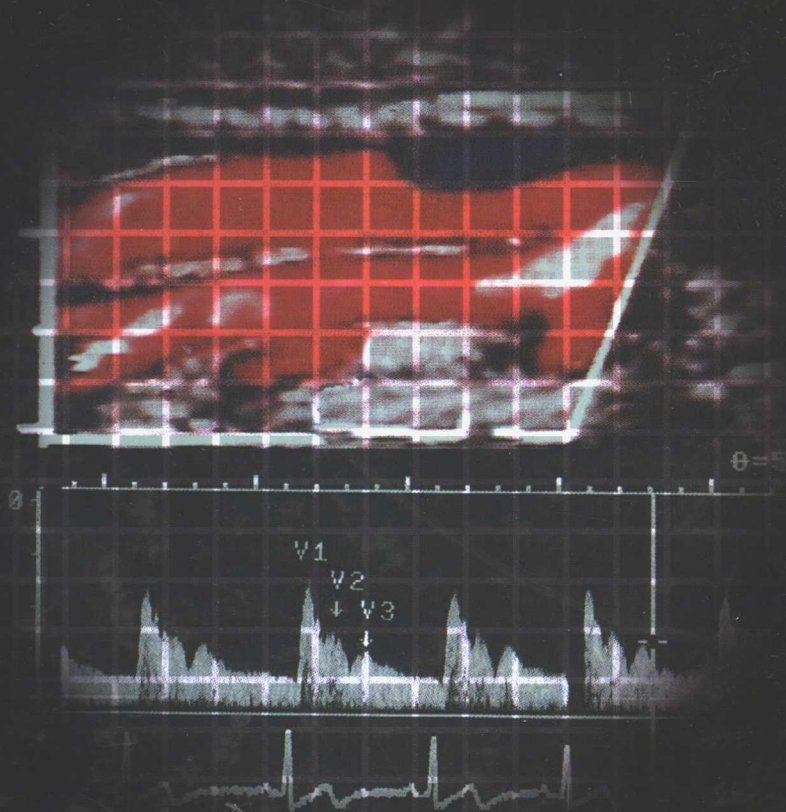


主编 徐智章
张爱宏



外周血管超声彩色血流成像

Peripheral Vascular Imaging by
Color Flow Ultrasound



人民卫生出版社

外周血管超声彩色血流成像

Peripheral Vascular Imaging by Color Flow
Ultrasound

徐智章 张爱宏 主编

编者 (以姓氏笔画排序)

丁 红 王文平 刘利民 陆兆龄
张爱宏 张韵华 徐智章 谭德炎

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目 (C I P) 数据

外周血管超声彩色血流成像 / 徐智章, 张爱宏主编.
北京: 人民卫生出版社, 2002
ISBN 7-117-05138-8

I. 外... II. ①徐... ②张... III. 外周—血管疾病—
—超声波诊断 IV. R543.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2002) 第 070495 号

外周血管超声彩色血流成像

主 编: 徐智章 张爱宏
出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)
地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼
网 址: [http://www. pmph. com](http://www.pmph.com)
E - mail: [pmph @ pmph. com](mailto:pmph@pmph.com)
印 刷: 北京人卫印刷厂
经 销: 新华书店
开 本: 889×1194 1/16 印张: 13.5
字 数: 364 千字
版 次: 2002 年 11 月第 1 版 2002 年 11 月第 1 版第 1 次印刷
标准书号: ISBN 7-117-05138-8/R·5139
定 价: 149.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

前言

我国的外周血管疾病超声诊断研究工作从1961年开始,应用连续波式多普勒超声。1980年后使用二维声像图作形态学研究;1986年后随着全身性彩色超声血流成像设备的引进与临床应用,使超声诊断外周血管疾病从形态学与血流动力学两者结合,得到直观图像特征以及血流动力学的参数表达,从而打下真实的基础。国内已有同道作了大量临床实践,取得大量经验并出版多种书籍,为推动专业发展作出有益的贡献。

外周血管超声诊断不同于一般软组织及脏器的操作常规,具有更高的理论要求与技术要求。在最基本的测量流速问题上,不进行角度校正即不可能得到正确流速数据;不采用小角度($\theta < 60^\circ$)其测值重复性即下降;在压力阶差测定中,必须从狭窄段及狭窄前段两点测速;在血流量测定中必须从其流速剖面及变化数据作基本运算值;在彩色多普勒超声血流成像中,因彩色溢出而使内径变大。诸如此类,均属重要。然而,在一般书籍中较少强调。此外,应对有关重要公式的确切定义及曲线图上正确定点作出指导。

