

SANDRA APARECIDA FERREIRA SILVEIRA

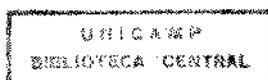
Determinação do Fluxo Arterial com o Auxílio da Pneumopletismografia
e da Ultra-Sonografia Duplex.
Estudo Experimental e em Voluntários

Tese apresentada na Faculdade de Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Mestre em Ciências
Médicas, Área de Concentração: Medicina Interna.

Orientador: Prof. Dr. João Potério Filho

Campinas

1999



Banca examinadora da Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. João Potério Filho

Membros:

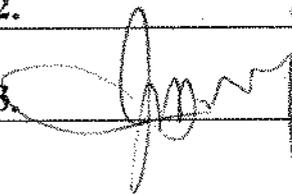
1.



2.



3.



Curso de pós-graduação em Ciências Médicas, área Medicina Interna da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data:

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP**

Si 39d

Silveira, Sandra Aparecida Ferreira

Determinação do fluxo arterial periférico com o auxílio da pneumopletismografia e da ultra-sonografia duplex: estudo experimental e em voluntários / Sandra Aparecida Ferreira Silveira. Campinas, SP:[s.n.], 1999.

Orientador: João Potério Filho

Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Doppler. 2. Calibração. 3. Ultra-sonografia – Avaliação técnica. I. João Potério Filho. II Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III Título.

Em memória

de meus pais, pela formação moral e exemplo de amor ao

próximo;

de minha querida tia Emília, pelo amor e carinho que me

dedicou;

Em homenagem a

Teresa, minha segunda mãe, que sempre me amou e me incentiva a

cada instante da vida;

e Larissa, minha querida irmã, que com seu carinho e admiração me

estimula a continuar na luta diária.

AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de vida e sabedoria.

Ao amigo e orientador Prof. Dr. João Potério Filho, e à Glória, sua esposa, pela inestimável assistência e compreensão ao me ensinar a elaborar este trabalho. Sem vocês, não seria factível a sua realização.

Ao professor e amigo Prof. Dr. Sílvio dos Santos Carvalhal, pela minha iniciação na vida acadêmica e pela sedimentação dos conhecimentos recebidos. Tesouro sem preço.

Ao professor e amigo Sérgio Salles Cunha, pela paciência que teve ao me ensinar as bases dos estudos ultra-sonográficos vasculares que propiciaram minha opção por este campo de conhecimento.

Ao professor e amigo Prof. Dr. John Cook Lane, pelo exemplo de seriedade e competência.

Ao Dr. José Michel Kalaf e aos integrantes da equipe da Radiologia Clínica de Campinas, pelo apoio, confiança e compreensão.

Aos amigos Prof. Dr. George Carchedi Luccas, Prof. Dra Ana Terezinha Guillaumon, ao Dr. Fábio Husseman Menezes e Dra. Irene Matsui, membros da Disciplina de Moléstias Vasculares Periféricas, pelo modo como me acolheram e incentivaram a continuar na especialidade. Aprendi muito com vocês !

Aos integrantes do Departamento de Radiologia, na pessoa do seu Coordenador, Prof. Dr. Lívio Nanni, pela acolhida e pela confiança em mim depositada.

Ao Prof. Dr. László József Mólnar, pela valiosa contribuição que muito enriqueceu nosso trabalho.

Aos funcionários do Departamento de Radiologia, pelo carinho, amizade e apoio.

Às senhoras Dalva Galeano e Walkíria Aparecida S. Avelino, pelo incentivo e dedicação que possibilitaram a realização deste trabalho.

Aos pós-graduandos e residentes da Disciplina de Moléstias Vasculares Periféricas, pela confiança no meu trabalho.

Aos amigos dos Departamentos de Clínica Médica e de Anatomia Patológica da Faculdade de Ciências Médicas da P.U.C. - CAMPINAS, pela troca de experiências, alegrias e tristezas.

Aos voluntários, cuja participação tornou possível a realização deste estudo.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo

A avaliação clínica dos pacientes, com doença arterial, inclui a quantificação do fluxo arterial dos membros inferiores. Neste estudo, o US-Duplex e a pneumopletismografia foram avaliados buscando-se identificar possíveis causas de erro na determinação do fluxo arterial.

Métodos: em condições experimentais, para a avaliação com o US-Duplex, utilizou-se um circuito, no qual o sangue humano (Ht. entre 30 e 33%) era impulsionado por uma bomba de hemodiálise com 2 roletes. O fluxo, (170 ± 10 ml/min.) intermitente ou na forma pulsada, foi medido no trajeto, constituído por tubos de silicone. Foram avaliados ângulos de insonação de 40° , 50° e 60° . Para verificar-se a precisão do ângulo, os segmentos dos tubos, onde se fizeram as leituras, foram apoiados em rampas com inclinação de 40° , 50° e 60° . No estudo em humanos, com o US-Duplex, o fluxo foi determinado em artérias poplíteas, de ambos os membros, utilizando-se ângulo de insonação de 60° . Em 5 casos, selecionados aleatoriamente, a medida de fluxo foi repetida sob oclusão venosa (pressões de 50, 80, 100 e 120 mmHg). Com o pneumopletismógrafo, foi avaliado o fluxo arterial, nas pernas e nos pés, de voluntários sadios.

Avaliou-se a influência da calibração sobre a precisão das leituras, em recipiente fechado (não elástico) e nos coxins pneumáticos (botas) do pletismógrafo. Os deslocamentos das linhas de base dos traçados obtidos com os dois tipos de experimentos, provocados pela calibração (insuflação e retirada de volumes pré-fixados = 10, 50 e 100 ml de ar), foram empregados para a

comparação com os desvios esperados (calculados tomando-se como base a calibração com 10 ou 50ml de ar).

Resultados: Em condições experimentais, o fluxo sanguíneo variou com os ângulos de insonação; para o fluxo intermitente os valores médios (ml/minuto) foram: 156,6 : 40°, 177,4 : 50°, 197,6 : 60° e 152,0 : 40°, 178,0 : 50° e 199,2 : 60°, com as rampas. Para a forma pulsada foram: 157,0 : 40°, 176,8 : 50°, 193,4 : 60° e com o auxílio das rampas 162,6 : 40°, 179,6 : 50°, 194,6 : 60°. Com o US, o fluxo médio nas artérias poplíteas, foi de 127,33ml/min à esquerda e 120,5 à direita (p=0,2012). Houve diminuição do fluxo com a oclusão venosa (79,8 : 50, 50,51 : 80, 39,6 : 100 e 21,6 : 120mmHg)

Os valores da calibração (em milímetros) em recipiente fechado foram: 6,16 : 10ml de ar, 30,5 : 50ml de ar e 61,33: 100ml de ar; nas botas foram 4 : 10ml de ar, 17,5 : 50ml de ar e 32,0 : 100ml de ar. Os desvios esperados variaram entre -0,08% para 50ml de ar e +0,44% para 100ml e nas botas entre -12,5% e 20,0%. Com o pletismógrafo, os valores de fluxo (ml/min.) nas pernas e pés foram: 58,88 à esquerda e 57,83 à direita (p=0,3275).

Conclusões – Com o ângulo de insonação, de 50 graus, obteve-se o valor de fluxo mais próximo daquele pré determinado (170 ± 10 ml/min). O ângulo de insonação ideal foi de 46,6°, calculado graficamente. Constatou-se maior variação entre os valores esperados e calculados nas calibrações das botas, em relação aos obtidos em recipientes fechados. A oclusão venosa influenciou na determinação do fluxo arterial.

SUMÁRIO

	Página
Resumo.....	vii
1. INTRODUÇÃO.....	01
1.1 Justificativa e Objetivos.....	02
1.2 Objetivos.....	05
1.2.1 Objetivos específicos.....	05
1.3 Revisão da literatura.....	06
1.3.1 Ultra-sonografia.....	06
1.3.1.1 Ultra-sonografia Doppler.....	08
1.3.1.2 Determinação do fluxo arterial com a Ultra-sonografia	10
1.3.2. A Pletismografia.....	13
1.3.2.1 Determinação do fluxo arterial com o pneumopletismógrafo.....	17
2. MÉTODOS.....	22
2.1 Casuística.....	23
2.1.1 Critérios de inclusão.....	23
2.1.2 Critérios de exclusão.....	23
2.2 Estudo experimental.....	24
2.2.1 Avaliação do fluxo sanguíneo com Ultra-Som, em condições experimentais.....	24
2.2.1.1 Equipamento.....	24
2.2.1.2 Medida do fluxo real com sangue humano (FRS).....	25
2.2.1.3 Determinação do fluxo com o US-Duplex em condições experimentais.....	26
2.2.1.4 Influência do ângulo de insonação na medida do fluxo.....	27
2.2.2 Padronização do método pneumopletismográfico.....	27
2.2.2.1. Equipamento.....	27
2.2.2.2. Avaliação com o pneumopletismógrafo.....	28
2.2.2.3 - Teste da calibração do sistema com 10ml de ar.....	29
2.2.2.4 Teste de calibração com 50 e 100ml de ar.....	29
2.2.2.5 Avaliação da calibração nas botas.....	30

2.3	Estudo em voluntários.....	31
2.3.1	Medida do fluxo arterial nas pernas e nos pés com o pneumopletismógrafo em um grupo de voluntários.....	31
2.3.1.1	Aplicação das pressões.....	32
2.3.1.2	Calibração do sistema.....	33
2.3.1.3	Cálculo do fluxo.....	33
2.3.2	Medida do fluxo das artérias poplíteas com o auxílio do US-Duplex	34
2.3.2.1	Medida do fluxo volumétrico na artéria poplítea.....	35
2.3.3	Medida do fluxo na artéria poplítea com o uso de oclusão venosa proximal.....	35
2.4	Análise estatística.....	36
3.	RESULTADOS.....	37
3.1	Valores de fluxo real com sangue (FRS).....	38
3.2	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 40 graus (sem rampa).....	39
3.3	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 40 graus (com rampa).....	39
3.4	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 50 graus (sem rampa).....	40
3.5	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 50 graus (com rampa).....	41
3.6	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 60 graus (sem rampa).....	42
3.7	Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 60 graus (com rampa).....	43
3.8	Análise estatística.....	43
3.9	Valores da calibração do pneumopletismógrafo, em recipiente fechado.....	44
3.10	Valores da calibração das botas do pneumopletismógrafo.....	46
3.11	Fluxo arterial medido nas pernas e pés de voluntários com o auxílio do pneumopletismógrafo.....	48

3.12 Determinação do fluxo na artéria poplítea de voluntários, com o auxílio do US-Duplex.....	50
3.13 Determinação do fluxo na artéria poplítea de voluntários, com o auxílio do US-Duplex sob regime de oclusão venosa.....	52
4. DISCUSSÃO.....	54
5. CONCLUSÕES.....	76
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
7. ANEXOS.....	91
8. SUMMARY.....	107

Figuras	Página
Figura 1.....	92
Figura 2.....	93
Figura 3.....	94
Figura 4.....	95
Figura 5.....	96
Figura 6.....	97
Figura 7.....	98
Figura 8.....	99
Figura 9.....	100
Figura 10.....	101
Figura 11.....	102
Figura 12.....	103
Figura 13.....	104
Figura 14.....	105
Figura 15.....	106

1. INTRODUÇÃO

1.1 Justificativa e Objetivos

Os métodos para as medidas não invasivas do fluxo arterial foram difundidos a partir dos trabalhos de BRODIE e RUSSEL em 1905, quando adaptaram o pletismógrafo para esse fim. Os fisiologistas e farmacologistas souberam tirar proveito desses ensinamentos, fornecendo subsídios que contribuíram para a modernização dos equipamentos.

O método pletismográfico, essencialmente não invasivo, além das medidas de fluxo sangüíneo, permite o estudo das ondas de pulso e a determinação da pressão sistólica, sendo útil naqueles casos onde há endurecimento das paredes arteriais, tornando-as incompressíveis e comprometendo a precisão dos métodos, que dependem da compressão das artérias (POTERIO-FILHO, 1992). Para a avaliação do fluxo sangüíneo, o método pletismográfico utiliza o registro das variações de volume no segmento em estudo quando se provoca o bloqueio da circulação venosa, sem contudo interferir-se com o aporte de sangue arterial para aquela região.

Nos últimos 30 anos, o uso pouco freqüente do pletismógrafo deveu-se principalmente ao aparecimento de outros métodos como a Ultra-Sonografia, a Ressonância Nuclear Magnética e o Método Cintilográfico,

todos com maior versatilidade de uso e que podem ser indicados para a investigação clínica da aorta abdominal, das artérias viscerais abdominais, das carótidas e artérias individualizadas das pernas (tibiais ou fibulares), locais onde o pletismógrafo não pode ser aplicado.

Dentre estes métodos, o mais empregado tem sido a ultra-sonografia, que foi desenvolvida em 1959, por SATOMURA , e que na sua forma inicial não media o fluxo sanguíneo. Este método passou por inúmeras modificações técnicas e foi somente depois dos trabalhos de BARBER et al. (1974) que se tornou útil na determinação do fluxo sanguíneo. Estes autores propuseram o emprego de uma combinação de feixes de ultra-som, de formas contínua e pulsada, possibilitando a combinação da imagem bidimensional com o espectro das velocidades, em tempo real.

Com esta modificação tecnológica, tornou-se possível medir o diâmetro dos vasos e a velocidade do sangue. Essa técnica foi denominada Duplex-Scan, e, nestes 25 anos de existência, aprimorou-se de tal forma que, em dias atuais, as máquinas permitem o mapeamento do fluxo sanguíneo em todo o organismo.

Certamente, escolher o método mais indicado para a determinação de fluxo volumétrico em um membro não é uma tarefa fácil, pois, todos apresentam vantagens e desvantagens inerentes. A pletismografia permite a calibração do aparelho em todas as leituras, o que, se supõe, redundaria na maior precisão das suas medidas. No entanto, avalia o fluxo regional, global, uma vez que não individualiza o fluxo de cada vaso, enquanto com a ultra-sonografia somente é possível ler-se o fluxo individualizado dos vasos.

Também não é possível adotar-se a calibração a cada leitura, uma vez que as medidas de distância e de velocidade baseiam-se na reflexão do ultra-som nos diferentes tecidos e, portanto, são dependentes das características físicas dos equipamentos (pré-calibração).

A ressonância nuclear magnética fez ressurgir o interesse pelas medidas de fluxo. No entanto, é uma técnica que somente mede fluxos pulsáteis, e, por ser bastante onerosa, ainda não está bem difundida para uso clínico.

Considerando, que o estudo da circulação nos membros, por métodos não invasivos, é freqüentemente utilizado na avaliação das doenças circulatórias, arteriais, venosas, ou linfáticas, a comparação entre os métodos ultra-sonográfico e pletismográfico tem muito interesse e utilidade na prática clínica. Assim sendo, propusemos um estudo crítico dos dois métodos, buscando identificar possíveis diferenças entre os valores de fluxo medidos com o ultra-som e com o pneumopletismógrafo.

1.2 Objetivos

É nosso objetivo identificar possíveis causas de erro na determinação do fluxo sanguíneo arterial, com os métodos pneumopletismográfico e ultrasonográfico (US-Duplex), em estudo experimental e em voluntários sadios.

1.2.1 Objetivos específicos

1) avaliar, em condições experimentais, a influência de ângulos de insonação de 40º, 50º e 60º sobre as medidas de fluxo com o US-Duplex e determinar o ângulo de Insonação Ideal;

2) avaliar a influência da “calibração” sobre a precisão das medidas com o pletismógrafo em recipiente fechado, não elástico, e em botas (coxim pneumático);

3) determinar, em voluntários, o fluxo sanguíneo nas artérias poplíteas, com o US-Duplex;

4) determinar, em voluntários, o fluxo sanguíneo arterial, nas pernas e nos pés, com o pletismógrafo;

5) avaliar a influência da oclusão venosa na leitura do fluxo sanguíneo com pneumopletismógrafo através do US-Duplex.

1.3 Revisão da Literatura

1.3.1 Ultra-sonografia

A primeira teoria sobre a ultra-sonografia foi publicada por SPALLANZANI & LAZZARO em 1794, sobre a orientação dos morcegos através do ultra-som. Em 1880, a descoberta do efeito piezoelétrico por CURIE & CURIE estabeleceu as bases conceituais, físicas, para a ultra-sonografia.

O efeito piezoelétrico é a propriedade que têm alguns materiais como o cristal de quartzo e alguns tipos de cerâmica. Quando submetidos a uma corrente elétrica, estes materiais passam a vibrar em uma determinada frequência. Por outro lado, quando submetidos a uma pressão mecânica, como o som, eles a transformam em impulsos elétricos.

Estes princípios foram intensamente desenvolvidos para fins militares durante a Segunda Guerra Mundial, sendo utilizados para a confecção de sonares. Na área médica, sua aplicação resultou no aprimoramento dos exames diagnósticos por imagem. Em 1942, DUSSIK introduziu o exame ultra-sonográfico no campo da medicina.

O feixe ultra-sonográfico é produzido pela estimulação elétrica de um ou mais cristais com características piezoelétricas. Os cristais são capazes de responder fielmente a sinais elétricos emitidos em alta frequência para produzir ondas ultra-sônicas. Do mesmo modo, são capazes de converter

ondas ultra-sônicas em sinais elétricos, que são enviados a um amplificador, e são representadas com intensidades proporcionais à sua energia. Existem diferentes métodos de representação dessa energia, a saber: modo A, modo M e o modo B.

O modo A (diz respeito à amplitude) foi a primeira forma de representação e é o método mais simples para registrar os ecos (onda de ultra-som refletida nos tecidos) que retornam do corpo humano. Utiliza-se de um sistema de coordenadas, um verdadeiro gráfico, onde a abscissa representa o tempo de retorno do eco e a ordenada sua amplitude. Este sistema atualmente é pouco utilizado.

O modo M (diz respeito ao movimento) corresponde à representação gráfica de estruturas em movimento. Ao invés de pontos na tela, para a formação da imagem, como ocorre no modo B, linhas paralelas correm na tela em função do tempo. Quando o feixe ultra-sonográfico atravessa uma estrutura fixa, estas linhas permanecem retas. Ao atravessar estruturas que se movimentam, como os vasos sanguíneos, parede e valvas cardíacas, surge na tela um desnível correspondente ao deslocamento da estrutura.

O modo B (diz respeito ao brilho) foi desenvolvido por LEOPOLD em 1975 e consiste na representação de um tipo de imagem ultra-sonográfica na qual os ecos são registrados na tela do equipamento por pontos, cujo brilho é proporcional à intensidade da sua reflexão. Uma modalidade deste tipo de registro é o "B-scan", que fornece a visualização bidimensional das estruturas orgânicas. Ela é obtida pela movimentação do transdutor sobre a superfície do corpo em estudo e exhibe os ecos em modo B. As imagens obtidas com

esta modalidade são formadas pelos ecos das estruturas e, portanto, retratam com fidelidade o desenho anatômico das mesmas.

O advento da tecnologia com a escala cinza deu à ultra-sonografia nova perspectiva entre os métodos de diagnósticos por imagem (KOSSOFF, 1976). Esta escala é constituída por uma gama de tonalidades da cor cinza, variando do preto até o branco numa mesma imagem. A formação das imagens é acentuada pela amplificação não linear das amplitudes dos ecos. Isto resulta na maior amplificação dos ecos de menor amplitude.

O registro fotográfico dos exames com o ultra-som é um fator limitante para o estudo das estruturas em movimento. Esta limitação é contornada pela obtenção de imagens em tempo real formadas a partir de grande número de "quadros" seqüenciais exibidos muito rapidamente. Desta forma é possível detectar e exibir, na tela, o movimento dos órgãos no momento em que ele ocorre.

1.3.1.1 Ultra-Sonografia Doppler

A Ultra-Sonografia Doppler é a técnica básica para a detecção de velocidades do sangue arterial e venoso.

O efeito Doppler tornou-se conhecido pela divulgação das observações de CHRISTIAN JOHANN DOPPLER (1842), matemático austríaco, relatadas no seu livro "Sobre a Luz Colorida das Estrelas Duplas". Ele verificou que a coloração das estrelas mudava conforme se aproximavam ou se afastavam da Terra e relacionou a mudança de freqüência da luz com a velocidade relativa entre os corpos. Posteriormente

esse conceito foi aplicado em relação ao som: é uma mudança aparente na frequência transmitida que ocorre em consequência do movimento tanto da fonte como do alvo a ser atingido.

Para a determinação do fluxo sanguíneo, quando se associa o efeito Doppler com a ultra-sonografia, o alvo é representado pelas hemácias e a fonte fixa, pelo transdutor aplicado sobre a pele, que emite as ondas sonoras com frequência conhecida. Quando o fluxo segue em direção ao transdutor, a frequência refletida pelos eritrócitos é maior que a emitida, e quando o fluxo segue em direção contrária ao transdutor, a frequência é menor. A variação da frequência é diretamente proporcional à velocidade de aproximação ou fuga do eritrócito em relação ao transdutor.

A velocidade de aproximação das hemácias é o componente vetorial do movimento paralelo ao feixe sonoro e é dependente do co-seno do ângulo entre o feixe de ultra-som e a direção do deslocamento dessas.

SATOMURA (1959) foi o primeiro a utilizar o efeito Doppler para a medida de velocidade do fluxo sanguíneo por técnica invasiva, mas foram FRANKLIN et al. (1961) que o utilizaram pela primeira vez de maneira não invasiva para a medida de velocidade de fluxo em animais.

O Doppler contínuo utiliza dois cristais, um dos quais envia feixes de ondas, e o outro recebe as ondas refletidas. Dessa forma, toda informação contida no feixe, está continuamente presente, o que impossibilita determinar-se a profundidade da origem da onda de pulso. O Doppler pulsado usa sinal elétrico intermitente — ora emite ondas e a seguir recebe — fazendo

leituras das ondas refletidas em tempos diferentes, o que permite identificar a profundidade do vaso no qual está sendo realizada a medida de fluxo.

Com esta técnica, apenas uma pequena área ao longo do feixe é avaliada (a amostragem). O exame dessa área limitada é possível porque a velocidade do U.S. através dos tecidos é conhecida, cerca de 1.540 m/seg. Desta forma, pode-se medir o tempo de retorno da onda de um determinado ponto do tecido até o cristal. Como a velocidade e o tempo são conhecidos, é possível determinar a profundidade da estrutura.

As primeiras aplicações do Doppler pulsado para a medida de velocidade de fluxo sanguíneo em humanos foram publicadas por WELLS (1969) e BAKER (1970), aos quais seguiram-se vários autores que modificaram a técnica para seu aprimoramento (PÉRONNAU et al., 1969, 1970 e 1974; MORRIS et al., 1973; HISTAND et al., 1973; HARTLEY & COLE, 1974).

Houve rápido desenvolvimento dos instrumentos, e, com a nova geração de microprocessadores, foi possível simplificar a reconstrução e apresentação dos sinais.

1.3.1.2. Determinação do Fluxo Arterial com a Ultra-Sonografia

A medida de fluxo volumétrico tornou-se possível devido à US-Duplex, que adicionou imagem bidimensional às formas de onda obtidas pelo Doppler pulsado (BARBER, 1974). A combinação do Doppler pulsado com a

US em tempo real permitiu obter o ângulo formado entre o feixe de US e fluxo sanguíneo, bem como o diâmetro dos vasos.

