre devido à desaceleração e reversão da coluna de sangue. Alguns fatores influenciam o grau de fluxo reverso numa determinada artéria, o principal é a resistência vascular periférica, tendo a elasticidade da parede importância relativa. Além disso, o fluxo reverso ocorre principalmente na lâmina periférica, junto à parede arterial, onde o efeito da viscosidade é grande e a velocidade de fluxo menor. Daí, concluiu-se que o grau de fluxo reverso torna-se progressivamente menos acentuado na direção do centro do vaso. Assim, pode existir num determinado segmento arterial, ao mesmo tempo, fluxo anterógrado e reverso, sendo a curva inscrita a resultante da soma algébrica desses vetores opostos.

O 3º componente é positivo, de amplitude menor que o primeiro, inscrevendo-se lentamente ao final da diástole, quando ocorre uma retomada de fluxo anterógrado devida a uma estabilização do gradiente de pressão.

5.2.2 – Situações que alteram a morfologia da curva

5.2.2.1 – Hiperemia (fig. 6b)

Em virtude da diminuição da resistência vascular periférica, haverá redu-

ção do fluxo reverso e elevação global da curva em relação à linha de base (porque com a diminuição da resistência, a velocidade do fluxo não cairá a níveis próximos de zero). São exemplos, situações como o pós-exercício, ambientes quentes, simpatectomia, etc.

5.2.2.2 – Vaso-constricção induzida (fig. 6c)

Por exemplo, ao cerrarmos o punho, promoveremos um aumento da resistência vascular periférica no membro correspondente, em conseqüência observa-se aumento do fluxo reverso na artéria braquial e também um deslocamento da curva para a linha de base.

5.2.2.3 – Estenose

- Transdutor proximal à estenose (fig. 7a) – Curva próxima da linha de base, bifásica e de menor amplitude;
- Transdutor distal à estenose (fig. 7b) – Curva monofásica, de pequena amplitude, alargada e próxima da linha de base;
- Transdutor sobre a estenose (fig. 7c) – Curva monofásica, de grande amplitude, afastada da linha de base.

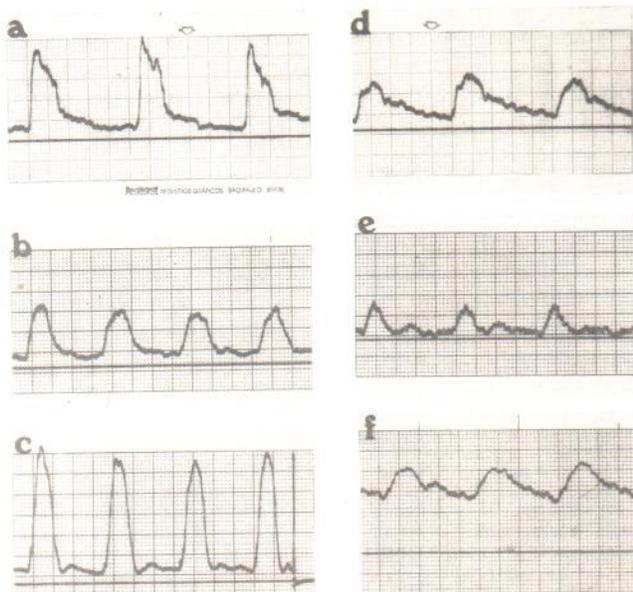


Fig. 7 – Variação da morfologia da curva em diversas situações patológicas.
A – proximal à estenose.
B – distal à estenose.
C – sobre a estenose.
D – proximal à oclusão.
E – distal à oclusão.
F – colateral importante.

5.2.2.4 – Oclusão

a) Transdutor proximal à oclusão (fig. 7d) – Curva de curta duração, de amplitude menor que a da pré-estenose, monofásica ou bifásica;

b) Transdutor distal à oclusão (fig. 7e) – Curva semelhante à da pós-estenose, sendo difícil a sua diferenciação, embora o componente sistólico possa ser de menor amplitude.

Obs.: a importância da morfologia das curvas na prática é a diferenciação entre uma curva normal e uma patológica, já que é difícil determinar se estamos lidando com uma estenose ou oclusão somente com este parâmetro^(16,55).

5.2.2.5 – Ramo colateral importante (fig. 7f)

Curva de grande amplitude, afastada da linha de base, monofásica quase contínua.

5.2.2.6 – Formação aneurismática

Variações da curva em relação ao centro (fluxo anterógrado) e às paredes (fluxo reverso).

5.3 – Utilização da pressão dos membros inferiores

Antes da introdução do Doppler na propedêutica vascular, a determinação da pressão nos membros inferiores era difícil mas possível, através da palpação, do estetoscópio, da oscilometria e da pletismografia⁽⁶⁾; esta, embora precisa, é laboriosa.

O Doppler é um método rápido e preciso, que mede a pressão sistólica, não fornecendo, porém, a diastólica. Todavia, este fato não implica em maiores inconvenientes, visto que a pressão sistólica é a primeira a evidenciar as alterações hemodinâmicas nas obstruções arteriais^(51,52,53,175,203).

A pressão sistólica, quando medida intra-arterialmente, nos membros inferiores, pode, em condições normais, decrescer de até 10 mmHg, à medida que nos aproximamos das pequenas artérias e arteríolas⁽¹⁷⁴⁾. Quando to-

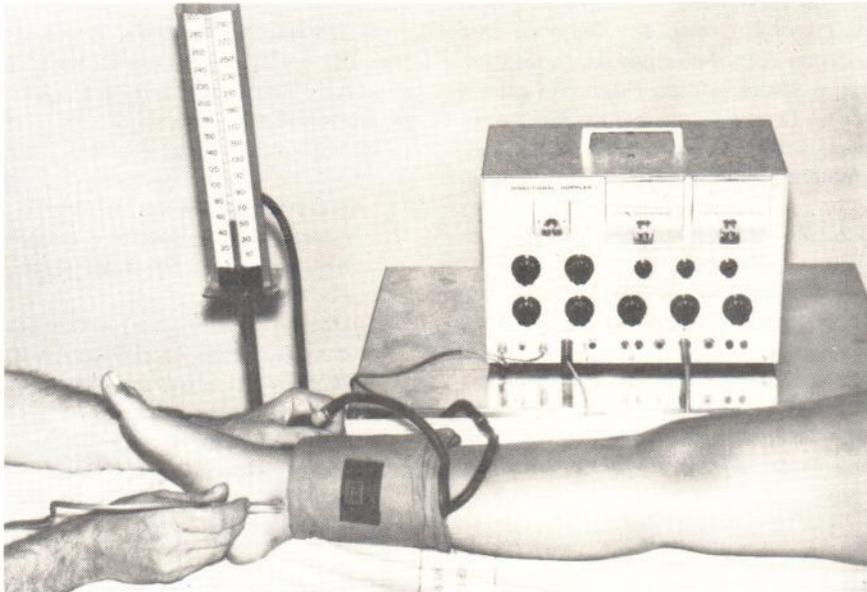


Fig. 8 — Local de colheita da pressão sistólica supramaleolar.

mada por métodos indiretos, mostra uma queda muito mais acentuada da raiz da coxa até a região supramaleolar, local em que se apresenta igual ou maior do que a do membro superior⁽⁶⁷⁾.

Quando uma artéria está reduzida em 50% de seu diâmetro, o sangue é obrigado a passar por vias colaterais, que tem menor calibre e, portanto, oferecem maior resistência ao fluxo. Disto resulta uma dissipação de energia potencial (pressão) que se observa pelo registro de quedas de pressão abaixo do segmento afetado.

5.3.1 — Pressão sistólica supramaleolar

Também conhecida como pressão de perfusão⁽⁵⁴⁾, é colhida nas artérias pediosa e tibial posterior, com o esfigmomanômetro posicionado logo acima dos maléolos (fig. 8). Insufla-se o manguito, até o desaparecimento completo do som, e o reaparecimento deste, ao se desinsuflar o manguito, indicará a pressão sistólica supramaleolar. É importante a comparação entre os valores obtidos nos dois membros, indicando o lado de menor pressão, menor perfusão distal, em relação ao outro. Atribui-se certa impor-

tância ao valor absoluto da pressão encontrada, quando esta situa-se em níveis muito baixos⁽⁸⁶⁾.

5.3.2 — Índice de pressão

É fundamental, na avaliação do grau de severidade da doença arterial, a relação entre as pressões sistólicas supramaleolar e braquial, ou seja, o índice de pressão, que normalmente é maior ou igual à unidade. Alguns Autores preferem utilizar essa relação em termos percentuais (IPP em indivíduos normais $\geq 100\%$). O índice de pressão tem muito mais valor do que a pressão supramaleolar empregada isoladamente. Exemplificando: uma pressão supramaleolar de 120 mmHg é normal? Se o paciente apresentar pressão braquial também de 120 mmHg, podemos afirmar que sim; entretanto, em se tratando de um indivíduo hipertenso, com 240 mmHg na braquial, ele terá uma perfusão distal inadequada. Além de avaliar o grau de oclusão arterial o índice de pressão fornece também indicação relativa ao nível e multiplicidade das lesões^(210,211). Assim, o índice de pressão será menor nas lesões mais distais e, principalmente, em situações em que coexistem lesões múltiplas.

A esse respeito, merece destaque o trabalho feito por Van Bellen⁽³⁵⁾, no qual o Autor correlaciona o índice de pressão e o grau de isquemia encontrado: valores normais de $1,11 \pm 0,10$; pacientes com claudicação $0,59 \pm 0,15$; dor de repouso $0,26 \pm 0,13$; gangrena $0,05 \pm 0,08$.

Convém assinalar que a avaliação da perfusão distal, através do índice de pressão nos pacientes diabéticos, pode não ser dado fidedigno quanto ao prognóstico, já que, muitas vezes, à patologia arterial troncular associa-se uma microangiopatia diabética, que pode ser, por si só, o fator desencadeante de uma lesão trófica. Assim sendo, um paciente que tenha um índice de pressão de 0,6, indicativo de uma perfusão distal regular, dado pelo exame das artérias tronculares, poderá apresentar uma úlcera ou mesmo gangrena no pé, devidas à existência da microangiopatia^(10,163,199).

5.3.3 — Gradiente de pressão segmentar

Fazemos a medida da pressão sistólica em 4 regiões do membro inferior: na raiz da coxa, acima do joelho, abaixo do joelho e no tornozelo (fig. 9). Colocamos 4 esfigmomanômetros nas regiões referidas e com o Doppler localizamos a artéria tibial posterior, na região retromaleolar interna, ou a pediosa no dorso do pé, escolhendo-se a de melhor som para tomada de pressão. Insufla-se um manguito de cada vez, de baixo para cima, obtendo-se, assim, as pressões segmentares. Se a medida fosse intra-arterial, a pressão não cairia mais do que 10 mmHg da raiz da coxa até o tornozelo. Usando um esfigmomanômetro, obteremos valores falsamente elevados, o que não desfavorece o método, se tivermos este conceito em mente. Então, uma queda de até 20 mmHg entre um segmento e outro, pode ser considerada normal; uma diferença de 20 a 30 mmHg é considerada limítrofe e acima de 30 mmHg anormal. É importante frisar que, em pacientes obesos, a queda de pressão entre a raiz da coxa e acima do joelho, pode exceder os 30 mmHg, sendo isso atribuído ao artefato do manguito. Pa-

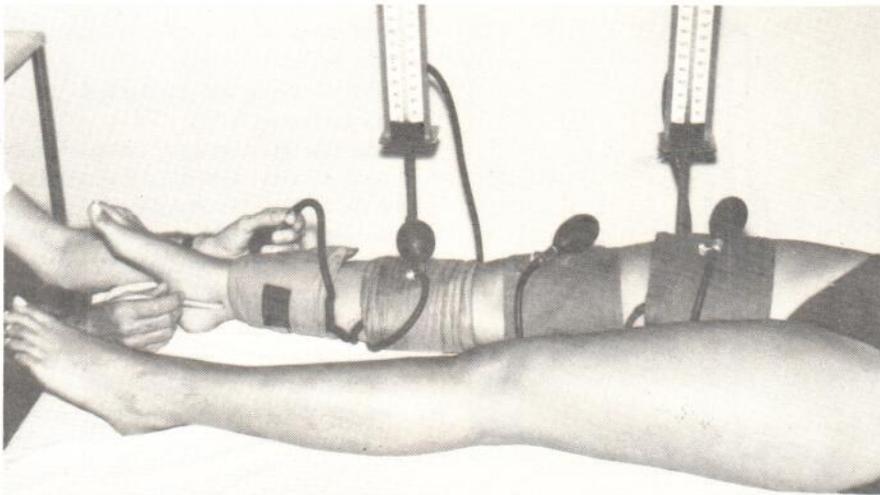


Fig. 9 — Técnica para verificação do Gradiente de pressão segmentar. O uso simultâneo de quatro manguitos de pressão reduz o tempo do exame.

ra contornar este problema, aconselha-se o uso de manguitos de tamanhos diferentes para cada segmento do membro. De um modo geral, a câmara de ar do manguito deve ser 20% mais larga que o diâmetro do segmento a ser medido, além de ter que envolvê-lo totalmente. Os tamanhos aconselhados pela American Heart Association e por Yao⁽²¹⁰⁾ são 20 a 22 cm para coxa, 13 cm na perna e 12 cm no tornozelo. Na prática, entretanto, pode-se usar manguitos comuns, levando-se em conta as diferenças que daí podem resultar.

O principal objetivo deste exame é o diagnóstico topográfico das lesões arteriais.

Alguns Autores valem-se do dado isolado da pressão abaixo do joelho, para a indicação do nível de amputação. Se, neste segmento, a pressão encontra-se acima de 70 mmHg, prediz uma boa cicatrização do coto de amputação, abaixo do joelho^(25,62).

A existência de calcificação tipo Monckeberg⁽¹⁰⁶⁾, torna as artérias mais rígidas, dificulta sua compressão pelo manguito, fornecendo valores de pressão falsamente elevados, que podem chegar até 300 mmHg ou mais, es-

tando o índice de pressão acima de 1,3.

5.3.4 — Índice isquêmico

As provas de "stress" são realizadas

com a tomada de pressão supramaleolar e braquial, com o paciente em repouso, e após a produção de hiperemia reativa, induzida por um dos 3 métodos que iremos citar abaixo:

1º — Esteira rolante — Esta prova é realizada ajustando-se a velocidade da esteira em torno de 3,5 Km/h, e numa inclinação de 12º. O paciente é instruído a andar até surgir claudicação, ou até completar 5 minutos, caso ela não ocorra. Realiza-se a tomada de pressão supra-maleolar, imediatamente após o término da caminhada e a cada minuto, até que esta pressão retorne aos níveis de repouso ou até completar 20 minutos. Aconselha-se a monitorização dos pacientes que, por ventura, apresentarem antecedentes de arritmias cardíacas ou de insuficiência coronariana.

O Serviço que não dispuser de esteira, poderá fazer a mesma prova mandando o paciente caminhar por um corredor, até claudicar ou completar 5 minutos de marcha. Convém frisar que a distância de claudicação na esteira é diferente da observada na marcha livre, já que nesta é difícil

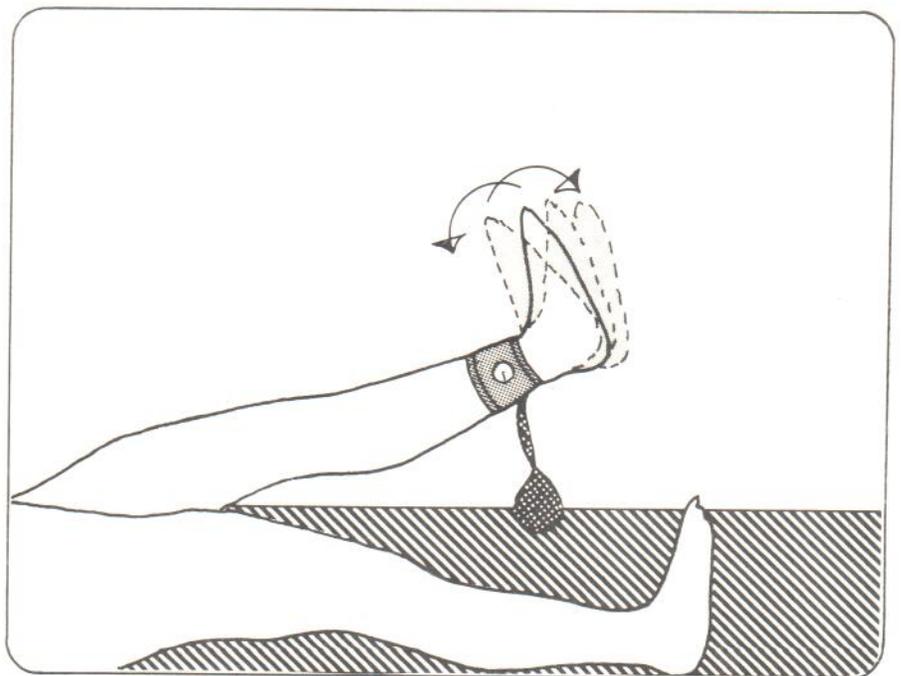


Fig. 10 — Exercício de flexão-extensão do pé para obtenção do índice isquêmico.

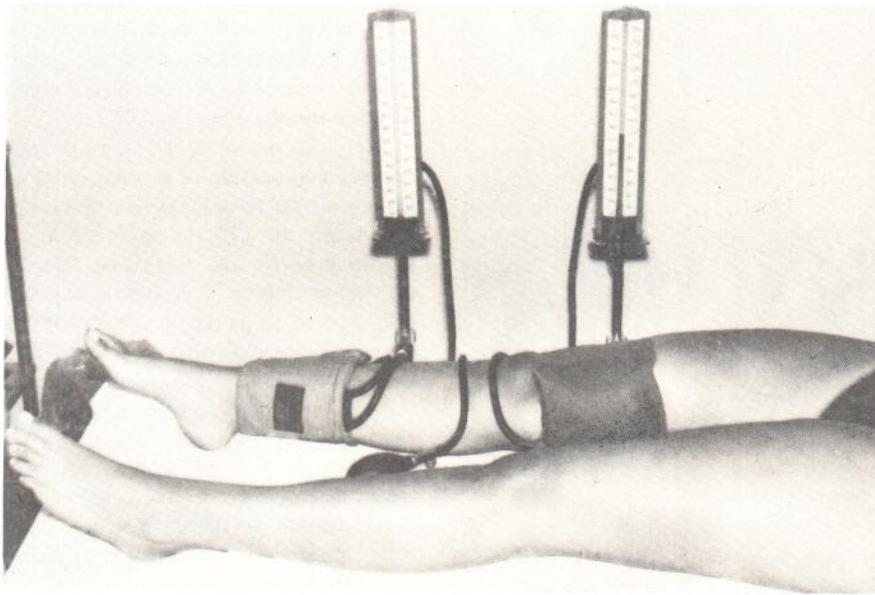


Fig. 11 — Índice Isquêmico pelo método do garroteamento.

quantificar a velocidade da marcha e, portanto, padronizar o exame.

2º — *Exercício de flexão — extensão dos pés* (fig. 10) — É feito com o paciente em posição supina, pedindo-se ao mesmo que, com as pernas elevadas a 30º, para incrementar a isquemia, efetue ativamente movimentos de flexão e extensão dos pés, num ritmo de 40 a 50 por minuto, até que apresente claudicação ou atinja os 5 minutos. Logo após o término do exercício, registra-se a pressão supramaleolar, durante cada minuto, até que esta retorne aos níveis de repouso. Se isto não ocorrer em 20 minutos, interrompe-se o exame.

3º — *Garroteamento dos membros* (fig. 11) — É feito também com o paciente em posição supina, com um manguito colocado no terço inferior da coxa, elevando-se as pernas a 30º e insuflando-se, em seguida, a uma pressão acima da sistólica. Mantém-se a isquemia por 5 minutos, findos os quais, libera-se a pressão na coxa, e faz-se a tomada da pressão supramaleolar imediatamente após a liberação e a cada minuto, até que volte aos níveis de repouso, ou até, no máximo, 20 minutos.

Ao compararmos os 3 métodos, chegamos à mesma conclusão que diversos Autores^(9, 73, 74, 202), ou seja, de que a hiperemia reativa pós-oclusão

(garroteamento) é a técnica mais adequada, por vários motivos:

- não necessita da cooperação ativa do paciente;
- não acarreta riscos para os pacientes com doença cardíaca ou pulmonar;
- é de fácil padronização, já que não é método subjetivo como os dois primeiros, que geralmente terminam quando o paciente acusa dor que o impede de prosseguir com o exercício;
- proporciona avaliação satisfatória de ambos os membros, uma vez que na prova de esteira, o paciente interrompe o exercício, pelo membro mais afetado, não sendo este tempo suficiente para produzir isquemia intensa do membro menos comprometido;
- possibilidade de realizar esse exame em pacientes que tenham sofrido amputação de um membro.

Em indivíduos com insuficiência arterial, a resposta da pressão supramaleolar às provas de "stress" é a de uma queda de mais de 20%, em relação aos níveis de pré-isquemia, que

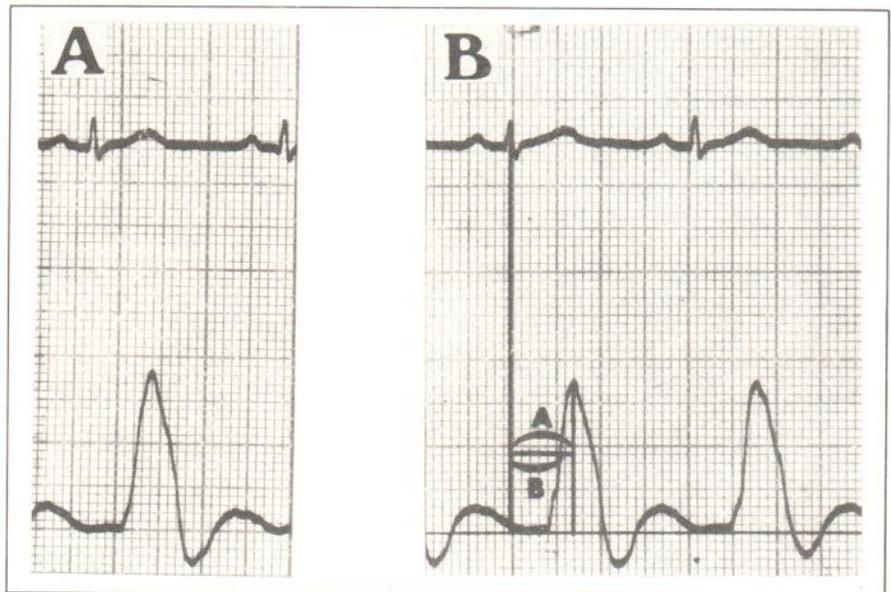


Fig. 12 — A) Inscricão simultânea do ECG e da curva de velocidade de fluxo na artéria femoral. B) Cálculo do QAP: traçam-se perpendiculares dos vértices do QRS e da curva de velocidade até a linha de base; estas duas perpendiculares são unidas por uma linha horizontal originada na metade da altura da curva sistólica. Em seguida, divide-se o valor de A pelo valor de B. $QAP = \frac{A}{B} = 1,4$. O cálculo deve ser feito em 10 curvas, tirando-se a média ao final.

leva além de 2 minutos para retornar aos níveis de repouso⁽¹¹⁶⁾.

O resultado dessa prova é expresso em um gráfico (fig. 14), no qual a abscissa representa o tempo em minutos, e a ordenada é variável, segundo a preferência dos Autores. Alguns utilizam o valor absoluto da pressão em mmHg^(170,176,178,205,209) e outros, entre os quais nos incluímos, preferem o índice de pressão percentual, o que torna o gráfico de leitura mais simples e facilmente comparável com outros exames do mesmo ou de outros pacientes.

Utilizamos, durante um período de 8 meses, para efeitos comparativos com esses métodos citados, a prova de "stress" com a bicicleta ergométrica, mas atualmente a desaconselhamos, em virtude da defasagem encontrada nos resultados obtidos. Com esse tipo de exercício, estaremos solicitando, principalmente, grupos musculares da região anterior da coxa, que geralmente não são os mais acometidos na insuficiência arterial dos membros inferiores e sim os da panturrilha.

O maior valor das provas de "stress" reside no fato de que pacientes com lesão arterial compensada, podem apresentar o índice de pressão normal em repouso; entretanto, quando a musculatura dos membros inferiores é submetida a condições de "stress", necessitando, portanto, maior afluxo de sangue, os vasos comprometidos não conseguirão suprir a demanda, observando-se, então, queda da pressão supramaleolar.

A magnitude da queda da pressão está relacionada principalmente com a altura, o grau e a multiplicidade das lesões. Já o tempo para a recuperação, relaciona-se, sobretudo, com o grau de desenvolvimento da circulação colateral e, portanto, com a perfusão distal. Quanto mais severa for a obstrução, maior será o tempo para a recuperação, podendo levar até mais de 20 minutos.