全书分十一章撰写。其中,属于基础理论方面者为:彩色超声血流成像原理;外周血管超声解剖学;血流动力学。属于仪器及技术操作方面者为:超声多普勒诊断仪的类型;设备性能的调节要点;彩色血流图与流速曲线的分析;超声彩色血流成像中伪差识别。属于临床应用方面则为:颈部及四肢的多种动、静脉疾病超声诊断的普遍规律。此外,介绍了多种新技术与新进展,其中包括十分有用的前沿技术,今后将揭开新的一页。

本书编写的主导思想为理论、技术与临床并重。在基础理论方面力求正确、系统与分析简化,深入浅出;在临床超声诊断中主要根据实际总结,一小部分内容系选自其他学者已发表资料。本书为专业参考书,图文并茂。适合于血管超声诊断专业医师及其他超声诊断医师;亦可供临床血管专科医师或有关研究人员作参考之用。

在本书编写过程中,得到中山医院黄备建医师、季正标医师、夏罕生医师、李超伦医师及袁海霞医师等进行各项辅助工作;特别由于李超伦医师积极帮助,多次修改打印稿以达到全书书稿文字部分的最后统排。韩红医师及浦东新区人民医院江泉主任、俞颂革医师等提供典型图照。於此对上述人员表示真挚的感谢!

复旦大学附属中山医院超声诊断科 徐智章
西安交通大学第二医院医用超声研究室 张爱宏

2002年7月

目 录

第一章 超声血流成像检测原理及应用技术	徐智章	1
第一节 多普勒效应		1
第二节 多普勒超声检测血流原理		2
第三节 脉冲波多普勒及连续波多普勒		6
第四节 多普勒流速曲线分析及频谱分析		9
第五节 彩色多普勒血流成像原理		21
第六节 彩色多普勒功率成像		23
第七节 超声彩色流速成像(时域法)原理		23
第二章 超声多普勒诊断仪类型及调节使用	陆兆龄	26
第一节 仪器类型及功能		26
一、二维成像		26
二、彩色多普勒系列		27
三、多普勒超声系列		27
第二节 仪器调节使用		28
一、目的		28
二、内容		28
三、原则		38
第三章 外周血管超声应用解剖学	谭德炎	40
第一节 血管结构		40
一、动脉		40
二、静脉		41
第二节 颈部血管		41
一、颈部动脉		41
二、颈部静脉		44
第三节 上肢血管		45
一、上肢动脉		45
二、上肢静脉		48
第四节 下肢血管		49
一、下肢动脉		49
二、下肢静脉		53
第四章 血流动力学	徐智章	55
第一节 流体运动的基本概念		55
一、人体血液流动的动力源		55
二、血流的阻力来源		56

三、理想流体与实际流体	56
四、稳流与非稳流	56
五、均匀流动与非均匀流动	57
第二节 流体的黏滞性及其流动状态	58
一、黏滞性	58
二、黏滞系数与内摩擦力	58
三、影响血黏度的因素	59
四、层流、湍流与涡流	60
五、流速剖面	62
第三节 流动阻力与泊肃叶定律	66
第四节 流速、流量和流率	67
一、流速	67
二、流量	67
三、流率	68
四、流率恒定原则	68
五、人体血流流速与血流率	68
第五节 伯努利方程	69
一、血流中能量	69
二、狭窄段造成的压力阶差	70
第六节 动脉血流动力学	71
一、正常动脉血流运行	71
二、动脉狭窄闭塞血流动力学	73
三、动脉扩张段血流动力学	75
第七节 静脉血流动力学	75
一、正常静脉血流运行	75
二、静脉阻塞、反流	76
第八节 动静脉瘘血流动力学	76
第五章 脉冲波及彩色多普勒的观测与分析	陆兆龄 78
第一节 观测内容	78
一、血管走向及其血流方向	78
二、血管内血流充盈状态	78
三、血流的速度	79
四、血流的性质	79
五、异常途径分流和反流	79
六、脉冲多普勒流速曲线形态分析	80
第二节 血流参数测量和指数计算	80
一、血流参数测量	80
二、血流指数计算	81
第六章 超声彩色血流成像中的伪差	张爱宏 84
第一节 混迭现象	84
第二节 空间分辨力伪差	85