Nos últimos anos, os aparelhos ganharam características que permitem medir a velocidade de deslocamento do sangue (em cm/seg.) e o fluxo volumétrico. A velocidade de deslocamento indica a distância percorrida pelo sangue em um determinado tempo, enquanto o fluxo volumétrico é representativo do volume de sangue que passa por um certo local em um determinado tempo.

Uma tentativa de medida de fluxo foi feita por AVASTHI et al. (1984), que utilizaram um sistema de Doppler pulsado para medir o fluxo na artéria renal de cães anestesiados. Os seus resultados foram comparados com as medidas obtidas com fluxômetro eletromagnético e também "in vitro". Eles salientaram a dificuldade em estimar o diâmetro e na determinação da posição do vaso.

As causas de erro nas medidas de fluxo volumétrico foram testadas por SMITH (1984). Esse autor criou um modelo experimental para a medida de fluxo, usando tubo plástico e sangue, mantido a 25 graus centígrados. Os vários ângulos de insonação testados (entre 44 graus e 63 graus) mostraram erros na medida do fluxo volumétrico, que nunca ultrapassaram 10%. Um outro modelo experimental foi testado por WALTER (1986), que substituiu o sangue por água, na qual adicionou amido de milho. As partículas de amido não dissolvidas mimetizavam as células sanguíneas. A água era impulsionada por uma bomba capaz de gerar pulsos num circuito de tubos plásticos, com diâmetro variável. Nestas condições, o fluxo volumétrico variou com os

seguintes parâmetros: incidência do ângulo de insonação, diâmetro do tubo, fração de ejeção, frequência dos pulsos, tamanho da amostragem e frequência do transdutor.

Em humanos, a US-Duplex foi utilizada por LEWIS em 1986, que fez medidas de fluxo volumétrico na artéria femoral comum e obteve valores que variaram entre 350 ± 141 ml/min, demonstrando grande variabilidade nas medidas. Ele sugeriu que a variabilidade depende inteiramente de padrões fisiológicos conseqüentes às mudanças no débito cardíaco e na resistência periférica, uma vez que fez experimentos excluindo as possíveis causas de erros atribuíveis ao operador. Esse fato foi posteriormente confirmado por FIELD et al. (1989), que mediram o fluxo volumétrico em artéria femoral e poplítea em humanos. No entanto, os achados desses autores com experimentos "in vitro" indicaram alto nível de correlação ($r=0,97$).

RANKE (1992) testou dois sistemas de medida de fluxo volumétrico, QUANTUM E PHILIPS, em circuito com tubo de silicone e uma bomba propulsora, onde variou a resistência, simulando padrões de onda trifásicas e monofásicas. Eles demonstraram que há diferenças significativas entre os dois sistemas quanto ao índice de pulsatilidade, velocidade do fluxo sangüíneo e fluxo volumétrico. Concluíram que todos os investigadores têm que estabelecer a sua variabilidade referencial, levando-se em conta que os resultados particulares não podem ser comparados com os obtidos com outros sistemas e/ou máquinas.

As limitações dos métodos ultra-sonográficos quanto à sensibilidade para a medida de fluxo volumétrico foram amenizadas com a introdução do sistema CIV-Q descrito por PICOT (1994), uma técnica que não utiliza o efeito Doppler. Para definir, simultaneamente, o fluxo e o diâmetro do vaso, utiliza o módulo M. Contudo, ela ainda não conseguiu vencer os erros inerentes às variações hemodinâmicas dos pacientes.

1.3.2 A Pletismografia

Denomina-se pletismografia (do grego plethysmos = incremento, e graphein = inscrição) o procedimento destinado a registrar as variações de volume de segmentos orgânicos, parâmetros que estão condicionados ao estado hemodinâmico nos quais os mesmos se encontram. As primeiras citações referem a GLINSON (1622) e SWAMMERDARN (1737). Embora a possibilidade de medir-se o fluxo sangüíneo com o pneumopletismógrafo tenha sido descrita em 1905 (BRODIE & RUSSEL, 1905), foi somente em 1909, a partir do trabalho de HEWLETT & van ZWALUWENBURG, que o método se difundiu de maneira significativa. Estes autores aplicaram a pletismografia na elucidação da fisiologia da circulação periférica e na avaliação clínica das doenças vasculares.

Desde então este método de investigação continua a obedecer aos mesmos princípios básicos. Em linhas gerais, um pletismógrafo é constituído por uma unidade sensorial, um transdutor capaz de transformar energias, uma unidade modificadora, que recebe o sinal vindo do transdutor e o transforma num sinal registrável, e um sistema inscridor. Há vários tipos de

pletismógrafos que diferem entre si quanto ao mecanismo que caracteriza a unidade sensorial, a saber: pletismógrafo a água ou a ar, de impedância, de capacitância e outros.

A pletismografia a água é a mais antiga nas medidas de volume e foi descrita por LEWIS & GRANT em 1925. A técnica inicialmente proposta adotava um tubo rígido, cheio de água, onde era colocada a extremidade a ser examinada. A mudança de volume do membro em estudo, espontânea ou induzida, refletia-se no volume contido no tubo rígido, e esta variação volumétrica podia ser registrada. Embora seja baseada num princípio simples, é uma técnica trabalhosa e, por isso, atualmente, é utilizada apenas em pesquisas. Sua precisão depende da qualidade do sistema de registro de sinais.

As dificuldades relativas à vedação e à influência da gravidade (peso do líquido) fizeram com que JOHNSON (1932) propusesse a substituição da água pelo ar, criando a pneumopletismografia. Além de contornar estes problemas, representa vantagem adicional, no uso do ar, o fato de tornar o sistema mais simples e mais fácil de ser calibrado. A calibração é uma manobra que deve ser repetida várias vezes durante os experimentos.

Essa técnica de pletismografia utiliza uma bolsa inflável que envolve a extremidade em estudo, e que contém ar mantido sob regime de baixas pressões (10mmHg). As variações de volume da região situada abaixo da bolsa redundam em variação de pressão no conteúdo da bolsa de ar e podem ser registradas com auxílio de transdutores.

Os outros tipos de pletismógrafos são mais recentes e empregam sinais elétricos ou luminosos para detectar as variações de fluxo sanguíneo, como, por exemplo, o pletismógrafo de impedância elétrica, de capacitância e o fotopletismógrafo.

CREMER, em 1907, foi o primeiro a relatar as variações pulsáteis de corrente bioelétrica que eram sincrônicas com a contração do músculo cardíaco de rã, em preparações isoladas. Estas variações de capacitâncias foram relacionadas com as variações dos volumes cardíacos. Em 1932, ATZLER & LEKMAN obtiveram registros de variações do perímetro do tórax que eram sincrônicas com a atividade cardíaca.

No entanto, a pletismografia de impedância tornou-se factível depois que FINGER em 1956 e em 1959 propôs mudanças que aprimoraram de maneira significativa o método. Ele utilizou uma tela metálica frouxamente adaptada ao redor do segmento em estudo e que funcionava como uma placa de condensador, e a pele da região representava a segunda placa. Acoplando um circuito adequado, pode registrar as variações de capacitância elétrica.

Quando adequadamente utilizada, esta modalidade de pletismografia mostra a pulsação arterial normal e as mudanças de volume decorrentes da oclusão venosa, de maneira comparável com aquelas obtidas com os demais pletismógrafos.

A pletismografia de impedância, descrita por MANN em 1937, mede as variações de resistência elétrica, entre dois pontos. Considerando-se que a composição dos tecidos orgânicos não é muito variável, inclusive quanto ao seu conteúdo de líquidos, as variações de resistência que ocorrem durante a

pletismografia podem ser atribuídas às variações de volume sanguíneo. Esta técnica utiliza um anel aplicado em torno do segmento a ser estudado, que contém quatro eletrodos, dois dos quais são fonte de corrente elétrica, e os outros dois são registradores de potencial elétrico. Atualmente a melhor aplicação desse tipo de pletismografia é no diagnóstico de doenças venosas, especialmente de trombose venosa profunda.

A fotopletismografia descrita por HERTZMAN em 1937 mede a variação de conteúdo de sangue, pela reflexão da luz numa pequena área de pele, uma diferença marcante em relação aos outros tipos de pletismógrafos, que medem as variações de volume de um segmento de órgão ou de um órgão inteiro. A luz é emitida por uma fonte, um diodo, quase sempre de luz infravermelha, e é captada por uma célula fotoelétrica. É uma técnica de fácil aplicação, mas não é capaz de detectar aumento de fluxo regional em função da oclusão venosa. Origina registros que guardam boa relação com aqueles obtidos com os demais pletismógrafos quando se considera o tamanho e a forma da onda de pulso.

Em 1949, WHITNEY propôs o "strain-gauge" e mais tarde utilizou este tipo de pletismógrafo para medir a variação da circunferência de um segmento de membro humano (WHITNEY, 1953) . A modificação introduzida consistiu no uso de um tubo de borracha fino e flexível, cheio de mercúrio, em cujas extremidades estavam acoplados eletrodos de cobre. O equipamento foi aplicado ao redor do membro a ser estudado. As variações na circunferência do membro causavam variações na resistência elétrica da coluna de mercúrio, que eram proporcionais às mudanças de comprimento do tubo de

borracha. Considerando que o segmento de membro em estudo tem a forma cilíndrica, a variação de volume nessa região torna-se função do quadrado do raio e do comprimento envolvido. Assim sendo, a partir dos registros das variações de comprimento do tubo de borracha pode-se calcular o fluxo arterial regional.

1.3.2.1 Determinação do Fluxo Arterial com o Pneumopletismógrafo

Até o século passado, o uso do pletismógrafo restringia-se ao registro das ondas de pulso. As ondas pletismográficas normais foram sistematizadas e conhecidas como ondas de TRAUBE (1865), HERING (1869) E MAIER (1876). Esses autores verificaram que os órgãos apresentavam um determinado ritmo de variação volumétrica, relacionada com a quantidade de sangue que chega e que sai de um órgão, bem como daquela que remanesce no seu leito capilar (JOHNSON, 1932 e 1940; ABRAMSON & KATZENSTEIN, 1941; COOPER, EDHOLM & MOTTRAM, 1955; HYMAM & WINSOR, 1961).

As mudanças de volume de um segmento de membro podem ser avaliadas com a pletismografia simples ou a pletismografia de pulso; este método é capaz de registrar as variações rápidas de volume causadas pelas variações dos leitos arterial e arteriolar que são dependentes do volume sistólico. Embora possa ser empregado para determinação do fluxo arterial, sofre a influência de vários fatores, que restringem o seu uso a determinação

das pressões sistólicas nas extremidades dos membros, nos dedos das mãos e dos pés e no pênis.

Uma modificação técnica introduzida a partir dos estudos cardíovasculares de BRODIE & RUSSEL (1905) tornou a pletismografia um método útil na quantificação do fluxo sanguíneo dos membros. Esses autores propuseram a utilização da oclusão venosa progressiva e temporária do segmento do membro em estudo, com o auxílio de um manguito aplicado proximalmente, mas sem comprometer o fluxo arterial. Na forma proposta por BRODIE e RUSSEL (1905), o sangue arterial acumula-se nas veias distais e, após curto período de tempo de oclusão, o volume do membro aumenta progressiva e proporcionalmente ao fluxo arterial. Os registros obtidos, representativos desse aumento, permitem calcular o fluxo arterial total do segmento em estudo.

Estudos mais recentes, usando a pneumopletismografia segmentar, demonstraram que a oclusão venosa pode acarretar fluxo venoso retrógrado, durante a insuflação e a leitura. Em 1935, COLES & GREENFIELD, relataram que a oclusão venosa pode comprometer os resultados da medida do fluxo em membros com hipertensão venosa crônica, em função da perda da capacidade de distensão do sistema venoso – edema e fibrose regionais. Para contornar este efeito indesejável, GRANT & PEARSON (1938) sugeriram a oclusão arterial por um manguito, aplicado na região distal do segmento em estudo. A principal vantagem desta modificação é que tornou possível a leitura do fluxo de um segmento de membro, não terminal, uma vez que delimita distalmente o território a ser avaliado.

No entanto, KERSLAKE (1949) observou que a oclusão arterial provocava reflexo vasomotor. Este autor relatou também que os efeitos desse reflexo eram de curta duração e tornavam-se não significativos 90 segundos após a oclusão provocada pelo manguito, portanto, não interferindo na determinação do fluxo.

Para o cálculo do fluxo arterial, assume-se que, depois da oclusão venosa, a mudança de volume no membro correlaciona-se com o fluxo arterial. Essa afirmativa foi muito criticada por FORMEL & DOYLE (1957) quanto a: 1) a insuflação do manguito de oclusão venosa altera o fluxo arterial e 2) a vasoconstrição arteriolar reflexa pode resultar em congestão venosa. Essas críticas foram minuciosamente avaliadas e há relatos que confirmam a validade da técnica de oclusão venosa para a medida de fluxo arterial (LANDOWNE & KATZ, 1942; COOPER et al., 1955; FORMEL & DOYLE, 1957).

A pletismografia de impedância foi usada para a medida de fluxo sangüíneo regional por POWERS, SCHOFFER & BOBA, (1958) e por NYBOER (1950). Este último autor desenvolveu uma relação matemática a partir da análise do registro das variações dos comprimentos dos membros em estudo e correlacionando-as com a variação de impedância; a equação proposta tornou-se conhecida como equação de NYBOER e é usada para o cálculo do fluxo arterial periférico.

$V = (-)r \frac{L^2}{z^2} \Delta Z$. (onde r = a resistência específica; L = comprimento do membro em estudo e Z = a variação da resistência)

Durante três décadas, HERTZMAN estudou a possibilidade de quantificar o fluxo arterial com o auxílio da fotopletismografia (HERTZMAN, 1937 a, b; HERTZMAN, 1938; HERTZMAN & DILON, 1939-1940; HERTZMAN & JOCHIM, 1947; HERTZMAN & RANDALL, 1948; D' AGROSA & HERTZMAN, 1967). Um dos primeiros obstáculos para a medida de fluxo com esta técnica é a variação individual na cor e na espessura da pele. HARDY et al. (1956) estudaram a influência destes fatores na reflexão e transmissão dos estímulos luminosos. Bulbos incandescentes de diferentes tamanhos foram utilizados rotineiramente com sucesso, apesar dos efeitos do calor. Esses efeitos foram minimizados através de filtros e mais recentemente através de fibra ótica (MOOK et al., 1968; WEINMAM et al., 1977).

Como a fotopletismografia baseia-se nas mudanças de perfusão da pele, algumas precauções devem ser tomadas em relação à temperatura ambiente, estímulos emocionais e uso prévio de fumo, que são fatores que podem falsear os resultados. Por ser uma técnica de fácil execução, é adequada para a monitorização das mudanças hemodinâmicas durante procedimentos cirúrgicos, diagnósticos ou terapêuticos.

Em contraste com os procedimentos originais usando pletismografia e que necessitavam da imersão do membro, a pletismografia segmentar, descrita por WINSOR em 1957, detecta a mudança de volume e de fluxo de um segmento do membro. Esse procedimento tem as vantagens de oferecer grande flexibilidade, pois permite o estudo de pequenas áreas e pode monitorizar as mudanças de volume com boa definição.

A introdução do manômetro diferencial e a calibração foram as modificações essenciais introduzidas nesta técnica descrita por WINSOR (1957). A introdução da calibração tornou possível se expressar a pulsatilidade em valores absolutos (ml/min).

Mais recentemente, RAINES et al. (1976) descreveram a pletismografia segmentar utilizando semicondutores sensíveis à pressão. Esse sistema resultou em melhora da técnica. Os resultados laboratoriais foram então comparados com achados clínicos, o que resultou em critérios diagnósticos bem definidos (RAINES et al., 1976; BAIRD & DAVIS, 1977).

Em nosso meio, a pletismografia segmentar foi anteriormente empregada para a avaliação das repercussões da Doença de Chagas sobre a circulação periférica e na avaliação dos efeitos de técnicas e de diferentes agentes anestésicos sobre o fluxo arterial periférico (POTÉRIO-FILHO, 1975; POTÉRIO et al., 1977a b; POTÉRIO-FILHO et al., 1979). Quando se aplica a oclusão venosa, o afluxo de sangue arterial deve continuar até que os vasos de capacitância da região a montante do bloqueio estejam completamente cheios. Esse bloqueio venoso deve ser instalado lenta e progressivamente para não interferir no enchimento dos vasos de capacitância, principalmente nos pacientes que têm a elasticidade das paredes arteriais preservadas. Nestes casos, a compressão arterial diminui progressivamente o aporte de sangue, fazendo com que o enchimento dos vasos de capacitância se torne mais lento (POTÉRIO FILHO, 1992). Este achado pode representar um fator de erro na determinação do fluxo arterial quando se emprega a oclusão venosa.

2- MÉTODOS

O estudo foi realizado em duas etapas. Na primeira fase os dois métodos foram avaliados em condições experimentais e na segunda em voluntários sadios.

2.1 Casuística

Foram incluídos no estudo 20 voluntários, adultos com idade variando entre 20 e 60 anos, de ambos os sexos, que atenderam ao convite de participação no estudo e que apresentavam, ao exame clínico, os membros inferiores normais. .

2.1.1 Critérios de Inclusão

Exame clínico geral normal e específico da circulação arterial dos membros (pulsos presentes, pressão arterial normal nas duas pernas, ausência de sopros no trajeto das artérias) considerados normais. Exames com US-Duplex das artérias ilíacas, femorais, poplíteas e tibiais, (ausência de placas, estenoses ou defeitos congênitos) considerados normais.

2.1.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos aqueles que faziam uso de drogas hipotensoras e/ou vasodilatadoras, os diabéticos, os que apresentavam colagenoses, os hipertensos leves, moderados ou graves, aqueles com varizes ou história de

safenectomia, com edema de qualquer natureza, e, aqueles com história de fratura nos membros inferiores.

2.2 Estudo Experimental

2.2.1 Avaliação do Fluxo Sangüíneo com Ultra-Som, em Condições Experimentais.

2.2.1.1 Equipamento

Este estudo foi realizado empregando-se um equipamento projetado e construído pelos autores. O equipamento foi testado preenchendo-se o circuito com um meio líquido livre de células, o soro fisiológico, e, para a determinação do fluxo, utilizou-se sangue humano. Os testes foram realizados com fluxo intermitente e com forma pulsada.

Para circular o líquido em estudo, utilizou-se uma bomba de infusão de hemodiálise, de fluxo intermitente, com 2 roletes (Travenol mod. STD 1010). Os ramos de entrada e de retorno da bomba infusora foram conectados a um reservatório, por meio de tubos de silicone de ½ polegada, com paredes de espessura de 1,5mm. Como reservatório, adaptou-se um filtro utilizado em bombas de circulação extracorpórea (Braille Inc. Co.). No ramo de saída da bomba, foram interpostos um manômetro e um redutor de fluxo. Durante os experimentos, a bomba infusora e os demais componentes desse sistema foram mantidos no mesmo plano, apoiados sobre uma mesa (figura 1).

Para o preenchimento do sistema empregou-se 1.000ml de soro fisiológico (volume "priming"). A pressão no circuito foi mantida em 120mmHg (leitura direta no manômetro).

2.2.1.2 Medida do Fluxo Real com Sangue Humano (FRS).

Para efetuar-se esta avaliação foram utilizadas bolsas de concentrado de hemácias, que seriam desprezadas por algum motivo técnico, e que foram fornecidas pelo Hemocentro do HC da UNICAMP.

Ao volume "priming" contido no sistema foram adicionadas duas bolsas de concentrado de hemácias. A mistura foi anticoagulada com 10.000 unidades de heparina. Após a homogeneização da solução contida no sistema, foram coletadas amostras para a correção do hematócrito (entre 30 e 35%), o que foi conseguido diluindo-se com mais soro fisiológico ou acrescentando-se mais concentrado de hemácias.

A pressão no circuito foi mantida em 120mmHg (leitura direta no manômetro). A resistência foi graduada com auxílio do redutor de pressão e a velocidade ajustada para uma vazão no sistema igual a 170 ± 10 ml/min.

O volume impulsionado pela bomba durante o período de 1 minuto nas condições descritas, foi coletado em uma proveta graduada até 250ml interposta no ramo de saída da bomba e antes de entrar no filtro-reservatório. A seguir, este volume era transposto para o reservatório de onde retornava para a bomba de infusão.

O procedimento foi repetido 5 vezes e os valores lidos na proveta foram utilizados para o cálculo da média dos valores de fluxo. Daqui em diante, este valor médio será denominado FRS (fluxo real de sangue).

Para a avaliação do fluxo com a forma pulsada (FRSP), o segmento do tubo de silicone entre a bomba e o redutor de fluxo foi comprimido intermitentemente, numa frequência de 60 vezes/minuto. Considerou-se o valor de FRSP a média dos valores obtidos em 5 repetições sucessivas.

2.2.1.3 Determinação do Fluxo com o US-Duplex em Condições Experimentais.

As medidas com o US foram realizadas com o circuito preenchido com sangue, e imediatamente após a determinação da FRS, tendo-se adotado a seqüência de procedimentos como segue:

Parte do segmento do tubo de silicone compreendido entre a bomba e o redutor de pressão foi colocado entre duas bolsas de silicone que continham no seu interior um gel, produto especial para ser utilizado nas leituras com Ultra-Sonografia (US). O transdutor do equipamento de US foi aplicado sobre a luva superior e o feixe de US foi dirigido para o tubo de silicone. Utilizou-se um transdutor de 10MHz e um aparelho ATL ULTRAMARK-9, tendo-se padronizado a inclinação de 60 graus.

A medida do fluxo volumétrico é uma função normal desses aparelhos e inicia-se com a leitura do diâmetro interno do tubo utilizado (figura 2). A "amostragem" (marca padronizada do aparelho) foi aplicada transversalmente ao tubo, estendendo-se de uma parede interna à outra. A seguir estimou-se a

velocidade do sangue no interior do tubo, agora, colocando-se a amostragem paralela ao fluxo, na região central do tubo. Aguardou-se a inscrição de 2 voltas completas do rolete da bomba (fluxo intermitente) ou 5 pulsos (fluxo com pulsos). Com essas informações e utilizando o efeito Doppler, o aparelho fornece o espectro das velocidades e calcula, automaticamente, o valor do fluxo (em ml/min), multiplicando a área de secção do tubo pela velocidade média do sangue correspondente a cada leitura.

Foram efetuadas cinco leituras com cada uma das duas formas de fluxo, intermitente e pulsada (figuras 3 e 4).

2.2.1.4 Influência do Ângulo de Insonação na Medida do Fluxo

Após este procedimento, utilizando-se a mesma técnica e metodologia, foi analisada a provável influência dos ângulos de 40° , 50° e 60° nas medidas de fluxo. Para tal, foram confeccionadas rampas metálicas para facilitar a obtenção dos ângulos de insonação. Durante as leituras, o tubo de silicone foi apoiado na superfície de rampas que apresentavam inclinação de 40, 50 ou 60 graus em relação ao plano horizontal (figura 5).