O método é muito útil, por sua simplicidade e pela possibilidade de ser realizado repetidas vezes, podendo ser aplicado na avaliação, a longo termo,

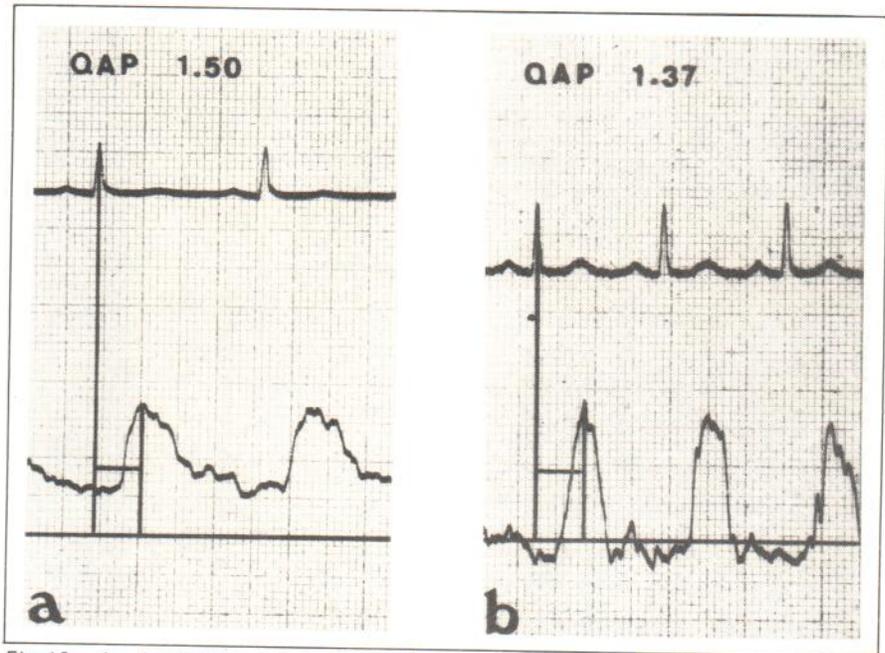


Fig. 13 — A — Lesão ilíaca isolada. B — Lesões de ilíaca e femorais.

de pacientes clínicos e cirúrgicos. Uma vez que o paciente é seu próprio controle, usando-se os exames anteriores como parâmetro, é possível, através de alterações nas provas de "stress", descobrir precocemente qualquer agravamento da doença arterial⁽¹⁸⁸⁾. Com a progressão da doença, acentua-se a queda na pressão e maior será o tempo necessário para sua recuperação.

5.4 — Quociente de amortecimento proximal (QAP)

As artérias dos membros podem ser avaliadas diretamente através do som, da morfologia das curvas e das medidas de pressão; entretanto, o mesmo não ocorre com o segmento aorto-ilíaco quando examinado com a maioria dos aparelhos de Doppler, usados na prática. A avaliação deste setor é feita de maneira indireta, através da análise do som e das curvas obtidas nas artérias femorais comuns, além da observação da relação entre a pressão obtida na raiz da coxa e a pressão braquial, que é, evidentemente, maior que a unidade. Alguns Autores⁽⁵⁴⁾ admitem o

índice de 1,2 como limite mínimo compatível com a normalidade do segmento ilíaco; valores menores traduzem comprometimento a esse nível.

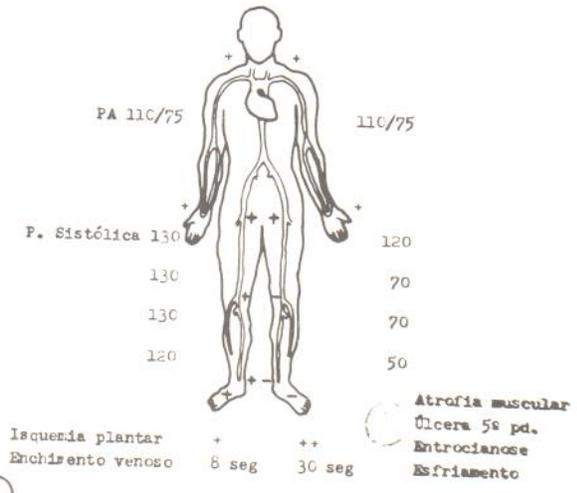
Vários métodos tem sido desenvolvidos para estudar com maior precisão o segmento aorto-ilíaco, destacando-se, entre eles, o referido no trabalho feito por Nicolaides⁽¹²⁷⁾. Esses métodos necessitam de cálculos laboriosos que o tornam pouco práticos.

Em 1977, Waters et al⁽²⁰⁰⁾ desenvolveram um processo mais simples, utilizando um índice que denominaram de Quociente de amortecimento proximal (QAP), para o estudo específico do segmento aorto-ilíaco, hoje incluído também em nossa rotina de exame.

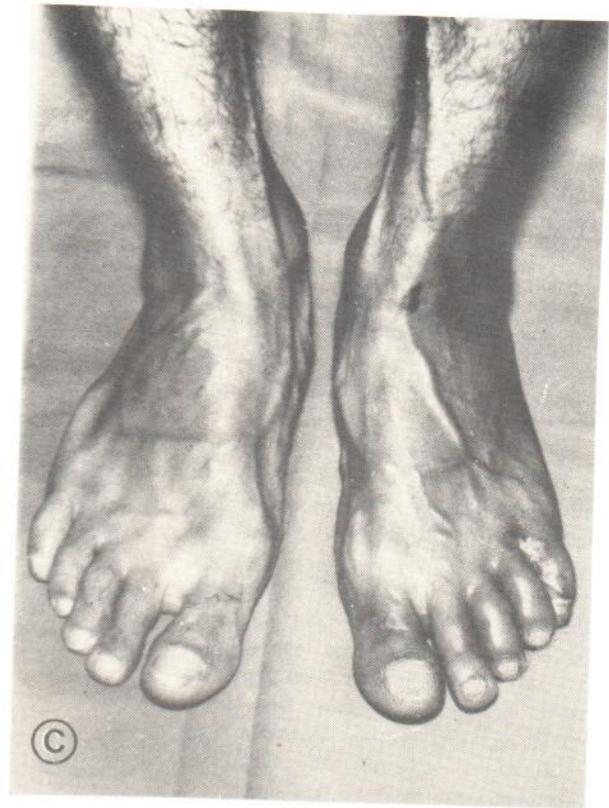
Consiste na inscrição simultânea do eletrocardiograma com a curva de velocidade do fluxo sanguíneo na artéria femoral comum (fig. 12a).

A figura nº 12b ilustra como é feito o cálculo do QAP. Baseia-se na relação existente entre a sístole ventricular e a aceleração sistólica femoral. O QAP normalmente não deve exceder 1,40. Em casos de obstrução aorto-ilíaca,

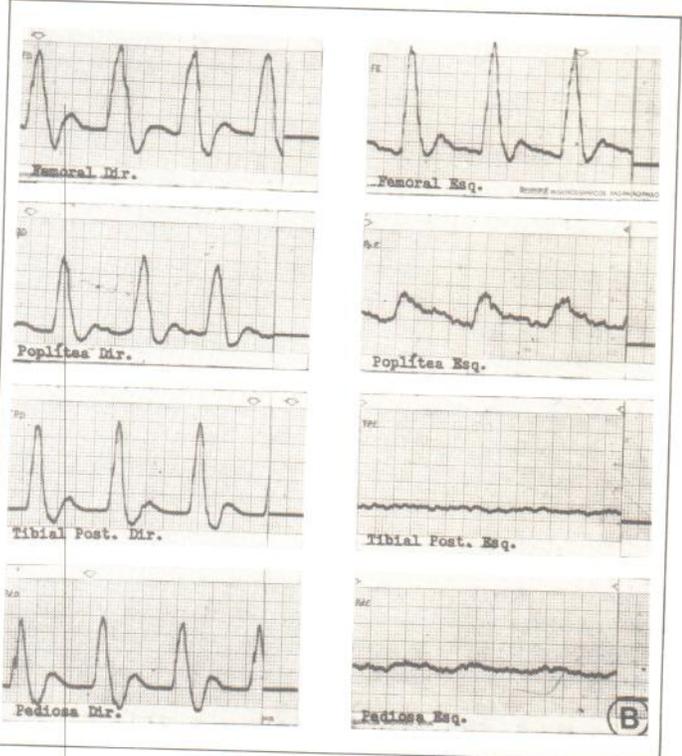
LGCh - 31 anos, masculino, branco - Claudicação intermitente na panturrilha esquerda há dois anos com piora súbita há seis meses. Após pequeno traumatismo, úlcera isquêmica, intensamente dolorosa no 5º pododactilo. Tabagista (cerca de 40 cigarros diários).



(A)



(C)



(B)

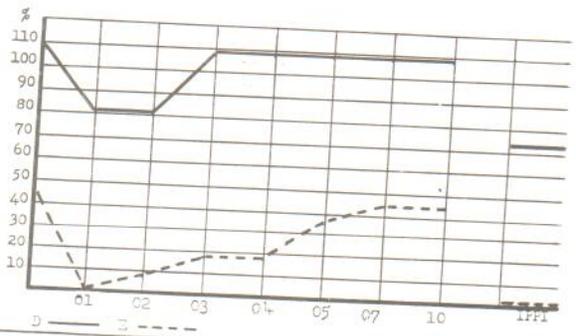


(D)

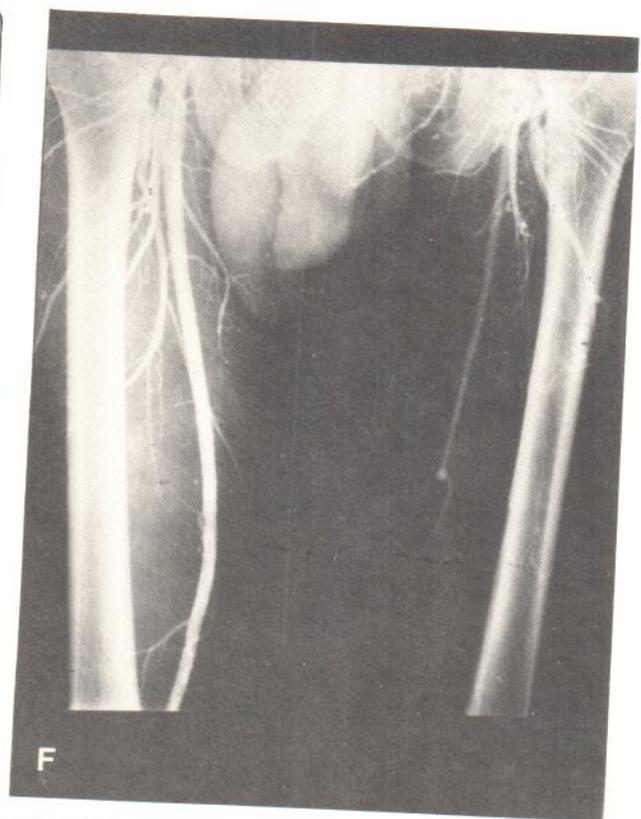
nome LGCN PRONTUÁRIO 00.76.55.9

	D	E
PRESSÃO SISTÓLICA MEMBRO SUPERIOR	110	110
PRESSÃO SISTÓLICA SUPRAMALEOLAR	tibial p.	50
	pedioasa	20
ÍNDICE DE PRESSÃO SUPRAMALEOLAR	1.0	0.4
ÍNDICE DE PRESSÃO PERCENTUAL	109%	45%
ÍNDICE DE PRESSÃO DE COXA	1.18	1.09
GRADIENTE DE PRESSÃO SEGMENTAR		
coxa terço superior	130	120
coxa terço inferior	130	70
perna terço superior	130	70
perna terço inferior	120	50

ÍNDICE ISQUÊMICO		direito		esquerdo		IPF	
		PSMS	PSSM	PSMS	PSSM	dir	esq
antes		110	120	110	50	109%	45%
após isquemia	01 min	110	90	110	0	81%	0
	02 min	110	90	110	10	81%	9%
	03 min	110	120	110	20	109%	18%
	04 min	110	120	110	20	109%	18%
	05 min	110	120	110	40	109%	36%
	07 min	110	120	110	50	109%	45%
	10 min	110	120	110	50	109%	45%
ÍNDICE PÓS/PRÉ ISQUEMIA		0.75		0	74%	0	



CONTINUAÇÃO DE LAUDO DE ANGIOLOGIA



CASO 1 — a) resumo da anamnese e exame físico dirigidos. b) curvas de velocidade normais no membro inferior direito, degeneração da morfologia das curvas no membro inferior esquerdo. c) úlcera isquêmica no 5º pododáctilo esquerdo. d) atrofia muscular na perna esquerda. e) estudo das pressões nos membros: no membro inferior esquerdo, note-se o índice de pressão SM abaixo dos valores normais, queda da pressão de mais de 30mmHg na coxa e uma demora acentuada na recuperação pós-isquemia. f,g) arteriografia mostrando obstrução da femoral superficial esquerda.

JCA - 49 anos, masculino, branco - Claudicação intermitente na panturrilha esquerda há cerca de um ano.

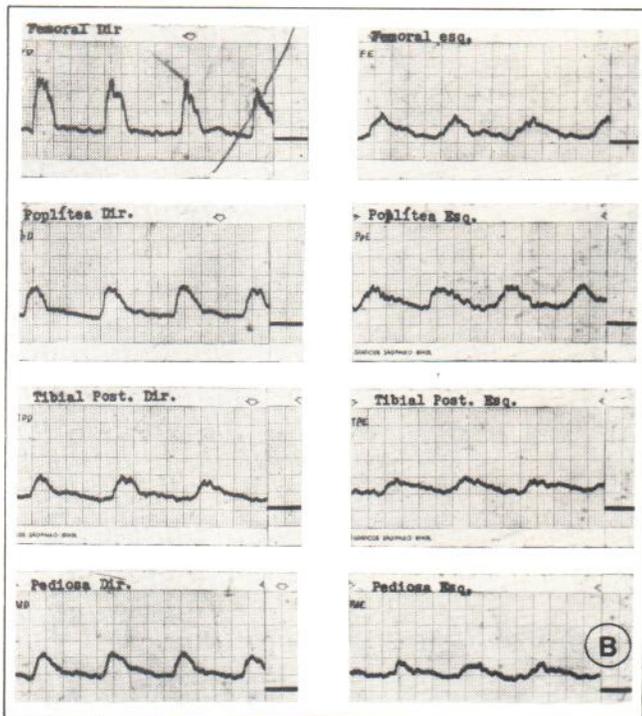
PA 120/80 110/80

P. Sistólica 120 70 80 90

Isquemia plantar - e Enchimento venoso 15 seg 40 seg

Palidez e esfriamento pedarticulosos

A



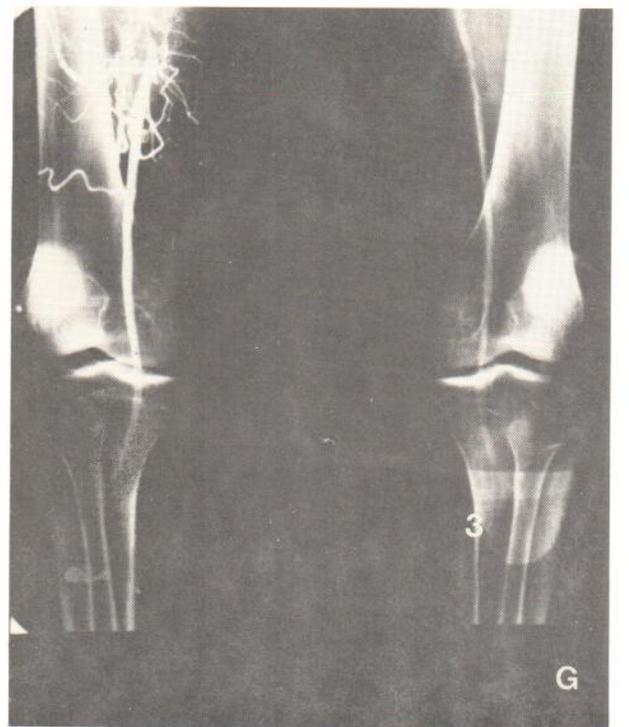
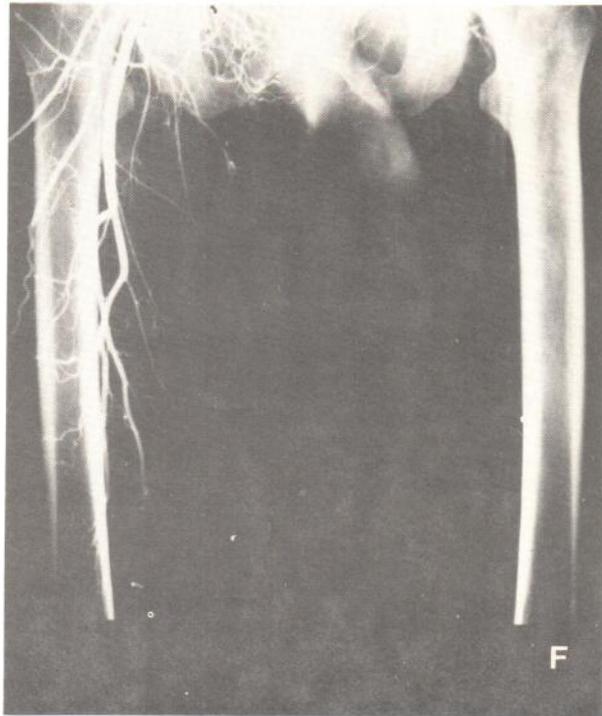
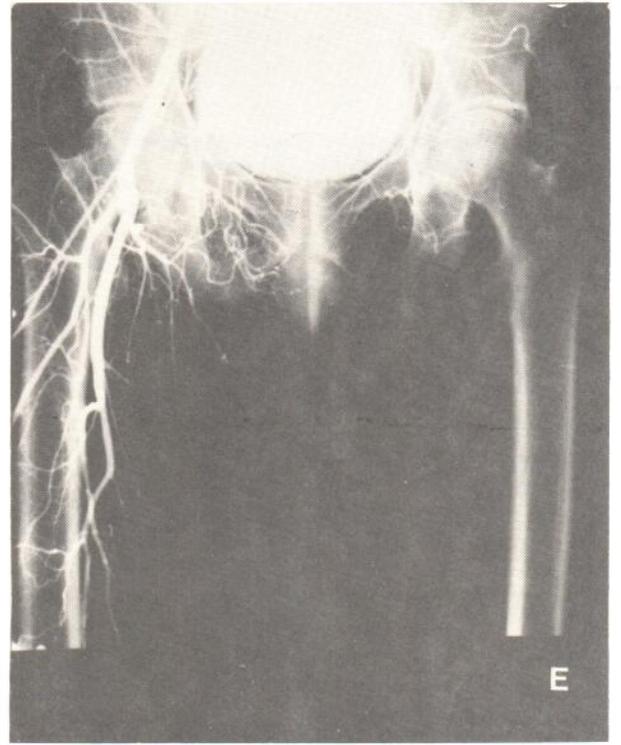
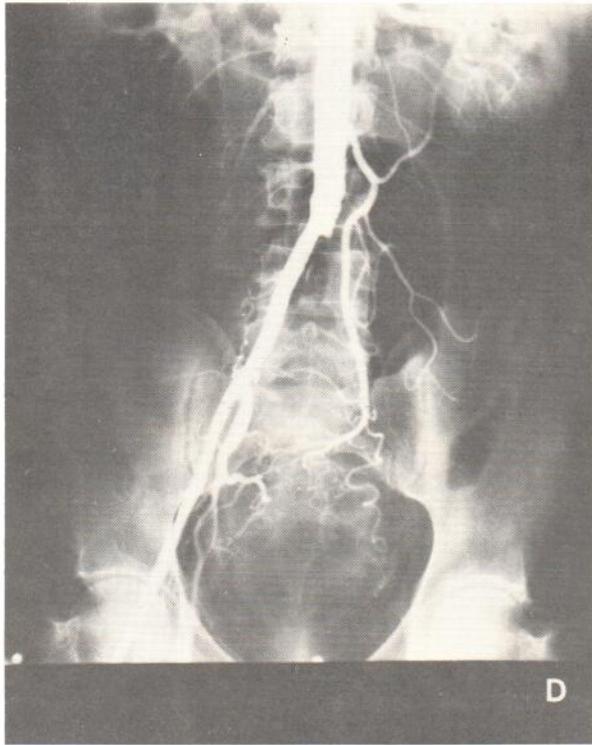
Nome JCA PRONTUÁRIO 02.77.22.6

	D	E	
PRESSÃO SISTÓLICA MEMBRO SUPERIOR	120	110	
PRESSÃO SISTÓLICA SUPRAMALEOLAR			
tibial p.	90	70	
pediosa	80	60	
ÍNDICE DE PRESSÃO SUPRAMALEOLAR	0.7	0.5	
ÍNDICE DE PRESSÃO PERCENTUAL	75%	58%	
ÍNDICE DE PRESSÃO DE COXA	1.0	0.58	
GRADIENTE DE PRESSÃO SEGMENTAR			
coxa terço superior	120	70	
coxa terço inferior	70	60	
perna terço superior	80	70	
perna terço inferior	90	70	
ÍNDICE ISQUÊMICO			
	direito	esquerdo	IFP
	FSMS PSSM	FSMS PSSM	dir esq
antes	120 90	120 70	75% 58%
após isquemia			
01 min	120 50	120 40	41% 33%
02 min	120 50	120 40	41% 33%
03 min	120 60	120 50	50% 41%
04 min	120 80	120 50	66% 41%
05 min	120 100	120 60	83% 66%
07 min	120 100	120 60	83% 66%
10 min	120 100	120 60	83% 66%
ÍNDICE PÓS/PRE ISQUEMIA	0.58	0.57	54% 56%

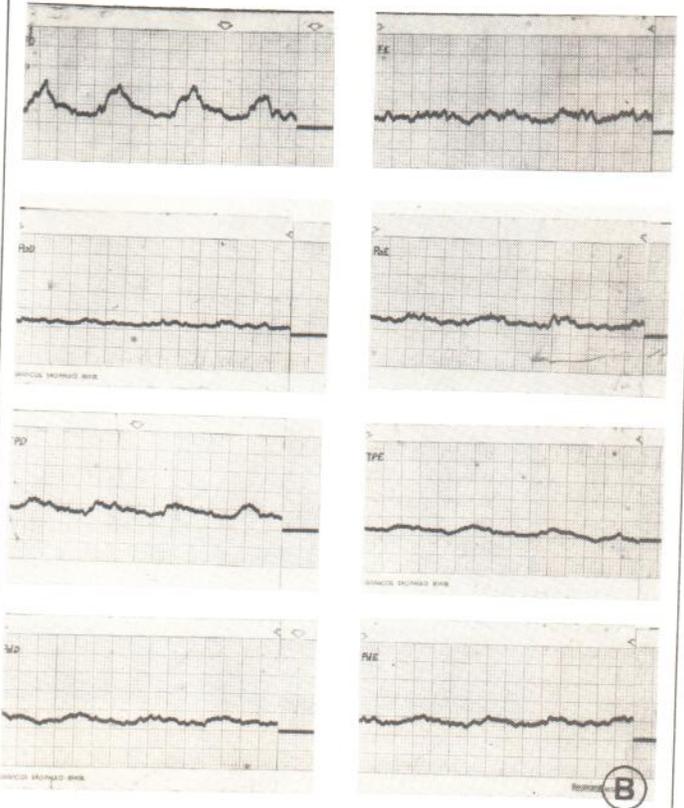
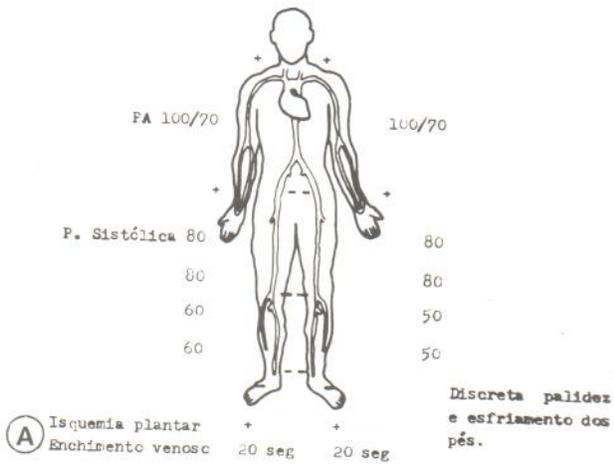
C

CONTINUAÇÃO DE LAUDO DE ANGIOLOGIA

CASO 2 - a) resumo da anamnese e exame físico dirigidos. b) alteração na morfologia das curvas de todas as artérias tronculares. c) estudo das pressões nos membros: diminuição dos índices de pressão SM e de coxa mais acentuada à esquerda, alteração no gradiente de pressão na raiz da coxa esquerda e entre terço superior e inferior de coxa à direita, e uma recuperação pós-isquemia mais lenta à direita. d,e,f,g) arteriografia mostrando obstrução segmentar femoral direita e ílio-femoral esquerda.



AVP - 48 anos, masculino, branco - Claudicação intermitente bilateral há 4 anos com diminuição progressiva da distância de marcha.