第三节	镜像伪差	86
第四节	脉冲波多普勒镜像图像伪差	87
第五节	闪烁伪差	87
第六节	血管移动伪差	88
第七节	旁瓣伪差	88
第八节	壁运动伪差	88
第九节	仪器调置不当伪差	89
第十节	超声造影伪差	90
第七章	颈部血管疾病	张爱宏 93
第一节	检查方法及正常图像	93
第二节	颈动脉硬化性闭塞症	103
第三节	颈动脉瘤	108
第四节	颈动脉体瘤	110
第五节	椎动脉闭塞性疾病	112
第六节	锁骨下动脉盗血综合征	115
第七节	多发性大动脉炎头臂干型	116
第八节	颈内静脉扩张症	119
第九节	颈内静脉血栓形成	120
第八章	四肢动脉疾病	王文平 123
第一节	检查方法及正常图像	123
第二节	急性动脉栓塞	126
第三节	动脉硬化闭塞症	127
第四节	血栓闭塞性脉管炎	130
第五节	动脉瘤	131
第六节	肢端动脉痉挛病	134
第九章	四肢静脉疾病	丁 红 137
第一节	检查方法及正常图像	137
第二节	深静脉血栓形成	141
第三节	深静脉瓣功能不全	147
第四节	下肢浅静脉曲张	151
第十章	四肢动静脉其他疾病	张韵华 155
第一节	先天性动静脉瘘	155
第二节	后天性动静脉瘘	156
第三节	供血透治疗的动静脉内瘘检测	159
第四节	胸廓出口综合征	163
第五节	移植血管的超声检测	165
第十一章	血管超声检查新进展	徐智章 陆兆龄 刘利民 171
第一节	灰阶超声血流成像	171
第二节	实时搏动性血流图	172

第三节	血管内超声造影技术	174
第四节	血管内皮功能检查	178
第五节	血管内超声的应用	179
第六节	超声彩色流速成像及血流量测定	181
第七节	三维成像	191
索引		194

CONTENTS

CHAPTER 1. PRINCIPLES AND APPLIED TECHNIQUES OF ULTRASONIC FLOW IMAGING AND DETECTION	1
1. DOPPLER EFFECT	1
2. PRINCIPLE OF FLOW DETECTION WITH DOPPLER ULTRASOUND	2
3. PULSED WAVE DOPPLER AND CONTINUOUS WAVE DOPPLER	6
4. VELOCITY TRACING ANALYSIS AND SPECTRUM ANALYSIS ON DOPPLER ULTRASOUND	9
5. PRINCIPLE OF COLOR DOPPLER FLOW IMAGING	21
6. COLOR DOPPLER POWER IMAGING	23
7. PRINCIPLE OF COLOR ULTRASOUND VELOCITY (TIME DOMAIN) IMAGING	23
CHAPTER 2. KINDS AND ADJUSTMENTS ON DOPPLER ULTRASOUND DIAGNOSTIC APPARATUS	26
1. KINDS AND FUNCTIONS OF APPARATUS	26
TWO DIMENSIONAL IMAGING	26
COLOR DOPPLER SERIES	27
DOPPLER ULTRASOUND SERIES	27
2. ADJUSTMENTS FOR APPARATUS	28
PURPOSE	28
CONTENTS	28
RULES	38
CHAPTER 3. APPLIED ANATOMY FOR PERIPHERAL VASCULAR ULTRASOUND	40
1. VASCULAR STRUCTURE	40
ARTERIES	40
VEINS	41
2. CERVICAL VESSELS	41
CEVICAL ARTERIES	41
CEVICAL VEINS	44
3. UPPER EXTREMITY VESSELS	45
UPPER EXTREMITY ARTERIES	45
UPPER EXTREMITY VEINS	48