Os experimentos com os diferentes ângulos foram realizados, seguindo-se a mesma padronização do item anterior.

2.2.2 Padronização do Método Pneumopletismográfico

2.2.2.1 Equipamento

Utilizou-se um pletismógrafo informatizado e com 4 canais disponíveis e independentes para leituras da pressão, com um “software” denominado AQ-4. O programa foi instalado em um microcomputador, que armazenou os dados obtidos na memória para posterior transcrição com o auxílio de uma impressora, tipo desk-jet HP 660-C. Os transdutores utilizados são adequados para leituras de pressão compreendidas entre 0 e 400mmHg, com variação linear das tensões.

2.2.2.2. Avaliação com o Pneumopletismógrafo

Este estudo busca avaliar a precisão do método pletismográfico e foi efetuado em duas etapas.

Na primeira etapa, o coxim de ar do pletismógrafo, um manguito de borracha, foi colocado dentro de um recipiente metálico de forma cilíndrica hermeticamente fechado com 250ml de capacidade. Na tampa deste recipiente foram soldados, previamente, dois tubos metálicos com 8cm de comprimento, 1/4 de polegada de diâmetro interno e paredes com 1mm de espessura. Os tubos foram alocados de tal forma, que uma metade ficava para dentro do recipiente e a outra metade ficava para o lado de fora da tampa. Estes tubos tinham a função de conectar a câmara interna do recipiente e o manguito de borracha aos transdutores de pressão do pletismógrafo nos canais 1 e 2, respectivamente. Como coxim foi utilizado um manguito de borracha medindo 12 por 24cm, do tipo empregado nos aparelhos de pressão.

2.2.2.3 Teste da Calibração do Sistema com 10ml de Ar

Para a calibração do sistema, foi introduzido ar na câmara interna do recipiente metálico e na câmara do manguito, com o auxílio de uma pêra de borracha, até atingir-se pressão de 10mmHg. As câmaras foram separadas através de uma torneira, após o equilíbrio das pressões. A seguir, empregando-se uma seringa de vidro calibrada, alternadamente, introduziu-se e retirou-se 10ml de ar do coxim de borracha. Este procedimento foi repetido três vezes, o que produziu alterações das linhas de base dos canais 1 e 2, desvios ascendentes e descendentes, correspondentes ao aumento de volume e a retirada do mesmo volume, respectivamente. Estas variações foram registradas, posteriormente lidas em milímetros e, utilizadas como a calibração com 10ml de ar no sistema no canal 1 (figura 6).

2.2.2.4 Teste de Calibração com 50 e 100ml de Ar

Com o auxílio de seringas de vidro com capacidade para 50 ml foram introduzidos e retirados do manguito contido no recipiente, um volume de ar de 50 ml; esta manobra foi repetida três vezes. A seguir repetiu-se a mesma seqüência com 100 ml de ar. Os registros foram posteriormente impressos em papel ofício, A4, para possibilitar o cálculo do teste de calibração em recipiente fechado (figura 6)

Calcularam-se os valores médios dos desvios das linhas de base (considerando-se os valores individuais dos desvios em milímetros), correspondentes às 3 medidas, provocados por 10, 50 e 100ml, que foram designados como calibração (C_{10} , C_{50} e C_{100}). O valor de C_{10} foi considerado

como valor de referência para o cálculo dos valores esperados para a calibração com 50 (VE_{50}) e 100ml (VE_{100}). Para tal multiplicou-se o valor de C_{10} por 5 e por 10 para a obtenção de VE_{50} e de VE_{100} , respectivamente. O desvio esperado representa o deslocamento da linha de base que deveria produzir o volume de ar injetado ou retirado se as condições experimentais no sistema fossem ideais, ou seja, sem ganhos ou perdas que possam ser atribuídas à causa de erro. Foram também calculadas as diferenças entre os valores das calibrações (C_{10} , C_{50} e C_{100}) e os respectivos valores esperados (VE_{50} e VE_{100}).

2.2.2.5 Avaliação da Calibração nas Botas

Na segunda etapa, foram utilizadas as mesmas botas usadas nas leituras de fluxos nas pernas e nos pés dos voluntários (figura 7.1). Estas botas possuem 3 manguitos medindo 16cm de largura por 36cm de comprimento (figura 7.2). Neste estudo, foi utilizada a bota conectada ao canal 1 do pneumopletismógrafo.

As botas estavam enroladas sobre um tubo rígido que simulava o volume correspondente a uma perna humana e contidas com velcro externamente. No sistema, foi aplicado 10mmHg de pressão, insuflando-se ar com o auxílio de uma pêra. Após a completa estabilização do sistema, foi aplicada a mesma seqüência de volumes empregados no item anterior, ou seja, 10, 50 e 100ml por três vezes cada. Estes dados foram armazenados na memória do computador e depois recuperados para o cálculo da variação em milímetros no traçado obtido e posterior comparação com a variação

esperada. Foi calculada a diferença entre o valor esperado e a calibração de 10, 50 e de 100ml (figura 6).

2.3 Estudo em Voluntários.

2.3.1 Medida do Fluxo Arterial nas Pernas e nos Pés com o Pneumopletismógrafo em um Grupo de Voluntários.

A medida do fluxo arterial com o pneumopletismógrafo foi realizada aplicando-se botas envolvendo a perna e o pé dos indivíduos sadios, e promovendo-se uma oclusão progressiva do sangue venoso proximal com um manguito aplicado na coxa (figura 7-1). Utilizou-se para o registro, das variações de volume um sistema eletrônico, computadorizado, com três canais para leituras simultâneas de pressões. Para o cálculo dos valores de fluxo arterial utilizou-se a seguinte fórmula:

$$F = \frac{C_{50} \times (D)}{50}$$

C_{50} = valor da calibração com 50ml de ar (em mm).

D = deslocamento da linha de base provocado pela oclusão venosa, durante 1 minuto (medido em mm)

Com os voluntários deitados na posição horizontal e após cinco minutos de repouso, foram aplicadas as botas que recobriam as pernas desde o pé até o joelho. As botas confeccionadas com tecido resistente (brim)

continham no seu interior três manguitos de borracha, de 16X36cm, e conectados entre si. As botas de brim foram ajustadas em cada paciente de acordo com a dimensão das pernas e dos pés com o auxílio de tiras de “velcro” aplicadas externamente. Em todos os pacientes as medidas de fluxo foram efetuadas simultaneamente nas duas pernas; conectou-se ao aparelho de leitura e de registro a perna e o pé direitos no “canal 1”; e no “canal 2”, a perna e o pé esquerdos.

A oclusão venosa foi efetuada por manguitos aplicados ao redor das coxas, imediatamente acima do término de cada bota de leitura (a direita e a esquerda). Os manguitos, medindo 16X36, estavam alojados num invólucro de brim e “velcro” para conter a sua distensão. Os manguitos oclusores foram conectados entre si e ao “canal 3” do aparelho registrador.

2.3.1.1 Aplicação das Pressões

Os manguitos contidos nas botas foram mantidos com uma pressão de 10mmHg. Nos manguitos de oclusão venosa foram aplicadas pressões variáveis, iniciando-se com 50mmHg, 80mmHg, 100mmHg e 120mmHg. O tempo de duração para cada valor de pressão aplicada foi de um minuto. Após o completo esvaziamento do sistema esperava-se um intervalo de 2 minuto e iniciava-se uma nova compressão com os valores crescentes de pressão. Para cada valor de pressão esta seqüência foi repetida três vezes. As pressões aplicadas promoveram oclusão do sangue venoso, e com isto o aumento do volume da perna e do pé, envolvidos pela bota. Esta variação no volume se traduz em aumentos nos valores das pressões que são registrados

no computador, por desvios na linha de base do traçado. Escolheu-se em cada registro as pressões que promoveram o maior afastamentos da linha de base para o cálculo do fluxo.

2.3.1.2. Calibração do Sistema.

Neste estudo, o volume utilizado para a calibração foi de 50ml de ar introduzidos com o auxílio de uma seringa acoplada ao sistema. Esta calibração (introdução e retirada dos 50ml) foi realizada em cada canal separadamente e repetida 5 vezes (figuras 8 e 9).

2.3.1.3 Cálculo do Fluxo

O cálculo dos valores individuais de fluxo de sangue em cada perna e pé foi conseguido da seguinte maneira:

1) cada exame foi impresso em folhas de papel sulfite, AL4, com o auxílio uma impressora do tipo "desk-jet", obtendo-se traçados ascendentes e descendentes em relação à linha de base (figuras 8 e 9).

Em cada traçado mediu-se:

2) o valor do deslocamento da linha de base (em mm) provocado pela calibração de cada bota (introdução e retirada de 50ml de ar no sistema). O valor encontrado foi dividido por 50 para obter-se a deslocamento produzido por unidade de volume;

3) o deslocamento (em mm) provocado, ao final de 1 minuto, por uma determinada pressão de oclusão venosa em relação à linha de base;

4) os valores encontrados no item 3 foram divididos pelos valores calculados para a variação unitária (item 2), obtendo-se assim os valores de fluxo de sangue na perna e no pé do lado em estudo (em ml/minuto).

2.3.2 Medida do Fluxo das Artérias Poplíteas com o Auxílio do US-Duplex.

Foram selecionados 20 voluntários de ambos os sexos, com idades variando entre 30 e 60 anos e apresentando os dois membros normais ao exame clínico. As medidas de fluxo arterial com o auxílio do US-Duplex foram realizados no Departamento de Radiologia aos cuidados de um só operador.

Todos os pacientes foram posicionados em decúbito dorsal horizontal com o membro a ser examinado com 30 graus de rotação externa, sobrepondo-se parcialmente a perna sobre a coxa contralateral.

Utilizou-se aparelho ATL- Ultramark 9 e transdutores de 7,5MHz para o estudo das artérias femorais e poplíteas e transdutores convexas de 3 MHz para o estudo das artérias ilíacas.

Em todos os casos o estudo iniciou-se pelas artérias ilíacas e femorais com a finalidade de detectar-se a eventual existência de doenças arteriais, em fase assintomática mas que podem interferir no fluxo (defeitos congênitos, aterosclerose, seqüelas de traumas e estenoses)

2.3.2.1 Medida do Fluxo Volumétrico na Artéria Poplítea

O transdutor de 10MHz foi colocado sobre a região da fossa poplítea. Mediu-se o diâmetro da artéria poplítea, primeiramente em secção transversal, e, depois, girando-se o transdutor 180 graus em secção longitudinal. A "amostragem", para a detecção das velocidades, foi colocada no centro do vaso e ocupava todo o diâmetro deste. O ângulo formado pelo cursor em relação ao fluxo, obtido pelo estudo em cores, foi fixado em 60 graus (figura 10). Utilizou-se o menor filtro de parede – 50MHz - e a menor frequência de repetição de pulso (PRF), que não produzisse "aliasing".

Após obter-se a curva espectral das velocidades durante o período de estudo (4 a 5 sístoles), o aparelho forneceu o valor do fluxo volumétrico automaticamente (produto da velocidade média pela área do vaso) (figura 11).

2.3.3 Medida do Fluxo na Artéria Poplítea com o Uso de Oclusão Venosa Proximal.

Foram selecionados, aleatoriamente, 5 indivíduos do grupo de voluntários nos quais, após a medida do fluxo na artéria poplítea com US-Duplex, determinou-se o fluxo num regime de oclusão venosa.

A metodologia utilizada foi a mesma descrita no item 2.3.2.1, porém, foi aplicado, na região do 1/3 médio da coxa, um manguito de 16/36cm (largura e comprimento) conectado a um manômetro de mercúrio e controlado pelo operador.

O fluxo na artéria poplítea foi medido inicialmente, sem nenhuma pressão no manguito. A seguir, foram aplicadas as pressões de 50, 80, 100 e

120mmHg, e, com cada nível de pressão, os valores do fluxo sanguíneo na artéria poplítea foram determinados. Entre os vários níveis de pressão aplicada, foi aguardado um intervalo de 2 minutos antes de iniciar o novo procedimento. Finalmente, após estas leituras com o uso de pressão no manguito ocluser, foi novamente determinado o valor do fluxo, sem nenhuma pressão no manguito. Este valor foi considerado como o valor de fluxo pós-oclusão (figura 12).

2.4 Análise Estatística

A avaliação da significância real das diferenças dos resultados obtidos para cada parâmetro foi efetuada com o auxílio de provas estatísticas. Foram escolhidos: a hipótese de nulidade de diferenças e o nível de significância de 5% para as tomadas de decisões.

Para a comparação entre os valores de fluxo arterial medidos nos membros inferiores à esquerda e à direita, com os dois métodos, empregou-se o teste t de "student" para amostras relacionadas.

Para os demais parâmetros adotou-se análise de variância.

A hipótese de nulidade foi aceita sempre que o resultado estatístico obtido foi menor do que o valor crítico da tabela correspondente para os graus de liberdade e nível de significância adotados.

Quando a hipótese de nulidade foi rejeitada foi aplicado o teste de Tukey.

3. RESULTADOS

3. RESULTADOS

3.1 Valores de Fluxo Real com Sangue (FRS)

Os valores de fluxo sanguíneo gerado pela bomba de infusão, nas formas intermitente (FRSI) e pulsada (FRSP), constam da tabela 1. Nas 5 leituras efetuadas com a FRSI os valores variaram entre 168 e 172ml/minuto, com uma média de $170 \pm 1,5811$; nas leituras com a FRSP variaram entre 168 e 173 ml/minuto com média de $170,4 \pm 2,0736$.

Tabela 1 - Valores do Fluxo Real (FRS) com Sangue Humano Medidos, 5 vezes consecutivas em circuito experimental.

fluxo	Determinação do fluxo (ml/minuto)					Média	D.P.
	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a	5 ^a		
intermi- tente	171	172	168	170	169	170	1,5811
com pulso	172	170	168	169	173	170,4	2,0736

Intermitente – Fluxo gerado por uma bomba com 2 roletes

Com Pulso - Fluxo gerado nas mesmas condições anteriores e com pulso de 60 vezes / minuto

3.2 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex, Empregando-se Ângulo de Insonação de 40 Graus (sem rampa).

Os valores encontrados variaram entre 140 e 161 ml/minuto com média de $152 \pm 8,3300$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 153 e 173 com média de $162,6 \pm 7,9561$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o valor de FRS foram $-10,58\%$ e $-4,35\%$, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 2).

Tabela 2 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex, empregando-se ângulo de insonação de 40 graus (sem rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%. .
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi- tente	140	153	158	148	161	152	-11,84
com pulso	153	168	158	173	161	162,6	- 4,55

% - variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.3 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex, Empregando-se Ângulo de Insonação de 40 Graus (com rampa).

Os valores encontrados variaram entre 145 e 164 ml/minuto com média de $156,6 \pm 7,3006$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 146 e

161 com média de $157.0 \pm 6,5192$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o valor de FRS foram $-7,88\%$ e $-7,64\%$, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 3).

Tabela 3 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex, empregando-se ângulo de insonação de 40 graus (com rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%. variação
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi- tente	145	155	161	158	164	156,6	- 8,55
com pulso	161	146	156	161	161	157,0	- 8,25

% variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.4 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex, Empregando-se Ângulo de Insonação de 50 Graus (sem rampa).

Os valores encontrados variaram entre 158 e 205 ml/minuto com média de $178,0 \pm 21,3892$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 158 e 205 com média de $179,6 \pm 20,3789$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o valor de FRS foram $+4,70\%$ e $+5,64\%$, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 4).

Tabela 4 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex, empregando-se ângulo de insonação de 50 graus (sem rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%. %
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi- tente	197	205	164	158	166	178	+ 4,49
com pulso	158	205	192	183	160	179,6	+ 5,34

% - variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.5 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex, Empregando-se Ângulo de Insonação de 50 Graus (com rampa).

Os valores encontrados variaram entre 160 e 210 ml/minuto com média de $177,4 \pm 20,4401$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 166 e 200 com média de $176,8 \pm 13,2928$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o valor de FRS foram +4,35% e +4,00%, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 5).

Tabela 5 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex, empregando-se ângulo de insonação de 50 graus (com rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi-							
tente	210	170	184	160	163	177,4	+ 4,17
com							
pulso	173	200	166	173	172	176,8	+ 3,84

% - variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.6 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex, Empregando-se Ângulo de Insonação de 60 Graus (sem rampa).

Os valores encontrados variaram entre 186 e 220 ml/minuto com média de $199,2 \pm 14,9398$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 180 e 211 com média de $194,6 \pm 14,9933$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o valor de FRS foram +17,71% e +14,47%, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 6).

Tabela 6 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 60 graus (sem rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi- tente	210	190	186	220	190	199,2	+ 14,65
com pulso	180	211	190	182	210	194,6	+ 12,64

% - variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.7 Valores do Fluxo em Circuito Experimental Medidos com US-Duplex Empregando-se Ângulo de Insonação de 60 Graus (com rampa).

Os valores encontrados variaram entre 170 e 234 ml/minuto com média de $197,6 \pm 23,8914$ quando se utilizou a forma intermitente e entre 177 e 211 com média de $193,4 \pm 16,3798$ para a forma com pulso. As variações percentuais entre os valores médios e o FRS foram +16,23% e +13,76%, para as formas intermitente e com pulso respectivamente (tabela 7).

3.8 Análise Estatística.

Não houve diferença significativa entre os valores de fluxo medidos com ou sem o auxílio das rampas ($p = 0,54$). Também não houve diferença entre o fluxo intermitente ou com pulsos ($p = 0,78$). Houve diferença significativa entre os diferentes ângulos ($p = 0,0001$).

Tabela 7 - Valores do fluxo em circuito experimental medidos com US-Duplex empregando-se ângulo de insonação de 60 graus (com rampa).

Fluxo	Determinação do fluxo (em ml/minuto)					Média	%
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª		
Intermi- tente	200	234	184	170	200	197,6	+ 13,96
com pulso	186	211	182	177	211	193,4	+ 12,09

% variação percentual calculada em função da diferença entre o valor médio encontrado e o FRS (valor pré-determinado = 170ml/min)

3.9 Valores da Calibração do Pneumopletismógrafo, em Recipiente Fechado

Os valores médios dos deslocamentos das linhas de base dos registros obtidos com o pletismógrafo em recipiente fechado, resultantes da calibração (injeção e retirada de volumes de ar, pré-fixados) com 10, 50 e 100 ml foram respectivamente 6,16, 30,5 e 61,33mm (tabela 8). Os valores esperados (V_e) calculados, tomando-se como base o valor da calibração com 10ml de ar, foram 30,8 e 61,6mm para a calibração com 50 e com 100ml de ar respectivamente. As diferenças entre estes valores (V_e) e o valor médio de cada calibração (com 50 e com 100ml de ar) foram $-0,30$ e $+0,27$ mm; os desvios percentuais foram $-0,08\%$ e $+0,44\%$ respectivamente (tabela 9).

O valor esperado (V_e) calculado para os deslocamentos provocados pela calibração com 100ml de ar, tomando-se como base o valor médio da calibração com 50ml de ar, foi de 61,00mm. A diferença entre este valor e o

valor médio da calibração (61,33mm) foi de +0,33 e o desvio percentual foi de +0,54 % (tabela 10).

Tabela 8 - Valores da calibração obtidos com o pneumopletismógrafo em recipiente fechado com 10, 50 e 100ml.

volume injetado	Valores da Calibração obtidos em milímetros						Média
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	
10ml	6	6	6	6,5	6,5	6	6,16
50ml	32	30	31	30	30	30	30,5
100ml	62	60	63	60	63	60	61,33

Tabela 9 - Diferença entre os valores esperados (V_e) para os deslocamentos da linha de base, calculados em relação à calibração com 10ml de ar e os valores médios de deslocamentos correspondentes à calibração com 50 e 100ml de ar (recipiente fechado).

volume de ar	calibração	V_e	$(V_e - \text{calibração})$	desvio %
10ml	6,16	-----	-----	-----
50ml	30,50	30,8	- 0,30	- 0,08
100ml	61,33	61,6	+ 0,27	+ 0,44

V_e = valor obtido multiplicando-se o valor médio da calibração com 10ml de ar (em mm) por 5 e por 10 respectivamente para os V_{es} correspondentes a 50 e 100ml.

Calibração = injeção e retirada de volumes de ar pré-fixados (10, 50 e 100ml).

Tabela 10 - Diferença entre os valores esperados (V_e) para os deslocamentos da linha de base, calculados em relação à calibração com 50ml de ar, e os valores médios de deslocamentos correspondentes à calibração com 100ml de ar (recipiente fechado).

volume de		desvio		
ar	calibração	V_e	$(V_e - \text{calibração})$	%
50ml	30,50	-----	-----	-----
100ml	61,33	61,0	+ 0,33	+ 0,54

V_e = valor obtido multiplicando-se o valor médio da calibração com 50ml de ar (em mm) por 2; Calibração = injeção/retirada de volumes de ar pré-fixados (50 e 100ml).

3.10 Valores da Calibração das Botas do Pneumopletismógrafo.

Os valores médios dos deslocamentos das linhas de base dos registros obtidos durante a aferição das botas do pletismógrafo, resultantes da calibração (injeção e retirada de volumes de ar, pré-fixados) com 10, 50 e 100 ml foram respectivamente 4, 17,5 e 32,0mm (tabela 11). Os valores esperados (V_e) calculados, tomando-se como base o valor da calibração com 10ml de ar, foram 20,0 e 40,0mm para a calibração com 50 e 100ml de ar, respectivamente. As diferenças entre estes valores (V_e) e valor médio de cada calibração (com 50 e com 100ml de ar) foram -2,5 e -8,0mm; os desvios percentuais foram -12,5 % e 20,0%, respectivamente (tabela 12).

O valor esperado (V_e) calculado para os deslocamentos provocados pela calibração com 100ml de ar, tomando-se como base o valor médio da calibração com 50ml de ar, foi de 35,00mm. A diferença entre este valor e o

valor médio da calibração (32,00mm) foi de -3,0 e o desvio percentual foi de -8,0% (tabela 13).

Tabela 11 - Valores individuais dos deslocamentos das linhas de base (calibração) provocados pela introdução e retirada de volumes de ar, pré-fixados (10, 50 e 100ml) nas botas do pneumopletismógrafo.

volume injetado	Valores da calibração obtidos em milímetros.						Média
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	
10ml	4	4	4	4	4	4	4
50ml	17	17	18	17	17	18	17,5
100ml	30	31	34	31	33	33	32

Calibração = injeção e retirada de volumes de ar pré-fixados (50 e 100ml).

Tabela 12 - Diferença entre os valores esperados (V_e) para os deslocamentos da linha de base, calculados em relação à calibração com 10ml de ar, e os valores médios de deslocamentos correspondentes a calibração com 50 e 100ml de ar nas botas.

volume de ar	calibração	V_e	$(V_e - \text{calibração})$	desvio
				%
10ml	4,0	-----	-----	-----
50ml	17,5	20,0	- 2,5	- 12,5
100ml	32,0	40,0	- 8,0	- 20,0

V_e = valor obtido multiplicando-se o valor médio da calibração com 10ml de ar (em mm) por 5 e por 10, respectivamente para os V_{es} correspondentes a 50 e 100ml.