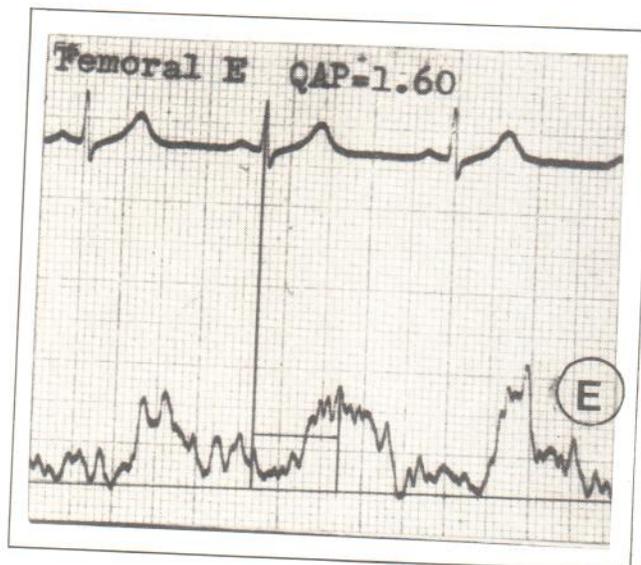
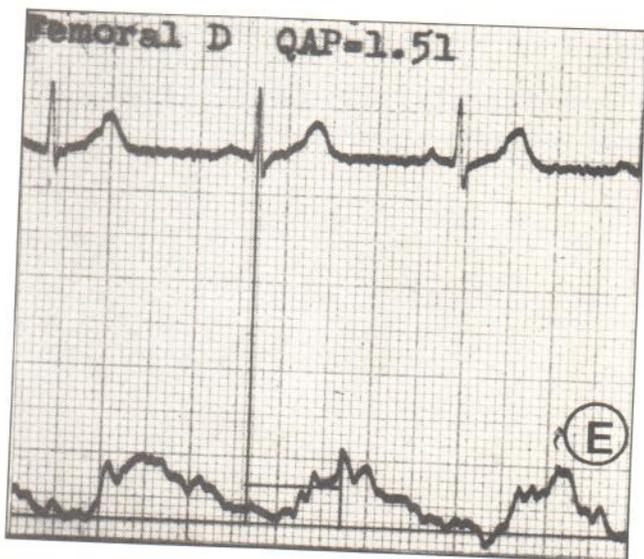
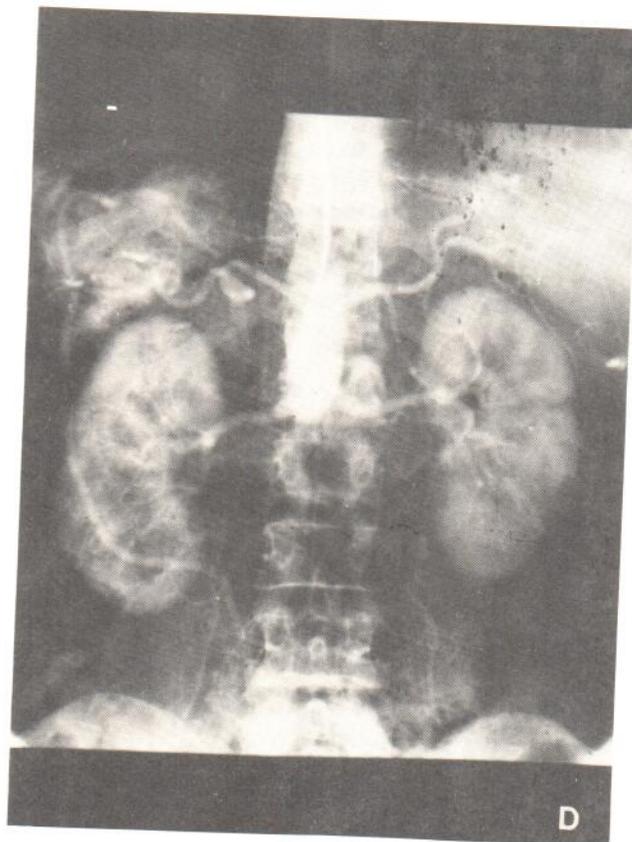
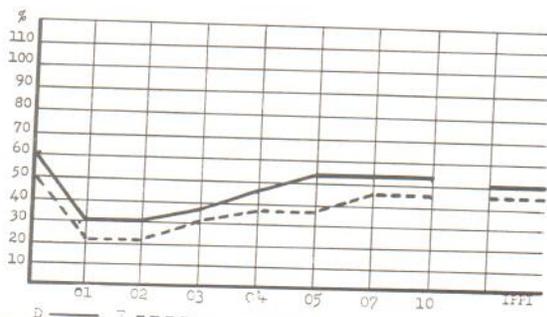


CASO 3 - a) resumo da anamnese e exame físico dirigidos. b) alteração na morfologia das curvas, mostrando um padrão de baixa amplitude em todas artérias tronculares, algumas com perda do caráter pulsátil. c) estudo das pressões nos membros: alterações semelhantes nos membros inferiores, demonstrando índices de pressão SM e de coxa diminuídos, queda da pressão segmentar na raiz da coxa e recuperação lenta pós-isquemia. d) arteriografia mostrando obstrução aorto-iliaca. e) o Quociente de Amortecimento Proximal apresenta-se elevado bilateralmente.

	D	E
PRESSÃO SISTÓLICA MEMBRO SUPERIOR	100	100
PRESSÃO SISTÓLICA SUPRAMALEOLAR	tibial p.	60
	pediosa	45
ÍNDICE DE PRESSÃO SUPRAMALEOLAR	0.6	0.5
ÍNDICE DE PRESSÃO PERCENTUAL	60%	50%
ÍNDICE DE PRESSÃO DE COXA	0.8	0.8
GRADIENTE DE PRESSÃO SEGMENTAR		
coxa terço superior	80	80
coxa terço inferior	80	80
perna terço superior	60	50
perna terço inferior	60	50

	direito		esquerdo		IPP		
	FSMS	RSSM	FSMS	RSSM	dir	esq	
antes	100	60	100	50	60%	50%	
após isquemia	01 min	130	40	130	30%	23%	
	02 min	130	40	130	30%	23%	
	03 min	130	50	130	40%	30%	
	04 min	130	60	130	50%	36%	
	05 min	130	70	130	50	53%	38%
	07 min	130	70	130	60	53%	46%
	10 min	130	70	130	60	53%	46%

ÍNDICE FCS/PRE ISQUEMIA 0.60 0.60 50% 46%



este índice tenderá para valores acima de 1,40. Valores abaixo não oferecem subsídios de valor, já que podem ser encontrados tanto em pacientes com obstrução distal como em indivíduos normais. Ressalva deve ser feita àquelas situações em que, num mesmo indivíduo, coexistem lesões proximais e distais, fazendo com que o QAP adquira um valor médio (na dependência do sítio onde a lesão for mais importante) que pode situar-se em torno de 1,40 (fig. 13).

Os resultados dos diversos parâmetros obtidos durante o exame, são anotados em gráfico especial, que nos fornece uma visão de conjunto (fig. 14).

NOME _____		PRONTUÁRIO _____																																																																																																																																			
		D			E																																																																																																																																
PRESSÃO SISTÓLICA MEMBRO SUPERIOR		[]			[]																																																																																																																																
PRESSÃO SISTÓLICA SUPRAMALEOLAR	tibial p.	[]			[]																																																																																																																																
	pediosa	[]			[]																																																																																																																																
ÍNDICE DE PRESSÃO SUPRAMALEOLAR		[]			[]																																																																																																																																
ÍNDICE DE PRESSÃO PERCENTUAL		[]			[]																																																																																																																																
ÍNDICE DE PRESSÃO DE COXA		[]			[]																																																																																																																																
GRADIENTE DE PRESSÃO SEGMENTAR																																																																																																																																					
coxa terço superior		[]			[]																																																																																																																																
coxa terço inferior		[]			[]																																																																																																																																
perna terço superior		[]			[]																																																																																																																																
perna terço inferior		[]			[]																																																																																																																																
ÍNDICE ISQUÊMICO																																																																																																																																					
		direito		esquerdo		IPP																																																																																																																															
		PSMS	PSSM	PSMS	PSSM	dir	esq																																																																																																																														
antes																																																																																																																																					
após isquemia	01 min																																																																																																																																				
	02 min																																																																																																																																				
	03 min																																																																																																																																				
	04 min																																																																																																																																				
	05 min																																																																																																																																				
	10 min																																																																																																																																				
ÍNDICE PÓS/PRE ISQUEMIA		[]		[]		[]	[]																																																																																																																														
<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: right;">%</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>110</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>100</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>90</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>80</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>70</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>60</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>50</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>40</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>30</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>20</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>10</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td style="text-align: center;">01</td> <td style="text-align: center;">02</td> <td style="text-align: center;">03</td> <td style="text-align: center;">04</td> <td style="text-align: center;">05</td> <td></td> <td style="text-align: center;">IPPI</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td colspan="2" style="text-align: center;">D ———</td> <td colspan="2" style="text-align: center;">E - - - -</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </table>								%										110									100									90									80									70									60									50									40									30									20									10										01	02	03	04	05		IPPI			D ———		E - - - -				
%																																																																																																																																					
	110																																																																																																																																				
	100																																																																																																																																				
	90																																																																																																																																				
	80																																																																																																																																				
	70																																																																																																																																				
	60																																																																																																																																				
	50																																																																																																																																				
	40																																																																																																																																				
	30																																																																																																																																				
	20																																																																																																																																				
	10																																																																																																																																				
		01	02	03	04	05		IPPI																																																																																																																													
		D ———		E - - - -																																																																																																																																	

CONTINUAÇÃO DE LAUDO DE ANGIOLOGIA

Fig. 14 – Gráfico no qual são anotados os diversos parâmetros obtidos através do estudo da pressão sistólica nos membros inferiores.

O diagnóstico não invasivo através da dopplerometria ultra-sônica

Parte II

- * Orlando F. Brum
- ** Daniel Mark Cooper
- *** David Groshar
- **** Sheila N. Andrade Sales
- ***** Carlos José de Brito
- ***** Sydney Arruda

* *Professor Adjunto da FM da UFRJ, Livre Docente em Angiologia da UFRJ, Responsável pela Seção de Métodos Especiais em Angiologia do HU da UFRJ, Titular da Sociedade Brasileira de Angiologia.*

** *Bolsista do CNPq, Auxiliar de Pesquisa da Seção de Métodos Especiais do HU da UFRJ, Interno do Departamento de Clínica Médica da FM da UFRJ.*

*** *Bolsista do CNPq, Est. do HCGG da UNI-RIO (serviço do prof. Monteiro de Carvalho), Trainee at the University of Washington School of Medicine – Division of Peripheral Vascular Diseases (Prof. D.E. Strandness, Jr.).*

**** *Responsável pelo Laboratório de Métodos Não-Invasivos do Serviço de Cirurgia Vascular do HL do INAMPS, membro Efetivo da Sociedade Brasileira de Angiologia.*

***** *Chefe do Serviço de Cirurgia Vascular do HL do INAMPS, Livre Docente em Cirurgia Cardiovascular da UFRJ, Presidente da Sociedade Brasileira de Angiologia.*

***** *Chefe do Serviço de Angiologia do HU da UFRJ, Professor Adjunto da FM da UFRJ, Livre Docente em Clínica Médica da FM da UFRJ, Titular da Sociedade Brasileira de Angiologia.*

Clínica e Terapêutica

Sumário

6. O exame venoso	27
6.1 — Introdução, metodologia	27
6.2 — Características do som venoso	28
6.3 — Situações patológicas	30
6.3.1 — Trombose venosa profunda	30
6.3.2 — Incompetência vascular	30
6.3.2.1 — Avaliação da competência valvular do sistema profundo	32
6.3.2.2 — Avaliação da competência valvular do sistema superficial	33
6.3.2.3 — Avaliação da competência valvular do sistema comunicante	33
6.4 — Membros superiores	33
6.5 — Fatores de erro	34
7. O exame da circulação cerebral extracraniana	36
7.1 — Exame direto	36
7.1.1 — Braquiiais	36
7.1.2 — Carótidas primitivas	36
7.1.3 — Carótidas internas	37
7.1.4 — Carótidas externas	39
7.1.5 — Vertebrais	39
7.2 — Exame indireto	40
7.2.1 — Noções de anatomia	41
7.2.2 — Oftalmossometria	42
8. Comentários	46

expediente

DIRETOR EDITORIAL

Vladimir Bernik

EDITORES

Sérgio Vieira Bettarello

Fredrich T. Simon

CO-EDITOR

Joaquim Prado P. de Moraes Filho

ASSESSOR

Linneo Cordeiro

SECRETÁRIO

Fernando Antonini

CONSELHO EDITORIAL

Aarão B. Benchimol - Rio de Janeiro-RJ

A. C. de Moraes Passos - São Paulo-SP

Agostinho Bettarello - São Paulo-SP

A. O. C. Fajardo - Rio de Janeiro-RJ

Bussâmara Neme - São Paulo-SP

Carlos da Silva Lacaz - São Paulo-SP

Clóvis Martins - São Paulo-SP

Celso Ferreira - São Paulo-SP

Darcy Villela Itiberê - São Paulo-SP

David Zimmermann - Porto Alegre-RS

Edmundo Maia - São Paulo-SP

Eduardo Vilhena Leite - Petrópolis-RJ

Emil Sabbag - São Paulo-SP

Enzo Azzi - São Paulo-SP

Eugênio Mariz de Oliveira Neto - São Paulo-SP

Felício Cintra do Prado - São Paulo-SP

Fernando Gentil - São Paulo-SP

Fernando Izidoro Taddeo - São Paulo-SP

Geraldo Rodrigues de Lima - São Paulo-SP

Hélio Vasconcelos Lopes - São Paulo-SP

Heonir Rocha - Salvador-BA

Horácio Martins Canelas - São Paulo-SP

I. de L. Neves Manta - Rio de Janeiro-RJ

João Carvalho Ribas - São Paulo-SP

João Sampaio Goes Júnior - São Paulo-SP

Jorge Armbrust Figueiredo - São Paulo-SP

José Fernandes Pontes - São Paulo-SP

Jose M. Mariel Pareta - São Paulo-SP

Jose Carlos Prates - São Paulo-SP

Jose Raimundo Lipi - Belo Horizonte-MG

J.R. Pires de Campos - São Paulo-SP

Liberato J.A. DiDio - Toledo (Ohio), EUA

Marcel Sondeworst - Richmond (Virginia), EUA

Maurício Malavasi Ganança - São Paulo-SP

Max Berezovsky - São Paulo-SP

Miroslau C. Baranski - Curitiba-PR

Moacyr Padua Villela - São Paulo-SP

Neil Ferreira Novo - São Paulo-SP

Newton Ney Costa Reis - B. Horizonte-MG

Orlando Massa Fontes - Rio de Janeiro-RJ

Pedro Luiz Mangabeira Albernaz - São Paulo-SP

Pedro Sampaio - Rio de Janeiro-RJ

Ricardo Veronesi - São Paulo-SP

Rubens Campos - São Paulo-SP

Soverino Cortizo - Salvador-BA

Walter Belda - São Paulo-SP

William H. Chahade - São Paulo-SP

Uma publicação de

moreira jr.  editora médica Ltda.

Redação e Administração: Rua Pinheiros, 504

Fone: 881-3422 — São Paulo, SP, CEP 05422

Diretor Presidente: Américo Moreira Júnior

Gerente Comercial: Maria Rachel Bellusci

Publicidade: J.H. Fransani

Representante Rio de Janeiro: Cláudio Brandt

— Av. Almirante Barroso, 90 — 12.º — s/1213

— Fone: 252-8252 — Rio de Janeiro

Diagramador e Produtor: Victor F. Marcilio

Assistente: Fernando N. Rodrigues

Revisora: Leticia Constant

Composição: TAKANO Artes Gráficas Ltda.

Tiragem e Circulação: 6.500 exemplares

CLÍNICA E TERAPÊUTICA é indexada na EXCERPTA MEDICA, BIOLOGICAL ABSTRACTS e BIBLIOGRAFIA BRASILEIRA DE MEDICINA

Nossos artigos são enviados para referência ao INDEX MEDICUS e CODEM A Revista Brasileira de CLÍNICA E TERAPÊUTICA é distribuída mensalmente a todos os Clínicos Gerais em atividade. Número avulso: Cr\$ 80,00; atrasado: Cr\$ 90,00; assinatura anual: Cr\$ 800,00; assinatura anual para o exterior: US\$ 100,00.

6. O exame venoso

O exame venoso com o Doppler, é precedido de uma anamnese dirigida e um exame físico voltado à provável patologia venosa.

As alterações venosas básicas que nos propomos a estudar, são a trombose venosa e a insuficiência valvular.

6.1 — No membro inferior as veias normalmente examinadas são a safena interna, ao nível do maléolo interno e a 5 cm abaixo da junção safeno-femorale, a tibial posterior, a femoral superficial, a femoral comum e a poplítea (fig. 15).

No membro superior, devido à menor incidência de patologia venosa, a solicitação para o exame com o Doppler é de menor monta, sendo normalmente pesquisadas as seguintes veias: braquial, axilar e subclávia (fig. 15).

O exame é realizado com o estetoscópio ultra-sônico, que, devido à sua menor frequência, permite uma melhor capacidade de resolução, além de ser de manuseio mais fácil, sendo geralmente desnecessária a utilização do registro gráfico, pois a ausculta é soberana na interpretação dos resultados^(15, 17, 34, 65, 155).

O som venoso é facilmente distinguível do arterial, assemelhando-se a uma ventania. Ao contrário do arterial, o som venoso acompanha o ciclo respiratório e não é pulsátil. No membro inferior, durante a inspiração, ocorre uma diminuição da velocidade do fluxo, notada por um som menos intenso, causada pelo rebaixamento da cúpula diafragmática, que leva a um aumento da pressão intra-abdominal, dificultando o retorno venoso através da veia cava inferior; na expiração, com a liberação do retorno venoso, haverá um aumento na velocidade do fluxo sanguíneo, com um conseqüente aumento da intensidade do som. No membro superior ocorre o inverso, pois durante a inspiração a pressão intra-torácica torna-se negativa, favorecendo o retorno venoso. Entretanto, em alguns indivíduos, a inspiração promove uma redução da velocidade de fluxo venoso, causada por compres-

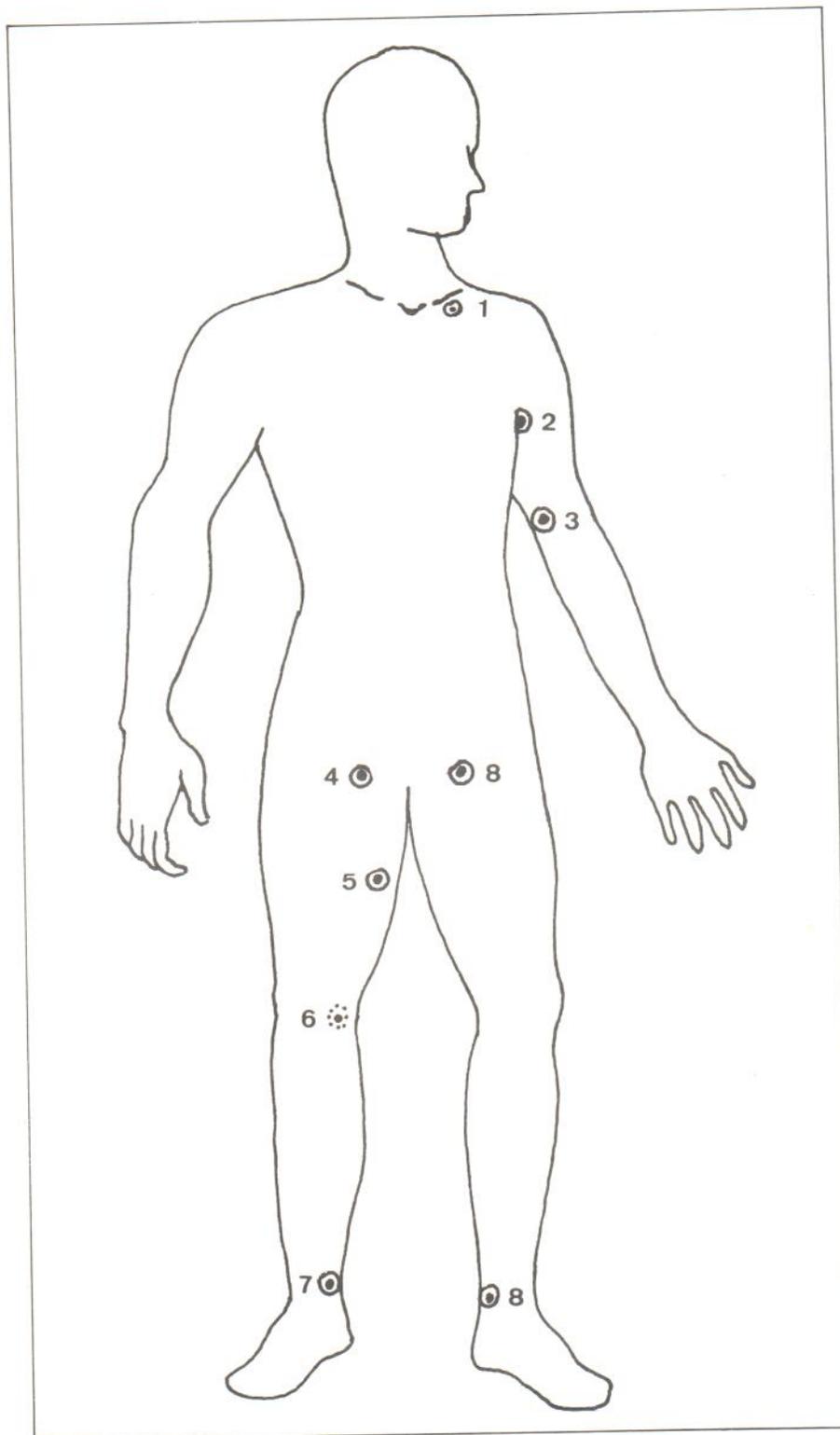


Fig. 15 — Posições do transdutor classicamente usadas no exame venoso: 1) subclávia. 2) axilar. 3) braquial. 4) femoral comum. 5) femoral superficial. 6) poplítea. 7) tibial posterior. 8) safena interna.

são da veia subclávia, durante esta fase do ciclo respiratório.

Para localizarmos a veia desejada, teremos que saber sua situação anatômica e, com a ajuda do som arterial adjacente, movermos o transdutor até encontrarmos o som venoso característico, acompanhando o seu trajeto, tanto proximal quanto distalmente, para termos certeza de que estamos na veia troncular, e não em uma colateral, que tem som mais suave e mais contínuo, desaparecendo, geralmente, seu sinal sonoro ao aplicarmos uma maior pressão ao transdutor.

Uma vez localizada a veia que pretendemos examinar, nos detemos na avaliação das 5 características do sinal de velocidade venosa normal^(17,155,161) que, em seguida, citaremos:

6.2 — Características do som venoso

A — Espontaneidade — significa que o som venoso é ouvido com a simples colocação do transdutor na região de projeção da veia. É importante saber que a tibial posterior é a única veia do sistema profundo que pode, em situações normais, não apresentar som espontâneo, ao contrário de todas as outras veias profundas mencionadas.

B — Fascicidade — é a variação da velocidade do fluxo com a respiração. Como já foi dito, nos membros inferiores, durante a inspiração, o som diminui, aumentando com a expiração (fig. 16A). Já nos membros superiores ocorre o inverso.

C — Não pulsatilidade — como o próprio nome indica, é a característica da veia não se apresentar pulsátil, pois não varia com o ciclo cardíaco. Exceções devem ser feitas, primeiramente às veias axilares, jugulares e subclávias, que podem apresentar-se pulsáteis devido a sua proximidade com o átrio direito e, em segundo lugar, a condições que aumentam a pressão venosa central, tais como bradicardia severa e insuficiência cardíaca congestiva, e que podem dar um padrão pulsátil, principalmente às veias femorais comuns. Outra situação na qual a veia estará pulsátil, é em fístulas artério-venosas (fig. 16B).

D — Intensificação — ao comprimirmos manualmente uma região distal à colocação do transdutor, observaremos aumento do som, significando aumento provocado da velocidade de fluxo (fig. 16C). A compressão de uma região proximal ao transdutor, pode ser feita manualmente ou pela realização da manobra de Valsalva, resultando na ausência de som (fig. 16D). Ao liberarmos a compressão manual ou a manobra de Valsalva, obteremos um som mais intenso, que indica a volta do retorno venoso. Na presença de oclusão entre o transdutor e o local da compressão, observaremos pequeno ou nenhum aumento do som. Os sítios clássicos de compressão manual, são o plexo plantar de Lejar, a panturrilha, a massa muscular interna da coxa e a região abdominal. A compressão desta última região pode ser substituída pela manobra de Valsalva. O local de compressão varia naturalmente com a veia que se pretende examinar e, portanto, com o local de colocação do transdutor.

E — Intensidade — deve-se sempre relacionar a intensidade do som encontrado numa determinada veia, com a de sua homóloga. Nas trombozes profundas, ocorre diminuição da intensidade do som na veia examinada, em relação à sua homóloga.

Pela análise destas características do som, podemos chegar à conclusão de

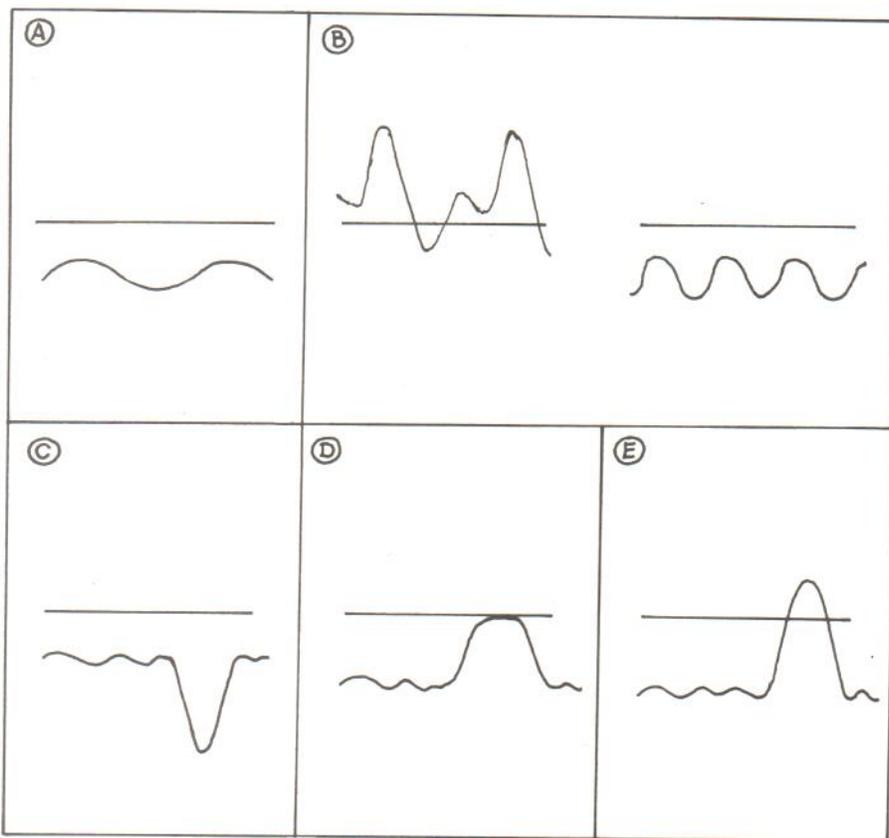


Fig. 16 — Transdutor colocado sobre a veia femoral comum, orientado a favor da corrente sanguínea. A) sinal venoso fásico com os movimentos respiratórios. B) fásico com os batimentos cardíacos, comparado com o sinal arterial. C) aumento da velocidade à compressão distal. D) interrupção do fluxo durante a manobra de Valsalva. E) inversão na direção do fluxo à compressão proximal, por incompetência valvular.

que determinado segmento venoso encontra-se patente, ou seja, que o trânsito ao fluxo sangüíneo está livre. Este fato é reconhecido pela escuta do som, seja de maneira espontânea, ou por meio das manobras de compressão.

Podemos ainda determinar se o sistema venoso encontra-se ou não competente: a compressão proximal ao transdutor resulta numa ausência de som, devido à competência das válvulas venosas. Caso haja insuficiência valvular, ouviremos um som imediatamente após a compressão, significando refluxo venoso (fig. 16E). Esta avaliação pode ser feita também através da manobra de descompressão distal, em que o aparecimento do refluxo tem o mesmo significado.