4. LOWER EXTREMITY VESSELS	49
LOWER EXTREMITY ARTERIES	49
LOWER EXTREMITY VEINS	53
CHAPTER 4. BLOOD FLOW DYNAMICS	55
1. BASIC CONCEPTS OF FLUID FLOW	55
SOURCE OF MOTIVE FORCE OF HUMAN BLOOD	
FLOW	55
SOURCE OF RESISTANCE AGAINST HUMAN BLOOD	
FLOW	56
IDEAL FLUID VS. ACTUAL FLUID	56
STEADY FLOW VS. UNSTEADY FLOW	56
UNIFORM FLOW MOTION VS. UNUNIFORM FLOW	
MOTION	57
2. FLUID VISCOSITY AND ITS FLOW PATTERNS	
VISCOSITY	58
VISCOSITY COEFFICIENT AND INTERNAL	
FRICTION	58
INFLUENTIAL FACTORS OF BLOOD VISCOSITY	58
LAMINAR FLOW, TURBULENT FLOW AND EDDIED	
FLOW	59
VELOCITY PROFILES	60
3. FLOW RESISTANCE AND POISEUILLE'S LAW	66
4. VELOCITY, FLOW VOLUME AND VOLUME RATE	
VELOCITY	67
FLOW VOLUME	67
VOLUME RATE	67
IDENTICAL PRINCIPLE OF VOLUME RATE	68
VELOCITY AND VOLUME RATE IN HUMAN BLOOD	
FLOW	68
5. BERNOULLI'S EQUATION	69
ENERGY COMPONENT DURING BLOOD	
FLOWING	69
PRESSURE GRADIENT CAUSED BY VESSEL	
STENOSIS	70
6. ARTERIAL FLOW DYNAMICS	71
BLOOD FLOW MOVEMENT IN NORMAL	
ARTERIES	71
FLOW DYNAMICS OF STENOTIC OCCLUSIONS OF	
ARTERIES	73
FLOW DYNAMICS OF ARTERIAL DISTENDED	
SEGMENT	75
7. VENOUS FLOW DYNAMICS	75

BLOOD FLOW MOVEMENT IN NORMAL VEINS	75
FLOW DYNAMICS OF VENOUS OCCLUSIONS AND INSUFFICIENCY	76
8. FLOW DYNAMICS OF ARTERIOVENOUS FISTULA	76
CHAPTER 5. OBSERVATION AND ANALYSIS ON PULSED WAVE DOPPLER AND COLOR DOPPLER IMAGING	78
1. OBSERVATIVE CONTENT	78
VESSEL COURSE AND BLOOD FLOW DIRECTION	78
FLOW DISTRIBUTION IN VESSELS	78
FLOW VELOCITY	79
FLOW CHARACTERIZATION	79
ABNOMAL COURSE FOR SHUNT AND REGURGITATION	79
ANALYSIS ON DOPPLER VELOCITY TRACING PATTERN	80
2. PARAMETERS MEASUREMENT AND INDICES	80
CALCULATION OF BLOOD FLOW	80
PARAMETERS MEASUREMENT	80
INDICES CALCULATION OF BLOOD FLOW	81
CHAPTER 6. ARTIFACT IN ULTRASONIC COLOR FLOW IMAGING	84
1. ALIASING	84
2. ARTIFACT FROM SPATIAL RESOLUTION	85
3. MIRROR ARTIFACT	86
4. PULSED WAVE DOPPLER IMAGING MIRROR ARTIFACT	87
5. FLASH ARTIFACT	88
6. VASCULAR MOTION ARTIFACT	88
7. SIDE LOBE ARTIFACT	88
8. WALL MOVEMENT ARTIFACT	88
9. INAPPROPRIATE ADJUSTMENT ARTIFACT	89
10. ARTIFACTS IN CONTRAST SONOGRAPHY	90
CHAPTER 7. CERVICAL VASCULAR DISEASES	93
1. MANIPULATION AND NORMAL PATTERNS	93
2. CAROTID ARTERIOSCLEROTIC OCCLUSIVE DISEASES	103
3. CAROTID ANEURYSM	108
4. CAROTID BODY TUMOR	110
5. VERTEBRAL ARTERY OCCLUSIVE DISEASES	112
6. SUBCLAVIAN STEAL SYNDROME	115