Calibração = injeção e retirada de volumes de ar pré-fixados (10, 50 e 100ml).

Tabela 13 - Diferença entre os valores esperados (V_e) para os deslocamentos da linha de base, calculados em relação à calibração com 50ml de ar, e os valores médios de deslocamentos correspondentes à calibração com 100ml de ar nas botas.

volume de		desvio		
ar	calibração	V_e	$(V_e - \text{calibração})$	%
50ml	17,5	-----	-----	-----
100ml	32,0	35,0	- 3,0	- 8,5

V_e = valor obtido multiplicando-se o valor médio da calibração com 50ml de ar (em mm) por 2. Calibração = injeção/retirada de volumes de ar pré-fixados (50 e 100ml).

3.11 Fluxo Arterial Medido nas Pernas e Pés de Voluntários com o Auxílio do Pneumopletismógrafo

Os valores individuais do fluxo arterial medidos nas pernas e pés de voluntários sadios constam da tabela 14. Nas medidas realizadas no membro inferior esquerdo houve variação entre 28,75ml/minuto (caso nº 13) e 103,5 ml/minuto (caso nº 3). O valor médio calculado para estas medidas foi de $58,88 \pm 22,36$. Nas medidas realizadas no membro inferior direito os valores variaram entre 25,50ml/minuto (caso nº 13) e 92,2ml/minuto (caso nº 3). O valor médio calculado para estas medidas foi de $57,83 \pm 20,88$. A variação percentual entre as duas médias foi de -0,96%. O valor médio, calculado, considerando-se todas as medidas de fluxo, foi de 58,35. Não houve diferença significativa entre os valores de fluxo medidos à esquerda e à direita (p – valor = 0,3275).

Tabela 14 - Valores do fluxo arterial (em ml/minuto) obtidos com o pneumopletismógrafo nas pernas e pés de voluntários

Nº	fluxo arterial nas pernas e pés		média	% variação
	esquerda	direita		
01	73,9	73,9	73,9	0,0
02	45,3	46,4	45,85	2,4
03	103,5	92,2	97,8	12,25
04	61,1	57,8	59,4	7,0
05	100,0	91,6	95,8	9,17
06	50,0	48,4	49,2	3,17
07	39,3	36,6	37,95	7,28
08	72,2	80,0	76,1	10,77
09	52,8	53,0	52,9	0,2
10	71,5	70,0	70,7	1,02
11	76,0	70,0	73,0	8,57
12	33,3	35,5	34,4	1,06
13	28,75	25,50	27,12	3,80
14	31,48	34,09	32,7	8,2
15	90,47	88,88	89,6	1,8
16	40,0	43,75	41,87	9,25
17	65,7	68,7	67,2	4,56
18	58,0	64,28	61,14	10,82
19	43,47	38,4	40,9	13,0
20	40,9	37,50	39,20	9,06
Média	58,88 ±	57,83 ±	58,3	0,96
	22,36	20,88		

3.12 Determinação do Fluxo na Artéria Poplítea de Voluntários, com o Auxílio do US-Duplex.

Os valores individuais do fluxo arterial medidos na artéria poplítea de voluntários constam da tabela 15. O valor médio (calculado com os valores individuais de 5 medidas de fluxo), das medidas realizadas na a. poplítea esquerda variou entre 50,4ml/minuto (caso nº 8) e 248,0ml/minuto (caso nº 15); na direita variou entre 57,0ml/minuto (caso nº 8) e 267,0ml/minuto (caso nº 15). A média calculada (considerando-se os valores médios dos 20 casos estudados) para o fluxo na a. poplítea esquerda foi de 127,33ml/minuto \pm 53,02.e para o fluxo na a. poplítea direita foi de 120,56ml/minuto \pm 51,78. A variação percentual entre as duas médias foi de -7,0%. Não houve diferença significativa entre os valores de fluxo, medidos à esquerda e à direita (p – valor = 0,2012).

Tabela 15 - Valores de fluxo medidos com US-Duplex nas artérias poplíteas de voluntários (em ml/minuto).

Nº	fluxo a. poplíteia esquerda							fluxo a. poplíteia direita							% var.
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	\bar{X}	DP	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	\bar{X}	DP	
01	99	114	100	100	90	100,6	8,5	124	76	98	70	80	91,1	19,0	
02	123	147	140	130	120	132,0	11,3	147	141	130	130	136	136,8	7,3	
03	68	64	87	80	67	73,2	9,8	96	80	93	70	66	81,0	13,3	
04	53	56	54	60	76	59,8	9,4	49	57	59	75	75	59,0	6,6	
05	93	112	107	104	90	101,0	9,3	84	95	99	110	100	97,6	9,3	
06	53	56	54	60	76	59,8	9,4	59	57	65	49	65	59,0	6,6	
07	74	111	96	140	85	101,0	25,0	100	121	119	87	101	105,6	14,2	
08	72	39	39	42	60	50,4	14,9	36	37	86	66	60	57,0	21,0	
09	64	64	64	62	78	66,4	6,5	36	45	67	93	67	61,6	22,2	
10	194	165	199	184	165	161,0	55,0	140	168	139	171	186	160,8	20,6	
11	182	205	215	192	210	200,0	13,0	195	177	178	210	209	193,0	14,3	
12	139	146	135	138	138	139,0	4,0	128	101	108	103	105	109,0	10,0	
13	137	164	94	119	123	127,4	25,0	148	117	164	128	96	110,6	58,0	
14	169	138	124	112	124	113,0	54,0	185	146	142	198	146	162,0	26,0	
15	179	254	192	334	284	248,0	64,0	252	202	236	306	340	267,0	55,0	
16	228	176	197	206	187	198,0	19,0	155	161	134	124	143	143,0	15,0	
17	160	132	190	166	192	168,0	24,0	166	132	127	146	124	139,0	17,0	
18	179	132	137	144	105	139,0	26,0	127	116	101	114	83	108,0	16,0	
19	153	176	233	148	80	158,0	55,0	177	204	154	157	100	116,0	84,0	
20	234	234	251	140	125	151,0	87,0	167	160	148	138	147	154,0	90,0	
Média	127,3±53,02							120,5±51,8							10,2

X = média calculada com os valores das 5 leituras de fluxo; % = variação percentual entre as médias calculadas considerando-se os valores médios de fluxo dos 20 casos estudados.

3.13 Determinação do Fluxo na Artéria Poplítea de Voluntários, com o Auxílio do US-Duplex, sob Regime de Oclusão Venosa.

Os valores médios de fluxo arterial, calculados considerando-se os valores individuais de cinco medidas obtidas com o US-Duplex, na artéria poplítea, sob regime de oclusão venosa, com pressões variáveis constam da tabela 16. Os valores médios calculados com as medidas efetuadas antes da oclusão venosa variaram entre 75 e 133ml/minuto (média = $105,2 \pm 27,2$) e foram consideradas como "controle". Os valores calculados para as medidas realizadas com pressões crescentes de oclusão foram menores progressivamente com o aumento da pressão de oclusão; com a maior pressão aplicada (12cmHg) houve bloqueio total do fluxo arterial nos casos nº 1 e nº 5. As médias calculadas para os diferentes regimes de oclusão venosa foram: 79,8 : 5cmHg, 51,0 : 8cmHg, 39,6 : 10cmHg, e 21,6 : 12cmHg. A variação percentual entre estas médias e o "controle" foi de -24,14% : 5cmHg, -51,52% : 8cmHg, -63,35% ; 10cmHg e -79,46% : 12cmHg. Os valores médios calculados com as medidas efetuadas pós-occlusão foram maiores do que os considerados controle e variaram entre 106 e 175ml/minuto (média = 143,0ml/minuto). A variação percentual entre esta média e o controle foi de +35,93%.

Tabela 16 - Valores de fluxo calculados com medidas efetuadas com o auxílio da US-Duplex, nas artérias poplíteas de voluntários sadios, sob regime de oclusão venosa..

Nº	sem oclusão	pressões aplicadas no manguito oclisor (mmHg)				pós oclusão
		50	80	100	120	
01	106	58	33	17	00	130
		-45%	-68%	-83%	-100%	+22%
02	132	112	82	70	40	154
		-15%	-37%	-46%	-69%	+16%
03	75	69	51	42	33	106
		-8%	-32%	-44%	-56%	+41%
04	133	108	53	45	35	150
		-18%	-60%	-66%	-73%	+12%
05	80	52	36	24	00	175
		-35%	-55%	-70%	-100%	+118%
média	105,2	79,8	51	39,6	21,6	143
variação percentual		-24,14%	-51,52%	-62,35%	-79,46%	+35,93%

sem oclusão = manguito oclisor desinsuflado

pós-oclusão = medidas efetuadas com o manguito oclisor desinsuflado e imediatamente após a seqüência de leituras sob regime de oclusão venosa.

4. DISCUSSÃO

4. DISCUSSÃO

A US sofreu uma grande mudança desde o seu aparecimento na clínica em 1969, e muitos dos estudos realizados em anos anteriores carecem de uma reciclagem geral, uma vez que os aparelhos e as técnicas atuais são outras; na verdade, o que se procura é o aprimoramento desse método largamente utilizado.

Recentes avanços na US-Duplex, permitiram a utilização de software para o cálculo de fluxo volumétrico, baseado nos diferentes momentos do ciclo cardíaco. Entretanto, alguns fatores influenciam nestes cálculos que estão relacionados com o aparelho, o operador e as condições hemodinâmicas dos pacientes.

Necessita-se conhecer a variação de freqüência do Doppler, o ângulo de incidência, a freqüência inicial e o diâmetro dos vasos. Em função da grande variabilidade destes parâmetros, os resultados obtidos com cada sistema não devem ser comparados com aqueles obtidos em circunstâncias diferenciadas (RANKE et al., 1992).

Diversos autores propuseram modelos experimentais para avaliar o fluxo sanguíneo com o US-Duplex, que diferiram entre si quanto aos aspectos relativos ao circuito, como: o meio interposto entre o transdutor e o tubo, o fluido circulante e o material de confecção e o diâmetro dos tubos.

A velocidade de ultra-som nos diversos tecidos e que é calibrada nos aparelhos tem o valor de 1.540m/seg.. No estudo em condições laboratoriais, para simular as estruturas atravessadas pelo feixe de US até atingir o vaso,

interpôs-se entre o segmento do tubo em estudo e o transdutor um saco de borracha contendo gel próprio para estudos ultra-sonográficos (composição: carboximetilcelulose - água bi-destilada - óleo - nipagil - glicerol - seqüestrante - trietanolamina). Em estudos semelhantes com a mesma finalidade foram usados: retalhos de músculo, água aquecida a 25° ou gelatina de origem animal (SMITH, 1984; LEWIS et al., 1986; TAMURA et al., 1987; RANKE et al., 1992; WINKLER et al., 1994) que apresentavam inconvenientes como: dificuldade para aquisição, no caso do músculo e da gelatina; dificuldade para a vedação e manutenção da temperatura, como no caso da água.

Em relação ao fluido empregado, para simular a circulação, foram utilizados solução aquosa com partículas de amido, emulsão de água e óleo, gelatina e leite homogeneizado e sangue. Embora esses fluidos sejam comparáveis ao sangue, quanto às propriedades acústicas, optou-se pelo sangue. O único fator limitante é que as unidades de sangue fornecidas estavam fora do limite do prazo de estocagem e, portanto, sujeitos à hemólise com maior facilidade. No entanto, os experimentos foram efetivados sem oscilação do sinal do Doppler, o que pode ser explicado pela manutenção do volume de fluxo sanguíneo (LUNT, 1980). Para esse autor, o sinal do Doppler mantém-se até hematócrito de 8%, uma vez que o sinal recebido pelo transdutor depende mais do volume de sangue insonado do que do número de corpúsculos que reflete o feixe de US.

Em relação aos tubos, os materiais mais freqüentemente utilizados são o silicone e a borracha de látex. SMITH (1984) relatou que, embora as

propriedades ecogênicas das paredes dos tubos de silicone e dos vasos sangüíneos não sejam as mesmas, há uma grande semelhança entre vasos e tubos com respeito à ecogenicidade da relação parede/lume, bem como da relação espessura da parede/diâmetro do lume. TAMURA et al. (1987), que avaliaram circuitos com tubos de borracha, sugeriram que essas borrachas não produzem distorções das imagens. Salientaram que o mesmo material é utilizado na superfície de insonação dos transdutores porque não produz distorções acústicas.

Em função dos relatos de SMITH (1984) para a confecção do circuito usado no experimentos em condições laboratoriais, optou-se por tubos de silicone com 7mm de diâmetro interno, o que corresponde a uma área de secção transversa, calculada em função do diâmetro, medida com ângulo de insonação de 90 graus, de $0,38\text{cm}^2$. Houve variação nos valores de áreas fornecidas pelo US. (tabela 17), que podem ser atribuídas à variação na determinação do diâmetro do tubo, em função do ângulo de insonação. O diâmetro médio calculado a partir das áreas, registrado na tabela 17, demonstra variações de $7,30:40^\circ$; $7,12:50^\circ$; $7,22:60^\circ$.

A medida do diâmetro do vaso é fundamental, pois dela depende o cálculo da área e todo erro cometido, será elevado ao quadrado ($\text{área} = \pi \cdot r^2$); depende também da resolução espacial do aparelho, e do ângulo formado pelo feixe de US com a superfície refletora, ou seja, do ângulo de insonação. Com o ângulo de 90° a medida fornecida pelo aparelho de US coincide com o diâmetro real do vaso, mas, se o ângulo for menor que 90° o feixe de US

incide obliquamente em relação ao lume do vaso e superestima-se esse parâmetro.

Esses dados, remetem para uma reflexão quanto à determinação de fluxo em humanos. "In vivo", os vasos de acordo com seu segmento, apresentam variação espacial de trajeto em função de estruturas anatômicas vizinhas. Em consequência, ocupam diferentes ângulos em relação à pele, o que altera a incidência do feixe de US. Dessa forma, pode-se recomendar, para maior precisão das medidas de fluxo, que sejam feitas várias medidas da secção transversa do vaso em estudo, identificando-se seu maior valor. Nessa região é que se deverão efetuar as leituras de fluxo, em secção longitudinal.

Considerando-se que o fluxo é calculado em função da velocidade e da secção dos tubos, neste estudo a grande variabilidade das medidas de fluxo pôde ser atribuída a erros no cálculo das velocidades, uma vez que a variação das medidas dos diâmetros fornecidas pelo equipamento de US foi pequena para os três ângulos estudados (tabela 17).

Tabela 17- Valores individuais das áreas e das velocidades medidos com US-Duplex em circuito experimental testando-se diferentes ângulos de insonação

α	parâmetro	valores fornecidos pelo equipamento de US					média
		1	2	3	4	5	
40°	área	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42
	velocidade	6,40	5,80	6,40	6,40	6,00	6,20
50°	área	0,42	0,38	0,38	0,42	0,41	0,40
	velocidade	6,90	8,80	7,30	6,90	7,00	7,38
60°	área	0,40	0,41	0,40	0,42	0,42	0,41
	velocidade	8,80	7,40	7,40	7,40	8,40	7,88

velocidade- medida em cm/segundo. Área- calculada em função do diâmetro (cm²). α = ângulo de insonação (testado em circuito com rampa)

Considerando-se os valores médios de área e de velocidade é possível calcular os fluxos médios para os três ângulos estudados (193,4: 60°, 176,8:50° e 157,0:40° ml/min), cujos valores demonstram que há maior variação percentual em relação ao fluxo real (FRS) com o ângulo de 60° (+12,09%:60°; +3,84%:50° e -8,25%:40°).

Neste estudo as maiores variações de velocidade foram verificadas com ângulos de 60° e 50°. Salienda-se que foram incluídos na tabela 17 apenas os valores correspondentes as medidas efetuadas com auxílio das rampas, para abolir-se os prováveis erros de posicionamento do transdutor, e conseqüente variação do ângulo de insonação.

As razões para superestimar-se as medidas de velocidade são complexas e entre outras causas podem ser atribuídas ao fenômeno de borramento espectral. Este fenômeno ocorre em todos os sistemas Doppler e varia com a largura do feixe de ultra-som, com a frequência transmitida pelo transdutor e com o ângulo de insonação do feixe. Portanto, depende muito mais do aparelho do que das propriedades do fluxo sanguíneo (DAIGLE et al., 1990).

De acordo com SCISSONS (1997), podem ocorrer dois tipos de borramento espectral. O primeiro, de origem fisiológica, é dependente dos vórtices do fluxo sanguíneo. O segundo, relacionado com o equipamento, é causado por feixes múltiplos de US ou feixes largos que saem do transdutor. O último provoca os maiores aumentos de velocidade com os maiores ângulos de insonação.

Uma outra causa de erro na determinação das velocidades foi salientada por GILLER (1994) e ocorre porque o efeito Doppler se processa em três dimensões, enquanto a correção do ângulo pelo equipamento é feita num plano ultra-sonográfico de apenas duas dimensões. Assim sendo, não há correção para as mudanças de direção dos elementos figurados do sangue, que ocorrem continuamente, em três planos. O fluxo é então interpretado como laminar, quando, na realidade, desloca-se em movimentos helicoidais.

SCISSONS (1997) demonstrou que a medida da velocidade sistólica é dependente do número e mais apropriadamente do comprimento dos cristais do transdutor. Tanto o valor das frequências como os valores de

velocidades são influenciados pelo borramento espectral, que depende do aparelho (transdutor). Esse borramento espectral, aparelho dependente, aumenta com o aumento do ângulo de insonação.

Em condições experimentais, a diminuição do sinal parece estar relacionada com a reflexão do feixe a partir da parede externa do tubo. Teoricamente, os ângulos que acusam menores erros estão entre 45° e 75° (WALTER, 1986). Com ângulos de insonação menores que 30°, o feixe de US pode sofrer reflexão total, não sendo captado pelo transdutor; e por isso recomenda-se o uso de ângulos de insonação entre 30° e 60° (KRENKAU, 1990).

Neste estudo foram testados ângulos de insonação de 40°, um valor situado entre 30° e 45°, bem como ângulo de 60°, valor empregado pela maioria dos autores que avaliaram o fluxo arterial. Além destes, foi também testado o ângulo de 50°, um valor intermediário entre o de menor e o de maior valor. Os valores médios de fluxo calculados para os três ângulos de insonação testados permitiram construir um gráfico a partir do qual foi possível determinar-se aquele que denominou-se ângulo de insonação ideal. O ângulo ideal foi definido em função do fluxo real (FRS) medido em condições laboratoriais, cujo valor era conhecido (170 ± 10 ml/minuto).

Neste estudo o ângulo ideal foi de 46,6°, um valor próximo do limite inferior recomendado (figura 13).

O circuito experimental idealizado para este estudo foi testado empregando-se o sistema CIV-Q, tendo-se para tal montado o experimento

no laboratório de vascular do INCOR*. O fluxo foi medido usando-se ângulos de 60°, e os valores obtidos comparados com o FRS (tabela 18).

Tabela 18 - Valores de fluxo medidos em condições laboratoriais (ml/minuto) obtidos empregando-se o sistema CIV-Q.

leitura	1°	2°	3°	4°	5°	Média
FRS	162	163	164	163	161	162,6 ± 1,14
Intermitente	182	176	171	167	150	169,2 ± 10,83
Com Pulso	135	148	145	144	164	147,2 ± 9,45

FRS - volume impulsionado pela bomba, durante um minuto, e coletado em proveta. Intermitente - fluxo gerado por uma bomba com 2 roletes.

Com pulso - fluxo gerado nas mesmas condições e com pulso de 60 vezes por minuto.

O CIV-Q, um sistema que não é baseado no efeito Doppler, foi introduzido na prática clínica em 1994 e é capaz de medir o fluxo sanguíneo com maior precisão (PICOT, 1994). Este sistema mede os componentes pulsáteis e contínuos da onda de fluxo sanguíneo. Adota o sistema M para definir o lume do vaso e o "time domain processing" dos dados de velocidade (SALLES-CUNHA & BEEBE, 1995). Para o cálculo do fluxo, o equipamento utiliza a velocidade mediana, em substituição à velocidade (figura 14).

*Cortesia do Prof. Dr. LÁSZLÓ JÓSEF MÓLNAR

sistólica de pico, o que o torna menos dependente do ângulo de insonação (SCISSONS et al., 1997). Por isso, as variações nas medidas de fluxo observadas neste estudo, em condições experimentais, podem ser atribuídas a variações dos diferentes ângulos de insonação.

O cálculo das velocidades de fluxo nos vasos é dependente do ângulo. Varia em função do co-seno do ângulo de insonação cujo valor aproxima-se de 1 com ângulos menores que 50° ; para ângulos de 60° o valor do co-seno é 0,5. Assim sendo, além dos motivos técnicos, a opção pelo ângulo de 60° como ângulo preferencial justifica-se por facilitar o cálculo final (PRIMOZICH & DAIGLE, 1993).

No estudo em humanos, optou-se pelo ângulo de 60° , levando-se também em consideração que o posicionamento do transdutor sem risco de mobilização durante as leituras torna-se mais difícil quando se trabalha com ângulos abaixo de 60° , o que representaria um provável fator de erro. No estudo em condições laboratoriais, este inconveniente foi contornado pelo uso das rampas metálicas. Nestas condições, o segmento do tubo em estudo ficava posicionado numa angulação pré-fixada, não permitindo alteração da posição.

Em relação ao método empregado nesse estudo, um outro aspecto que se levou em conta foi o posicionamento do cursor em relação ao vaso.

O cursor pode ser posicionado paralelo à parede do vaso ou ao fluxo obtido considerando-se que aí se localizam as maiores velocidades. Há diferença entre estas duas técnicas e é possível obter-se as maiores velocidades com o cursor paralelo ao fluxo, uma vez que os vasos

apresentam bifurcações, tortuosidades e, em condições anômalas, placas ateroscleróticas que alteram a hemodinâmica local. Pode-se afirmar que nem o alinhamento com a parede do vaso e nem com o fluxo colorido representam verdadeiramente a direção do fluxo tridimensional (SCISSONS, 1998). Neste estudo, no qual se avaliou o fluxo em indivíduos normais com exame ultra-sonográfico das artérias dos membros inferiores, o cursor foi alocado paralelamente ao fluxo. Admitiu-se que, não havendo deformidades e/ou presença de placas de ateroma, o fluxo mantinha-se laminar, portanto, com as maiores velocidades no centro do vaso (figura 15).

Esta figura também mostra o tamanho do volume de amostragem, posicionado no interior do vaso. Tomou-se o cuidado de posicioná-lo no maior diâmetro da secção transversal do vaso e alcançando as duas paredes. Com esse cuidado buscou-se maior precisão nas leituras das velocidades do fluxo (SALLES-CUNHA, 1994).

Alguns fatores inerentes ao método podem alterar a forma das ondas do espectro de velocidades fornecido pelo US, transformando ondas trifásicas em ondas bifásicas. FIELD et al. (1989) obtiveram em um mesmo local de leitura (artéria femoral comum) valores de fluxo que variaram entre 432 e 1.653ml/minuto, quando o fluxo passou de trifásico para bifásico. Estes achados podem ser explicados em função da supressão dos valores de amplitudes da onda negativa para o cálculo das velocidades e conseqüentemente introduzindo erros nos cálculos que lhe são dependentes.