Embora não seja necessário o registro gráfico do sinal venoso, ele pode ser feito, principalmente com fins didáticos. Na obtenção do traçado, coloca-se o transdutor sobre a região de projeção da veia, podendo o mesmo ser orientado a favor ou contra a corrente sangüínea, segundo a preferência do examinador. No primeiro caso, as curvas serão inscritas abaixo da linha de base (fig. 17.A1.B1) enquanto que, se o transdutor estiver posicionado contra o fluxo venoso, as ondas serão positivas (fig. 17.A2.B2).

O sinal venoso, em condições normais, se inscreve lentamente, acompanhando o ciclo respiratório (fig. 17). Ao se exercer uma compressão distal ao transdutor, o aumento da velocidade imprimida ao fluxo sangüíneo será representada na inscrição por um afastamento da curva da linha de base (fig. 17.A1.A2); de modo inverso, ao realizarmos uma compressão proximal ou a manobra de Valsalva, a parada do fluxo venoso será reconhecida graficamente como uma volta à linha de base, permanecendo sobre esta enquanto estiver interrompido o fluxo venoso (fig. 17.B1.B2).

Nas condições já referidas, como fístulas artério-venosas e outras, o sinal venoso torna-se pulsátil. Na fig. 18 exemplificamos um caso em que se nota a pulsatilidade, sem perda do componente respiratório venoso.

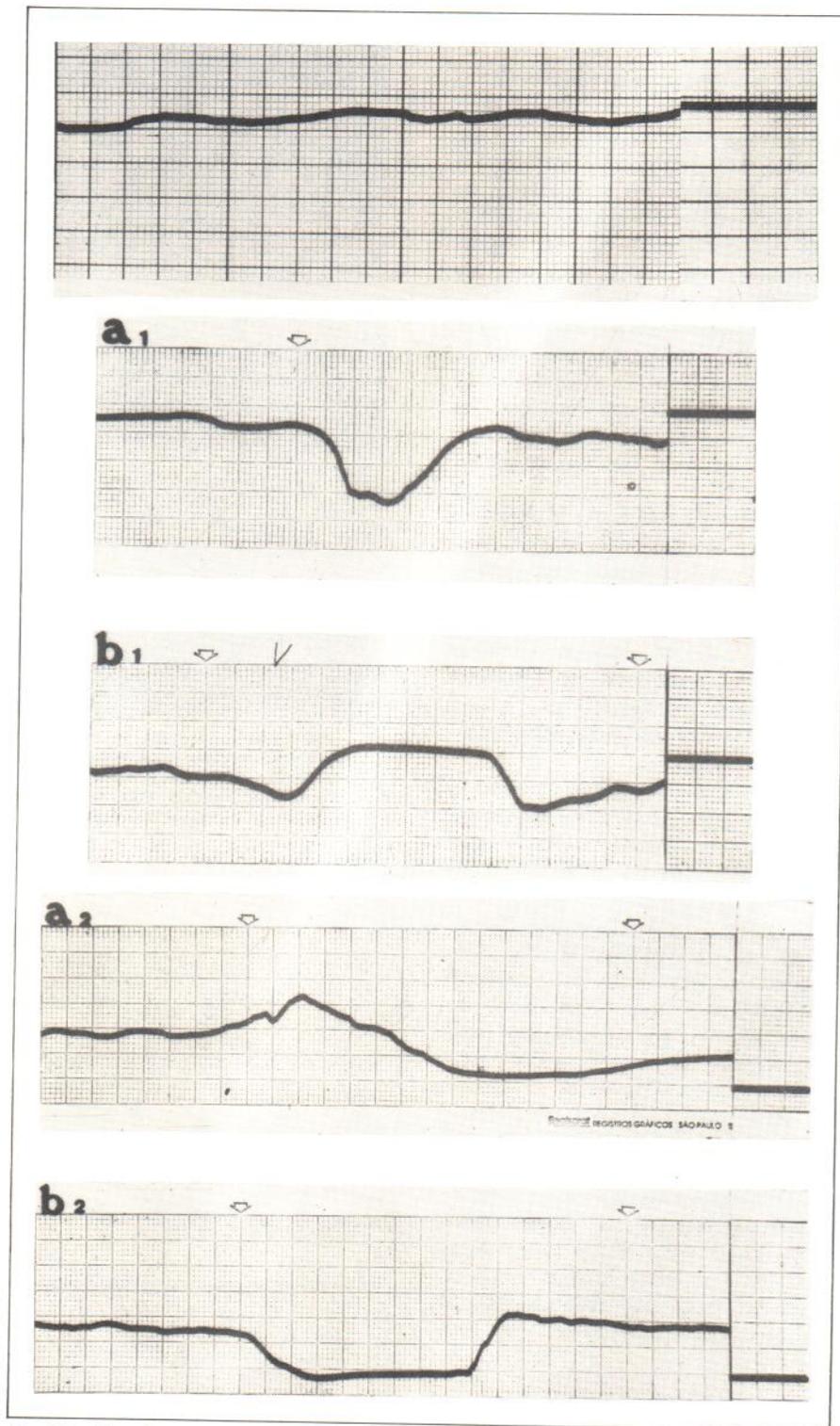


Fig. 17 - Em cima, curva normal, fásica com os movimentos respiratórios. A₁ e B₁, curvas obtidas com o transdutor orientado a favor do fluxo sangüíneo venoso. A₂ e B₂, transdutor orientado contra o fluxo. A₁ e A₂, compressão distal. B₁ e B₂, compressão proximal.

6.3 – Situações patológicas

6.3.1 – Trombose venosa profunda

É nessa patologia que reside uma das principais indicações do uso do Doppler Ultra-som, uma vez que o método apresenta, na dependência da habilidade do examinador, sensibilidade e especificidade de, até, respectivamente, 94% e 87%, nos casos de obstrução troncular^(189,208).

Essa possibilidade de precisão diagnóstica não invasiva, contribui significativamente para a profilaxia da grande complicação das trombozes venosas, a embolia pulmonar, responsável por mais de 50.000 mortes anuais nos EUA⁽⁴⁵⁾.

É fato conhecido que a maioria das trombozes venosas profundas se inicia nos seios soleares e plexos musculares da panturrilha, locais não acessíveis ao exame dopplerométrico. Entretanto, o risco maior da embolia pulmonar decorre da progressão da trombose para as vias tronculares que, a este nível, pode ser facilmente surpreendida com o Doppler.

O diagnóstico é baseado nas modificações do som, decorrentes das alterações hemodinâmicas provocadas pela presença do trombo. Estas modificações no som ocorrem, de maneira espontânea ou provocada, por diversas manobras de compressão (fig. 19). Segundo a localização da trombose, as alterações na velocidade do fluxo são melhor observadas neste ou naquele segmento venoso estudado^(19,23,66,154).

Encontram-se relacionadas a seguir, de modo esquemático, as principais alterações do som, em cada um dos 3 sítios mais comuns de aparecimento de trombose: ílio-femoral, fêmoro-poplíteo e veias profundas da perna. Serão apreciadas as modificações na velocidade de fluxo em cada um dos 4 pontos clássicos de exame.

6.3.2 – Incompetência valvular

O emprego do Doppler Ultra-som no diagnóstico da insuficiência valvular está voltado principalmente para a avaliação do sistema profundo e comuni-

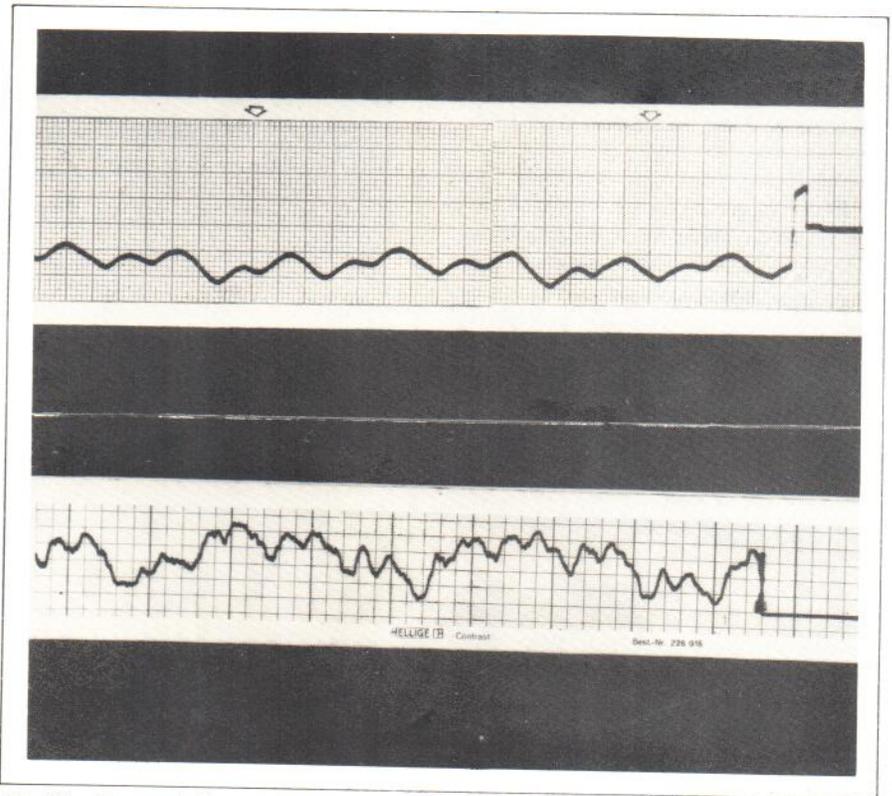


Fig. 18 – Curvas obtidas sobre veias, em membro com fístula arteriovenosa. Acima, com o transdutor orientado a favor do fluxo venoso. Abaixo, contra o mesmo. Observe-se o caráter pulsátil do sinal venoso. No traçado inferior, persiste nitidamente a fasciculação com os movimentos respiratórios.

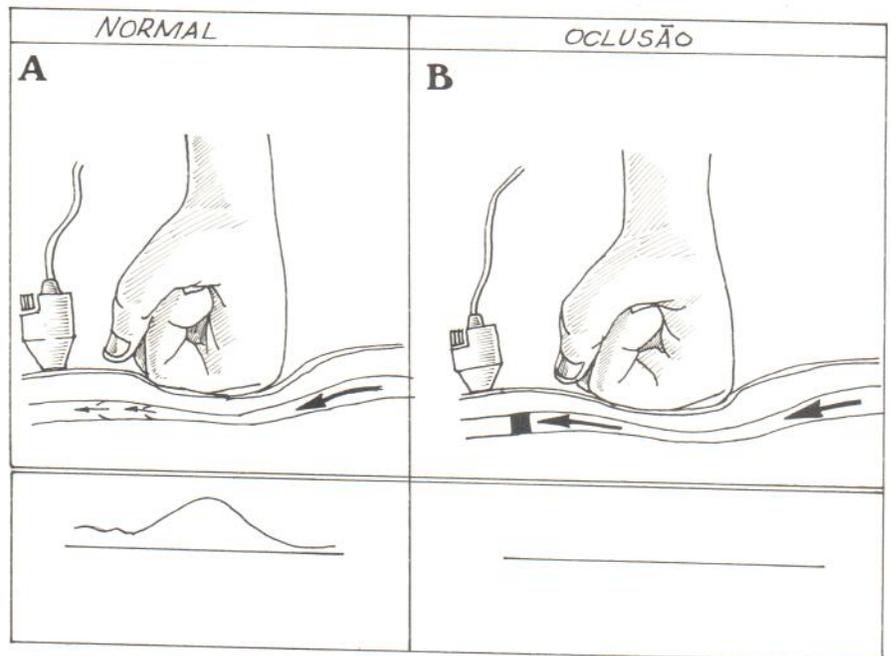
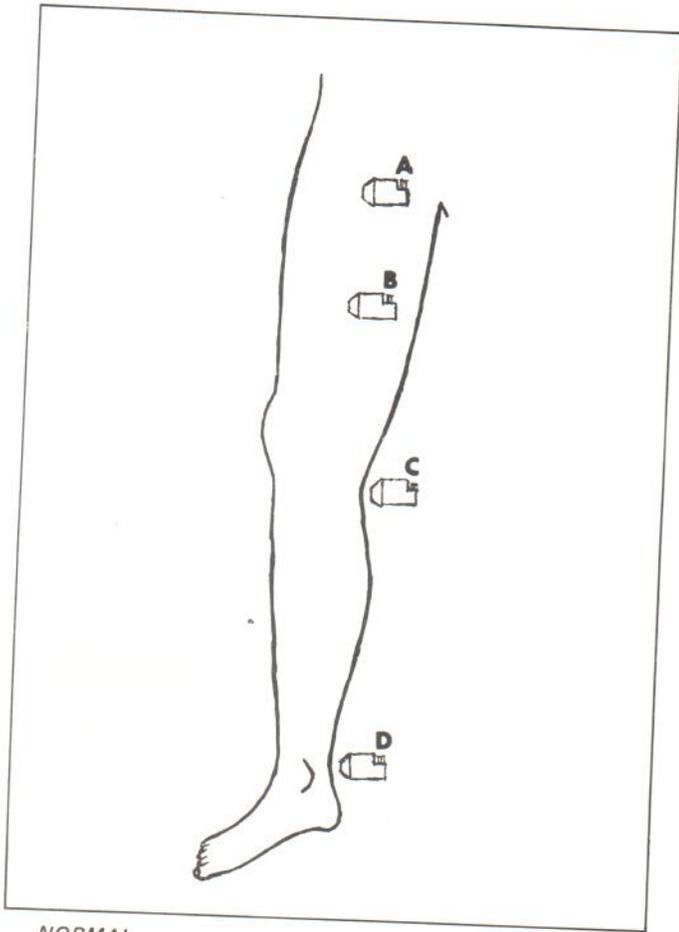
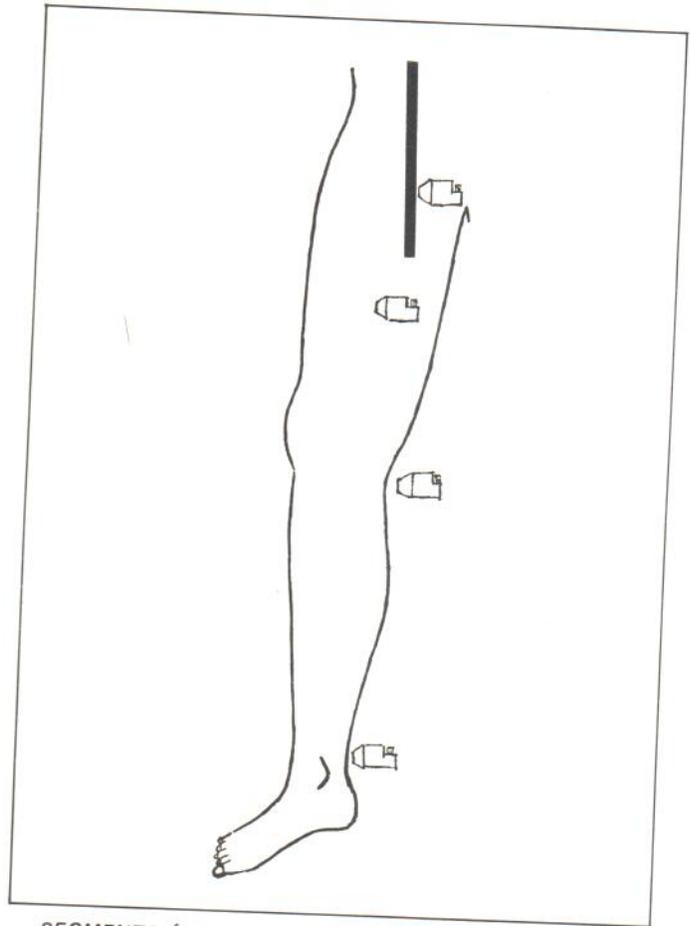


Fig. 19 – A) Compressão distal → aumento do som: NORMAL. B) Compressão distal → ausência de som: OBSTRUÇÃO.



NORMAL

- A) Espontaneidade presente
Fásico com a respiração
Aumento distal presente
- B) Espontaneidade presente
Fásico com a respiração
Aumento distal presente
- C) Espontaneidade presente
Fásico com a respiração
Aumento distal presente
- D) Som espontâneo ou não
Se presente, fásico
Aumento distal presente



SEGMENTO ÍLIO-FEMORAL

- A) Espontaneidade ausente
Aumento distal ausente
Pode haver som de colateral
- B) Som espontâneo contínuo
Aumento distal diminuído
Aumento proximal ausente
- C) Som espontâneo contínuo
Aumento distal preservado
Aumento proximal diminuído ou ausente
- D) Som espontâneo, se presente, contínuo
Aumento distal preservado
Aumento proximal diminuído

cante, visto que o sistema superficial é de fácil acesso ao exame clínico desarmado. Mesmo assim, o Doppler tem utilidade naqueles casos de pacientes obesos, idosos ou com edema acentuado em membros inferiores, nos quais o exame clínico pode ser prejudicado.

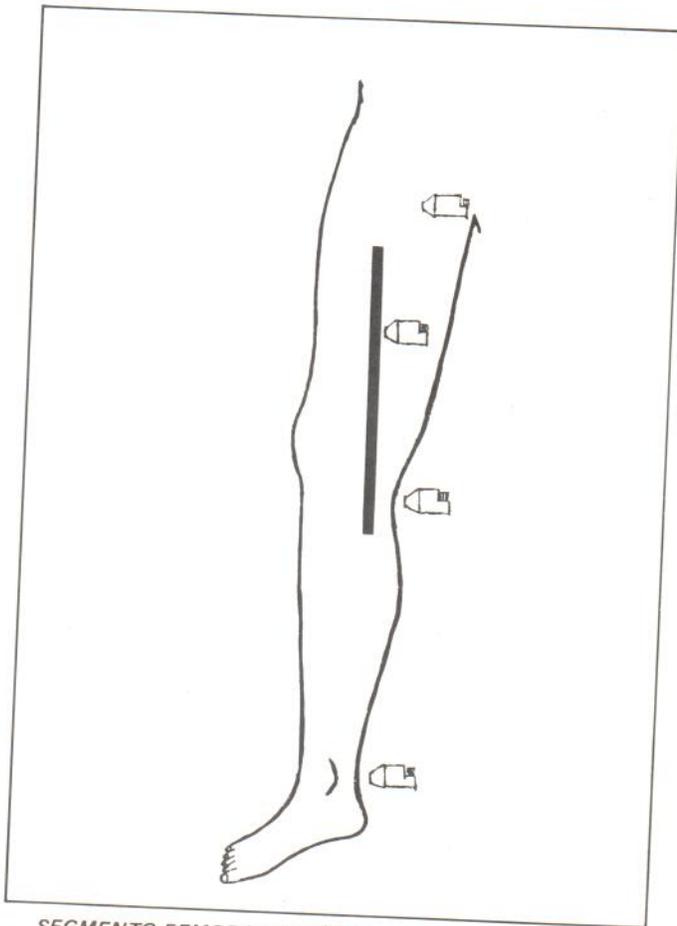
O sistema profundo é mais difícil de ser avaliado clinicamente, estando o uso do Doppler indicado nas insufi-

ciências venosas, no sentido de surpreender precocemente a lesão valvular, resultante de uma trombose profunda.

Através do diagnóstico precoce atualmente possibilitado pelo método, as medidas terapêuticas podem ser tomadas em tempo hábil.

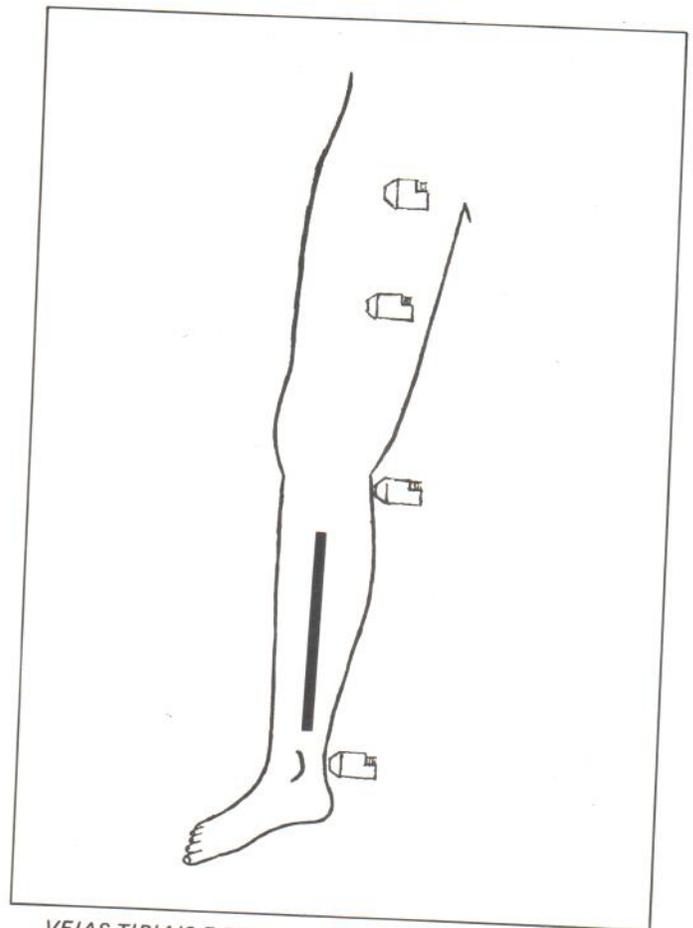
O uso do Doppler, para a verificação da competência valvular do sistema comunicante, se faz necessário

em situações semelhantes àquelas do sistema superficial. A maioria das veias perforantes, encontra-se na parte interna dos terços médio e inferior da perna, regiões geralmente ocupadas por numerosos novos varicosos e sede do chamado complexo varicoso supramaleolar, o que torna a identificação clínica das comunicantes insuficientes, por vezes, bastante difícil. Nestas condições, o Doppler sobre-



SEGMENTO FEMORO-POPLÍTEO

- A) Som espontâneo, menos fásico
Aumento distal diminuído
Aumento proximal preservado
- B) Espontaneidade ausente
Aumento distal ausente
Aumento proximal ausente
- C) Espontaneidade ausente
Aumento distal ausente
Aumento proximal ausente
- D) Som espontâneo, se presente, contínuo
Aumento distal preservado
Aumento proximal diminuído



VEIAS TIBIAIS E PERONEIRAS

- A) Espontaneidade presente
Aumento distal diminuído
Aumento proximal normal
- B) Espontaneidade presente
Aumento distal presente
Aumento distal diminuído
Aumento proximal normal
- C) Espontaneidade, pode estar ausente
Se presente, menos fásico
Aumento distal diminuído
Aumento proximal conservado
- D) Som espontâneo ausente
Se presente, pouco intenso
Aumento distal diminuído
Aumento proximal diminuído ou ausente

puja o exame clínico na delimitação das comunicantes que transmitem a pressão elevada, do sistema profundo para o superficial, perpetuam e agravam as alterações flebostáticas e que, portanto, necessitam ser ligadas cirurgicamente.

Vamos apresentar, em seguida, a metodologia usada na avaliação da função valvular do sistema venoso dos membros inferiores, ressaltando

as principais anormalidades encontradas em diversas situações patológicas. O exame pode ser realizado com o paciente em posição supina ou em ortostatismo. Preferimos esta última, por ser a que melhor evidencia as condições fisiopatológicas a investigar. São examinadas, segundo o caso, as veias tibial posterior, poplítea, femoral superficial, femoral comum e safena interna, nos locais já referidos (fig. 15).

Para a avaliação de insuficiência valvular, pratica-se sempre a compressão proximal, observando-se se há ou não refluxo^(70, 71, 131, 142).

6.3.2.1 – Avaliação da competência valvular do sistema profundo

A presença de refluxo sobre a veia examinada após a compressão proximal, indicará incompetência valvular no segmento venoso proximal ao trans-

dutor (fig. 20). Por exemplo, examinando-se a veia poplítea, ao efetuarmos a compressão na coxa e verificarmos a presença de refluxo, podemos diagnosticar uma insuficiência valvular femoro-poplítea.

6.3.2.2 – Avaliação da competência valvular do sistema superficial

Neste exame, o transdutor deve ser posicionado de maneira suave sobre as safenas, a qualquer ponto de projeção das mesmas. A mesma manobra para a avaliação do sistema profundo é aqui utilizada. Exemplificando, para avaliação de insuficiência valvular da junção safeno-femoral, colocamos o transdutor no segmento proximal da safena interna, pedindo ao paciente para realizar a manobra de Valsalva ou fazendo compressão manual sobre seu abdomen. Na presença de refluxo, podemos concluir que há incompetência valvular da croça.

6.3.2.3 – Avaliação da competência valvular do sistema comunicante

O exame para identificação das veias comunicantes insuficientes baseia-se no conhecimento da fisiologia da circulação venosa, no que concerne à orientação normal do fluxo sanguíneo nos membros inferiores. As válvulas do sistema comunicante estão orientadas no sentido de só permitir a passagem de sangue do sistema superficial para o profundo. Na vigência de insuficiência valvular comunicante, ocorre inversão de fluxo em diversas situações que determinam aumento da pressão venosa no sistema profundo. O método baseia-se na indução de um aumento da pressão venosa profunda, forçando a passagem retrógrada de sangue pelas comunicantes insuficientes. A técnica do exame consiste na colocação de um garrote no terço médio da perna, acima do local em que está posicionado o transdutor; ao comprimirmos a região acima do garrote, o aparecimento ou o aumento do som traduzirá incompetência da perfurante (fig. 21).