7. MULTIPLE ARTERITIS	116
8. INTERNAL JUGULAR DILATATION	119
9. INTERNAL JUGULAR VEIN THROMBOSIS	120
CHAPTER 8. ARTERIAL DISEASES OF EXTREMITIES	123
1. MANIPULATION AND NORMAL PATTERNS	123
2. ACUTE ARTERIAL EMBOLIZATION	126
3. ARTERIOSCLEROTIC OCCLUSIVE DISEASES	127
4. THROMBOANGIITIC OCCLUSIVE DISEASES	130
5. ARTERIAL ANEURYSM	131
6. RAYNAUD 'S DISEASE	134
CHAPTER 9. VENOUS DISEASES OF EXTREMITIES	137
1. MANIPULATION AND NORMAL PATTERNS	137
2. DEEP VEIN THROMBOSIS	141
3. DEEP VENOUS VALVE INCOMPETENCE	147
4. VARICOSE OF SUPERFICIAL VEIN ON LOWER EXTREMITIES	151
CHAPTER 10. ARTERIOVENOUS DISEASES OF EXTREMITIES	155
1. CONGENITAL ARTERIOVENOUS FISTULA	155
2. ACQUIRED ARTERIOVENOUS FISTULA	156
3. EXAMINATION OF ARTERIOVENOUS FISTULA FOR THERAPEUTIC BLOOD DIALYSIS	159
4. THORACIC OUTLET SYNDROME	163
5. ULTRASOUND EXAMINATION AFTER VESSEL GRAFT	165
CHAPTER 11. RECENT ADVANCES OF VASCULAR ULTRASOUND EXAMINATION	171
1. ULTRASONIC GRAYSCALE FLOW IMAGING	171
2. REALTIME PULSATILE BLOOD FLOW IMAGING	172
3. TRANSVASCULAR ULTRASOUND CONTRAST TECHNIQUE	174
4. EXAMINATION OF VESSEL INTIMA FUNCTION	178
5. APPLICATION OF INTRAVASCULAR ULTRASOUND CATHETERS	179
6. ULTRASOUND COLOR VELOCITY IMAGING AND BLOOD VOLUME DETECTION	181
7. THREEDIMENSIONAL IMAGING	191
INDEX	194

第一章

超声血流成像检测原理及应用技术

第一节 多普勒效应

多普勒效应指应用某些物理学中已知发射源频率 (f_0) 的波动对运动物体观测时,该运动物体所产生的回波频率 (f') 的变化。可简称为“动目标的回波频移”。频移 (frequency shift) 以 (f_d) (或 (Δf) 表示 (图 1-1)。

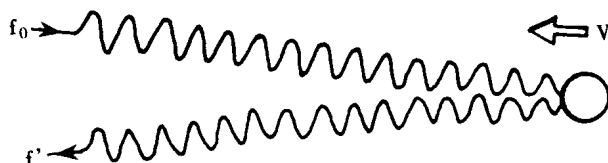


图 1-1 动目标回波频移原理

f_0 为发射频率, f' 为回波频率。动目标以速度 v 运动, 产生多普勒效应。 f' 变化, 较 f_0 增高 (如反向, 则降低) 0.7%~0.001% 之间, 因其变化甚微, 故称“频移”

在实际情况下, 发射源与被测体间产生相对运动时, 不论何者静止、何者运动, 均产生多普勒效应。

接收多普勒效应的接收器, 可放置在被测物体上。此时, 发射源发出 f_0 的波直接由被测体接收 (单程式接收) (图 1-2)。如两者间相对运动, 接收到回波的频率为 f' 。则 $f_d \neq 0$; 如两者间无相对运动, 则接收到波的频率仍为 f_0 ($f' = f_0$), 因此, $f_d = 0$ 。

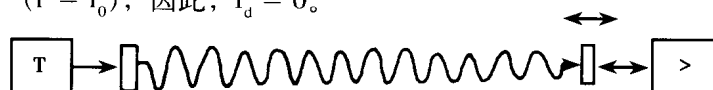


图 1-2 单程式接收时多普勒效应

接收器 (R) 置被测物体上

接收多普勒效应的接收器亦可放置在发射源上。此时, 发射源发出 f_0 的波遇到被测体后, 由被测体将该波反射 (散射) 回至发射源 (反射式接收) (图 1-3)。如两者间相对运动, 则在来、回两次途径中