O aparecimento de ondas bifásicas também ocorre quando o filtro de freqüências ("wall filter"), um dispositivo que é ajustado pelo operador,

rejeita as velocidades diastólicas (mais baixas) (KRENKAU, 1990). Assim sendo, utilizou-se filtro de 50Hz, menor filtro disponível no equipamento (figura 11), obtendo-se espectros com ondas trifásicas em todas as medidas.

Os valores de fluxo encontrados em voluntários com artérias dos membros inferiores normais foram compatíveis com os citados na literatura.

Tabela 19 - Valores de fluxo medidos na artéria poplítea com o US-Duplex

Autor	Valores do Fluxo na Artéria Poplítea
MARQUIS et al., 1983	96,0±3,46 ml/min.
FIELD et al., 1989	140±11ml/min
SALLES-CUNHA, 1994	100ml/min .
LABROPOULOS et al., 1998	100±25.0 ml/min.
HOLLAND et al., 1998	72,0±5

Todavia, as leituras em um mesmo paciente, efetuadas com intervalo mínimo de tempo, apresentaram grande variação, como por exemplo – caso Nº 13 – perna esquerda: 137, 164, 94, 119 e 123ml/min; e na perna direita: 148, 117, 164, 128 e 96ml/min. Este fato sinaliza para a necessidade de medidas múltiplas e da utilização das médias para representar o valor mais próximo do fluxo real, como foi adotado neste estudo.

O espectro de velocidade varia também com o tônus simpático do paciente. LEWIS et al. (1986) demonstraram grande variabilidade nos valores de fluxo na artéria femoral comum de indivíduos normais, durante 30 minutos de observação, a despeito do ângulo de insonação e outros parâmetros terem sido mantidos constantes.

"In vivo", os vasos não estão dispostos linearmente, apresentam ramificações e tortuosidades que modificam as características do fluxo nos seus lumes e localizam-se em diferentes profundidades em relação à pele. Estas características, aliadas ao fato do estudo com o pneumopletismógrafo ter sido realizado nas pernas e nos pés dos voluntários, influenciaram decisivamente na escolha da artéria poplítea para a determinação do fluxo com o US. Anatomicamente, esta artéria apresenta um segmento relativamente extenso, sem ramificações/bifurcações; é superficial e a sua localização favoreceu a realização do estudo com a oclusão venosa.

Considerou-se que, embora o fluxo arterial nas pernas e nos pés receba a contribuição de outras artérias subsidiárias, que entram na avaliação do fluxo total com o pneumopletismógrafo, o maior componente do fluxo total da região incluída no estudo é dependente da artéria poplítea.

Embora as medidas de fluxo arterial com os pletismógrafos sejam consideradas precisas, alguns fatores podem levar a erros de leitura.

Inicialmente, deve-se levar em conta fatores físicos e mecânicos inerentes ao método e, portanto, dificilmente contornáveis. Um deles relaciona-se com o meio físico empregado no sistema sensorial. LEVY et al. (1979) avaliaram dois tipos de pletismógrafos - de água e de "strain-gauge"-

quanto à precisão de medidas de fluxo na mão, em condições de repouso e sob a influência da temperatura (aquecendo ou resfriando a mão), e compararam os resultados com o Doppler pulsado. Verificaram que a pletismografia a água é mais precisa para detectar pequenas variações de fluxo do que o "strain-gauge".

No pletismógrafo tipo "strain-gauge" a circunferência do membro em estudo é correlacionada com o fluxo total da região, uma correlação sujeita a grande variabilidade individual, portanto, um fator de erro. No entanto, o "strain-gauge" prescinde da imobilização do membro em estudo, o que o torna mais versátil do que os demais pletismógrafos e permite o seu uso na avaliação de fluxo durante os exercícios (TSCHAKOVSKY, SHOEMAKER & HUGHSON, 1995).

Embora não se tenha encontrado estudo comparativo entre pletismógrafo a água e a ar, optou-se nesse estudo pelo pletismógrafo a ar, considerando-se como vantagem o fato de evitar-se a influência da pressão hidrostática da coluna de água sobre a circulação periférica.

Enquanto o pletismógrafo a água mede as variações de volume do membro em estudo diretamente pelas mudanças de volume da coluna de água, a utilização do ar como meio de detecção das variações de volume resulta na necessidade da aplicação de uma determinada pressão no coxim pneumático, para a sua perfeita adaptação ao local de estudo. Essa pressão deve ser de pequeno valor para não interferir no enchimento venoso e, nesse estudo, optou-se por uma pressão de 10mmHg.

Resulta também na necessidade de calibração do sistema pneumático para futura correlação com as variações de volume. Na fase laboratorial desse estudo, testou-se a influência do sistema de contenção do coxim pneumático sobre a calibração do pletismógrafo. Com a contenção metálica, encontrou-se maior precisão do que com o tipo de contenção empregado nas botas usadas na avaliação do fluxo arterial dos voluntários.

A análise comparativa das diferenças entre os desvios da linha de base encontrados no estudo da calibração das botas com os valores esperados (V_e) demonstrou menor variação quando se utilizou os maiores volumes de ar para a calibração. Entendeu-se que com os maiores volumes foi possível controlar as variáveis que contribuem para a distensibilidade do sistema. No sistema empregado nesse estudo, os tubos que fazem a conexão do coxim pneumático ao pletismógrafo eram de silicone com parede de 1,5mm de espessura, com certeza não distensíveis com as pressões aplicadas no sistema. Restou como elemento distensível o próprio coxim pneumático. Dessa forma, para a maior precisão das medidas de fluxo, a calibração das botas deve ser feita com volume de ar muito próximo ao valor do fluxo arterial da região a ser estudada. Assim, a escolha da calibração com 50ml empregada nas medidas de fluxo das pernas e pés dos voluntários está apoiada nos resultados de diversos autores, que indicaram o fluxo na artéria poplítea variando entre 70 e 150ml/min (tabela 19).

Alguns fatores físicos interferiam nas leituras efetuadas com os pletismógrafos mais antigos. Os gráficos fornecidos por estes aparelhos sofriam a influência de variações da rotação dos motores do sistema

inscritor, variações da corrente elétrica sobre a velocidade do papel inscritor, que poderiam levar a erros nas medidas de fluxo. Com a substituição por equipamentos informatizados, como o empregado neste estudo, esses fatores foram contornados. Os transdutores que conectavam o equipamento ao coxim pneumático foram periodicamente aferidos com o auxílio de um manômetro de mercúrio, e esta aferição serviu como parâmetro de correção para os cálculos efetuados pelo "software". Com estas condutas, foi possível controlar as causas de erro conhecidas atribuíveis ao equipamento.

Além dos fatores físicos, há fatores biológicos que interferem com as medidas de fluxo. ABRAMSON et al. (1939) fizeram uma análise detalhada desses fatores e sugeriram maneiras para contorná-los. Entre os fatores biológicos descritos, alguns estão associados a condições cardíocirculatórias dos pacientes; portanto, são dependentes das variações da pressão arterial e da frequência cardíaca. Outros relacionam-se com o controle reflexo do tônus vasomotor, como variações espontâneas ou mudanças do tônus decorrente do sono durante o período do estudo, estímulos dolorosos ou alteração do nível de ansiedade frente ao exame com liberação de catecolaminas e ainda aqueles decorrentes de variações na temperatura ambiente e da pressão de oclusão sobre o membro inferior (ABRAMSON, et al. 1939).

A insuflação do manguito oclisor quando feita vagarosamente, resulta na perda de volume na região sob a oclusão venosa parcial, e a curva ascendente dos traçados fica achatada. Os autores recomendam que se faça a insuflação rápida para que rapidamente se obtenha a oclusão venosa total.

Isto resulta no aparecimento de artefatos no início da fase ascendente da curva correspondente ao enchimento rápido do leito venoso. A porção inicial desta curva pode ser desprezada, sem que isto interfira na construção gráfica do ângulo da curva volume/tempo de enchimento utilizado para o cálculo do fluxo (STECALL, MARTIN & RUSHMER, 1966); TSTHAKOVSKY et al., 1995). Neste estudo optou-se pelo enchimento rápido dos manguitos, desprezando-se o início dos traçados identificados como artefatos.

No estudo em humanos, as determinações de fluxo arterial foram feitas: com os indivíduos em repouso, sendo cada membro o seu próprio controle, as medidas efetuadas por um período de 30 minutos, em ambiente mantido com temperatura entre 22 e 25 graus. Todos os pacientes foram deixados em condições de repouso durante 15 minutos antes das realizações das medidas, e a eles foram relatados os detalhes do procedimento. Nos casos de medidas repetidas com oclusão venosa, guardaram-se intervalos de 2 minutos entre as medidas. Dessa forma, foram evitadas as possíveis causas de erro, incluindo variação da pressão arterial e da frequência cardíaca, decorrentes do estado de ansiedade dos pacientes, interrompendo-se os exames quando isto não era possível.

Cuidados semelhante foram anteriormente adotados por MARQUIS et al. (1983), que compararam medidas de fluxo com o pletismógrafo strain-gauge com o US-Duplex. Os valores obtidos por esses autores foram expressos em fluxo de sangue por 100ml de membro (0,014-0,078ml/seg./100ml). Como não há referência sobre o total do volume

estudado, não foi possível converter os resultados em ml/min para torná-los comparáveis com os obtidos neste estudo.

Para a precisão das leituras com o método pletismográfico, é imprescindível que a pressão aplicada no manguito promova a oclusão venosa de maneira eficiente, sem, no entanto, provocar colapso arterial. Para POWEL & DOYLE (1957), a validade da oclusão venosa baseia-se em alguns princípios: 1) a pressão aplicada no manguito de oclusão não deve interferir com a pressão arterial e /ou com o aporte de sangue arterial; 2) o bloqueio venoso é estabelecido por um determinado período de tempo; 3) que o aumento da pressão venosa não interfira com o afluxo de sangue arterial; 4) que o bloqueio do fluxo sangüíneo causa alterações regionais abaixo do manguito, proporcionais ao fluxo arterial.

A pressão com a qual o manguito ocluser é insuflado deve ser suficiente para bloquear completamente as grandes veias de tal forma a impedir o fluxo venoso oriundo da parte distal, sem alterar significativamente os diâmetros das artérias. Nestas condições, as pressões extramurais permanecem abaixo da pressão diastólica intramural. O fluxo arterial é virtualmente igual àquele existente no vaso, antes da pressão de oclusão. No entanto, a pressão nas veias do território sob oclusão se eleva progressivamente pelo acúmulo de certa quantidade de sangue, um volume abaixo da capacidade venosa, o que representa uma pressão transmural irrelevante. Isto significa que, por algum tempo após a oclusão, não há obstáculo para o enchimento arterial e verifica-se aumento de volume na região em estudo. Esta fase corresponde a uma linha ascendente dos

traçados. Com o maior represamento de sangue no território venoso, ocorre diminuição progressiva do gradiente de pressão arteriovenoso, e, assim, a cada sístole, ocorre diminuição do fluxo sistólico. Verifica-se então a retificação das linhas dos traçados (FORMEL & DOYLE, 1957; GERTSCH et al., 1983; BARENSEN et al., 1971).

A repercussão da oclusão venosa sobre o fluxo arterial foi avaliada por diferentes autores que compararam as medidas obtidas com o pletismógrafo com as obtidas com o US-Duplex. Alguns relataram aumento, enquanto outros relataram diminuição das velocidades arteriais do fluxo até mesmo com baixas pressões de oclusão.

FORMEL & DOYLE (1957) estudaram com iodo radioativo os valores de fluxo na pata traseira de cães e observaram que a oclusão venosa utilizada no método pletismográfico foi eficaz para bloquear o retorno venoso e permitir leituras de fluxo com diferença de 10% daquelas encontradas sem o bloqueio.

LEVY et al. (1979) estudaram o fluxo na mão, com pletismógrafos a água e "strain-gauge" e compararam as medidas com o Doppler pulsado em várias temperaturas. Encontraram diminuição dos valores de fluxo lidos com os pletismógrafos em relação àqueles lidos com o Doppler pulsado.

GERTSCH et al. (1983) relataram que, no período entre o início da oclusão venosa com 60mmHg e o final da fase de enchimento venoso, o fluxo lido na artéria femoral comum, com o Doppler pulsado, diminuiu 73% do seu valor inicial. Esta diminuição expressava uma diminuição progressiva do fluxo sistólico bem como o aumento do refluxo arterial diastólico. Estes

autores estudaram também o efeito do tempo de oclusão de até 8 minutos e sua provável influência sobre o refluxo diastólico. Relataram que houve um aumento inicial de 440% até 3 minutos da oclusão, que diminuiu progressivamente até 300% ao final dos 8 minutos. O aumento do refluxo diastólico foi correlacionado com a elasticidade dos vasos, enquanto a diminuição progressiva foi associada ao aumento de volume sanguíneo dentro dos vasos colaterais além da compressão.

MARQUIS et al. (1983) mostraram correlação ($r=0,41$) entre os valores lidos com o pletismógrafo e com o Doppler pulsado nas pernas de 38 voluntários sadios, utilizando manguito oclisor com 60mmHg. Esses autores salientaram que a correlação entre os dois métodos foi independente dos valores absolutos de fluxo. Eles também avaliaram o fluxo na artéria femoral comum, mas não houve correlação com as medidas com o pletismógrafo, o que provavelmente reflete a influência da artéria femoral profunda e de algumas colaterais.

Anteriormente, os efeitos da oclusão venosa sob o fluxo arterial foram atribuídos à congestão venosa, que levava ao aparecimento de pressão venosa retrógrada ou aumento da resistência arterial na região recoberta pelo manguito oclisor. A hipótese de diminuição do diâmetro do segmento arterial pela compressão exercida pelo manguito de oclusão como explicação para a alteração do fluxo arterial, foi primeiramente testada por HIATT et al. (1989). Eles estudaram o fluxo arterial com o Doppler pulsado e com oclusão venosa na perna e no braço de 5 voluntários sadios. Verificaram nos membros inferiores redução nos diâmetros sistólicos e diastólicos da

artéria femoral superficial de 7,7 para 5,6mm (27%) com uma pressão de oclusão de 40mmHg. Houve redução de 38% na velocidade de fluxo na artéria femoral comum e de 47% na artéria poplítea. Quando o estudo foi realizado na artéria radial, com um manguito oclisor no braço, houve diminuição da velocidade de fluxo de 22% com 20mmHg, de 26% com 40mmHg e de 33% com 60mmHg. A diminuição de diâmetro da artéria femoral superficial resultou em padrões hemodinâmicos na região em estudo, semelhantes aos produzidos pelas estenoses, e que estavam presentes mesmo quando a pressão de oclusão era menor do que a pressão diastólica, sendo a provável explicação para a diminuição do fluxo arterial.

Mais recentemente, TSCHAKOVSKY, SHOEMAKER & HUGHSON (1995) estudaram o fluxo arterial com pletismógrafo "strain-gauge" e com o Doppler pulsado, nos antebraços de 6 voluntários normais, tendo demonstrado que houve diminuição do fluxo arterial com a pressão de 50mmHg no manguito oclisor.

A aferição das diferenças encontradas nos valores obtidos pelos dois métodos em um mesmo paciente foi efetuada em 5 voluntários sadios, nos quais após a determinação do fluxo com a US-Duplex foi aplicado na região da coxa, proximalmente ao local de leitura, o manguito de oclusão (tabela 16). Nestas condições, houve redução de 32,00% a 68,00% nos valores do fluxo obtidos, aplicando-se 80mmHg. Considerou-se que a pressão de oclusão venosa foi responsável pela discrepância de 117,38% encontrada nos valores dos fluxos obtidos pelos dois métodos (tabelas 14 e 15).

Os valores de fluxo medidos com o US e com o pletismógrafo foram diferentes, fato também relatado por outros autores, entre eles HIATT et al. (1989). Esses autores lembram que tanto o pletismógrafo como o Doppler são úteis para a determinação das variações de fluxo arterial nos membros. Pelo fato de a pletismógrafo detectar fluxo regional total, inclusive de artérias colaterais, diferentemente do que faz o Doppler, que mede o fluxo em uma única artéria, o método é bem indicado para a avaliação clínica de pacientes com obstrução arterial crônica nos membros. Dessa maneira, qualquer estudo realizado com estas metodologias sempre irá esbarrar nas limitações dos dois métodos, sendo impossível no momento comparar os seus valores absolutos isoladamente.

5. CONCLUSÕES

5. CONCLUSÕES

- 1) Em condições experimentais o ângulo de insonação influenciou na determinação do fluxo.
O ângulo ideal calculado graficamente foi de $46,6^\circ$
O ângulo de Insonação de 60° superestimou o fluxo em condições experimentais.
- 2) Entre os valores esperados e os calculados, houve maior variação nas calibrações das botas do que em recipiente fechado - não elástico.
Para maior precisão das leituras, os volumes utilizados nas calibrações devem ser próximos aos dos valores a serem lidos.
- 3) Os valores médios das leituras de fluxo nas artérias poplíteas de voluntários sadios com US-Duplex não diferiram à esquerda e à direita e foram de 127,3 e de 120,5ml/min, respectivamente.
- 4) Os valores médios das leituras de fluxo, nas pernas e pés de voluntários sadios com o pneumopletismógrafo, não diferiram à esquerda e à direita, sendo de 58,88 e 57,83ml/min, respectivamente.
- 5) A oclusão venosa com pressão de 80mmHg, utilizada no método pneumopletismográfico, diminuiu o fluxo arterial quando avaliado com o US-Duplex, entre 32 e 68%, com média de 51,52%.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAMSON, D. I. ; ZAZEELA, H. & MARRUS, J. Plethysmographic studies of peripheral blood flow in man. **Am. Heart J.**, **17**:206-17 1939.
- ABRAMSON, D. I. & KATZENSTEIN, K.H. Spontaneous volume changes in extremities. **Am. Heart J.**, **21**:191-8, 1941.
- ATZLER, E & LEKMANN, G. Einemene metode der pletysmographie am mensehen. **Klin. Wochenschrift.**, **14**:1581, 1935 apud HYMAN, 1961.
- AVASTHI, P. S.; GREENE, E. R.; VOYLES, W.F. & ELDRIDGE, M. W. A coprison of echo-Doppler and eletromagnetic renal flow measurements. **J. Ultrasound Med.**, **3**:213-18, 1984.
- BAIRD, R.N. & DAVIS, P.W. Evaluation of the pulse volume recorder as a method of assessing peripheral vascular disease. **Br. J. Surg.**, **64**:825-9, 1977.
- BAKER, D. W. Pulsed ultrasonic Doppler blood flow sensing. **I.E.E.E. Trans. Sonics Ultrasonics.**, **SU-17**:170-4, 1970
- BARBER, F. E.; BAKER, D. W.; NATION, A W.G.; STRANDNESS, Jr. D. E. & REID, J.M. Ultrasonic duplex echo-Doppler scanner. **I.E.E.E. Trans Biomed. Eng.**, **BME-21**:109-113, 1974.
- BARENDSSEN, G.J.; VENEMA, H. & van den BERG, J. Semicontinuous blood flow measurement by triggered venous occlusion plethysmography . **J. Appl. Phisiol.**, **31**:288-91,1978.

BRODIE, T.G & RUSSEL, A. E. On the determination of the rate of blood flow through an organ. **J. Physiol.**, **32**:47-9, 1905.

COGLAN, B.A & TAYLOR, M.G. Carotid imaging system utilizing continuous wave Doppler- Shift ultrasound and real time spectral analysis. **Med. Biol. Eng. Comput.**, **16**:739-43, 1978.

COLES, D. R. & GREENFIELD, A. D. M. The reaction of the blood vessels of the hand during increases in transmural pressure. **J. Physiol.**, **131**:384-8, 1935.

CREMER, H. Munch. Med. Wochenschr 54:1629, 1907 appud FRONEK, A. - Plethysmography. in _____ **Non Invasive Diagnostics Vascular Disease**. San Diego. Mc Graw Hill, 1989. p.16.

CURIE, J. & CURIE, P. Développement par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces indiniées. Com. Rend., 91:294, 1880 apud RESENDE, C. M. C. - Técnicas e instrumentos. in CERRI, G. G. - **Ultra-sonografia abdominal**. São Paulo. Savier, 1996. p.15.

COOPER, K.E.; EDHOLM, O.G. & MOTTRAM, R. S. The Blood flow in skin and muscle of the human forearm. **J. Physiol.**, **128**:258-60, 1955.

D' AGROSA, L. S. & HERTZMAN, A. B.. Opacity pulse of individual minute arteries. **J. Appl. Physiol.**, **23**:613-5, 1967.

DAIGLE, R.J; STRAVOS, T & LEE, R. M.. Over estimation of velocity and frequency values by multielement linear array Dopplers. **J. Vasc. Technol.**, **14**:206-13, 1990

- DOPPLER, J. C.; 1842 apud GOLDBERG, S. J. - História da Ecocardiografia in _____ - **Ecocardiografia Doppler**. Rio de Janeiro, Revinter, 1990, p.1.
- DUSSIK, K. T. Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwenden. **Z. Ges. Neurol. Psychiaty**, 174:153-6, 1942.
- FIELD, J.P.; MUSSON, A.M.; ZWOLAK, R.M.; Mc DANIEL, M.D.; WALSH, D.B. & CRONENWETT, J.L. Duplex arterial flow measurements in normal lower extremities. **J. Vasc. Technol.**, 13:13-9, 1989.
- FIGAR, S. Czechosl. Physiol. Soc, 21:13-5, 1956 appud FRONEK, A. - Plethysmography. in _____ - **Non Invasive Diagnostics Vascular Disease**. San Diego. Mc Graw Hill, 1989. p.16.
- FIGAR, S. An improved mechanical plethysmograph for the hand and distal forearm. **Physiol. Bohemoslov**, 8:75-9, 1959
- FORMEL, P.F. & DOYLE, J. T. Rationale of venous occlusion plethysmograph. **Cir. Res.**, 5:354-6, 1957.
- FRANKLIN, D.; SCHLEGEL, W. & RUSHMER, R. F. Blood flow measured by Doppler frequency shift of back - scattered ultrasound. **Science**, 134: 564-7, 1961.
- GERTSCH, P.; MEISTER, J. J.; MARQUIS, C. & MOSMANN, R. Modifications du débit artériel lors d'une pléthysmographie par occlusion veineuse. **Schweiz. Med. Wschr.**, 113:1628-30, 1983.
- GILLER, C.A. Letters to the editor. **J. Vasc. Technol.**, 18:151-3, 1994.

GLISSON, I. Tractatus de ventriculo et intestinis. Quoted from Michael Foster, **Lectures on the history of physiology**. Cambridge University Press, 1622 apud HYMAN, C & WINSOR T., 1961.

GRANT, R.T. & PEARSON, R.S.B. The blood circulation in the human limb; observations the differences between the proximal and the distal part and remarks on the regulations of body temperature **Clin. Sci**, **3**:119-21, 1938.

GUTHRIE, S. L.; PAUL, D. E.; TRAVERS, D. D. & GLEASON, L.L. Color Velocity imaging quantification, the effect of interoperator variability and operator repeatability. **J. Vasc. Technol.**, **17**:200-5, 1993.