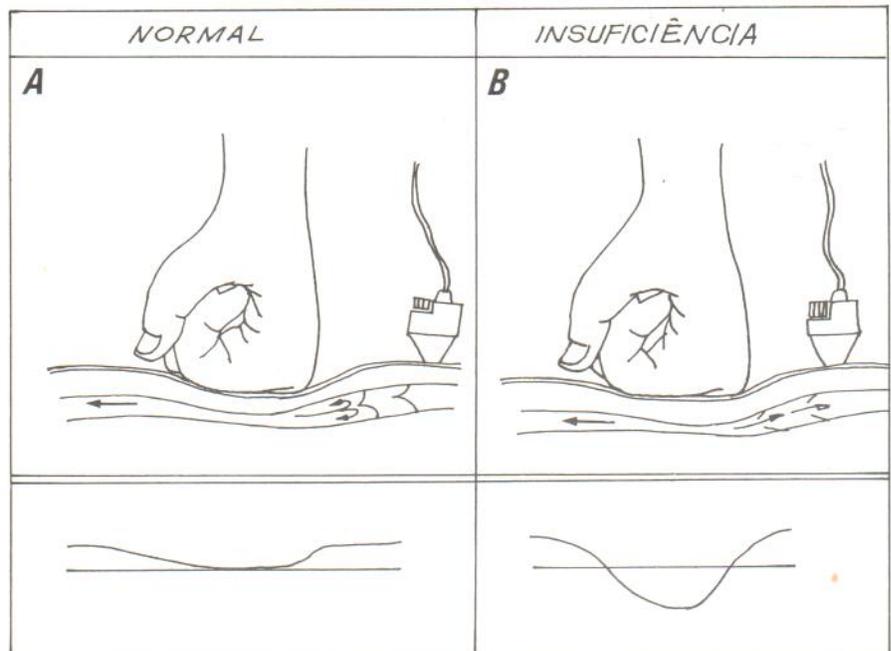


Fig. 20 – A – Compressão proximal → ausência de som: NORMAL.
B – Compressão proximal → aumento do som: INCOMPETÊNCIA.

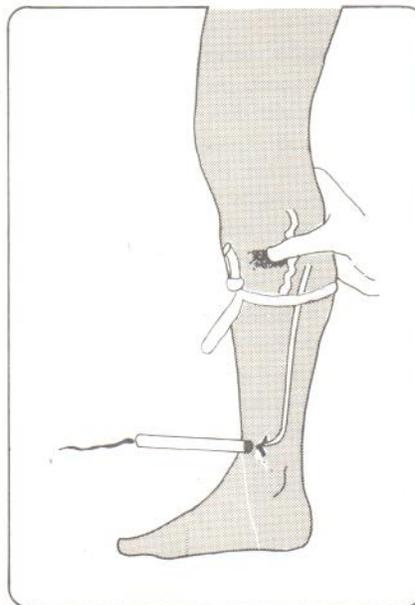


Fig. 21 – Transdutor colocado sobre área em que se suspeita a existência de perfurante insuficiente; garrote bloqueando a circulação superficial e impedindo possível refluxo à compressão; mão do examinador colocada no local a comprimir. O aparecimento de som à compressão, indica refluxo através da perfurante insuficiente.

6.4 – Membros superiores

As patologias do membro superior, nas quais o diagnóstico pode ser auxiliado pela dopplerometria são, basicamente, a trombose venosa profunda e as compressões extrínsecas; mais raramente as flebodisplasias e as fístulas arteriovenosas congênitas ou adquiridas (em especial o controle das alterações hemodinâmicas das fístulas implantadas para hemodiálise).

O exame dopplerométrico nas trombozes venosas profundas dos membros superiores, não se reveste da mesma importância que o dos membros inferiores, sobretudo em razão da baixa incidência de embolias, já que a maioria das trombozes é causada por lesão parietal e, portanto, o trombo permanece, desde o início, aderente à parede da veia. Nas síndromes do desfiladeiro cervical, o Doppler informa sobre a participação venosa na síndrome. Infusões contínuas nas veias, por períodos prolongados, para tratamento intensivo, são de uso cada vez mais freqüente; nestes casos, a utilidade do Doppler reside em detectar precocemente alterações de fluxo

na veia cateterizada, possibilitando a prevenção da trombose provocada pelo próprio cateter ou pela substância injetada. A dopplerometria pode ser muito útil ainda, ao demonstrar participação venosa no quadro do linfedema pós-mastectomia.

A técnica do exame é, basicamente, a mesma usada nos membros inferiores, visando reconhecer as características do som normal espontâneo ou após compressão, levando-se em conta as diferentes condições hemodinâmicas deste segmento, já por nós citadas. Os locais de exame, normalmente procurados, encontram-se assinalados na figura 15.

6.5 — Fatores de erro

Existem diversas situações, na prática, que podem resultar no surgimento de falsos positivos ou falsos negativos no diagnóstico, algumas ligadas à limitação intrínseca do método, outras à falta de experiência do examinador. O conhecimento destas situações é, portanto, vital para a correta interpretação dos dados colhidos durante o exame^(15,17,19,65,76,84,119,126,154,168,189,191,205).

- a) **Trombos em veias não tronculares** — principalmente os localizados nos seios soleares e plexos musculares da panturrilha, não são como assinalamos, detectados pelo Doppler, já que não implicam em modificação na velocidade de fluxo nas veias rotineiramente examinadas;
- b) **Trombos não oclusivos** — na flebotrombose, condição em que o trombo é pouco aderente à parede, permanecendo a veia patente, não há grande redução de fluxo, portanto, o Doppler pode não acusar sua presença. Esta situação, em que não é possível o diagnóstico pelo Doppler, é pouco freqüente, já que, na maioria das flebotromboses, existe alguma redução do fluxo, perceptível a um examinador experimentado;
- c) **Circulação colateral** — o desenvolvimento de veia colateral profunda, de grande calibre na vigência de uma trombose, é de observação freqüente. Esta situação pode levar a erro diagnóstico, uma vez que o sinal emitido pela colateral poderá ser interpretado como emanado de veia troncular obstruída. Embora possa ser evidenciada a presença de colateral junto a qualquer segmento venoso trombosado, isto ocorre com maior freqüência nas regiões ingüinal e poplítea;
- d) **Veia recanalizada** — é sabido que na maioria dos casos de trombose venosa troncular, após um período variável, ocorre recanalização do vaso, tornando-se a veia novamente detectável ao exame dopplerométrico; esta situação ocorre, entretanto, de modo geral, em períodos tardios da evolução do processo trombótico, ensejando, portanto, pouca possibilidade de erro;
- e) **Compressão venosa** — provocada por tumoração ou qualquer aumento de tensão dos tecidos vizinhos, levando ao colapso das paredes venosas, pode levar a diagnóstico falso-positivo de trombose venosa;
- f) **Esgotamento venoso** — a realização de sucessivas manobras de compressão pode esgotar, momentaneamente, a quantidade de sangue do segmento comprimido, necessária para produzir intensificação do som a uma nova compressão, o que poderia, inadvertidamente, ser interpretado como uma redução patológica do fluxo;
- g) **Oclusão arterial aguda** — nessa situação, em que o fluxo arterial reduzido leva à diminuição do "vis-à-tergo" venoso e, conseqüentemente, à redução do fluxo, o som da veia tibial posterior, a despeito das manobras de compressão, pode estar ausente;
- h) **Falta de colaboração do paciente** — pode existir nos mais diversos sentidos, desde a impossibilidade de entender como se pratica uma manobra de Valsalva, à incompreensão da necessidade de se executar manobras de compressão, às vezes um pouco dolorosas, até a atitude irrequieta que torna impraticável a colheita adequada do som. Estas, e muitas outras situações, relacionadas diretamente com a falta de colaboração do paciente, podem acarretar dificuldades na interpretação do exame;
- i) **Falta de prática do examinador** — o exame venoso dopplerométrico é bastante simples e fácil de ser executado. Exige, entretanto, um período de aprendizado, preferivelmente com alguém já bastante familiarizado com o método; exige também perfeito conhecimento da fisiologia e fisiopatologia da circulação venosa. As características básicas do som devem ser apreciadas com critério e as manobras de compressão repetidas tantas vezes quantas forem necessárias;
Este é um método que depende da habilidade do examinador, estando os resultados corretos diretamente ligados à sua experiência. Compreende-se que um examinador inabilitado poderá facilmente expressar resultados falso-positivos, ou falso-negativos, ainda mais se desconhecer as limitações próprias do aparelho.
- j) **Veia femoral dupla** — em indivíduos portadores desta anomalia, a obstrução isolada de uma das femorais, não será detectada pelo Doppler, visto que o ramo não obstruído fornece um sinal normal;
- k) **Edema** — a presença de edema de certa monta, pode comprimir e colapsar as veias da panturrilha, diminuindo a quantidade de sangue. A manobra de compressão provocará aumento discreto do sinal na poplítea e femoral, o que poderá ser interpretado como existência de trombose.

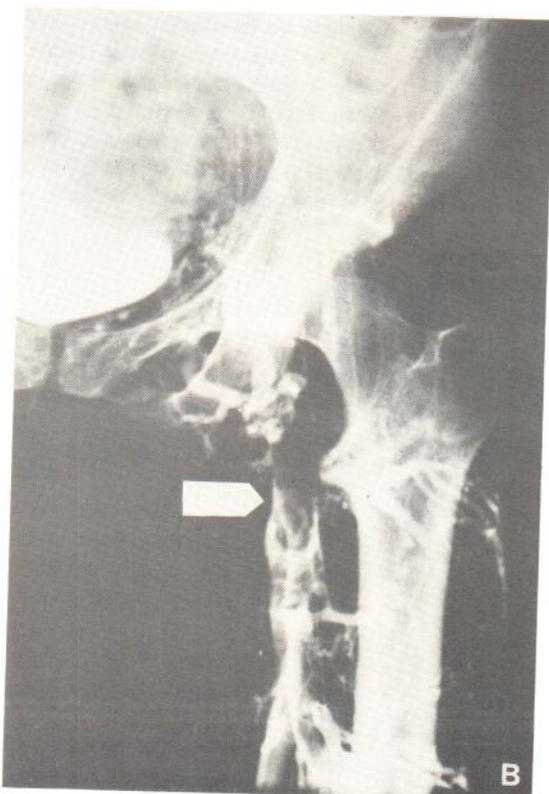
CASO 4 – Trombose ílio-femoral esquerda.

PACIENTE DEITADO	ESPONT.		PASIC.		AUM. D		AUM. P		COMPET.		PATENT.		INTENS.	
	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
	SAF. INT. maléolo	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Junç. SAFENO-FEM.	-	+	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	++
TIBIAL PCST.	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+	++	+
FEMORAL SUP.	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-
FEMORAL COM.	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-
POPLÍTEA	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+	++	+

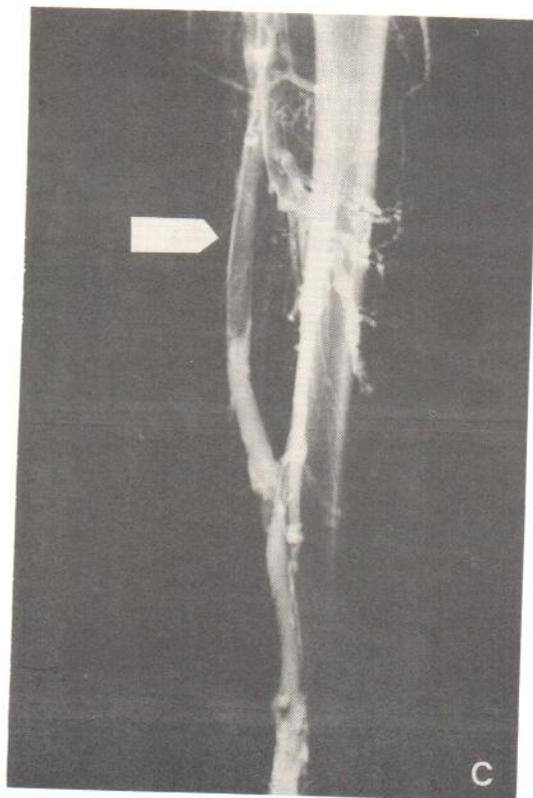
NÍVEL DA OCLUSÃO Ílio-femoral

PRESENÇA DE REFLUXO Não

(A)



B



C

CASO 4 – Paciente com edema do membro inferior esquerdo, acompanhado de discreta cianose e aumento de temperatura cutânea. O exame dopplerométrico revelou perda da espontaneidade do sinal na femoral comum e superficial esquerdas, com ausência de som às manobras de compressão, indicando que o segmento ílio-femoral não se encontrava patente. A flebografia confirmou o estudo não invasivo.

7. Exame da circulação cerebral extracraniana

O estudo da circulação cérebro-vascular pela Dopplerometria, é realizado em 2 etapas: na primeira é avaliada diretamente pela qualidade do som emitido e pelas características das curvas inscritas, a velocidade de fluxo das diversas artérias acessíveis ao exame, quais sejam, braquial (na prega do cotovelo), carótida primitiva (junto à borda medial do esterno-cléido-mastóide), carótida interna (acima da borda superior da cartilagem tiroideana), carótida externa (medial à interna), vertebral (região supraclavicular ou retro mastoideana) (fig. 22); numa segunda etapa, indiretamente, através de manobras de compressão específicas e seqüenciais (oftalmossomometria), procura-se estudar o sentido da circulação colateral carotídea.

7.1 – Exame direto

7.1.1 – Braquiais

Inicia-se o exame pela avaliação da velocidade de fluxo das artérias braquiais e pela tomada da pressão sistólica dos membros superiores; a existência de desigualdade no som ou amplitude das curvas, mas, principalmente, uma diferença de mais de 20 mmHg entre os 2 lados, implicará na realização de exame mais detalhado das artérias vertebrais.

7.1.2 – Carótidas primitivas

Para maior facilidade, estando o paciente em posição supina, o examinador deverá posicionar-se atrás da cabeça da maca, sendo o transdutor colocado sobre a região de projeção da carótida primitiva, previamente palpada, e orientado em sentido contrário ao da corrente sanguínea (fig. 23). Inicia-se o exame pela porção proximal do vaso, percorrendo, em seguida, todo o seu trajeto, procurando-se modificações na freqüência e intensidade do som. Normalmente, sobre este vaso, obtém-se som intenso, de grande freqüência, bifásico. Sobre regiões de estenose, pode ocorrer aumento de intensidade e da freqüência, enquanto que, tanto proximal quanto distalmente a uma estenose ou a mon-

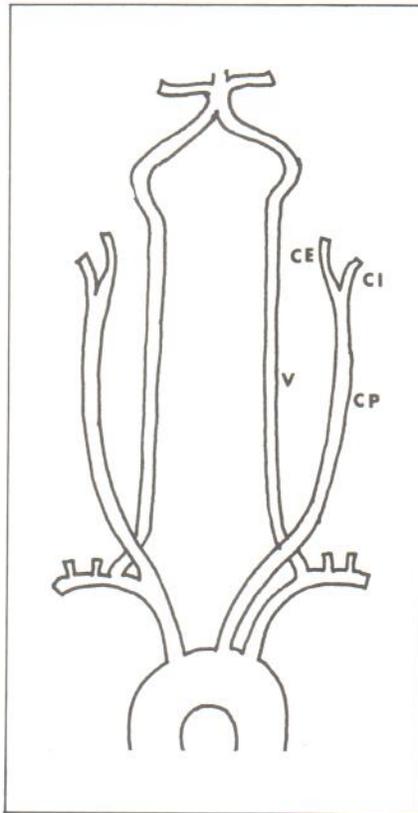


Fig. 22 – Artérias acessíveis ao exame direto pela dopplerometria. CP – carótida primitiva, CI – carótida interna, CE – carótida externa, V – vertebral.

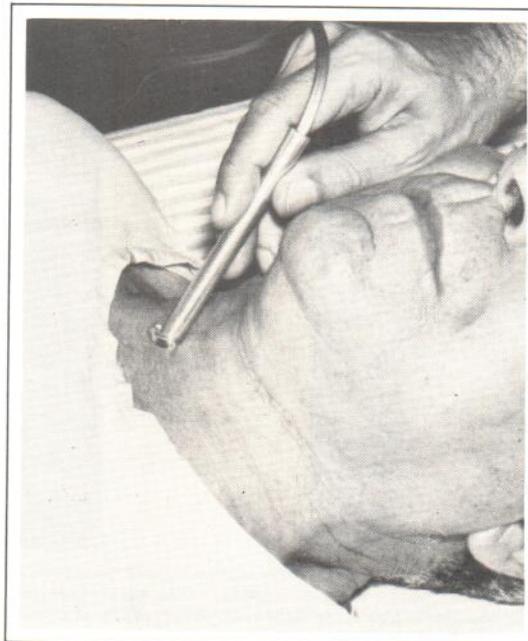


Fig. 23 – Posição correta para o exame dopplerométrico das carótidas.

tante de uma oclusão, o som torna-se amortecido.

Estas alterações traduzem-se, no gráfico, pelo aparecimento de curvas de inscrição mais lenta, com grande amplitude, sobre o local da estenose, e menor amplitude nas demais regiões. A presença de irregularidades do tipo serrilhado no ápice da curva, é considerada por alguns Autores, como sendo sinal de estenose, que seria provocada pelo turbilhonamento do sangue ao passar pelo local estreitado (fig. 25f).

Tem maior importância do que a análise isolada da morfologia da curva, a distância que a mesma apresenta em relação à linha de base. Enquanto que as artérias que irrigam territórios de grande resistência periférica inscrevem o segmento diastólico da curva de velocidade de fluxo sobre a linha de base e, em alguns casos, abaixo da mesma, evidenciando a presença de fluxo reverso, isto não ocorre com as carótidas primitivas normais. Em virtude da baixa resistência do território cerebral apresentado ao fluxo sanguíneo, mesmo durante a diástole, a curva situa-se bastante distanciada da linha de base, evidenciando fluxo anterógrado contínuo e de alta velocidade (fig. 25a, b, c).

À medida que for ocorrendo estre-

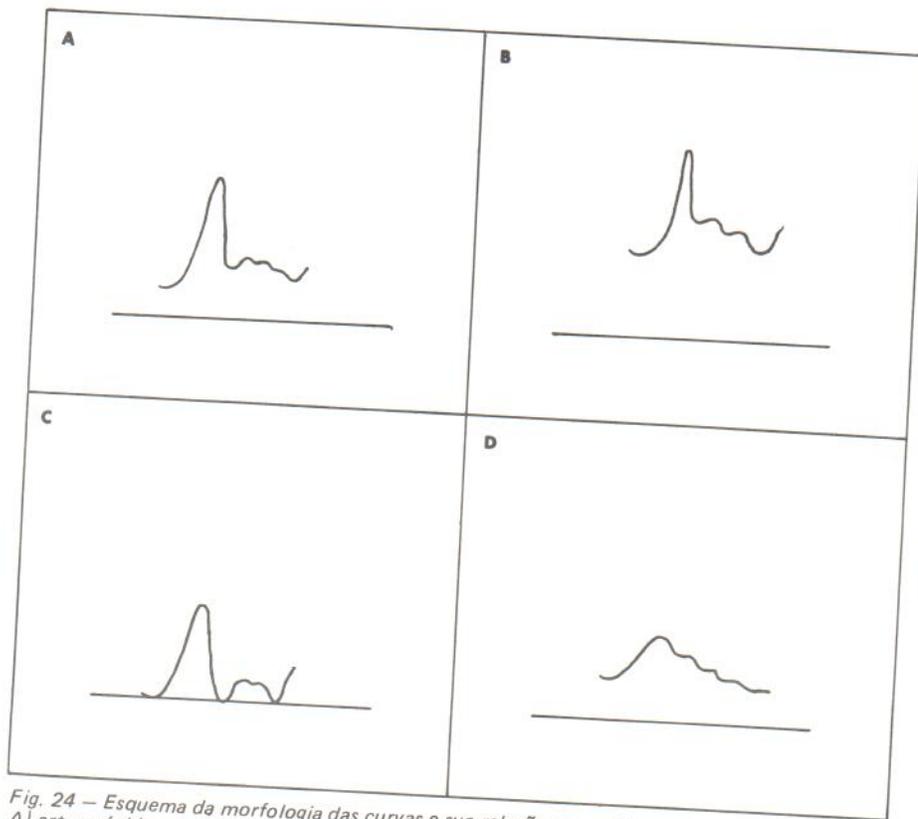


Fig. 24 — Esquema da morfologia das curvas e sua relação com a linha de base. A) art. carótida primitiva, B) art. carótida interna, C) art. carótida externa, D) art. vertebral.

tamento da luz do vaso e, conseqüentemente, maior dificuldade para a livre progressão do fluxo sanguíneo, as curvas inscritas vão se aproximando gradativamente da linha de base (fig. 25e, f). Devemos ter em mente que a existência de arteriosclerose de vasos intracranianos, tipo Schenker, aumentando a resistência circulatória cerebral, pode, também, fazer com que haja tendência para o abaixamento das curvas. Nestes casos, a alteração será bilateral e simétrica, situação pouco provável de ocorrer em lesões de carótidas, em que a obstrução é geralmente desigual nos dois lados.

Numa tentativa de quantificar o grau de obstrução arterial existente, Planiol e Pourcelot⁽¹⁴⁰⁾, baseados na variação da distância das curvas com a linha de base, idealizaram um índice, que é o resultado da comparação entre a amplitude total da curva e a altura do segmento diastólico da mesma. Empregaram o índice em estudo de larga

escala (2500 casos), comparando com exame arteriográfico e concluíram pela validade do método. O cálculo do índice de resistência circulatória cerebral é demonstrado na fig. 26. O resultado normal situa-se entre 0,55 e 0,75; a presença de estenose fará aumentar progressivamente o valor do índice, chegando a unidade nos casos de obstrução completa da carótida interna. Embora este índice seja calculado na carótida primitiva, ele reflete, na maioria das vezes, a existência de comprometimento da carótida interna^(56,140).

A maioria dos Autores considera importante a observação da distância entre a curva e a linha de base, entretanto, são poucos os que utilizam o índice de Planiol e Pourcelot^(18,99,147).

O índice de resistência circulatória cerebral faz parte de nossa rotina de exame, entretanto, não damos ao mesmo valor absoluto para o diagnóstico

de comprometimento carotídeo, a não ser quando os valores estão definitivamente aumentados, coincidentes em diversas curvas e, principalmente, quando existem outros sinais sugestivos de lesão arterial. As mesmas restrições são feitas quanto à morfologia das curvas; as alterações isoladamente tem peso relativo, sendo sempre apreciadas em relação ao conjunto de exames e, quando somadas a modificações do índice, oferecem indicação de uma possível alteração hemodinamicamente significativa. Valoriza-se, também, a desigualdade das curvas entre as 2 carótidas primitivas.

7.1.3 — Carótidas internas

Tanto o som como o gráfico obtido sobre esta artéria diferem um pouco daqueles da carótida primitiva, em virtude da maior velocidade de fluxo, que é devida à menor resistência oferecida ao fluxo pelo território cerebral. Isto corresponde a som de maior intensidade e freqüência e à curvas de maior amplitude (fig. 24). Como a bifurcação da carótida primitiva se faz, na maioria das vezes, à altura da borda superior da cartilagem tireoidea, é a partir dessa região do pescoço que se procura obter o sinal da carótida interna.

Em caso de obstrução completa da carótida interna, desde a origem, obviamente não se consegue captar sinal algum, mas se a obstrução é mais distal ou se existe apenas estenose, surgem modificações que podem ser valorizadas. Se o feixe de ultra-som atravessa a região estenosada, será ouvido som de alta freqüência e o gráfico mostrará aumento de velocidade sistólica. Um pouco além do local da estenose, em região de turbilhonamento do sangue, ocorre irregularidade da curva. Em algumas oportunidades, o turbilhonamento pode ser responsável por ondas de fluxo retrógrado, sendo a onda inscrita a resultante da soma das correntes positivas e negativas (fig. 27). Mais além desta região de turbulência, o fluxo é novamente laminar e o som é amortecido em relação ao lado homólogo, característica de baixa pressão, sendo o ramo ascendente da curva de inscrição mais lenta.