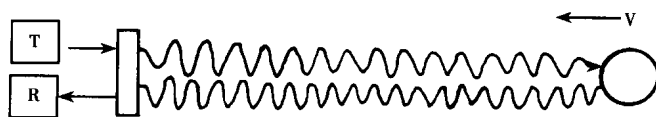


图 1-3 反射式接收时多普勒效应

接收器 (R) 与发射源 (T) 设置在同一探头上, 动目标以速度 v 运动时, 产生 2 倍于单程式接收时的频移变化

产生了2次频率变化。可从另一个角度理解：在波的回程途径中，被测体作为二次发射源，将已经变化频率的 f' 发回原来的（一次）发射源。而一次发射源接收到 f' 经运动后的再一次频率改变（暂称 f'' ），以便在解释时与 f' 区分；但在实际的反射式接收中，从总体出发，仍称为 f' ）。

现对“单程式接收”的Doppler效应作简要分析（图1-4）。



图1-4 单程式接收时的频移计算

R以 V_R 的速度向探头T运动时，频移 $f_d = (V_R/c) \cdot f_0$ ，R-接收器

假定发射源静止，被测体（接收器）以 V_R 速度向发射源运动：

$$\lambda_0 = C/f_0$$

则接收器收到的频率：

$$f' = f_0 + V_R/\lambda_0$$

V_R/λ_0 为接收频率（ f' ）中，较 f_0 所增加的部分。

$$\therefore f_d = V_R/\lambda_0$$

$$f' = f_0 + V_R/\lambda_0 = f_0 + (V_R/C) f_0 = (1 + V_R/C) f_0 \quad (\because 1/\lambda_0 = f_0/C)$$

$$\therefore f_d = f' - f_0 = (V_R/C) f_0$$

在“反射式接收”中，再有一次从被测体将波反回发射源的过程，为便于理解，此时将被测体作为二次发射源，则在一次发射源（现为接收器）处接收到的 f' 由于 V_R 重复1次所致（相对运动），即 $2V_R$ （图1-5）。故其 $f_d = (2V_R/C) f_0$ 。如为相背运动， f_d 为“-”，即： $f_d = (-2V_R/C) f_0$

实际分析中，从分析被测体因运动而产生回波波长的变化。代入公式计算所得（请参阅有关专著，此处从简）。

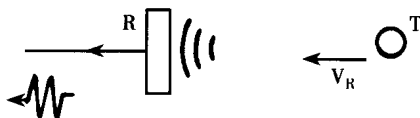


图1-5 反射式接收时的频移计算

此时，动目标成为二次声源，以 V_R 的速度向探头（成为接收器）

运动，此时的频移 $f_d = (2V_R/c) \cdot f_0$ ，R-接收器

用于测定运动体Doppler效应的波多种多样，如：无线电波（多普勒雷达），光波（多普勒红移——光谱分析），激光测速，超声（多普勒超声）等。

第二节 多普勒超声检测血流原理

超声为高频振动的机械波。在人体软组织中以纵波形式传递。常用诊断超声频率（ f ）在2~15MHz间，软组织中传播速度（ c ）平均值为1540m/s（范围：1470~1750m/s），故其波长（ λ ）在0.77~0.1mm（770~100 μ m）间。

血液中包含大量血细胞。总血细胞压积为37%~50%。血细胞中所占比例最高为红细胞，正常值在350~550万/mm³间。红细胞平均直径 $7.33 \pm 0.29\mu$ m（范围4 μ m~8 μ m），呈扁盘形，边缘厚而中间薄。平均红细胞体积（MCV） $93.28 \pm 9.80\mu$ m³。

因红细胞直径较超声波长小2~3个数量级,故红细胞对入射超声呈散射现象。可称红细胞为散射子(群)(scatterers)。

散射子具下列物理特性:

(一) 方向性

散射子受入射超声照射后,吸收了超声声能成为二次声源,向四周的全部空间散射超声。即按 $4\pi r^2$ 立体角发射超声(图1-6)由于向全立体空间散射,故返回超声探头的回声声强甚低。约为1%镜面反射器回声强度的-30dB左右。

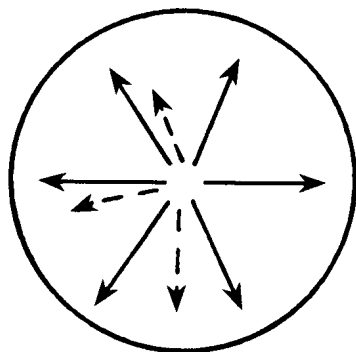


图1-6 散射子向四周空间均匀散射,按 $4\pi r^2$ 立体角发射超声,无方向性

(二) 单个红细胞的散射系数

散射系数(T_s)为散射回声声强(I_s)与入射超声声强(I_i)之比,即 $T_s = I_s / I_i$ 。背向散射时, T_s 如下式计算:

$$T_s = (25/36) \omega^4 (a^6/c^4)$$

其中: ω 为频率,

a 为散射体半径,

c 为声速。

即:半径 a 为定值时, T_s 与 f^4 成正比(符合人体血液情况); f_0 为定值时, T_s 与 a^6 成正比(血液病时,如小红细胞型贫血与大红细胞型贫血时应予考虑)。