HARDY, J. D.; HAMEL, H.T. & MURGATROYD, D. Spectral transmittance and reflectance of excised human skin. **J. Appl. Physiol.**, **9**:257-9, 1956.

HARTLEY, C. J. & COLE, J.S.N. A ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels. **J. Appl. Physiol.**, **37**:626-7, 1974.

HERING, E. **Wien. Sitzungsab.**, **60**:829, 1869. apud POTÉRIO-FILHO, 1975

HERTZMAN, A. B. Photoelectric plethysmography of the nasal septum in man. **Proc. Soc. Exper. Biol. Med.**, **37**:290-1, 1937.

HERTZMAN, A. B. Photoelectric plethysmograph of the finger and toes in man. **Proc. Soc. Exper. Biol. Med.**, **37**:529-30, 1937.

- HERTZMAN, A. B. Blood supply of various skin areas as estimated by photoelectric plethysmograph **Am. J. Physiol.**, **124**:328-30, 1938.
- HERTZMAN, A. B. & DILLON, J. B. Photoelectric plethysmograph of the animal tissues. **J. Lab. Clin. Med.**, **25**:295-30, 1939.
- HERTZMAN, A. B. & DILLON, J. B. Distinction between arterial, venous and flow components in photoelectric plethysmograph in man. **Am. J. Physiol.**, **130**:177-9, 1940.
- HERTZMAN, A. B. & JOCHIM, K. E. Relations between cutaneous blood flow and blood content in the finger pad, forearm and forehead. **Am. J. Physiol.**, **150**:122-30, 1947.
- HERTZMAN, A. B. & RANDALL, H. C. Regional differences in the basal and maximal rates of blood flow in a small skin area. **J. Appl. Physiol.**, **1**:234-9, 1948.
- HEWLETT, A.W. & VAN ZWALUWENBURG The rate of blood flow in the arm. **Heart**, **1**:87-97, 1909.
- HIATT, W. R.; HUANG, S. Y.; REGENSTEINER, J. G.; MICCO, A. J.; ISHIMOTO, G.; MANCO-JOHNSON, M.; DROSE, J. & REEVES, J. T. Venous occlusion plethysmography reduces arterial diameter and flow velocity. **J. Appl. Physiol.**, **66**:2239-44, 1989.
- HISTAND, M. B.; MILLER, C.W. & McLEOD, F. D. Transcutaneous measurement of blood velocity profiles and flow. **Cardiovasc. Res.**, **7**:703, 1973.

HOLLAND, C.K; BROWN, J.M; SCOUTT, L.M & TAYLOR, K.J. Lower extremity volumetric arterial blood in normal subjects. **Ultrasound Med. Biol.**, **24**:1079-86, 1998.

HYMAN, C. & WINSOR T. History of plethysmography **J. Cardiovasc. Surg. (Torino)**, **2**:506-18, 1961.

JOHNSON, C.A. Studies on peripheral vascular phenomena in health and disease. **Surg. Gynecs. Obst.**, **55**:731-7, 1932

JOHNSON, C.A. The digital plethysmograph as a measure of the peripheral circulation. **Surg. Gynecs. Obst.**, **70**:31-41, 1940.

KERSLAKE D. M. The effect of the application of an arterial occlusion cuff to the wrist on the blood flow in the human arm. **J. Physiol.**, **108**: 451-5, 1949

KOSSOFF, G. Gray scale echography in obstetrics and gynecology. **Rept N° 60**, Com. wealth Acoustic Labs., Sydney, Australia, 1973 apud FRONEK, A. - Ultrasound. in: _____ - **Non Invasive Diagnostics Vascular Disease**. San Diego. Mc Graw Hill, 1989. p.59.

KRENKAU, F.W.-Doppler effect. in: _____
Doppler Ultrasound: Principles and Instruments. 1ed. Philadelphia, W. B. Saunders Company, 1990. p.85-92.

KRENKAU, F.W.-Spectral analysis. in: _____
Doppler Ultrasound: Principles and Instruments. 1ed. Philadelphia, W. B. Saunders Company, 1990. p137.

- LANDOWNE, M. & KATZ, L.N. A critique of the plethysmographic method of measuring blood flow in the extremities of man. **Am. Heart J.**, **23**:644, 1942.
- LEOPOLD, G. Gray scale ultrasonic angiography of the upper abdomen **Radiology**, **117**:665-6, 1975.
- LEVY, B. I.; VALLADARES, W. R.; GHAEM, A. & MARTINEAUD, J.P. Comparison of plethysmographic methods with pulsed Doppler blood flowmetry. **Am J. Physiol.**, **236**:899-903, 1979.
- LEWIS, P. & GRANT, R. Observations upon reactive hiperemia **Heart**, **12**:73-120, 1925
- LEWIS, P.; PSAILA, J.V.; DAVIES, W.T.; Mc CARTY, K. & WOODCOCK, J.P. Measurement of volume flow in the human common femoral artery using a duplex ultrasound system. **Ultrasound. Med. Biol.**, **12**: 777-84, 1986.
- LUNT, M.J. The optimum frequency and angle of insonation for a Doppler ultrasonic flow velocity meter. **Phys. Med. Biol.** **25**:839-48,1980.
- MAIER, S. **Wien. Sitzb**, **74**:281, 1876. apud POTÉRIO-FILHO, J., 1975.
- MANN, H. Study of the peripheral circulation by means of an alternating current bridge. **Proc. Soc. Exper. Biol. Med.**, **36**:670-2, 1937.
- MARQUIS, C.; MEISTER, J. J; MOOSER, E. & MOSIMANN, R. Comparison between segmental and selective blood flow volume of the lower limbs. **Angiology**, **34**:546-52,1983.

- MOOK, G. A.; OSYPKA, P.; STRUM, R. E. & WOOD, E.H. Fiber optic reflection photometry on blood. **Cardiovasc. Res.**, **2**:199-201, 1968.
- MORRIS, R.L., HISTAND, M. B. & MILLER, C.W. The resolution of the ultrasound pulsed Doppler for blood velocity measurements. **J. Biomech.**, **6**:701-8, 1973.
- NYBOER, J. Electrical impedance plethysmography a physical and physiology approach to peripheral vascular study. **Circulation**, **2**:811-3, 1950.
- PÉRONNEAU, P.P. & DELOCHE, A BUI, M. H. & HINGLAIS, J. Débitmetrie sanguine par ultrasons Developpement et applications experimentales. **Europ. Surg. Res.**, **1**:147-8, 1969.
- PÉRONNEAU, P.P.; HINGLAIS, J.; PELLET, M.; & LERGER, F. Vélocimètre sanguin par effect Doppler à émission ultrasonore pulsée. **L' Onde Électrique**, **50**:369-84, 1970.
- PÉRONNEAU, P.P.; BOUNAT, J.P.; BARBET, A & HAARD, M. Theoretical and practical aspects of pulsed Doppler flowmeter. Real-time application to the measure of instantaneous velocity profiles in vitro and in vivo. in **Cardiovascular Applications of Ultrasound**, R.S. Reneman (ed) North Holland, Amsterdam, p.66,1974
- PICOT, P.A & EMBREE, P.M. Quantitative volume flow estimation using velocity profiles. **IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.**, **41**:340-45, 1994.

POTÉRIO-FILHO J. **A pletismografia em pacientes chagásicos.**

Campinas, 1975. 93p. [Tese de doutoramento – Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas]

POTÉRIO-FILHO J. **Determinação da pressão arterial por técnica não - invasiva, pós-capilar. Estudo realizado em pacientes portadores de artérias endurecidas.** Campinas, 1992. 81p. [Tese de Livre Docência – Faculdade de Ciências Médicas - Universidade Estadual de Campinas]

POTÉRIO-FILHO, J.; POTÉRIO G.M.B.; ASUNÇÃO, A.F.M. & EUGÊNIO, A.G.B. Avaliação do fluxo arterial periférico no membro inferior em pacientes submetidos a bloqueio peridural lombar. **Rev. Bras. Anest.**, **29**: 161-9,1979

POTÉRIO G.M.B.; POTÉRIO-FILHO, J.; ASUNÇÃO, A.F.M. & EUGÊNIO, A.G.B. Enflurano e fluxo arterial periférico. Avaliação pelo método pneumopletismográfico. **Rev. Bras. Anest.**, **29**: 436-45,1977

POTÉRIO G.M.B.; ASUNÇÃO, A.F.M; POTÉRIO-FILHO, J. & EUGÊNIO, A.G.B. Bloqueio da atividade simpática pelo enflurano. **Rev. Bras. Anest.**, **29**: 475-85,1977

POWERS, S.R.; SCHOFFER, C. & BOBA, A. Physical and biological factors in impedance plethysmograph. **Surgery**, **44**:53-8, 1958.

PRIMOZICH, J. F. & DAIGLE, R. J. Should a constant 60° angle or multiple angle be used in carotid Duplex Imaging **J. Vasc. Technol.**, **17**:307-10, 1993

- RAINES, J.K.; DARLING, R.C.; BUTH, J.; BREWSTER, D.C. & AUSTEN, W.G. Vascular laboratory criteria for the management of peripheral vascular disease of the lower extremities. **Surgery**, **79**:21-6, 1976.
- RANKE, C.; HENDRICKX, P.; ROTH, U.; BRASSEL, F.; CREUTZIG, A & ALEXANDER, K. Color and conventional image-directed Doppler ultrasonography: accuracy and sources of error in quantitative blood flow measurements. **J. Clin. Ultrasound**, **20**:187-93, 1992.
- SALLES-CUNHA, S. X. - Métodos diagnósticos não invasivos. in Nectoux, J. L. - **Doenças Vasculares Periféricas**. Rio de Janeiro. Revinter, 1994. p.15
- SALLES-CUNHA, F. X. & BEEBE, H. G. Modern blood flow measurement techniques in the study of lower extremity arterial bypass grafts. **Medical Mundi.**, 1995. p. 32-6
- SATOMURA, S. Study of the flow patterns in the peripheral arteries by ultrasonics. **J. Acoust. Soc. Japan.**, **15**:151-8, 1959.
- SCISSONS, R. P.; SALLES-CUNHA, X.S.; ALTENBURG, L.; HAMPTON, J.; JONES, L.; MUSZYNSKI, G.; SELANDER, L. & BEEBE, H.G. Doppler peak systolic velocity measurements: correction of angle-dependent errors. **J. Vasc. Technol.**, **21**:233-36, 1997.
- SCISSONS, R. P.; SALLES-CUNHA, S. X.; BEEBE, H. G.; ALTENBURG, L.; JONES, L.; SELANDER, L. & HAMPTON, J. Doppler cursor alignment parallel to wall versus color flow jet : prospective comparison in significant internal carotid artery disease. **J. Vasc. Technol.**, **22**:127-32, 1998.

- SPALANZANI, R. & LAZZARO, L. 1794, apud RESENDE, C. M. C. -
Técnicas e instrumentos. in CERRI, G. G. - **Ultra-sonografia
abdominal**. São Paulo. Savier, 1996. p.15.
- SMITH, H.J. Quantitative Doppler flowmetry construction and testing of a
duplex scanning system. **Acta Radiol. Diagnosis**, **25**:305-12, 1984.
- STEGALL, H. F.; MARTIN, W. E. & RUSHMER, R. F. A simple method for
cuff inflation in plethysmography. **J. Appl. Physiol.**, **21**:700-1, 1966.
- SWAMMERDAM, J. **Biblia Naturae**. ed. BOERHAAVE, Table 49 (1737)
apud HYMAN C. & WINSOR T., 1961.
- TAMURA, T.; PHIL, C.; YOGANATHAN, A. & SAHN, D. J. In vitro methods
for studying the accuracy of velocity determination and spatial resolution
of a color Doppler flow mapping system. **Am. Heart J.**, **114**:152-58,
1987.
- TRAUBE, L. **Z. Med. Wissensch.**, **3**:881, 1865 apud POTÉRIO-FILHO,
1975
- TSCHAKOVSKY, M. E.; SHOEMAKER, J. K. & HUGHSON, R. L. Beat - by -
beat forearm blood flow with Doppler ultrasound and strain- gauge
plethysmography. **J. Appl. Physiol.**, **79**:713-9, 1995.
- WINSOR, T. Segmental plethysmography. A description of the instrument.
Angiology, **8**:87-101, 1957
- WALTER, J.P.; Mc GAHAN, J.P. & LANTZ, B. M. T. Absolute flow
measurements using pulsed Doppler US **Radiology**, **159**:545-48,
1986.

WEINMAN, J.; HAYAT, A. & RAVIV, G. Reflection photoplethysmography of arterial blood volume pulses. **Med. Biol. Eng. Comput.**, **15**:22, 1977.

WELLS, P. N. T. A ranged-gated ultrasonic Doppler system. **Med. Biol. Eng.**, **7**:641-2, 1969b.

WHITNEY, R. J. The measurement of changes in human limbs volume by means of a mercury - in rubber strain gauge. **J. Physiol. (London)**, **109**:5-7, 1949.

WHITNEY, R. J. The measurement of volume changes in human limbs. **J. Physiol.**, **121**:1-27, 1953.

WINKLER, A.; WU, J.; RICCI, M. A. Accuracy of volume flow measurements obtained with Duplex ultrasound systems. **J. Vasc. Technol.**, **18**:197-8, 1994.



Figura 1 - Equipamento para a medida "in vivo" do fluxo sangüíneo com o US-Duplex
 Acima - Aparelho de US (ATL-Ultramark-9) e circuito para a medida de fluxo (sobre a maca)
 Abaixo-1) bomba de 2 roletes (Travenol-STD1010); 2) Reservatório; 3) Manômetro de Hg;
 4) Redutor de fluxo; 5) Rampa para compensar ângulo de insonação; 6) Proveta;
 7) bolsa plástica contendo gel; 8) tubo de silicone onde o sangue circulava
 (local da leitura com US-Duplex).

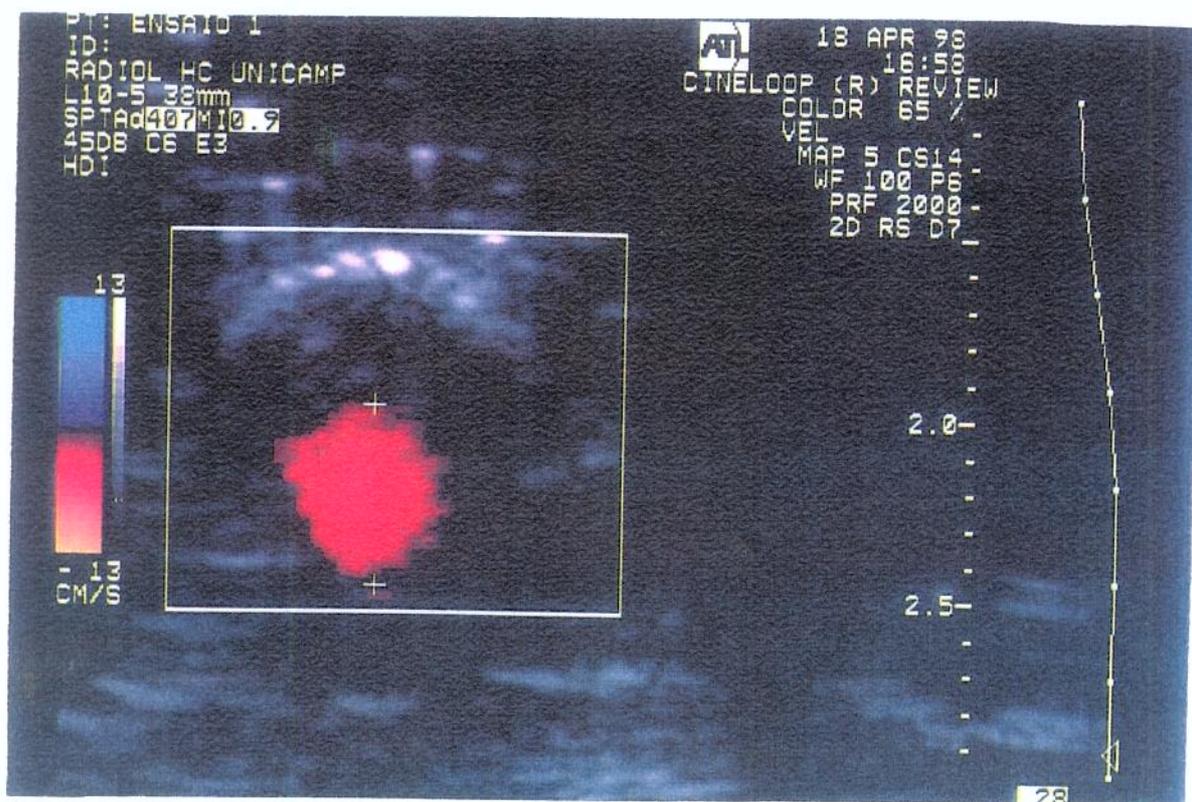


Figura 2 – Imagem obtida durante o estudo em condições laboratoriais com o US-Duplex, mostrando fluxo sanguíneo, em cores, no tubo de silicone (em seção transversal) e a medida do diâmetro para o cálculo do fluxo volumétrico.

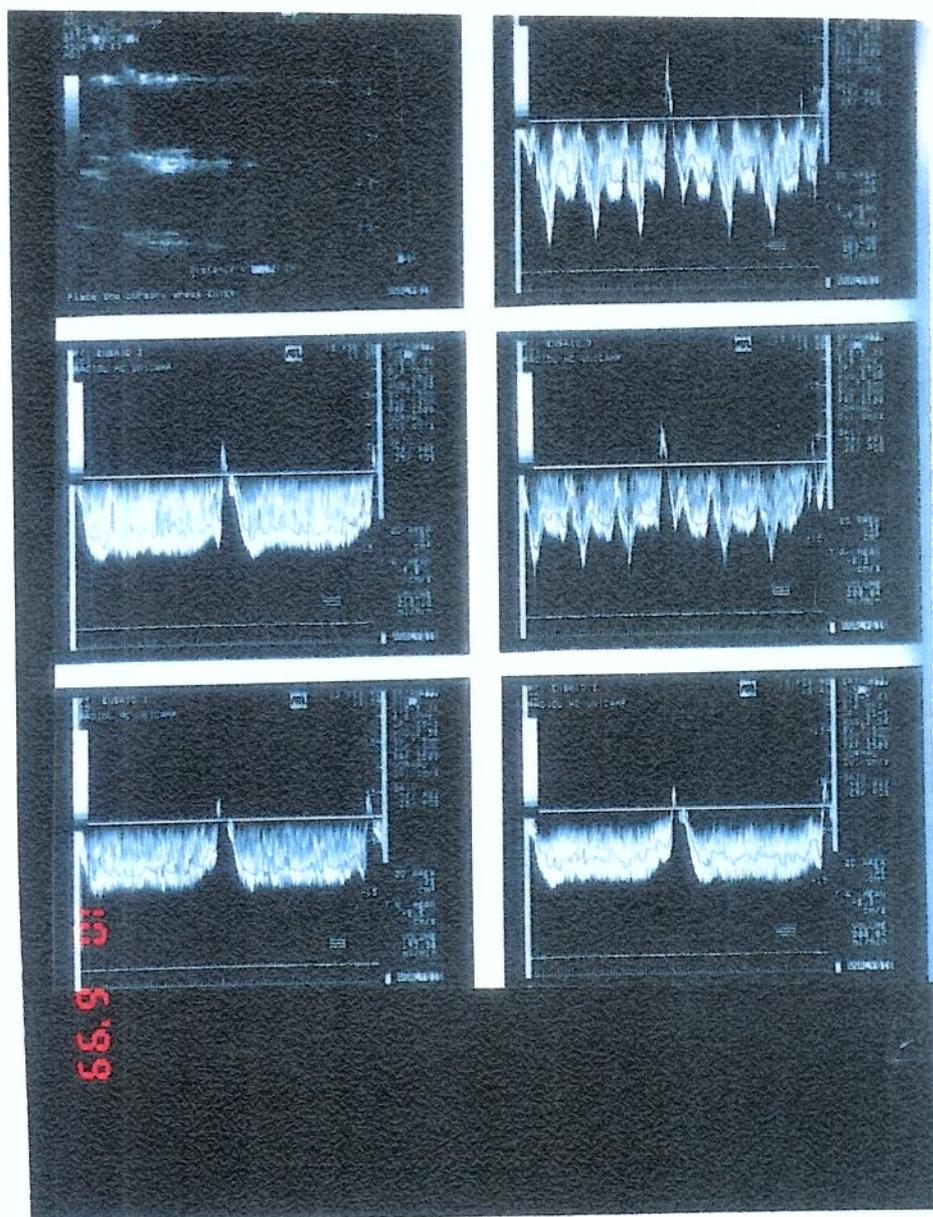


Figura 3 - Curvas espectrais das velocidades obtidas com US-Duplex (Doppler pulsado), "in vitro", mostrando: a) padrão de fluxo sanguíneo intermitente; b) padrão de fluxo pulsado.

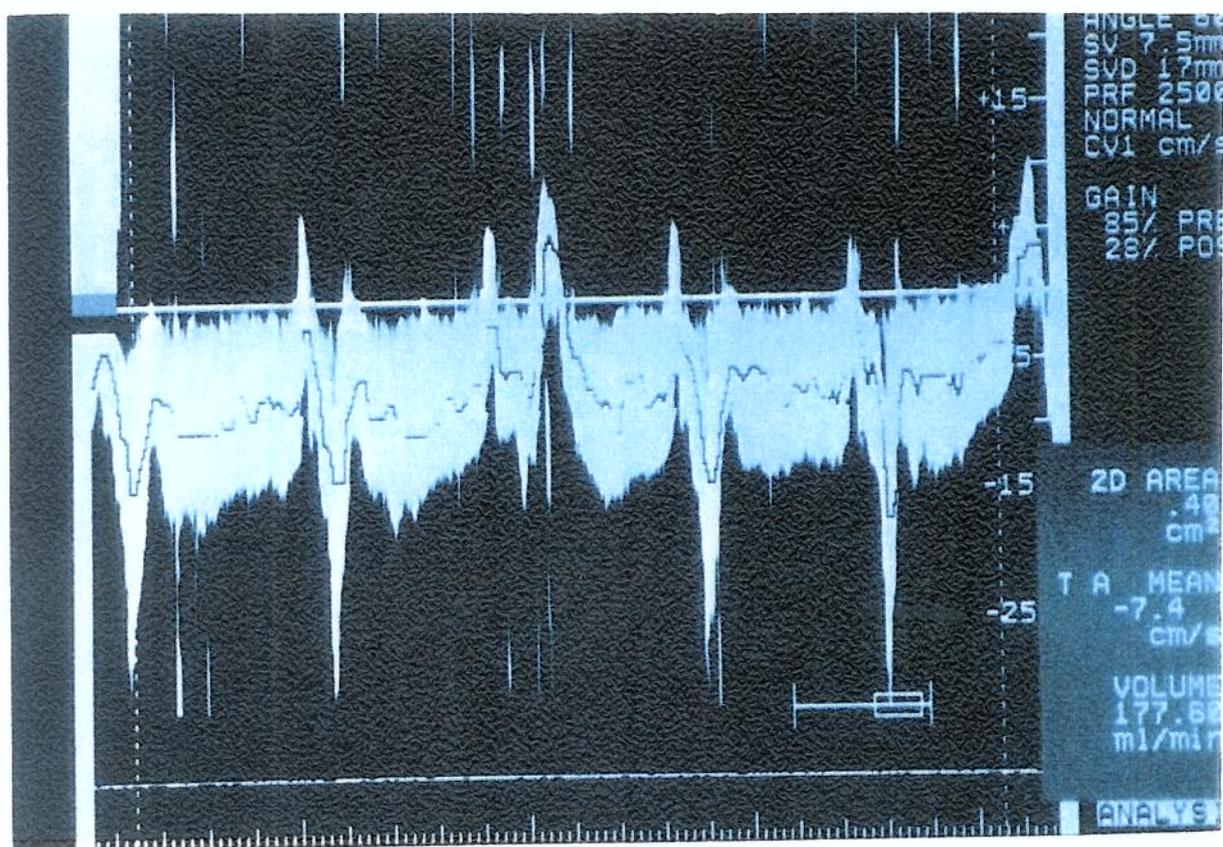


Figura 4 - Curva espectral de velocidades obtida com o US-Duplex (Doppler pulsado), "in vitro", mostrando padrão de fluxo sanguíneo intermitente.