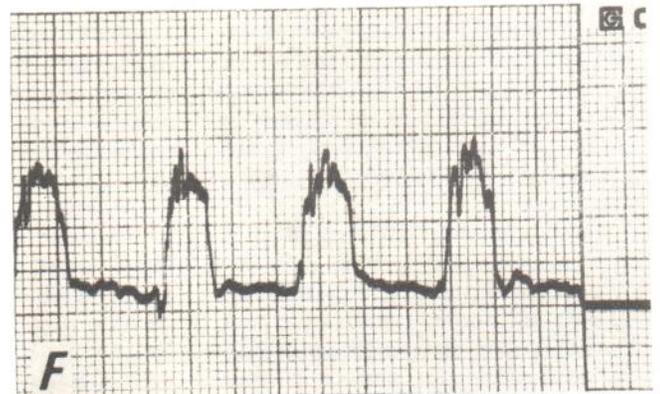
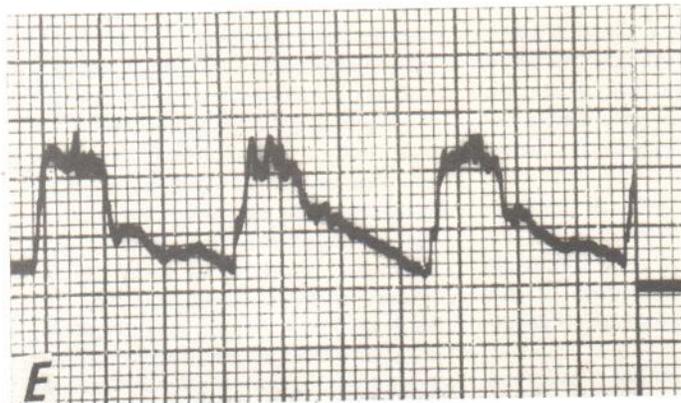
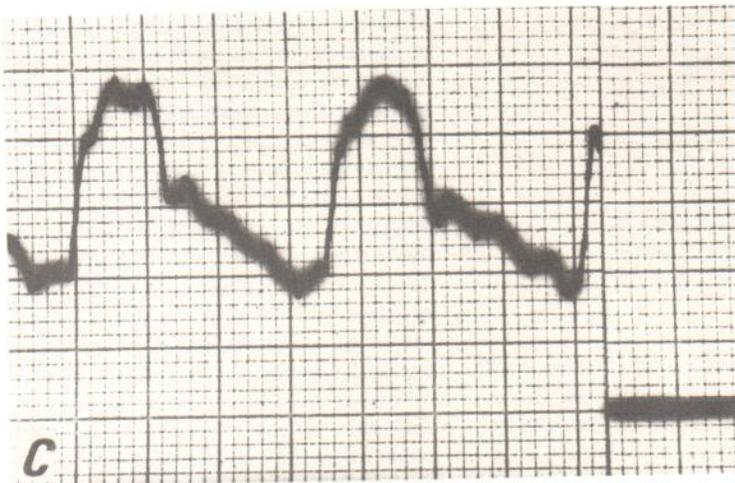
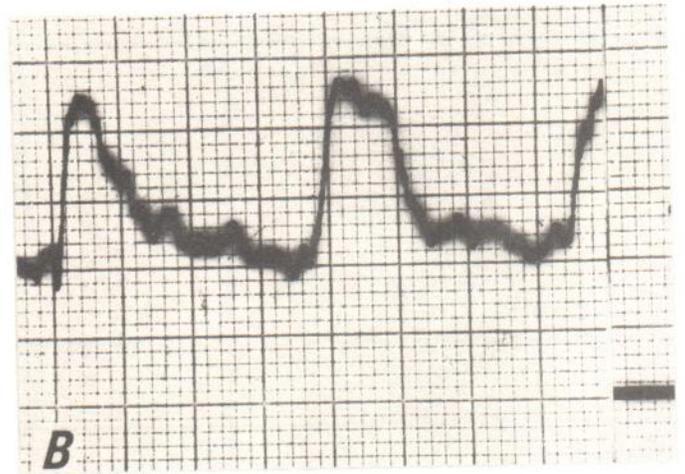
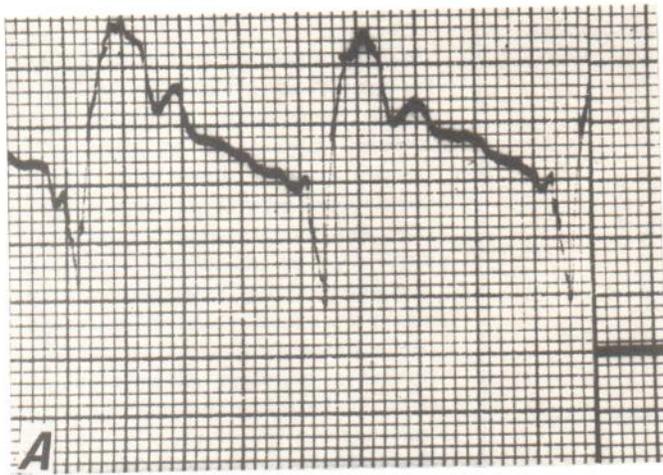


Fig. 25 — Curvas obtidas sobre a carótida primitiva: A, B e C, morfologia normal, ondas afastadas da linha de base. D, grande amplitude. E, próximas da linha de base. F, ápice serrilhado, próximas da linha de base.

7.1.4 — Carótidas externas

Em virtude da superposição existente entre as carótidas interna e externa, logo após a bifurcação, torna-se difícil, por vezes, a identificação da carótida externa⁽⁴²⁾. Procura-se por esta artéria tomando-se como referência o som da carótida interna e deslocando medialmente o transdutor, até a obtenção de som característico de artéria que irriga território de maior resistência periférica, com inscrição de curva bifásica, ou até mesmo trifásica (fig. 24). Como em casos de patologia da carótida interna, o som da externa pode se modificar; isto torna ainda mais difícil a identificação do vaso. Nestes casos, alguns Autores recomendam a execução de manobras que ajudam a verificar se o sinal obtido provém realmente da carótida externa:

- Contração dos músculos da mandíbula que, provocando hipermia reativa dos vasos da face, leva a um aumento do débito através da carótida externa, com aumento da amplitude das curvas;
- Pequenos golpes na artéria temporal superficial, que se traduzirão por irregularidades no traçado, se o que se está registrando for realmente a carótida externa.

Na impossibilidade de se registrar a velocidade de fluxo da carótida externa, podem ser obtidos sinais de seus ramos acessíveis ao exame: a facial e a temporal superficial. Em caso de estenose, a amplitude do traçado destes vasos será menor que a das artérias homólogas.

Havendo lesão importante da carótida interna, ocorre diminuição do fluxo através da oftálmica e seus ramos, tornando-se menor a resistência encontrada pelos ramos da carótida externa, que irrigam, competitivamente, o mesmo território. Esta diminuição da resistência circulatória, no território da carótida externa, resulta num sinal gráfico importante, qual seja, o afastamento das curvas da linha de base, sugestivo de comprometimento do segmento proximal da carótida interna.

7.1.5 — Vertebrais

O exame dopplerométrico desta ar-

téria, oferece também algumas dificuldades. Ela pode ser procurada em 2 pontos distintos, cujo uso depende da preferência dos diversos Autores, havendo ainda alguns que a localizam num terceiro ponto, ou seja, por via intra-bucal, lateralmente ao pilar anterior, entretanto, este método é pouco empregado.

Uma das regiões utilizadas é a supraclavicular. Toma-se como referência o som da carótida primitiva e desloca-se externamente o transdutor; surge então som venoso da jugular interna e o próximo som arterial será o da vertebral. Como existem nesta região outros troncos arteriais que emergem da subclávia, quais sejam o tireo-cervical e o costo-cervical, é necessário cuidado para não confundí-los com a vertebral (fig. 22). Em casos normais isto é fácil, já que esta última conduz sangue para um território de baixa resistência, logo com som de alta frequência e traçado bem acima da linha de base (fig. 24), o que não ocorre com as outras artérias citadas. Não obstante, se houver patologia obstrutiva no território vertebral, o sinal pode perder estas características normais, tornando a diferenciação problemática⁽⁵⁶⁾.

O outro local em que a artéria vertebral torna-se acessível ao exame dopplerométrico, é a região retro-mastoideana. Nesta mesma região passa a

artéria occipital, ramo da carótida externa, que pode emitir sinal quando atravessada pelo feixe de ultra-som; entretanto, como se trata de vaso superficial, uma pequena pressão do transdutor elimina, facilmente, o som. Uma vez que a artéria vertebral nesta região situa-se profundamente, torna-se, por vezes, impossível captar seu sinal com os aparelhos de 10 MHz, sendo mais fácil com aqueles que emitem frequência menor.

O exame da artéria vertebral se reveste de grande importância nos casos de obstrução proximal da subclávia esquerda ou do tronco braquiocéfálico, quando se instala a síndrome do roubo da subclávia. Esta situação é suspeitada se existe diferença na amplitude das curvas das braquiais ou na pressão sistólica dos membros superiores, o que exige, como assinalamos no início, um exame mais detalhado da circulação nas vertebrais. Nos casos clássicos e completos da síndrome do roubo da subclávia, ocorre inversão permanente do fluxo nesta artéria (fig. 28), que pode ser comprovada pelo Doppler direcional, seja à simples observação dos mostradores do aparelho, seja pela negatização das curvas à inscrição. Todavia, em casos menos evidentes, a circulação em repouso, apresenta sentido normal, só se tornando invertida após situações que im-

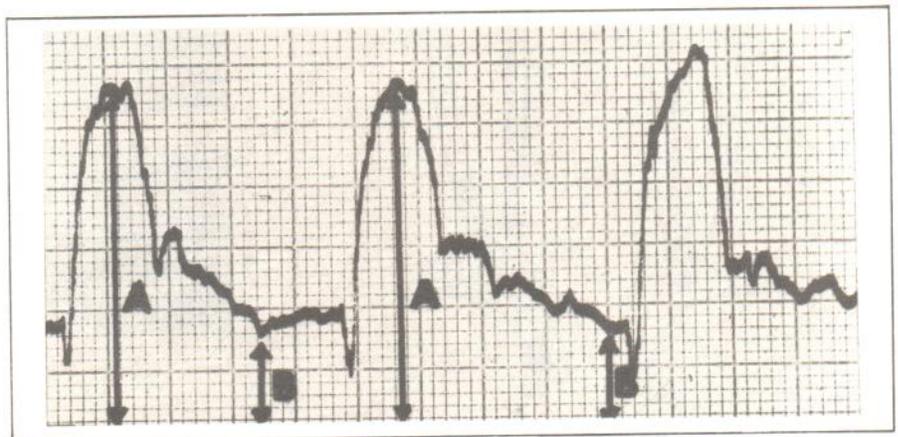


Fig. 26 — Cálculo do Índice de Resistência Circulatória Cerebral de Planior e Pourcelot: Mede-se a distância entre a linha de base e o ápice da curva sistólica (A) e desta subtrai-se o valor da distância da linha de base até o segmento diastólico (B) da curva; o resultado será então dividido pelo primeiro valor (A) ou seja pela amplitude sistólica: $A - B / A$.

7.1.4 — Carótidas externas

Em virtude da superposição existente entre as carótidas interna e externa, logo após a bifurcação, torna-se difícil, por vezes, a identificação da carótida externa⁽⁴²⁾. Procura-se por esta artéria tomando-se como referência o som da carótida interna e deslocando medialmente o transdutor, até a obtenção de som característico de artéria que irriga território de maior resistência periférica, com inscrição de curva bifásica, ou até mesmo trifásica (fig. 24). Como em casos de patologia da carótida interna, o som da externa pode se modificar; isto torna ainda mais difícil a identificação do vaso. Nestes casos, alguns Autores recomendam a execução de manobras que ajudam a verificar se o sinal obtido provém realmente da carótida externa:

- Contração dos músculos da mandíbula que, provocando hipermia reativa dos vasos da face, leva a um aumento do débito através da carótida externa, com aumento da amplitude das curvas;
- Pequenos golpes na artéria temporal superficial, que se traduzirão por irregularidades no traçado, se o que se está registrando for realmente a carótida externa.

Na impossibilidade de se registrar a velocidade de fluxo da carótida externa, podem ser obtidos sinais de seus ramos acessíveis ao exame: a facial e a temporal superficial. Em caso de estenose, a amplitude do traçado destes vasos será menor que a das artérias homólogas.

Havendo lesão importante da carótida interna, ocorre diminuição do fluxo através da oftálmica e seus ramos, tornando-se menor a resistência encontrada pelos ramos da carótida externa, que irrigam, competitivamente, o mesmo território. Esta diminuição da resistência circulatória, no território da carótida externa, resulta num sinal gráfico importante, qual seja, o afastamento das curvas da linha de base, sugestivo de comprometimento do segmento proximal da carótida interna.

7.1.5 — Vertebrais

O exame dopplerométrico desta ar-

téria, oferece também algumas dificuldades. Ela pode ser procurada em 2 pontos distintos, cujo uso depende da preferência dos diversos Autores, havendo ainda alguns que a localizam num terceiro ponto, ou seja, por via intra-bucal, lateralmente ao pilar anterior, entretanto, este método é pouco empregado.

Uma das regiões utilizadas é a supraclavicular. Toma-se como referência o som da carótida primitiva e desloca-se externamente o transdutor; surge então som venoso da jugular interna e o próximo som arterial será o da vertebral. Como existem nesta região outros troncos arteriais que emergem da subclávia, quais sejam o tireo-cervical e o costo-cervical, é necessário cuidado para não confundí-los com a vertebral (fig. 22). Em casos normais isto é fácil, já que esta última conduz sangue para um território de baixa resistência, logo com som de alta frequência e traçado bem acima da linha de base (fig. 24), o que não ocorre com as outras artérias citadas. Não obstante, se houver patologia obstrutiva no território vertebral, o sinal pode perder estas características normais, tornando a diferenciação problemática⁽⁵⁶⁾.

O outro local em que a artéria vertebral torna-se acessível ao exame dopplerométrico, é a região retro-mastoideana. Nesta mesma região passa a

artéria occipital, ramo da carótida externa, que pode emitir sinal quando atravessada pelo feixe de ultra-som; entretanto, como se trata de vaso superficial, uma pequena pressão do transdutor elimina, facilmente, o som. Uma vez que a artéria vertebral nesta região situa-se profundamente, torna-se, por vezes, impossível captar seu sinal com os aparelhos de 10 MHz, sendo mais fácil com aqueles que emitem frequência menor.

O exame da artéria vertebral se reveste de grande importância nos casos de obstrução proximal da subclávia esquerda ou do tronco braquiocefálico, quando se instala a síndrome do roubo da subclávia. Esta situação é suspeitada se existe diferença na amplitude das curvas das braquiais ou na pressão sistólica dos membros superiores, o que exige, como assinalamos no início, um exame mais detalhado da circulação nas vertebrais. Nos casos clássicos e completos da síndrome do roubo da subclávia, ocorre inversão permanente do fluxo nesta artéria (fig. 28), que pode ser comprovada pelo Doppler direcional, seja à simples observação dos mostradores do aparelho, seja pela negatização das curvas à inscrição. Todavia, em casos menos evidentes, a circulação em repouso, apresenta sentido normal, só se tornando invertida após situações que im-

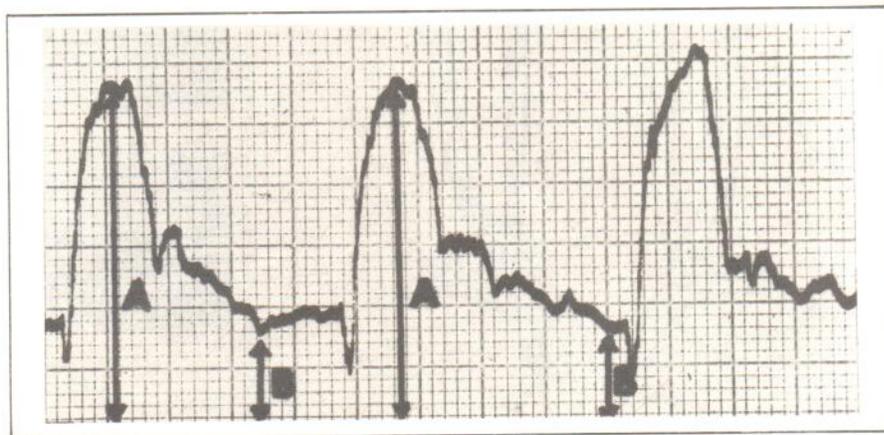


Fig. 26 — Cálculo do Índice de Resistência Cerebral de Planio e Pourcelot: Mede-se a distância entre a linha de base e o ápice da curva sistólica (A) e desta subtrai-se o valor da distância da linha de base até o segmento diastólico (B) da curva; o resultado será então dividido pelo primeiro valor (A) ou seja pela amplitude sistólica: $A - B / A$.

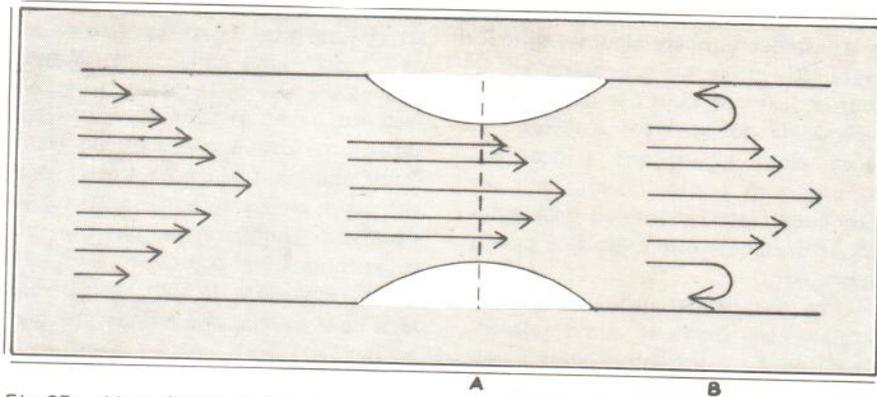


Fig. 27 – Alterações hemodinâmicas que ocorrem no fluxo sanguíneo arterial em virtude da existência de lesão estenosante: a) aumento da velocidade. b) turbilhonamento.

pliquem em aumento da demanda de sangue para o membro superior. Para este fim, executam-se manobras que intensifiquem a necessidade de sangue para o membro, quais sejam, exercícios musculares ou isquemia induzida, que provocam inversão do fluxo na vertebral, que será então registrada (fig. 28).

Quando a obstrução situa-se na emergência do tronco braquio-cefálico, além das alterações descritas acima, podem existir outras ligadas à situação peculiar deste segmento. O fluxo invertido da vertebral tem que suprir, não somente o membro superior direito, mas também a carótida primitiva direita⁽¹⁸⁾ (carotid recovery) (fig. 29).

Assim, o fluxo da carótida depende da vertebral e pode diminuir após as manobras com o membro superior, descritas anteriormente.

Assinala Barnes⁽¹⁸⁾ que, em situações muito especiais de hipoplasia da vertebral, ou mesmo de oclusão deste vaso, o fluxo na carótida comum direita pode apresentar-se invertido (roubo da carótida).

7.2 – Exame indireto

É realizado através da oftalmossonometria, denominação criada por Maroon para o método idealizado por Brockenbrough em 1969^(43,46). Baseia-se na apreciação da velocidade do fluxo sanguíneo nos ramos terminais da artéria oftálmica e nas modificações neles provocadas, por manobras de compressão, em diversas artérias relacionadas com a circulação cefálica.

O uso deste método de exame requer conhecimento preciso das diver-

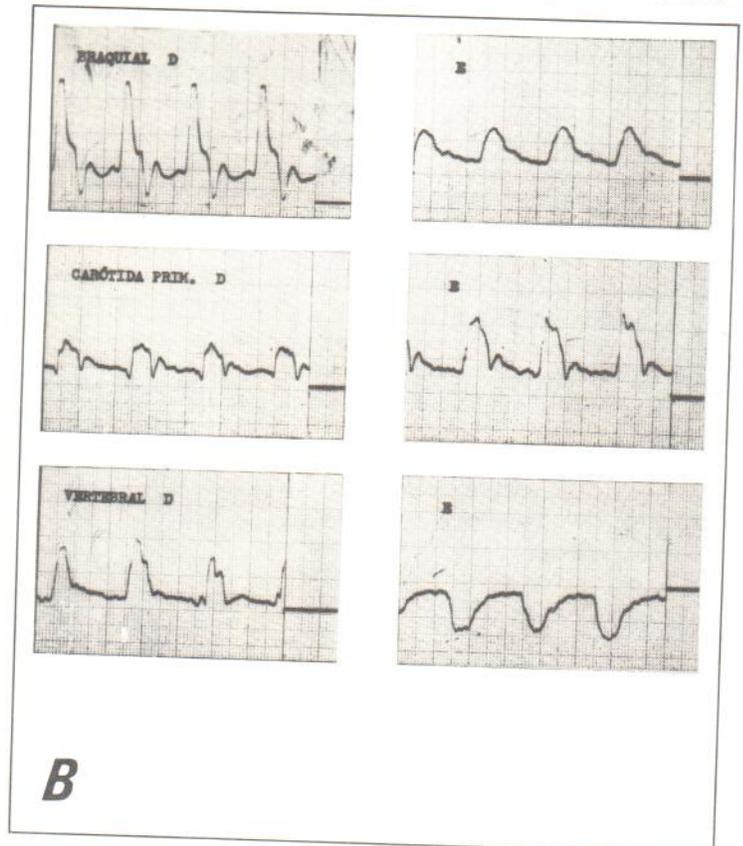
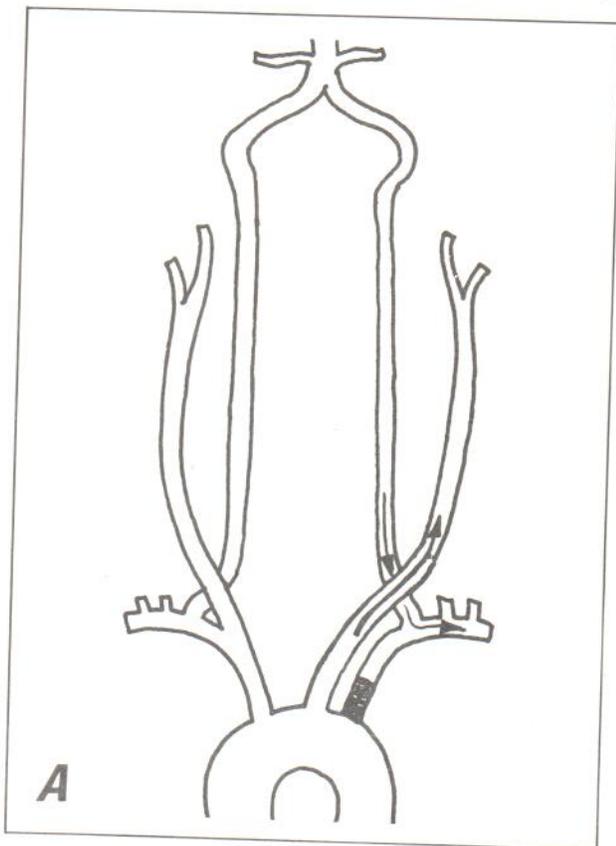


Fig. 28 – A – Esquema da circulação em caso de roubo da subclávia. B – Fluxo invertido na vertebral.

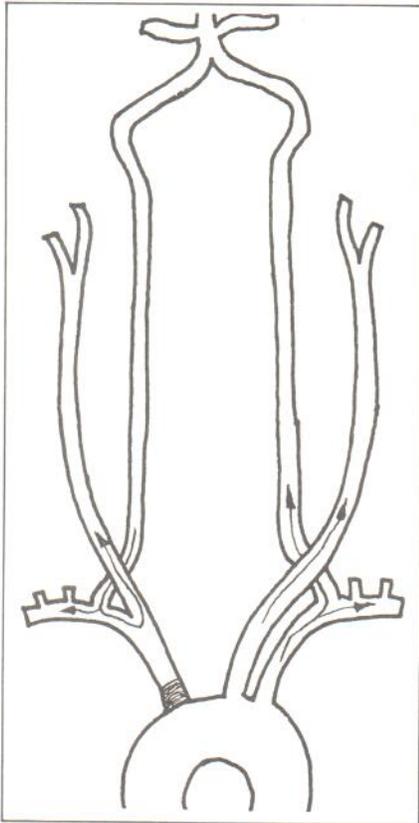


Fig. 29 - "Carotid Recovery".

sas anastomoses existentes entre os sistemas carotídeos, motivo pelo qual consideramos útil uma revisão sucinta do assunto.

7.2.1 - Noções de anatomia

A artéria oftálmica é o primeiro ramo que nasce da carótida interna, e se subdivide em 3 artérias terminais: a supra-orbitária, a frontal (ou supratroclear) e a nasal. A artéria supraorbitária emerge da órbita pelo canal que leva o seu nome, curva-se para cima e externamente e irriga a região frontal. A artéria frontal sai da órbita numa posição medial, em relação à anterior, curva-se superiormente para irrigar, preferencialmente, a região frontal média. A artéria nasal tem situação mais medial ainda, emergindo junto ao ângulo interno do olho, em direção inferior, indo anastomosar-se com a angular e a infraorbitária (fig. 30).

A carótida externa fornece muitos

ramos, mas vamos analisar apenas aqueles que tem interesse no exame dopplerométrico. As 2 primeiras artérias que nascem da carótida externa são a occipital e a facial; esta última, mais importante, cruza a borda inferior da mandíbula, junto à inserção do masseter e caminha através da face, para o ângulo interno do olho, terminando nesta região com o nome de artéria angular (fig. 30).

Os dois ramos terminais da carótida externa, a maxilar interna e a temporal superficial, são também muito importantes. A primeira fornece diversos ramos, mas interessa-nos, especialmente:

1º - a meningéia média que atravessa o "foramen spinosum"

para suprir a "dura-mater" da base do crânio;

2º - a infraorbitária, que se desprende da maxilar interna, quando a mesma está situada profundamente e se superficializa com o nome de infraorbitária, através do canal homônimo, indo irrigar esta região. O segundo ramo terminal da carótida externa a temporal superficial, ascende passando anteriormente ao pavilhão auricular e dirige-se, em seguida, para as regiões temporal e frontal que irriga (fig. 30).

As principais anastomoses entre as carótidas interna e externa são as se-

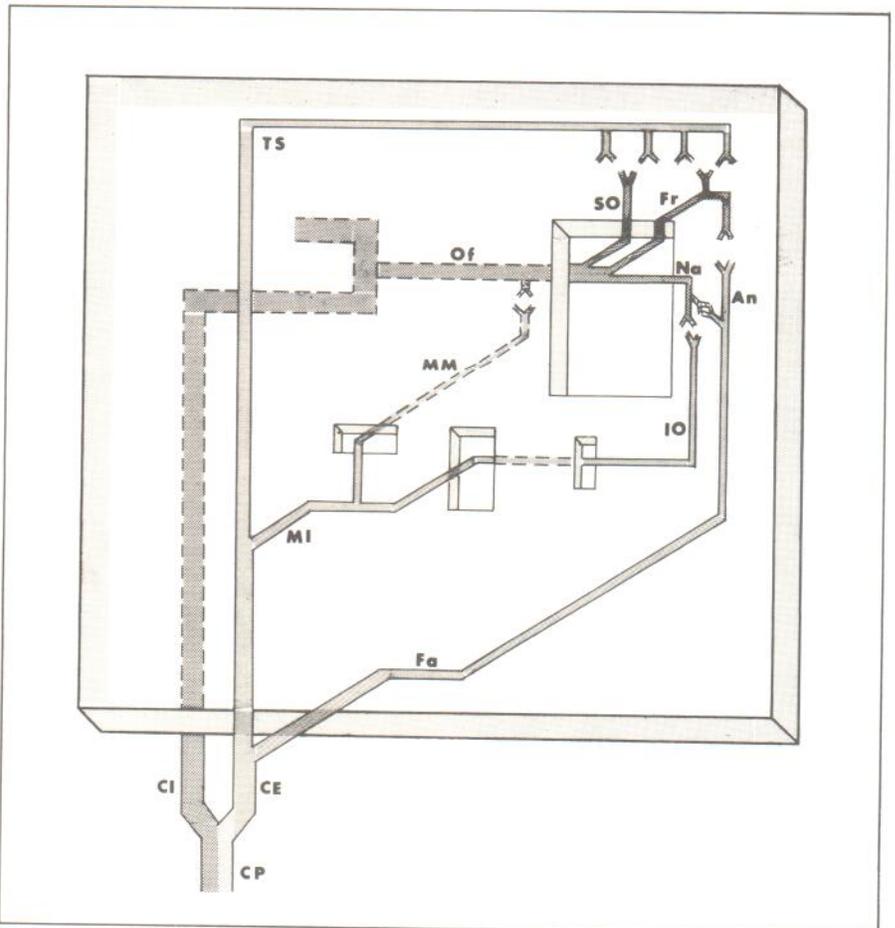


Fig. 30 - Esquema simplificado dos ramos das carótidas e suas anastomoses importantes no exame dopplerométrico. CP - carótida primitiva, CI - carótida interna, Of - oftálmica, SO - supraorbitária, Fr - frontal, Na - nasal, CE - carótida externa, Fa - facial, TS - temporal superficial, MI - maxilar interna, MM - meningéia média, IO - infraorbitária, An - angular.

guintes, representadas na figura 30:

1. supraorbitária com a temporal superficial;
2. frontal com a temporal superficial e com a facial, através da angular;
3. nasal com a facial e a infraorbitária;
4. meningéia média com ramos intracranianos da oftálmica.