(三) 群体红细胞的散射情况

探头发射的超声声束具一定的束宽 (beam width)。在各种诊断仪器中常应用发射聚焦法使声束变窄。只有受到入射声照射部分的红细胞群体中的每个红细胞可散射回声(图1-7)。因而,在诊断操作时

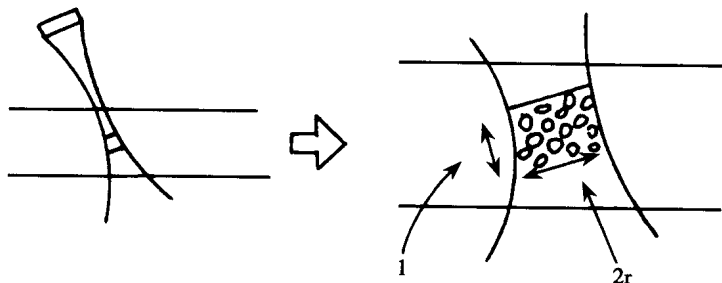


图1-7 散射总功率

在束宽范围内及选通门所形成的“取样区域”中,红细胞群体散射回声总功率,1-选通门宽, $r=1/2$ 束宽

红细胞群体散射回声的总功率 (P) 为: $P = \eta cl\pi r^2$

其中, c: 红细胞浓度,

η : 单个红细胞的散射系数,

l: 多普勒超声选通门的长度 (或称: 取样门宽度),

r: 声束束宽半径。

(四) 接收声功率 (P_R)

指探头在开放孔径范围内所得到的声功率, 系与散射总功率 (P) 成正比, 与孔径开放面积 (A) 成正比, 而与取样门中心离皮肤深度 (h) 的平方成反比 (图 1-8)。即: $P_R = PA / (4\pi h^2)$ 。

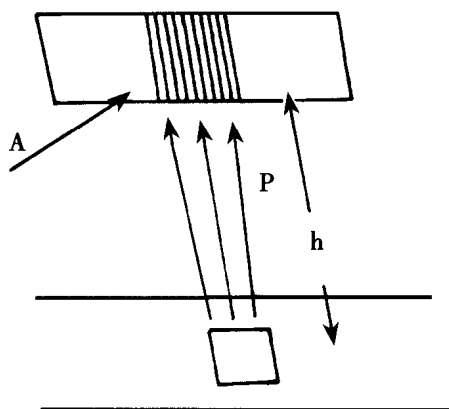


图 1-8 接收声功率

与散射总功率 (P), 探头孔径开放面积 (A) 成正比, 而与取样容积与探头间距离 (h) 的 2 次方成反比

(五) 动散射子的多普勒效应

血液流动时, 其中大量动散射子沿某一方向流动。入射超声以一种发射频率照射至动散射子时, 动散射子必然产生背向散射。除按上述 3、4 两节探头接收到的回声功率外, 尚有动散射子的多普勒频移 (f_d) 成分。经仪器接收解调后, 获得 f_d 信息 (图 1-9)。

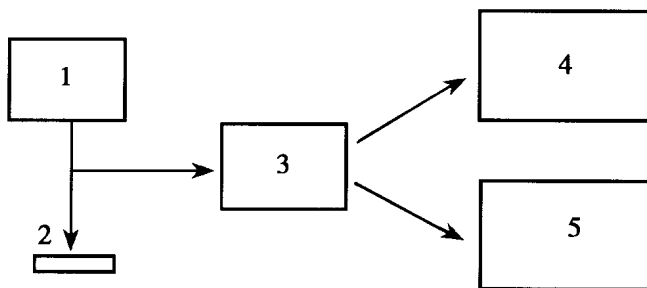


图 1-9 动散射子的散射回声功率及多普勒频移同时接收及解调

1- 触发脉冲发生器, 2- 探头, 3- 接收放大, 4- 功率成分解调, 5- 频移成分解调

(六) 流速与频移间关系

“声束—血流方向”角度 (θ) 校正 在第一节中得到公式: $f_d = \pm (2 V_R / C) f_0$, 此式指运动体对声束方向完全平行 (即“声束—血流方向”角度为零值) 情况时的表达。但在人体实际检查时, 除极个别