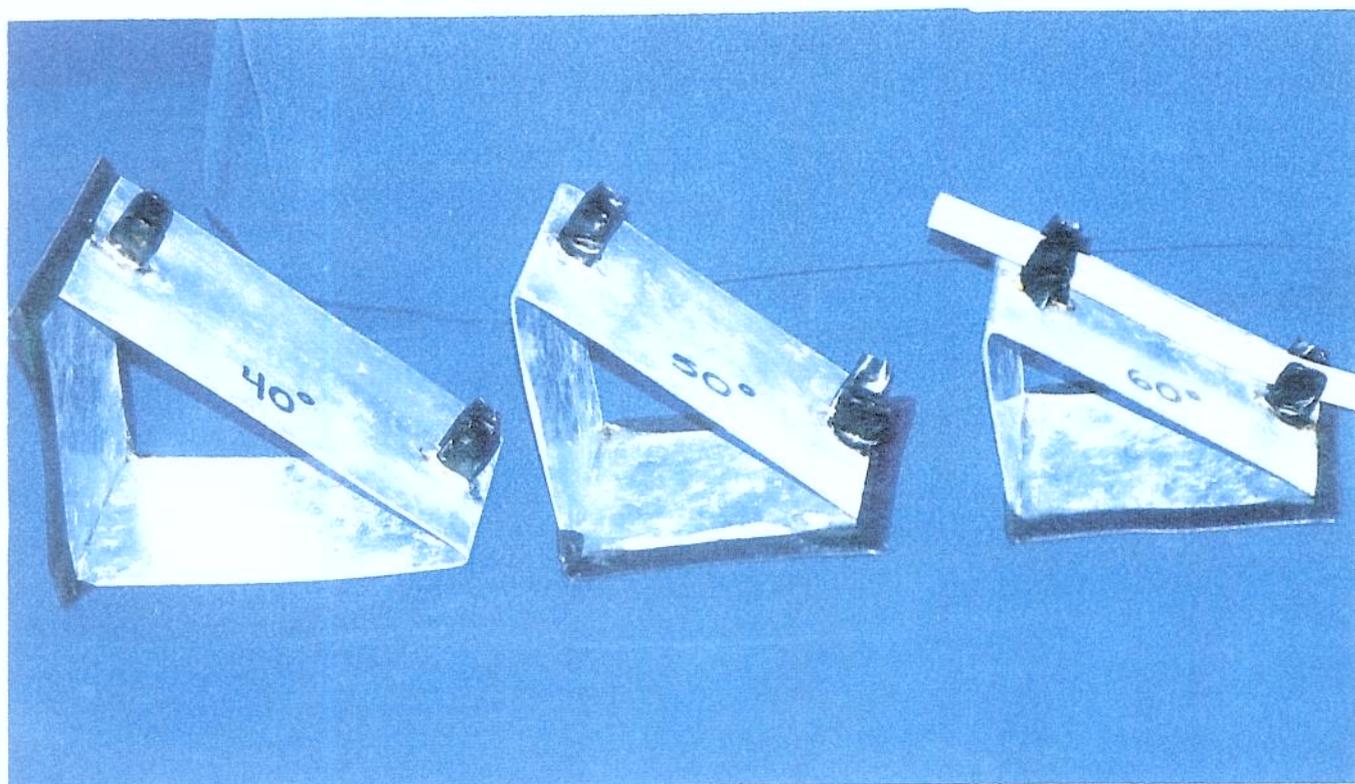


Figura 5 - Rampas metálicas para a compensação do ângulo de insonação, construídas com 40° , 50° e 60° em relação ao plano horizontal.

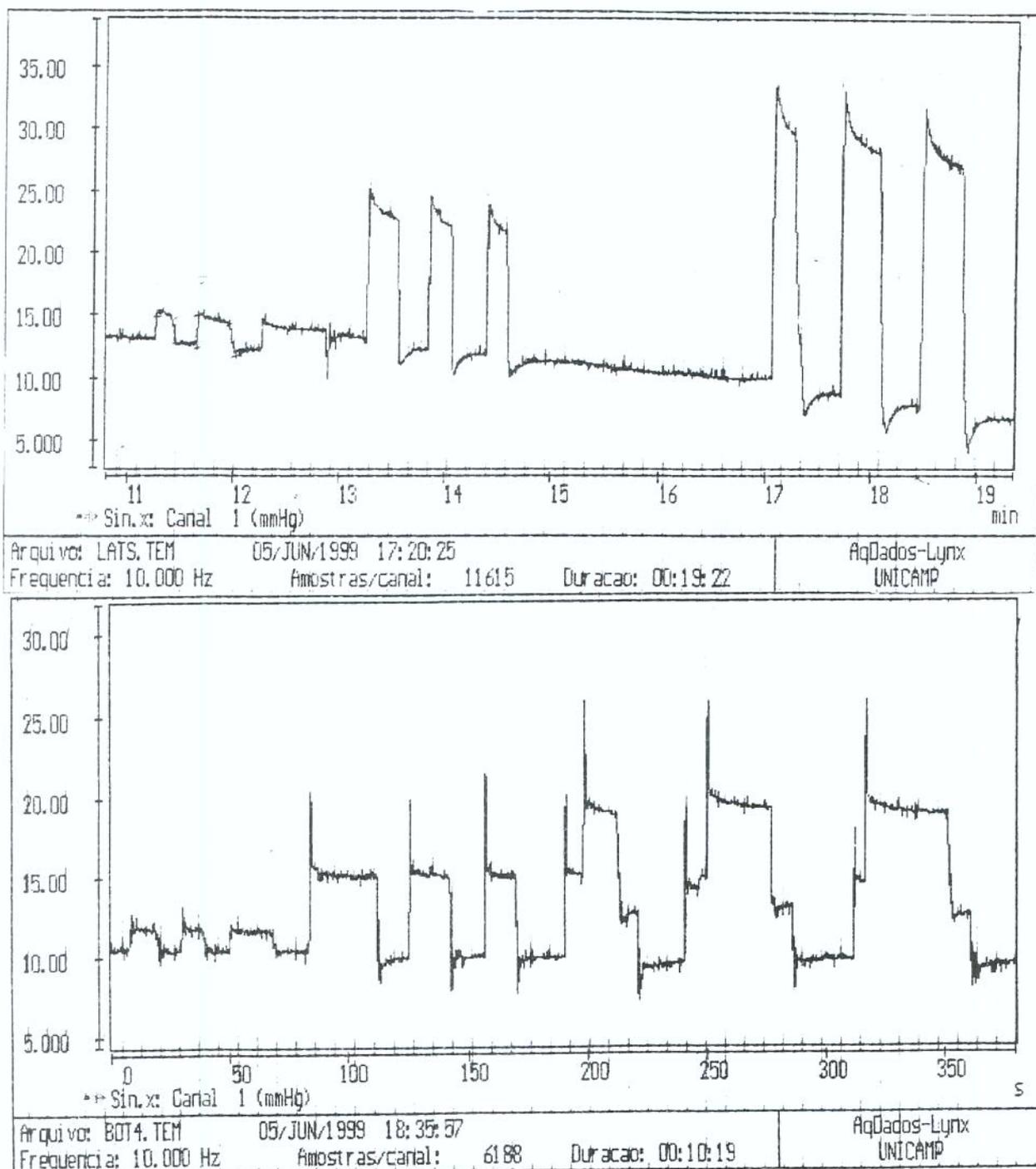


Figura 6 - Gráfico obtido com o pneumopletismógrafo representativo das calibrações em recipientes fechados e nas botas, com a injeção e retirada de volumes pré-fixados (10, 50 e 100ml de ar) no recipiente.

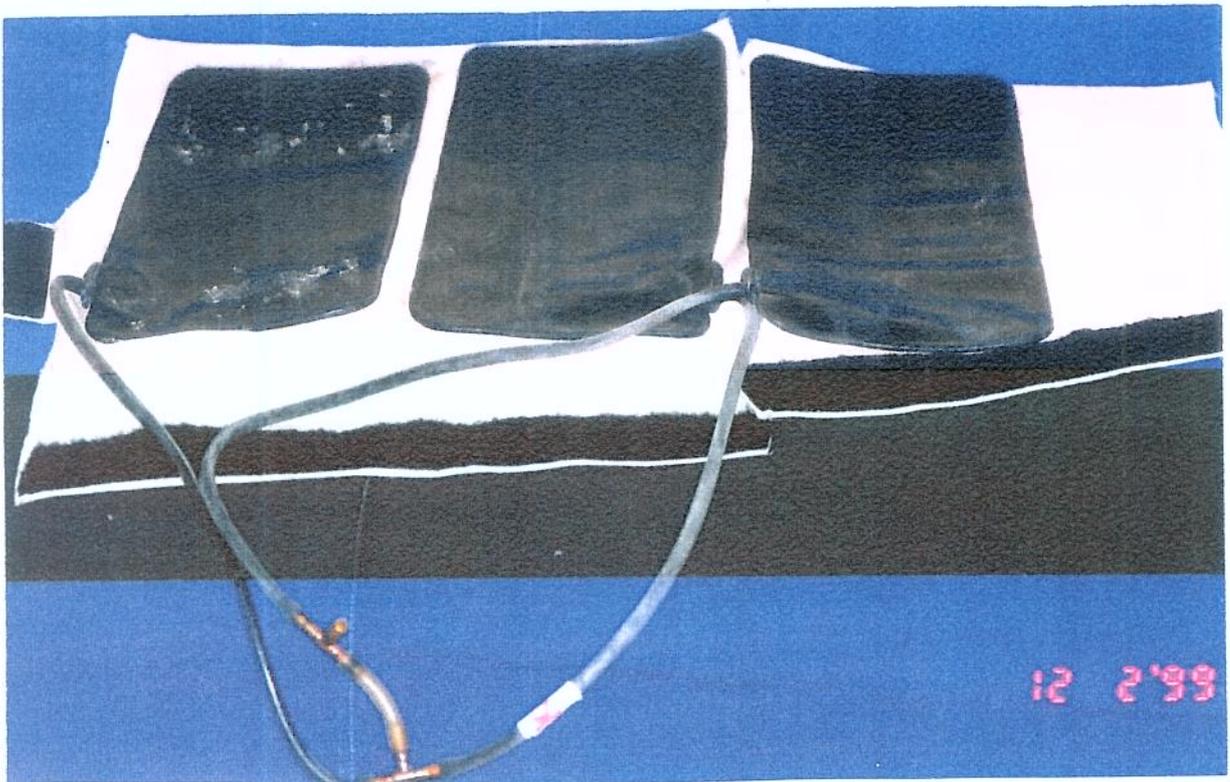


Figura 7 - Botas utilizadas para a medida do fluxo arterial com o pneumopletismógrafo.
7.1 (Acima) invólucro de tecido resistente (brim) contendo 3 manguitos de borracha (16x36cm)
7.2 (Abaixo) – Botas aplicadas recobrando as pernas e os pés, e manguito para oclusão venosa aplicado imediatamente acima das botas.

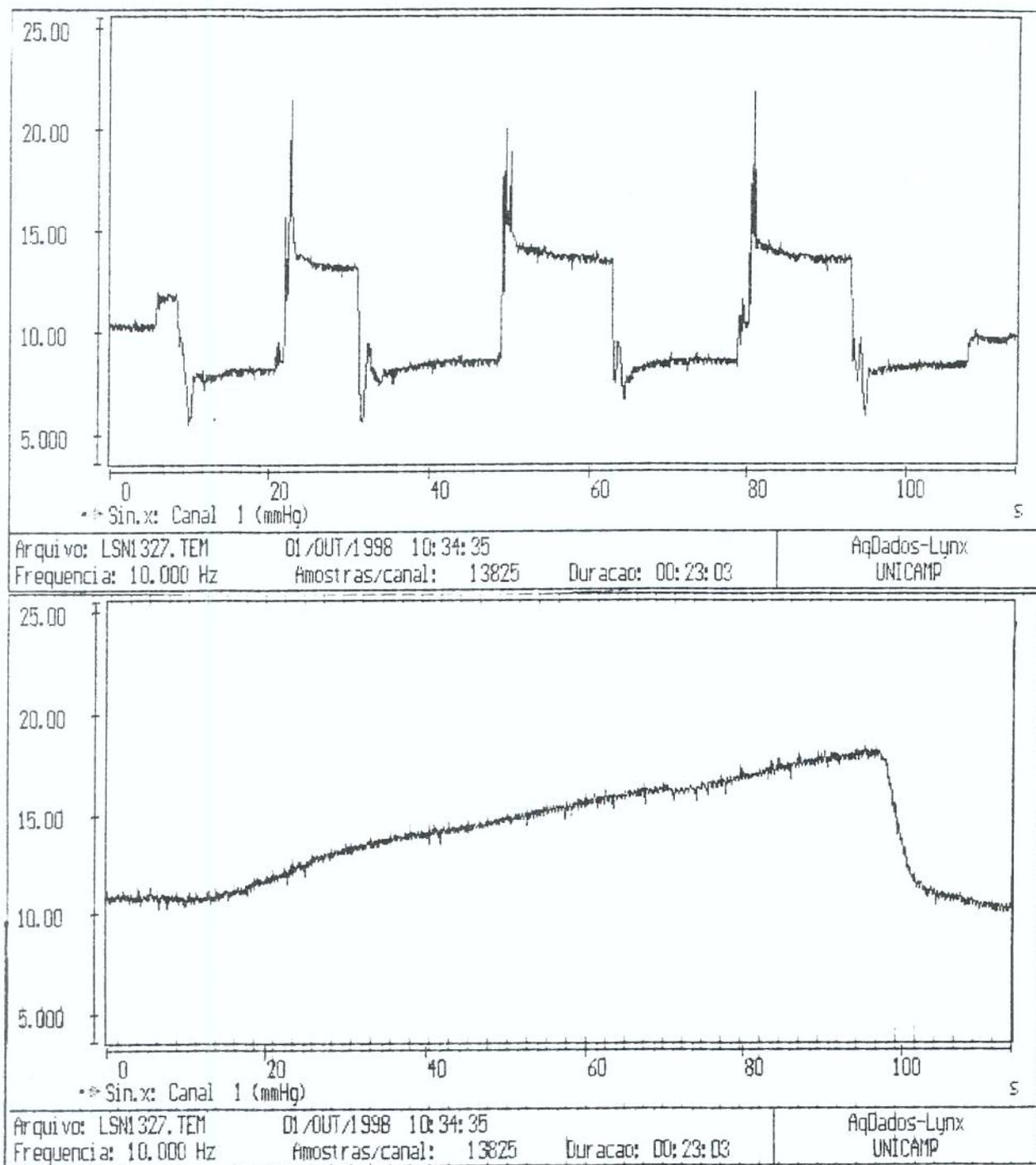


Figura - 8 Gráficos obtidos com o pneumopletismógrafo (canal 1 - perna direita) representativos de calibração do sistema com 50 ml de ar (acima) e deslocamento da linha de base causado pelo aumento de fluxo na perna e pé de um voluntário sadio (abaixo).

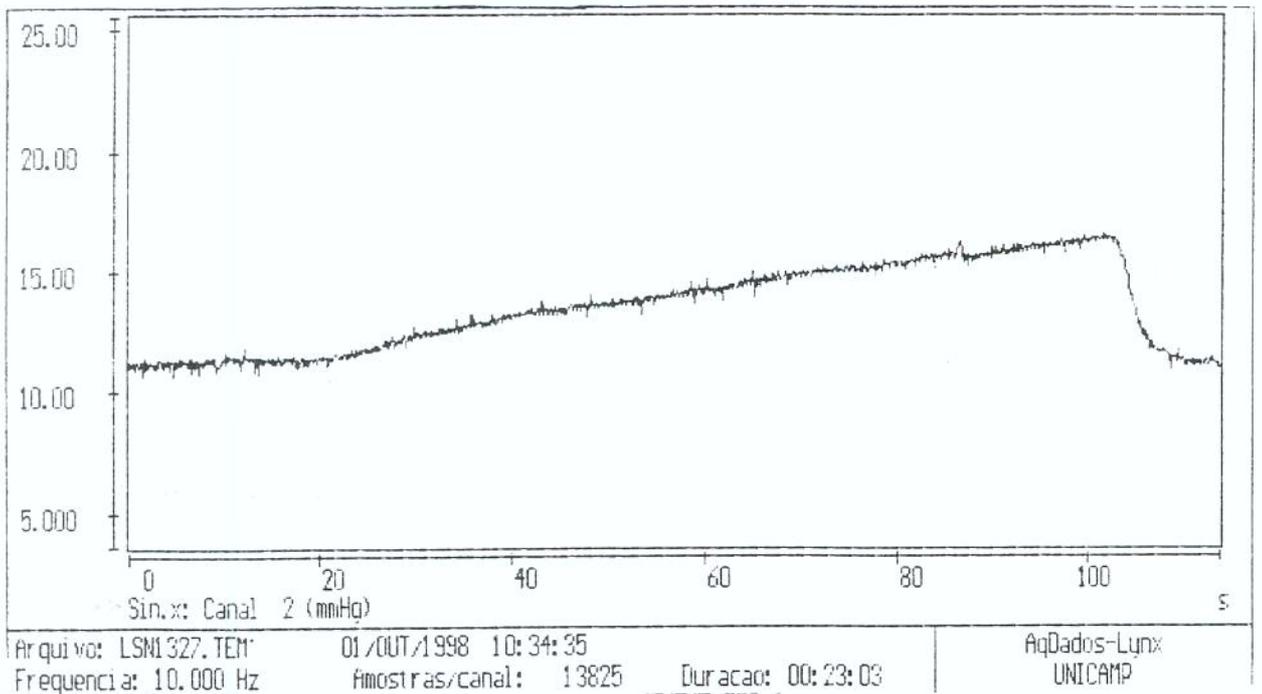
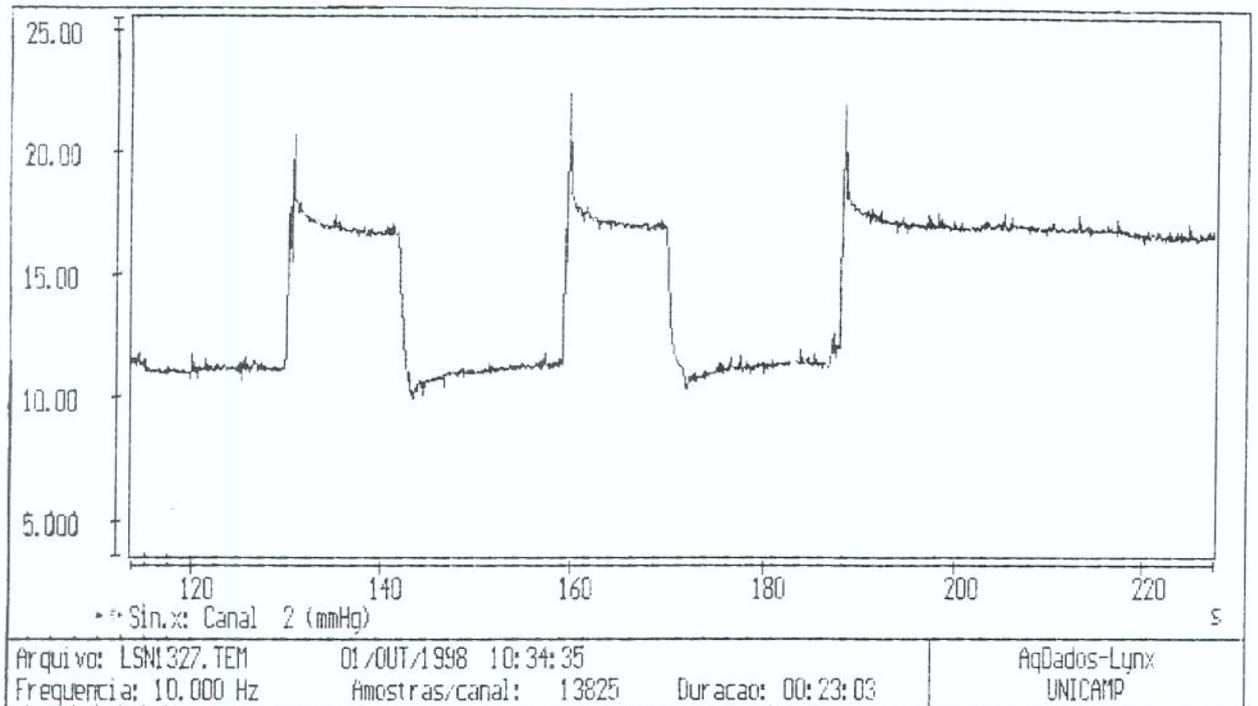


Figura 9 - Gráficos obtidos com o pneumopletismógrafo (canal 2 - perna esquerda) representativos de calibração do sistema com 50ml de ar (acima) e deslocamento da linha de base causado pelo aumento de fluxo na perna e pé de um voluntário sadio (abaixo).