Existem, ainda, anastomoses através do Polígono de Willis e de ramos da carótida externa contralateral.

7.2.2 — Oftalmossometria

Para a realização da oftalmossometria, o transdutor é colocado sobre um dos ramos terminais da oftálmica, em sua emergência na órbita. A artéria nasal, por ser de menor calibre, correr junto a ramo venoso importante e apresentar maior incidência de resultados falso positivos, é a menos usada; acrescenta-se a isso o fato dessa artéria, muitas vezes, encontrar-se obstruída em indivíduos que fazem uso de óculos por tempo prolongado. As duas artérias preferidas para o exa-

me são, portanto, a supraorbitária na incisura do mesmo nome e a frontal, no ângulo interno do olho. Sendo a frontal de maior calibre, fornecendo por isso som de melhor qualidade, além de se anastomosar tanto com a temporal superficial como com a angular e, portanto, com a facial e infraorbitária, é a preferida pela maioria dos Autores^(11,46,124,125) e também por nós (fig. 31). Se houver necessidade, completa-se a prova com a ausculta da supraorbitária.

O sinal de velocidade de fluxo destas artérias é, normalmente, alto, bifásico e anterógrado, ou seja, traduz fluxo sanguíneo dirigindo-se de dentro para fora da órbita. Isto indica a exis-

tência de um gradiente de pressão positivo da carótida interna em relação à externa.

Com o transdutor apoiado suavemente sobre a artéria frontal (fig. 31), executa-se uma série de manobras de compressão e a seqüência que seguimos é aquela sugerida por Barnes⁽¹⁸⁾, que consiste na compressão das artérias (fig. 32):

1. temporal superficial ipsilateral,
2. temporal superficial contralateral,
3. faciais (se a resposta for anormal, comprime-se isoladamente a do mesmo lado e depois a oposta),
4. infraorbitárias (mesma recomen-

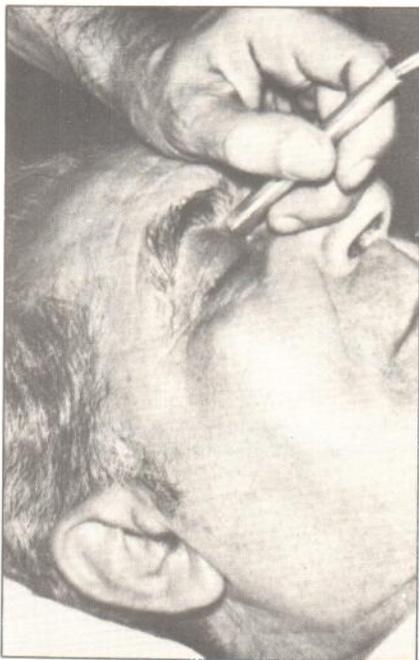


Fig. 31 — Posição correta do transdutor sobre a artéria frontal para oftalmossometria; a mão que sustenta o transdutor deve ficar apoiada.

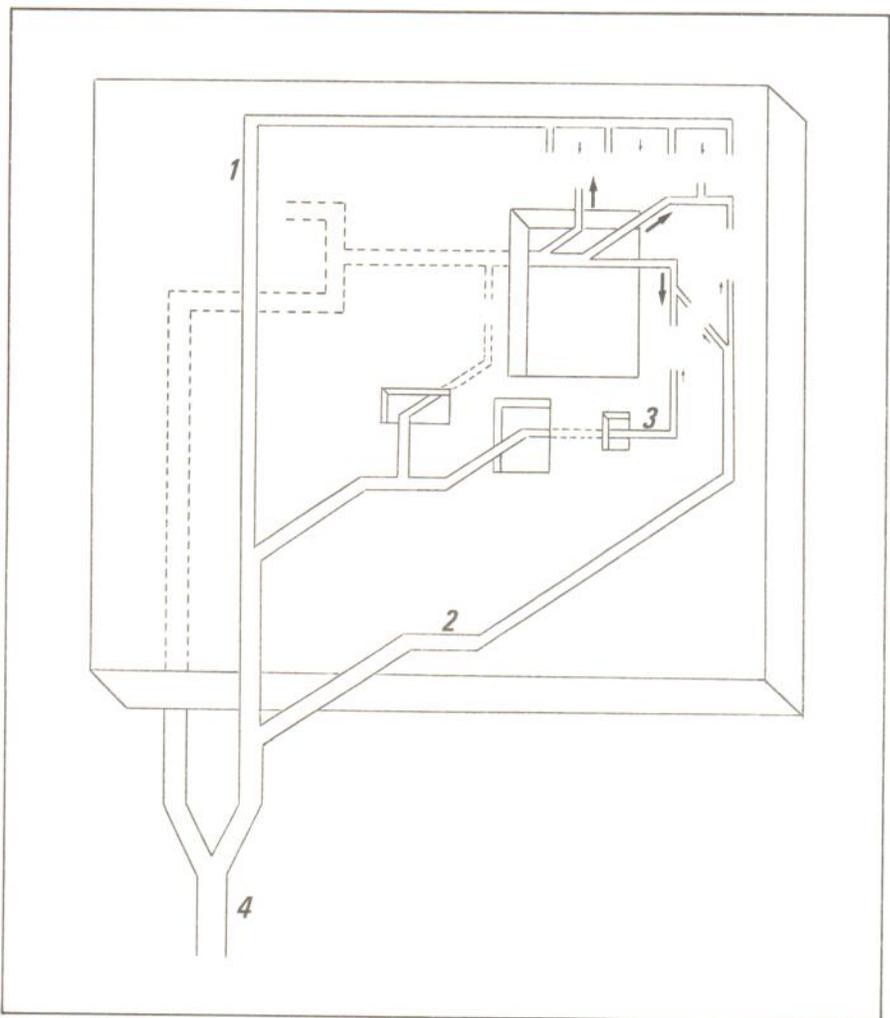


Fig. 32 — Locais de compressão para oftalmossometria: 1. temporal superficial. 2. facial. 3. infraorbitária. 4. carótida primitiva.

- dação anterior),
 5. carótida primitiva ipsilateral,
 6. carótida primitiva contralateral.

É necessário ressaltar que, enquanto a compressão dos ramos da carótida externa pode ser feita durante tempo indeterminado, a da carótida primitiva só deve ser realizada durante 2 ou 3 batimentos cardíacos e o mais baixo possível no pescoço. Embora exista risco potencial de acidente à compressão deste vaso, Brockenbrough, em mais de 4000 exames consecutivos, não observou nenhuma complicação⁽⁴³⁾.

Em casos normais o fluxo da frontal, como dissemos, é anterógrado e a compressão de um dos ramos da carótida externa provoca aumento da velocidade de fluxo ou, ocasionalmente, não modifica o sinal (fig. 33). A compressão transitória da carótida primitiva ipsilateral elimina o sinal e a da contralateral não o altera.

Quando existe obstrução completa ou estenose hemodinamicamente significativa (mais de 75% da luz do vaso) da carótida interna, antes da emergência da oftálmica, o fluxo da frontal torna-se retrógrado e a compressão de um dos ramos da carótida externa faz com que ele reverta ao sentido normal (fig. 34). A compressão da carótida primitiva ipsilateral apaga o sinal e a da contralateral geralmente não interfere com o mesmo. Esta é a situação clássica e mais comum de circulação colateral, através da carótida externa ipsilateral e o ramo principalmente implicado na colateralização é aquele que dá resposta mais evidente à compressão.

Existem inúmeras situações que fogem a esse modelo clássico, podendo o fluxo da frontal ser originário do sistema carotídeo contralateral, através de ramos da carótida externa ou do Polígono de Willis. É necessário res-

saltar que, em algumas oportunidades, embora exista obstrução importante da carótida interna e haja colateralização, o fluxo da frontal permanece anterógrado. Isto pode ser devido à circulação colateral através da meningéia média, da infraorbitária ou pelo Polígono de Willis. O diagnóstico da fonte da circulação colateral é feito pela análise das alterações produzidas pelas manobras de compressão, calcado no conhecimento das diversas vias anastomóticas possíveis.

Em caso de lesão importante da bifurcação da carótida primitiva, com redução de fluxo semelhante para as carótidas interna e externa, permanece o gradiente de pressão normal entre estes dois vasos e as manobras fornecerão resultados normais. O diagnóstico poderá ser suspeitado pela diferença de som e de amplitude das curvas entre as frontais, temporais superficiais e faciais dos dois lados, apresentando-se amortecidas as do lado comprometido.

A oftalmossomonometria é um exame bastante interessante, sendo sua maior limitação a de fornecer resultados positivos apenas quando a lesão da carótida interna é muito pronunciada e quando, geralmente, já existem sinais ou sintomas clínicos evidentes. Não é, portanto, um bom método para o discrimine, em larga escala, de presença ou ausência de lesão carotídea; mesmo porque naqueles casos de lesão parietal ulcerada, fonte de êmbolos, o exame nada acusa. Entretanto, conhecendo-se suas limitações intrínsecas e empregando-a inteligentemente, a oftalmossomonometria é de grande valia por ser um método simples e o melhor que temos, na prática⁽¹¹⁵⁾, para a avaliação de lesões hemodinamicamente ativas, fornecendo resultados confiáveis em mais de 90% dos casos^(13,24,112,124,172).

O exame completo, que associa os dados colhidos diretamente sobre as carótidas e os da oftalmossomonometria, fornece uma visão mais ampla do acometimento da circulação cerebral, sendo de grande utilidade nas situações referidas a seguir:

- a) na presença de um sopro assinto-

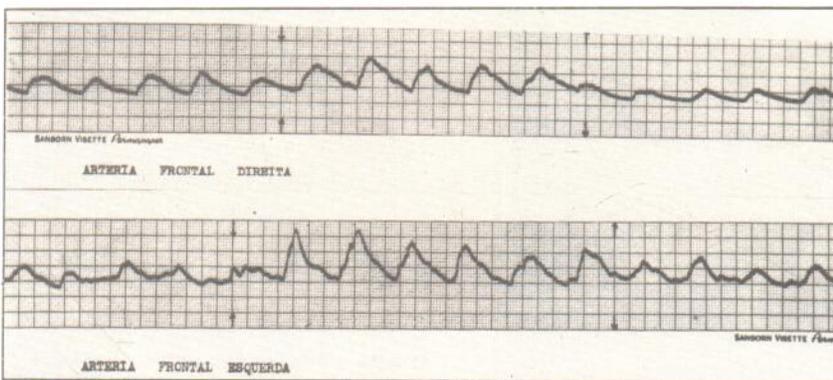


Fig. 33 — Oftalmossomonometria normal; curvas obtidas sobre as artérias frontais; aumento da amplitude à compressão da artéria facial homolateral.

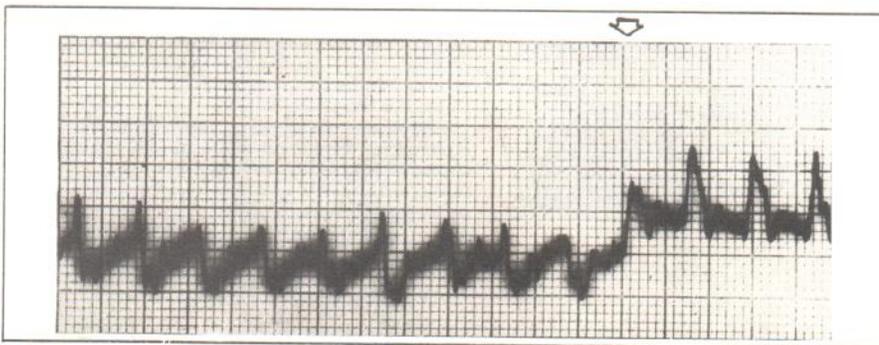
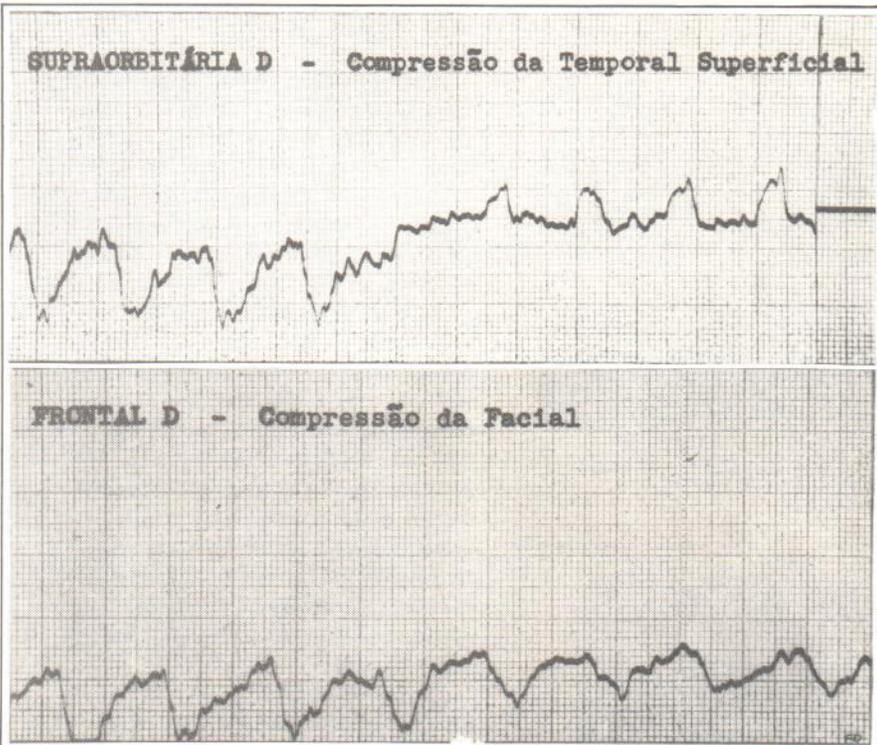
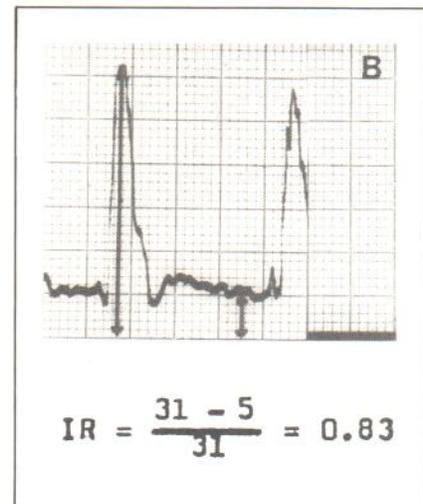
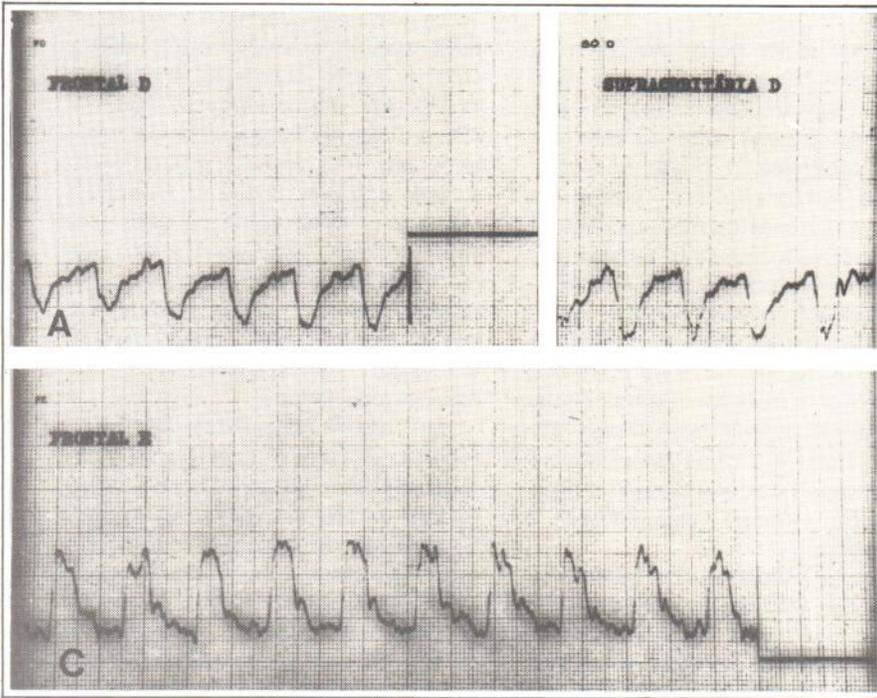
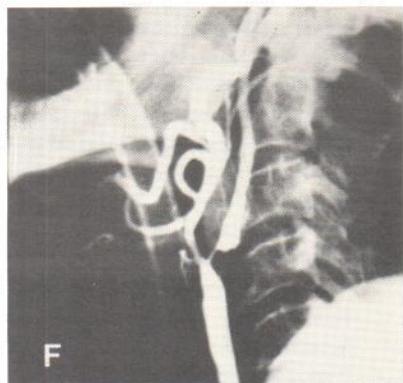
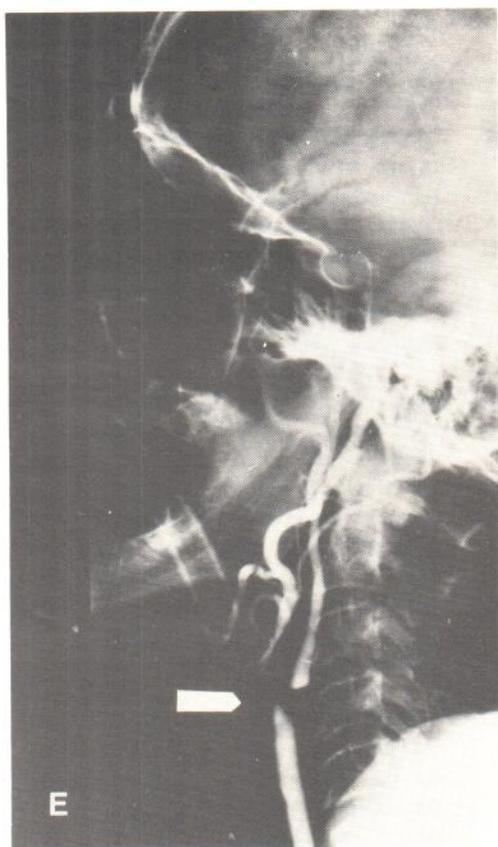


Fig. 34 — Sinal obtido sobre a artéria frontal, observando-se no início, curvas abaixo da linha de base. Reversão do fluxo ao sentido normal à compressão da artéria facial.



CASO 5 – a) resumo da anamnese e exame físico dirigidos. O exame dopplerométrico direto evidenciou rebaixamento do componente diastólico da curva, confirmado pelo Índice de Resistência circulatória à direita. (b) Neste mesmo lado, observou-se inversão no sentido do fluxo nas artérias frontal e supraorbitária (c), com reversão do fluxo à compressão respectivamente das artérias facial e temporal superficial (d). e, f) arteriografia mostrando redução de calibre na bifurcação da carótida primitiva direita, com comprometimento acentuado da emergência da carótida interna direita.



- mático na região carotídea, um exame positivo indicará redução do fluxo cerebral ipsolateral;
- b) em casos de lesão em ambas as carótidas, o exame poderá informar qual a mais significativa hemodinamicamente, dando um subsídio importante para a tática cirúrgica;
 - c) quando da existência de uma síndrome de baixo débito cerebral, um teste positivo indicará a participação do sistema carotídeo.

Não podemos deixar de assinalar sua importância no acompanhamento pós-operatório de pacientes que foram submetidos a uma cirurgia arterial direta na carótida.

8. Comentários

O progresso da medicina nas últimas décadas tem acompanhado os passos do impressionante avanço tecnológico. Este fato, propiciou o desenvolvimento e o aperfeiçoamento dos métodos não invasivos de diagnóstico, de uso tão difundido no momento atual, especialmente pela sua aplicabilidade, sem riscos ou desconforto para o paciente e pela facilidade de repetição do exame.

Dentre os métodos não invasivos, os que utilizam o ultra-som têm-se destacado de maneira excepcional pelo seu emprego nas mais variadas afecções das diferentes especialidades. Embora já apresente grande penetração na medicina, de um modo geral, achamos que o ultra-som está ainda no início de seu desenvolvimento, tendo um grande futuro em potencial. Dentro deste aspecto, acreditamos que, em pouco tempo, todos os indivíduos, acima dos quarenta anos, serão candidatos a uma triagem ultra-sônica com o propósito de detectar doenças cardiovasculares e tumores. Se realizado em larga escala, como referimos, o método poderá fornecer uma valiosa contribuição para o estudo epidemiológico da arteriosclerose.

Atualmente o ultra-som não é um substituto para o raio X ou outros meios diagnósticos, como muitos poderiam pensar. O ultra-som fornece uma nova visão à investigação clínica em busca do diagnóstico que complementa e, em algumas situações clínicas, até mesmo se impõe na impressão diagnóstica final (aneurisma da aorta abdominal, derrame pericárdico, etc).

No que concerne à patologia vascular periférica, também é verdade que o Doppler ultra-som não se constitui num substituto do exame angiográfico; fornece, entretanto, noções de relevada importância sobre o comportamento hemodinâmico da circulação arterial e venosa em diversos tipos de patologia que alteram o fluxo sanguíneo normal. Embora não substitua a angiografia, o Doppler pode contribuir para a redução da frequência daquele método invasivo, tanto numa fase diagnóstica como numa de evolu-

ção da doença. Na primeira situação, encontram-se os casos em que se suspeita a existência de uma patologia vascular, mas de difícil diagnóstico diferencial; o exame Dopplerométrico negativo poderá evitar a necessidade de uma angiografia. Na segunda fase, situam-se aqueles casos de acompanhamento clínico ou cirúrgico, o qual poderá ser feito basicamente com o uso do Doppler, o que representa uma diminuição substancial de custo operacional para a instituição de saúde, ou para o próprio paciente, tanto em relação ao aspecto monetário, como de sua integridade física⁽²¹⁾.

No exame arterial dos membros, vários dados são colhidos, todos de importância para a análise final; sobressaem, entretanto, as medidas de pressão, pela precisão com que informam a situação hemodinâmica da circulação troncular. O índice de pressão fornece uma boa idéia da perfusão distal, havendo, entretanto, necessidade de sempre relacioná-lo com os dados clínicos; na presença de diabetes, um índice normal pode não representar a realidade pela existência de microangiopatia diabética. O gradiente de pressão segmentar, além de fornecer dados para a localização anatômica da lesão arterial, informa a magnitude da alteração hemodinâmica, provocada pela redução do fluxo, alteração esta representada pela maior ou menor queda da pressão sistólica entre um segmento e outro do membro. Prova de "stress" deve ser sempre realizada, pois como ocorre com o eletrocardiograma de esforço, ela por si, pode revelar a presença de lesão incipiente que, em repouso, não provoca alterações hemodinâmicas. Este conjunto de provas, que avaliam a pressão sistólica dos membros, constituem a parte mais importante do exame arterial periférico e têm a vantagem de serem facilmente realizadas em curto espaço de tempo e mesmo com aparelhos portáteis.

Pela facilidade com que o Doppler pode avaliar o estudo funcional da circulação distal dos membros, seu uso é de grande valia nos Serviços de Urgência. No Setor de Terapia Intensi-

va, a monitorização da pressão arterial⁽⁹⁶⁾ e prevenção da embolia pulmonar, são facilitadas sobretudo com o uso do Doppler. No Setor de Traumatologia, é útil na verificação da existência ou não de lesão vascular secundária a uma luxação, fratura ou à sua redução. Em boa parcela destes casos, a palpação direta do pulso acha-se dificultada pela presença de edema ou por espasmo da própria artéria, envolvida no processo traumático. A não identificação precoce do comprometimento arterial, de comprovação tão fácil através do Doppler, pode resultar no aparecimento de síndrome isquêmica, com graves consequências para o doente. Nos dias subseqüentes, o uso do Doppler relaciona-se, principalmente, à possibilidade de surpreender precocemente a instalação de trombose venosa profunda.

O Doppler vem se firmando a cada dia que passa, como o principal método não invasivo no diagnóstico da trombose venosa profunda, com resultados bem mais expressivos do que o exame clínico, chegando mesmo, em alguns centros especializados, a competir com a flebografia, selecionando os casos que realmente necessitam deste procedimento. Numa apreciação genérica de trabalhos dos principais autores que lidam com o assunto, ressalta-se a grande precisão do Doppler neste particular, o que pode ser observado no Quadro 1. Para se chegar a esta precisão diagnóstica, impõe-se larga experiência do examinador.

Reafirmamos, no tocante ao exame venoso, que o mesmo está baseado, fundamentalmente, na ausculta do som e na análise das cinco características básicas do sinal de velocidade venoso.

O advento do Doppler ultra-som, trouxe novas perspectivas para o exame das alterações cérebro-vasculares, quando tornou possível a avaliação direta da circulação carotídea. Novo alento foi dado pelo exame indireto através da oftalmossonometria, que veio complementar a investigação, fornecendo uma visão hemodinâmica da colateralização existente na circulação

carotídea, tanto pelos ramos terminais das carótidas interna e externa, como pelo polígono de Willis. Embora esta associação de exames tenha proporcionado uma nova dimensão no diagnóstico não invasivo das lesões carotídeas oclusivas, sua precisão diagnóstica se restringe àqueles casos em que há grande redução de fluxo sanguíneo.