别部位外, 散射子的运动方向不可能与声束方向完全平行, 而呈一个角度, 如图 1-10 动散射子的流速为 V ; 但沿声束主轴上所测得的为 V 的投影段 (V_R)。 V_R 与 V 间的关系为 $\cos\theta = V_R/V$, 或 $V_R = V \cos\theta$

故: $f_d = \pm (2 V f_0 \cos \theta / C)$

移项得: $\pm V = (f_d C) / (2 f_0 \cos \theta)$

以上分析得出如下结论:

1. 用多普勒超声测血流流速时, 必须进行 θ 角角度校正 (图 1-11)。
2. 据理论计算与实际测定, 在检查时注意探头放置与多普勒声束偏转 (beam steering), 使 θ 角角

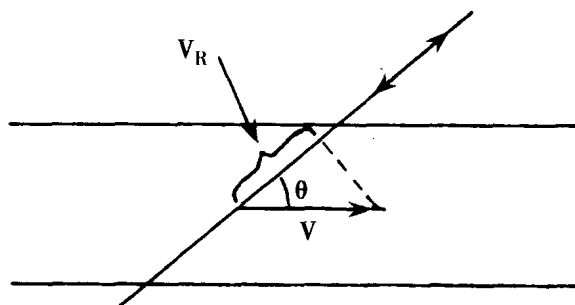


图 1-10 声束—血流方向角度校正

声束与血流方向间成角 (θ) 时, 声束只能在取样线上测得分流速 (V_R) 数值, 但不能直接测得真流速 (V) 值, 而 V_R 与 V 的比值为 $\cos\theta$, 故 $\pm V = (f_d C) / (2 f_0 \cos\theta)$

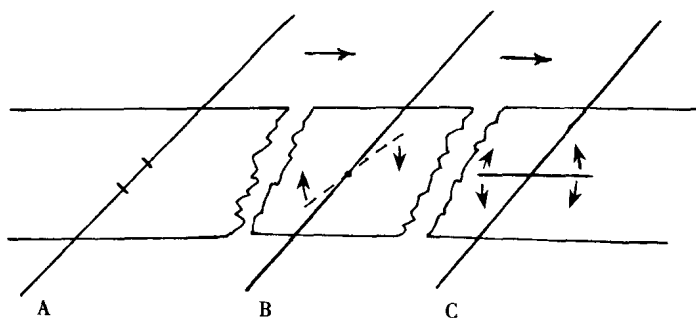


图 1-11 θ 角校正示意图

A. 未调出校正线; B. 刚调出校正线; C. 校正线调至与流速平行, 此时, 声束与校正线间的夹角即为 θ

度愈小愈好 (其准确性愈高), θ 角最大不超过 60° (具体细节后述)。

3. θ 角校正应标准化, 需确切将校正线调整至与血流方向一致 (图 1-12), 不得凑数 (图 1-13)。

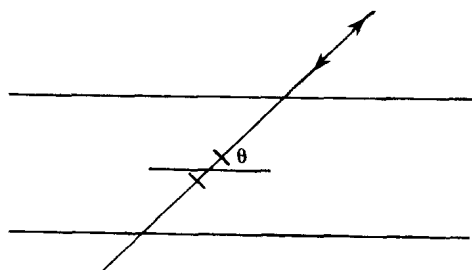


图 1-12 θ 角正确选调

校正线必须与流道平行; θ 角应控制在 60° 以下

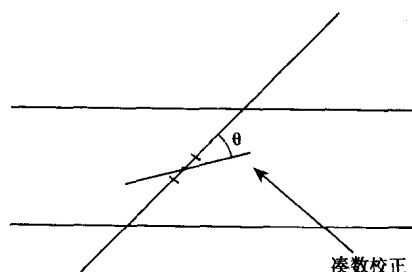


图 1-13 θ 角错误选调

校正线不与流道平行, 此时 θ 角读数虽低, 但流速数据全然不准确, 此种情况称作“凑数校正” (其目的使 θ 角变小, 但违反真实性)