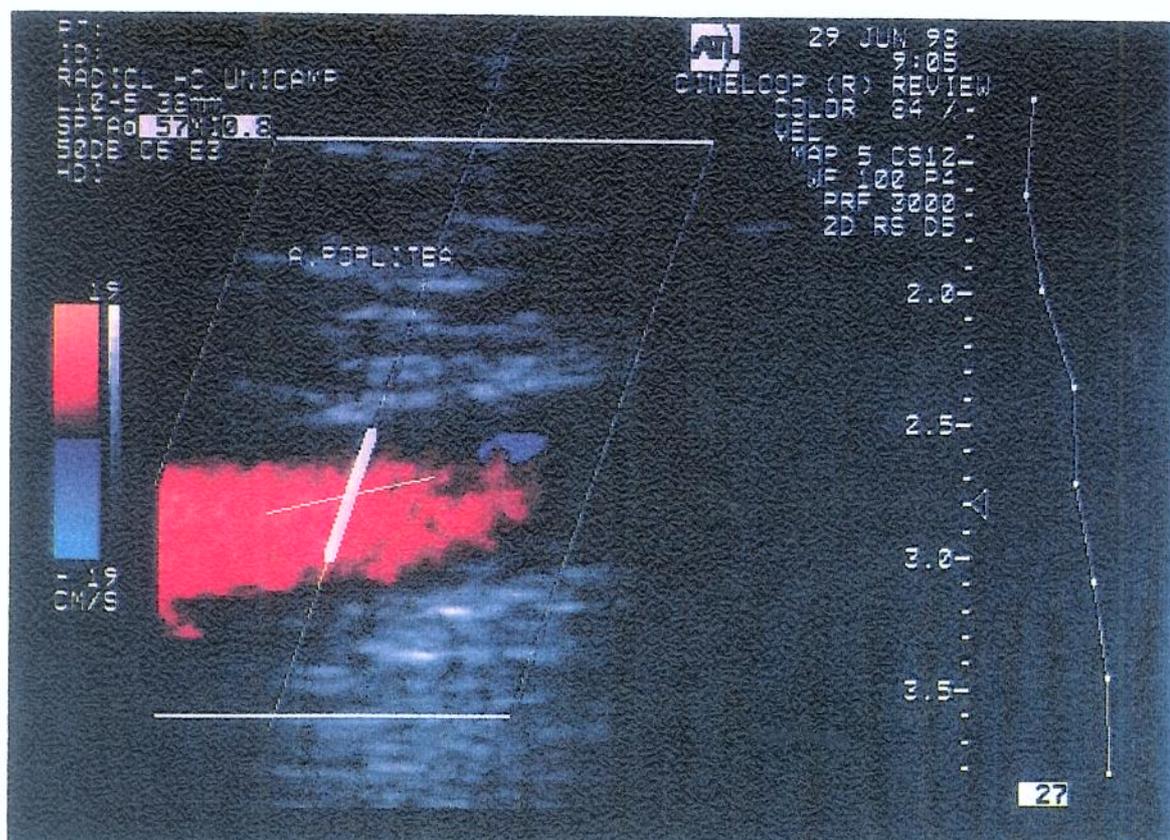


Figura 10 - Posicionamento do cursor em relação ao fluxo colorido, em artéria poplíteia, para a obtenção das velocidades de fluxo, com o auxílio do US-Duplex, mantendo-se ângulo de insonação de 60°.

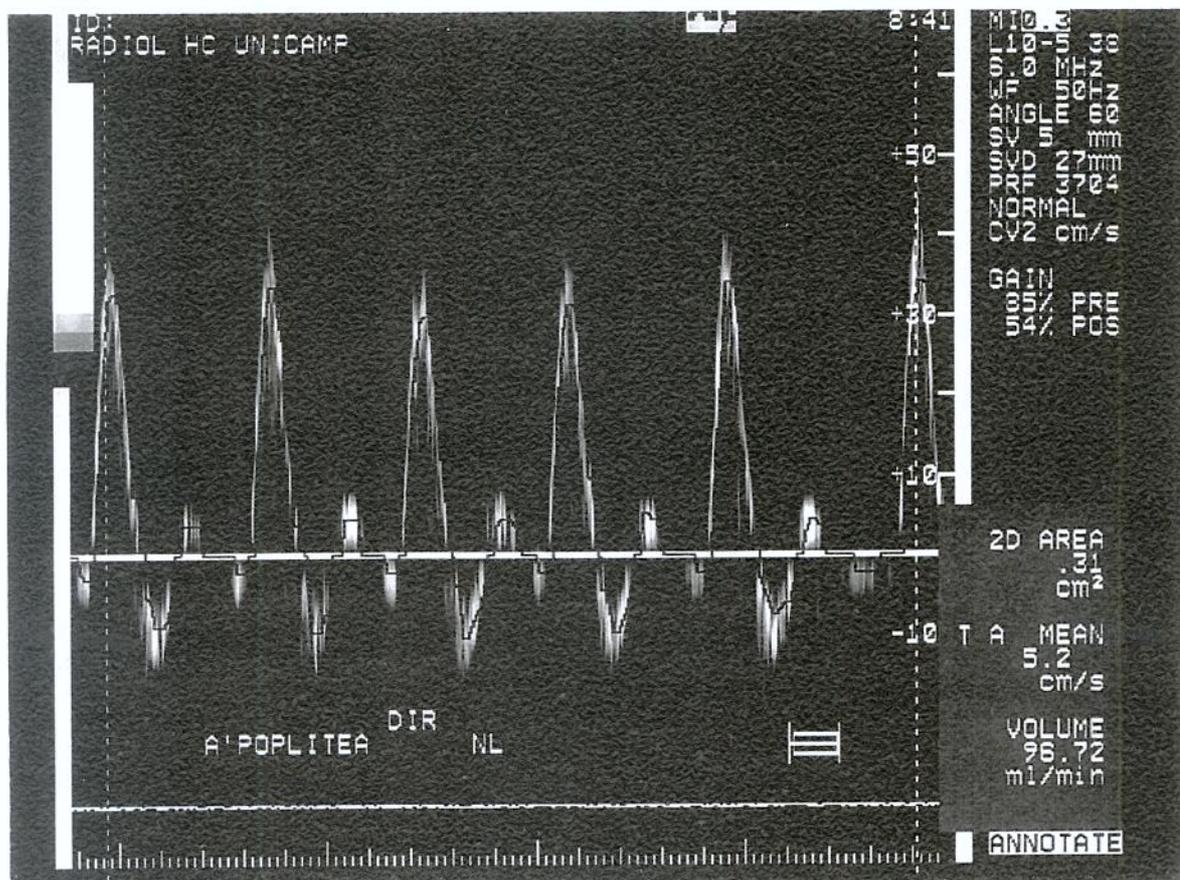


Figura 11 – Espectro de velocidades (imagem em branco) obtido em artéria poplítea, normal, com US-Duplex (Doppler pulsado), que mostra a planimetria realizada automaticamente pelo aparelho (traçado preto sobre o espectro de velocidades). No detalhe (quadro inferior à direita) inscrição dos valores de área, velocidade média e fluxo volumétrico, calculados pelo aparelho.

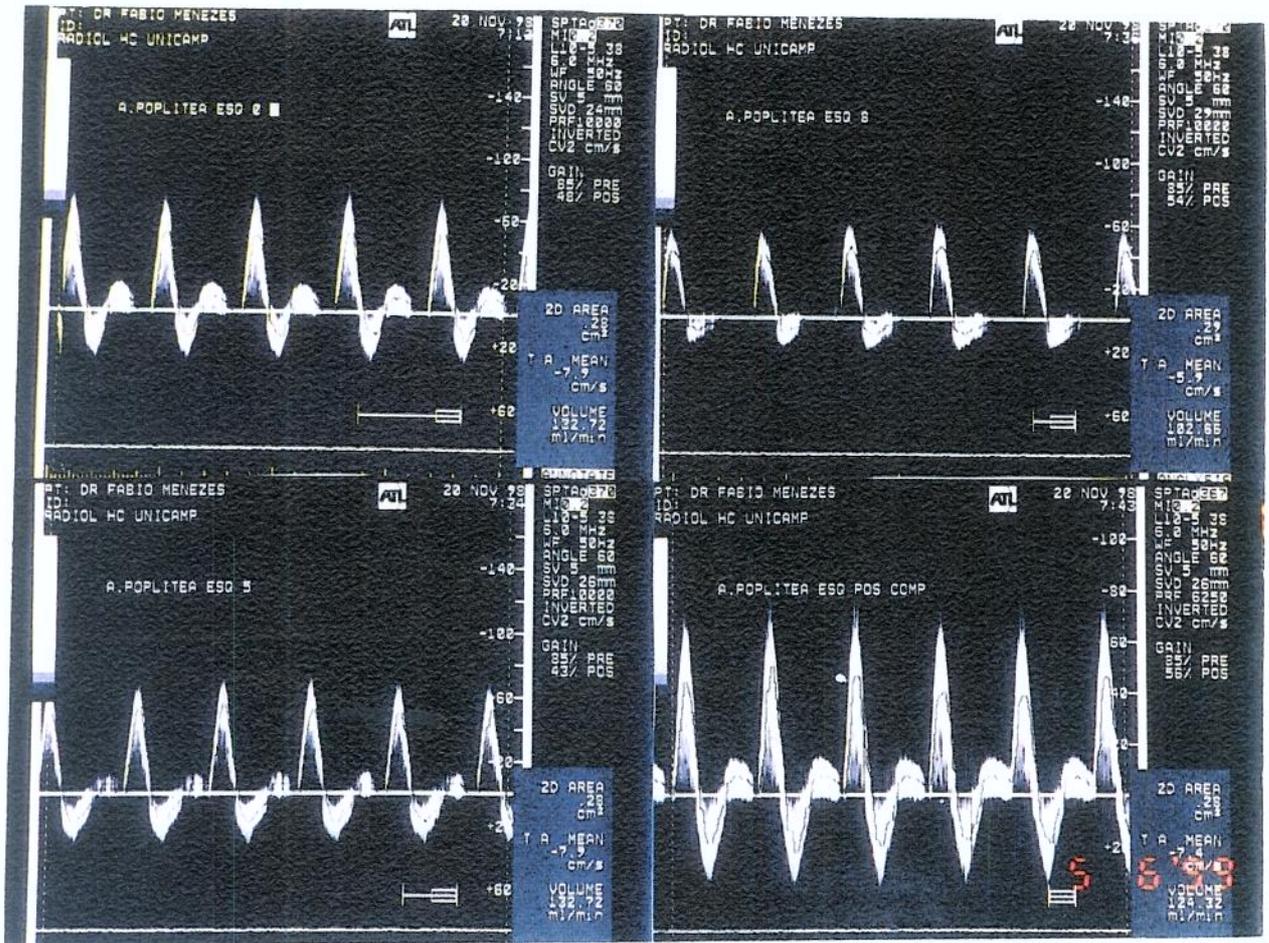


Figura 12 – Repercussão da oclusão venosa sobre as curvas espectrais de velocidades, obtidas com o auxílio do US-Duplex, em artéria poplítea, normal. 1) sem manguito ocluidor; 2 e 3) manguito ocluidor com pressões de 50 e 80mmHg, respectivamente; 4) imagem obtida pós-oclusão. Nos detalhes (quadros), inscrição dos valores de fluxo volumétrico, progressivamente menores com o aumento da pressão de oclusão.

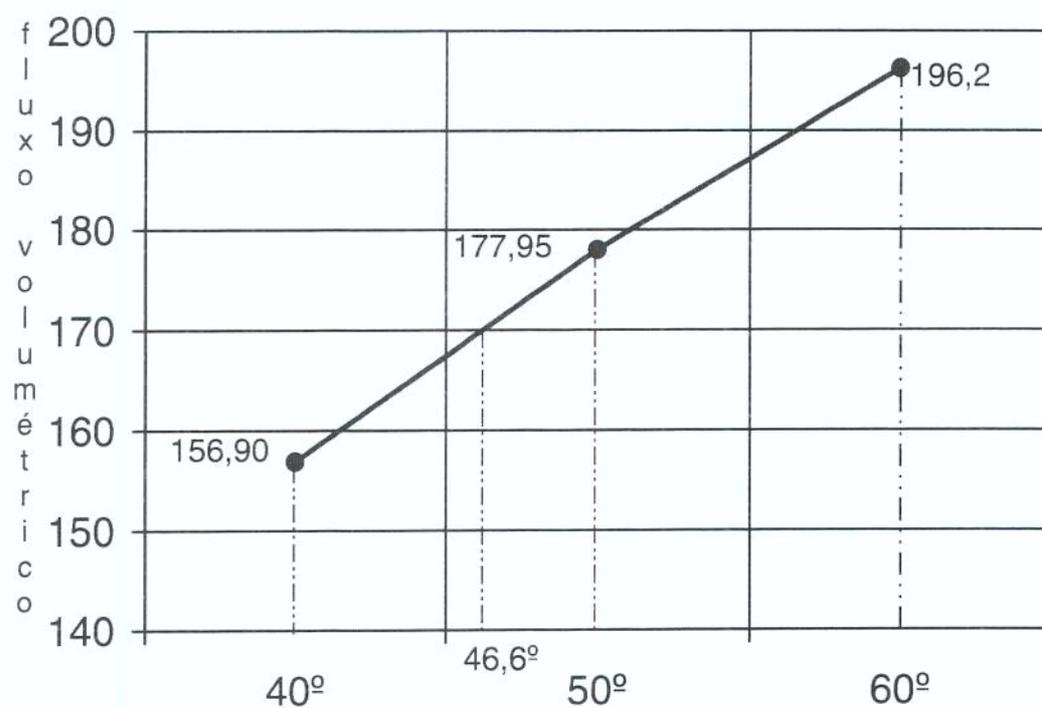


Figura 13 - Determinação gráfica do ângulo de insonação ideal em função do fluxo real de sangue (FRS), pré-determinado (170ml/minuto) em condições experimentais (170ml/minuto), e, de diferentes ângulos de insonação.

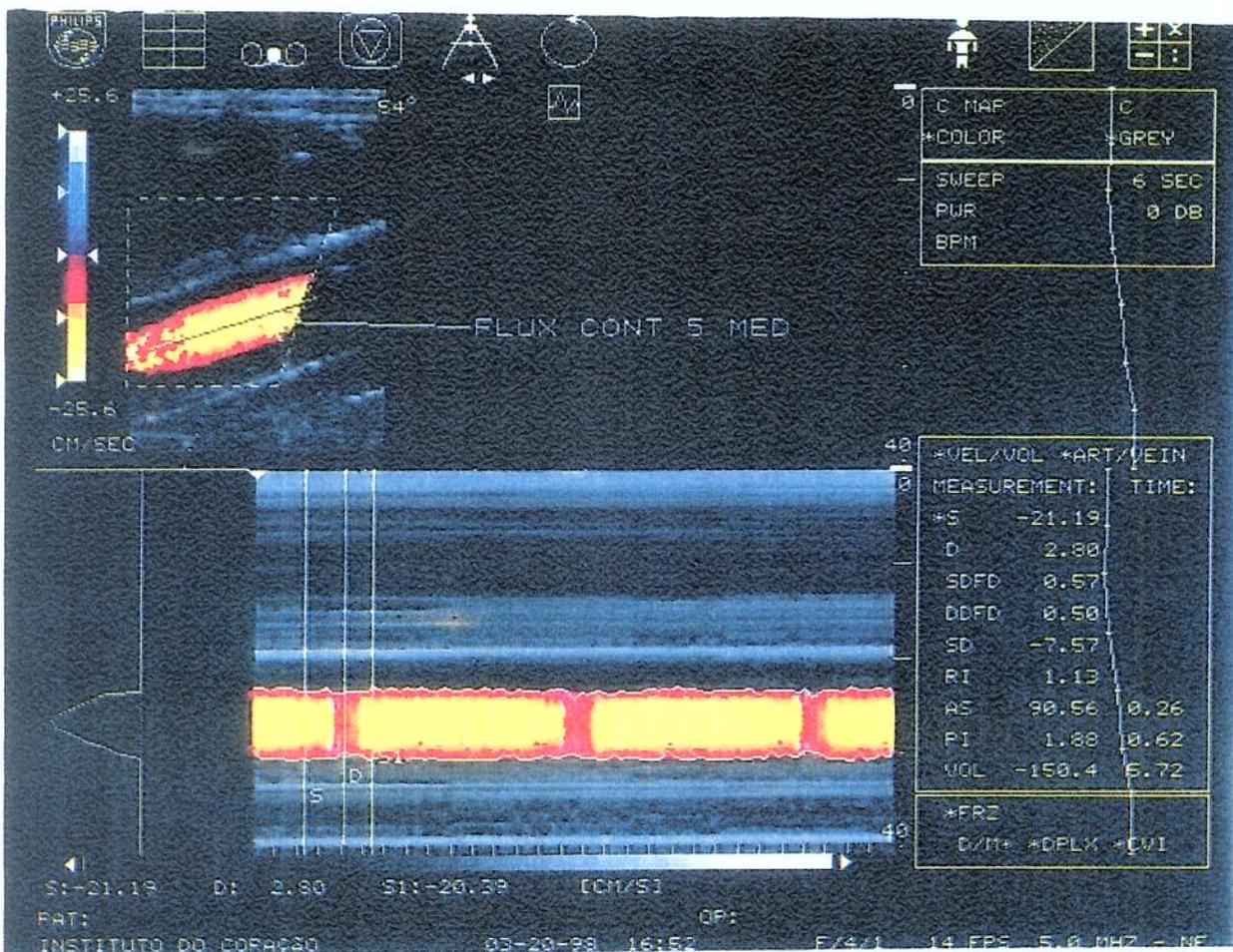


Figura 14 - Imagem de fluxo volumétrico obtido com US-Duplex, utilizando-se sistema CIV-Q Philips* onde as medidas de diâmetro e velocidades são integradas. Para efetuar essas leituras utiliza-se o modo M. (* - marca registrada).

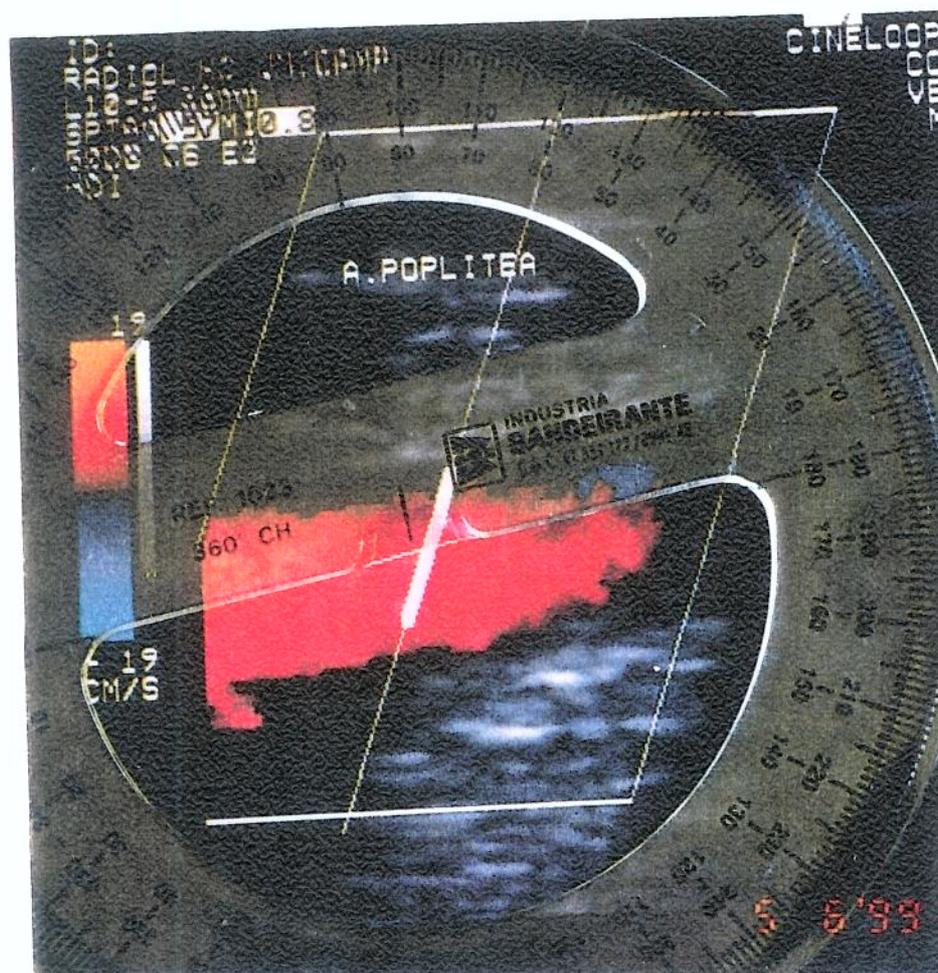


Figura 15 – Foto de imagem ultra-sonográfica mostrando o posicionamento do cursor para a medida de fluxo em artéria poplíteia, com ângulo de insonação de 60° . Um transferidor sobreposto à foto e alinhado com o cursor mostra coincidência com o ângulo de leitura.

8. SUMMARY

SUMMARY

The evaluation of patients with arterial disease includes the determination of arterial flow in the lower limbs. In this study, we compared the usefulness of US-Duplex and plethysmography for assessing arterial blood flow and the possible causes of error associated with these procedures.

Methods: For experimental evaluation of the US-Duplex, we used a system in which human blood (Ht = 30-33%) was pumped through a circuit using a two-head hemodialysis pump. The flow rate (170 ± 10 ml/min), which was either intermittent or pulsatile, was measured along a section of silicone tubing using angles of incidence of 40° , 50° and 60° . To determine the precision of the angles, the segments of tubing where the readings were made: manually, and on inclined ramps at 40° , 50° and 60° .

Human popliteal arterial blood flow was evaluated in both lower limbs using the US-Duplex and an angle of incidence of 60° . In five randomly selected cases, the flow measurements were repeated with venous occlusion (pressures of 50, 80, 100 and 120 mmHg). Pneumoplethysmography was used to evaluate arterial blood flow in the legs and feet of healthy volunteers.

The influence of calibration on the precision of the readings was evaluated in a closed, non-elastic chamber and on the pneumatic cuff or

supports of the plethysmograph. The deviations of the baselines caused by calibration (insufflation and removal of pre-set volumes of air - 10, 50 or 100 ml) in the two types of experiments were compared with the expected deviations (calculated based on a calibration with 10 ml or 50 ml of air).

Results: In the experimental set-up, the blood flow varied with the angle of incidence. For intermittent flow, the mean values were (ml/min) 156.6 for 40°, 177.4 for 50° and 197.6 for 60°, whereas with manual inclination they were 152.0 for 40°, 178.0 for 50° and 199.2 for 60°. For pulsed flow, the mean values were 157.0 for 40°, 176.8 for 50° and 193.4 for 60°, and 162.6 for 40°, 179.6 for 50° and 194.6 for 60° following manual inclination. The popliteal arterial mean flow with the US-Duplex was 127.3 ml/min on the left side and 120.5 ml/min on the right ($p=0.20$). Venous occlusion reduced the flow (mean values - 79.8, 55.5, 39.6 and 21.6 with occlusion pressures of 50, 80, 100 and 120 mmHg, respectively).

The calibration values (in mm) for the closed chamber were 6.16 for 10 ml of air, 30.5 for 50 ml of air and 61.33 for 100 ml of air. For the cuffs, the corresponding values were 4 for 10 ml of air, 17.5 for 50 ml of air and 32.0 for 100 ml of air. The expected deviations varied between - 0.08% for 50 ml of air and +0.44% for 100 ml of air in the closed chamber and between -12.5% and 20.0% for the cuffs. The blood flow (ml/min) determined by plethysmography for the legs and feet was 58.88 for the left side and 57.83 for the right ($p=0.33$).

Conclusions – An angle of incidence of 50° produced a flow closest to the pre-set value of 170 ± 10 ml/min. The ideal angle of incidence (determined graphically) was $46,6^\circ$. The variation between the expected and calculated (observed) calibration values was greater for the cushions than for the closed chambers. Venous occlusion markedly reduced the measured arterial flow.