QUADRO I		
Autores	Precisão %	Nº de casos
Evans (1970)	91	200
Milne et Al. (1971)	49	35
Sigel et Al. (1972)	80	248
Yao et Al. (1972)	92	50
Strandness et Al. (1972)	91	57
Holmes (1973)	96	71
Johnson (1974)	63	32
Barnes et Al. (1975)	94	122
Bolton et Al. (1975)	78	76
Mc Caffrey (1975)	96	118
Nicholas et Al. (1977)	78	49
Lepore et Al. (1978)	95	40
Dosick et Al. (1978)	94	160
Sumner et Al. (1979)	89	192
Total	88	1 450

[Adaptado de Sumner et Al. (1979)].

O desenvolvimento do Doppler Pulsátil^(2,79,187) possibilitou a aquisição de novas informações, que não podiam ser obtidas com o Doppler de Ondas Contínuas convencional, ou seja, a imagem da luz do vaso. Desta maneira, pequenas reduções no calibre do vaso puderam ser visualizadas através do que se convencionou chamar de arteriografia ultrassônica (fig. 35), mesmo que sua repercussão hemodinâmica fosse de pequena monta^(12,14,123,186). Embora esse tipo de Doppler traga nova visão para a patologia carotídea, seu desempenho não é ainda ideal, pois as imagens colhidas deixam margem a dúvidas, por não serem precisas. Some-se a isso o fato do Doppler Pulsátil não possuir poder de resolução frente a uma calcificação por não visualizar a parede do vaso.

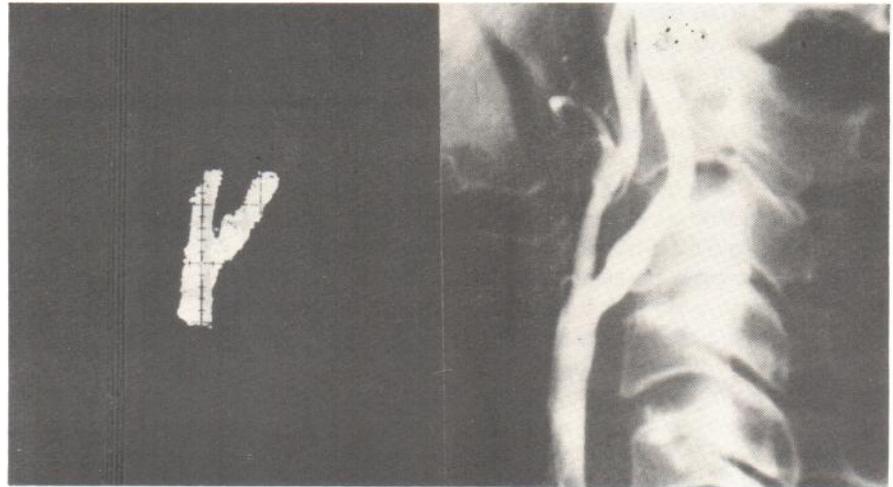


Fig. 35-A – Arteriografia Ultrassônica – Aspecto normal da bifurcação carotídea. (Foto gentilmente cedida pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

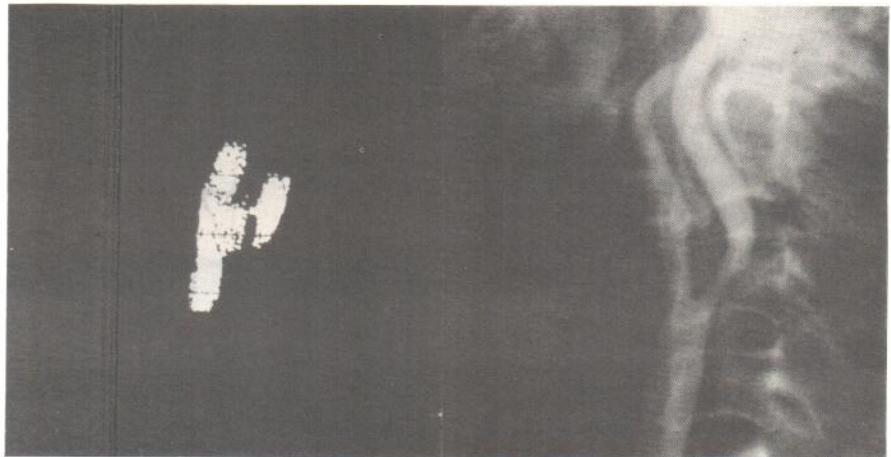


Fig. 35-B – Arteriografia Ultrassônica – Estenose de Carótida Interna. (Foto gentilmente cedida pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).



Fig. 35-C – Arteriografia Ultrassônica – Estenose das carótidas interna e externa. (Foto gentilmente cedida pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

O método ideal para a avaliação direta do sistema carotídeo extracraniano, seria aquele capaz de analisar ao mesmo tempo tanto a parede do vaso quanto o seu lúmen. Esse desafio foi vencido com o surgimento do Duplex Scanner (fig. 36A), que vem sendo amplamente estudado na Universidade de Washington pelo Prof. Strandness⁽¹⁶⁹⁾. O aparelho consiste na associação do Doppler Pulsátil e do Eco B Mode na frequência de 5,3 MHz. Desta maneira, consegue-se a visualização da parede arterial através do Eco e, com o Sistema Doppler, a obtenção de amostras do som, que podem ser colhidas em qualquer local desejado no interior do vaso; a escolha do segmento a ser examinado é orientada por ponto luminoso que indica o local exato para onde está sendo dirigido o feixe de ultrassom (fig. 36B). Na presença de patologia carotídea, observa-se, ao mesmo tempo, a alteração no calibre do vaso e a modificação na velocidade do fluxo por ela induzida, sendo possível, inclusive, a análise do espectro sonoro (fig. 37 e 38). A presença de calcificação arterial será facilmente visualizada na imagem do Eco^(37,41).

A criatividade e a argúcia na tecnologia biomédica, foram mais além e este grande avanço não foi ainda o passo definitivo em termos de ultrassom. A associação de um computador ao Duplex Scanner, possibilitou, além da visualização da parede do vaso e a ausculta do som em seu interior, também a visualização colorida do fluxo sanguíneo; esta coloração adquire tonalidades diferentes de acordo com a maior ou menor velocidade do sangue.

Tanto o Eco quanto o Doppler sofreram uma evolução vertiginosa nos últimos anos, culminando com a sua associação nos modernos aparelhos acima descritos, os quais, acreditamos, continuarão a sofrer aperfeiçoamentos cada vez mais refinados. Este instrumental de grande sofisticação, ainda em fase de desenvolvimento, constitui um progresso extraordinário, não tendo, entretanto, seu uso entrado na rotina clínica, principalmente devido ao



Fig. 36-A — Duplex Scanner. Transdutor colocado em posição para varredura longitudinal.
(Foto gentilmente cedida pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

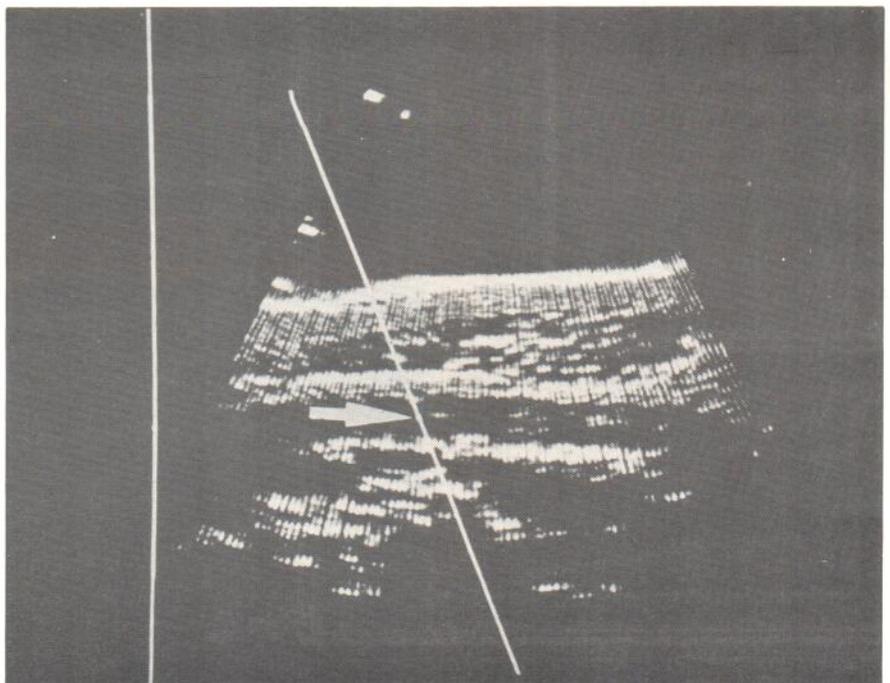


Fig. 36-B — Duplex Scanner. Na fotografia do eco, a seta indica o local aonde está incidindo o feixe ultrassônico do Doppler pulsátil; como o paciente apresenta obstrução completa da carótida primitiva, nenhum sinal sonoro foi obtido.
(Foto gentilmente cedida pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

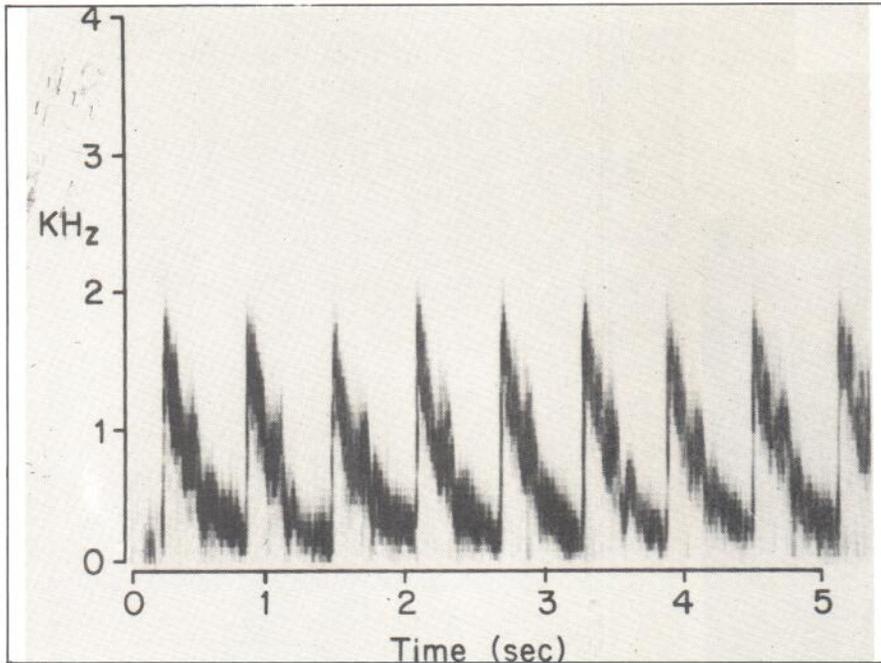


Fig. 37-A – Duplex Scanner: Análise do espectro sonoro. Padrão normal de Velocidade colhido na carótida interna. (Exemplo gentilmente cedido pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

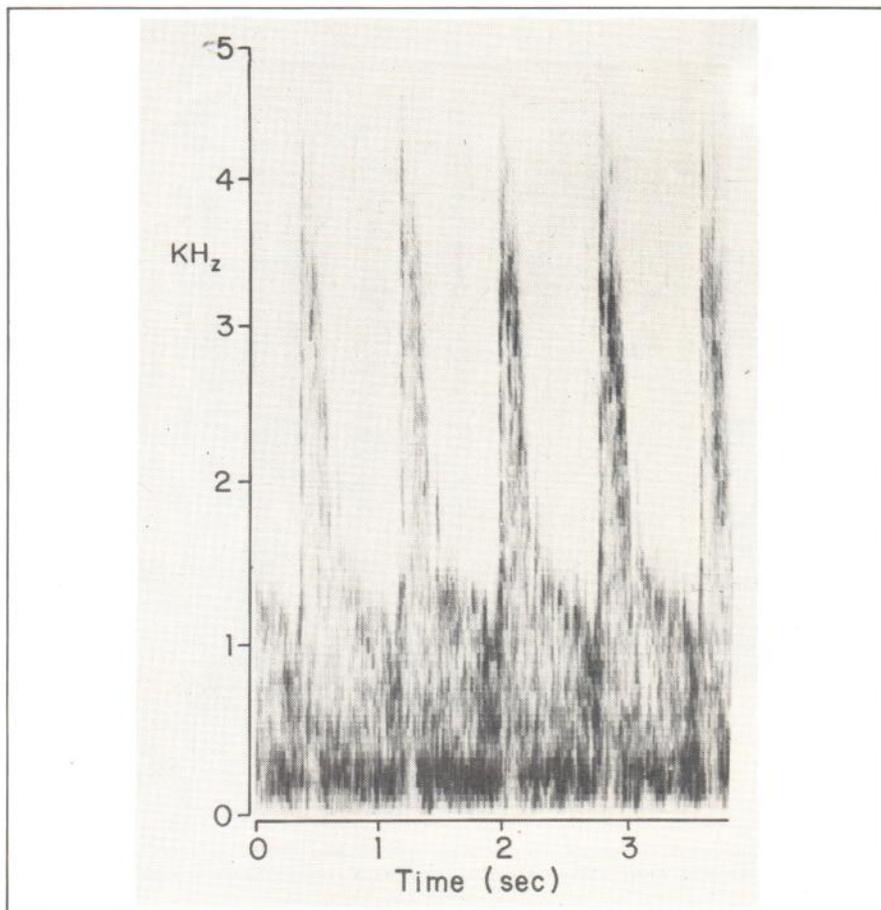


Fig. 37-B – Duplex Scanner: Análise do espectro sonoro. Espectro colhido em paciente com grande estenose (75%) da carótida interna. Notar o grande aumento de velocidade representado no gráfico por um aumento da frequência do sinal. (Exemplo gentilmente cedido pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

seu fabuloso custo, permanecendo restrito aos grandes centros de pesquisa.

Dentro da realidade médica diária, o Doppler de Ondas Contínuas convencional, fornece uma variada gama de informações suficientes para uma segura e rápida avaliação do estado funcional da árvore vascular periférica.

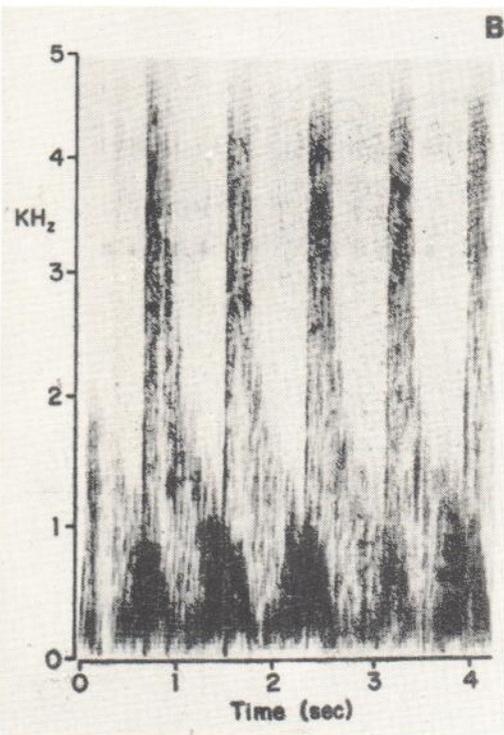
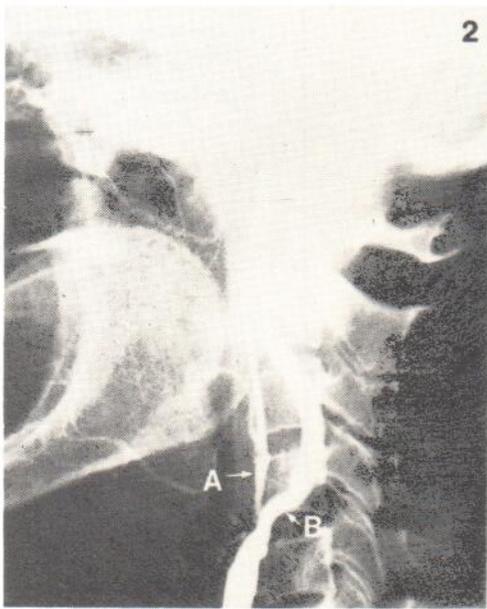
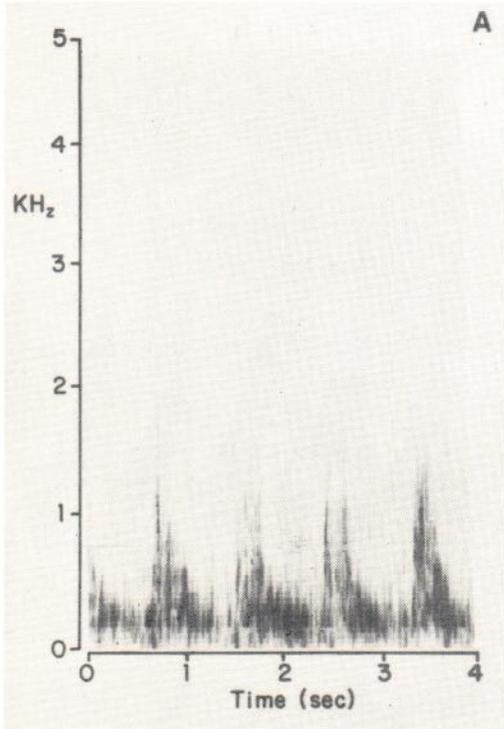
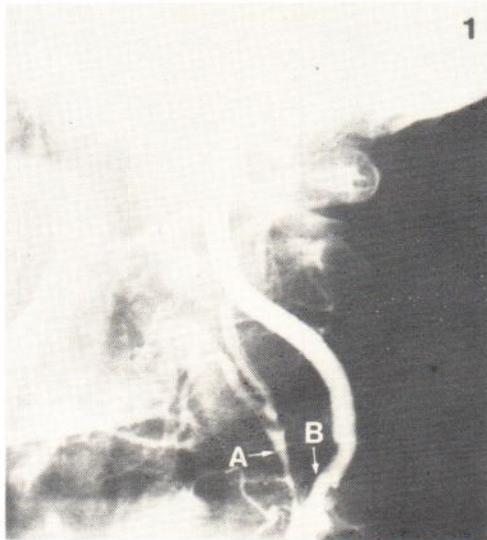


Fig. 38 — Duplex Scanner. Nas arteriografias 1 e 2 observe-se estenose das carótidas externa (A) e interna (B). A análise do espectro A, colhido distalmente à estenose da carótida externa, mostra um alargamento do mesmo, resultante de fluxo de baixa velocidade sugestivo de estenose importante. (Exemplos gentilmente cedidos pelo Prof. D.E. Strandness Jr.).

Abstract

This paper includes a comprehensive explanation on the use of Doppler ultrasound in peripheral vascular diseases. First we focused the basic principles of sound and ultrasound to enable the understanding of the Doppler Effect. Then we showed our experience and our methods in the evaluation of the arterial, venous and extracranial cerebrovascular circulation. Clinical applications are shown and discussed, as well as the accuracy and the limitations of this non-invasive diagnostic procedure.

Bibliografia

1. ABRAMSON, D. — Laboratory tests for study of arterial and venous circulations in the limbs. In: "Circulatory Diseases of the Limbs". Grune and Stratton Inc. 1978.
2. ANGELSEN, B.A.J. et al — Transcutaneous measurement of blood flow velocity in the human aorta. *Cardiovasc. Res.* 10: 368, 1976.
3. ARIZONA HEART INSTITUTE PRESS — Cerebrovascular and peripheral vascular disease, *Advance on Noninvasive Diagnostic Techniques*, 1978.
4. ARTS, M.G.J. et al. — On the instantaneous measurement of blood flow by ultrasonic means. *Med. Biol. Eng.* 10: 23, 1972.
5. BALAS, P. et alii — The value of the ultrasonic flowmeter in the diagnosis of arterial disease. *Angiology*, 21: 451, 1970.
6. BALAS, P. et al — Estimation of digital arterial pressure by using strain-gauge plethysmography technique. *Reunion de chirurgie vasculaire*, H. Saint Joseph. Marseille, Apr. 1976.
7. BAKER, D.W. — Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing. In: *Transactions on Sonics and Ultrasonics*. 3 (Su-17) July, 1970.
8. BAKER, D.W. et al — Noninvasive ultrasonic flowmetry. In: "HWANJ, N.H.C. et al. *Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements*." University Park Press Baltimore, 1977.
9. BAKER, J.D. — Postress Doppler ankle pressure. *Arch. Surg.* 113: 1171, 1978.
10. BAKER, W.H. et alii — Diagnosis of peripheral occlusive disease. *Arch. Surg.* 113: 1308, 1978.
11. BAKER, W.H. et al — The cerebrovascular Doppler examination in patients with non-hemispheric symptoms. *Ann. Surg.* 186: 190, 1977.
12. BARNES, R.W. — Doppler ultrasonic angiography. In: "BERNSTEIN, E.F. *Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease*", Mosby Comp. St. Louis, 1978.
13. BARNES, R.W. et al — Predictive value of noninvasive screening tests in identifying symptomatic candidates for carotid endarterectomy. In: DIETRICH, E.B. *Noninvasive Cardiovascular Diagnosis*. University Park Press, Baltimore, 1978.
14. BARNES, R.W. et al — Doppler ultrasonic arteriography and flow velocity analysis in carotid artery disease. In: "BERNSTEIN, E.F. *Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease*". Mosby Comp. St. Louis, 1978.
15. BARNES, R.W. et al — Doppler ultrasonic diagnosis of venous disease. In: "BERNSTEIN, E.F. *Noninvasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease*. Mosby Comp. St. Louis, 1978.
16. BARNES, R.W. et al — Doppler ultrasonic evaluation of arterial disease. University of Iowa Press, Iowa City, 1975.
17. BARNES, R.W. et al — Doppler ultrasonic evaluation of venous disease. University of Iowa Press, Iowa City, 1975.
18. BARNES, R.W. et al — Doppler ultrasonic evaluation of cerebrovascular disease. University of Iowa Press, Iowa City, 1975.
19. BARNES, R.W. et alii — Accuracy of Doppler ultrasound in clinically suspected venous thrombosis of the calf. *Surg. Gynecol. Obstet.* 143: 425, 1976.
20. BARNES, R.W. — Noninvasive assessment of arteriovenous fistula. *Angiology* 29: 691, 1978.
21. BARNES, R.W. — Thromboembolic complication of angiography for peripheral disease. *Radiology* 122: 459, 1977.
22. BARNES, R.W. et al — Noninvasive quantitation of venous reflux in the post-phlebotic syndrome. *Surg. Gynecol. Obstet.* 136: 769, 1973.
23. BARNES, R.W. — Prospective screening for deep vein thrombosis in high risk patients. *Am. J. Surg.* 134: 187, 1977.
24. BARNES, R.W. — Doppler ultrasound and supraorbital photoplethysmography for noninvasive screening of carotid occlusive disease. *Am. J. Surg.* 134: 183, 1977.
25. BARNES, R.W. et alii — An index of healing in below-knee amputation: leg blood pressure by Doppler ultrasound. *Surgery* 79: 13, 1976.
26. BARNES, R.W. — Supraorbital photoplethysmography. *J. Surg. Res.* 22: 319, 1977.
27. BARNES, R.W. — Differentiation of superficial thrombophlebitis from lymphangitis by Doppler ultrasound. *Surg. Gynecol. Obstet.* 143: 23, 1976.
28. BARNES, R.W. et al — Postoperative deep vein thrombosis in the lower extremity amputee. *Ann. Surg.* 183: 429, 1976.
29. BARNES, R.E. et al — Postphlebotic syndrome. *Proceedings of the 21 Scientific Meeting of the International Cardiovascular Society*. Toronto, Ontario, June, 1973.
30. BARNES, R.W. et al — Intraoperative assessment of arterial reconstruction by Doppler ultrasound. *Surg. Gynecol. Obstet.* 146: 896, 1978.
31. BARNES, R.W. et al — Safety of brachial catheters as monitors in the intensive care unit — prospective evaluation with the Doppler ultrasonic velocity detector. *Anest.* 44: 260, 1976.
32. BARNES, R.W. et al — Noninvasive assessment of altered limb hemodynamics and complications of arterial catheterization. *Radiology* 107: 505, 1973.
33. BARNES, R.W. et al — Venous thrombosis in suspected pulmonary embolism: incidence detectable by Doppler ultrasound. *Thrombos. Haemostas. (Stuttg.)* 36: 150, 1976.
34. BELLEN, B.VAN, et al — Trombose venosa profunda. *Rev. Ass. Med. Bras.* 23: 220, 1977.
35. BELLEN, B. VAN — O efeito Doppler-ultra-som no diagnóstico não invasivo de vasculopatias periféricas. *Rev. Ass. Méd. Bras.* 23: 755, 1977.
36. BELLEN, B. VAN, et alii — Diagnóstico não invasivo da doença oclusiva das artérias carótidas. *Rev. Ass. Méd. Bras.* 22: 320, 1976.
37. BLACKSHEAR, W.M. et alii — Detection of carotid occlusive disease by ultrasonic imaging and pulsed Doppler spectrum analysis. *Surgery* (in press).
38. BOUGHNER, D.R. — Assessment of aortic insufficiency by transcutaneous Doppler ultrasound. *Circulation* 52: 874, 1975.
39. BOUGHNER, D.R. et al — Hypertrophic obstructive cardiomyopathy. *Br. Heart J.* 37: 917, 1975.
40. BOUGHNER, D.R. — Transcutaneous aortic velocity patterns and the echocardiogram in the idiopathic hypertrophic subaortic stenosis. *Ultrasound in Medicine* 3A. 139, 1977.
41. BODILY, K.C. et alii — Spectral analysis of Doppler velocity patterns in normal and patients with carotid artery stenosis (in press).
42. BRISMAN, R. et alii — Accuracy of transcutaneous Doppler ultrasonic in evaluating extracranial vascular disease. *J. Neurosurg.* 32: 529, 1970.
43. BROCKENBROUGH, E.C. — Periorbital Doppler velocity evaluation of