

(京)新登字 130 号

内容简介

本书是一部系统介绍颈动脉疾病超声诊断与临床诊治的专著。全书共 11 章，约 40 万字，400 余幅图。第一章～第三章分别介绍了血管多普勒超声基础、颈部血管解剖与检查方法；第四章是正常人颈、椎、锁骨下动脉的超声表现；第五章详述了颈动脉常见疾病的超声诊断与鉴别诊断；第六、七章重点描述了颈椎、锁骨下动脉疾病的超声诊断；第八章专门介绍了超声造影在颈动脉疾病中的应用；第九章～第十一章分别阐述了颈动脉疾病的临床诊断与治疗。书中还介绍了颈动脉超声检查的新技术、新方法，以及与颈部血管疾病相关的增强 CT、MRI、血管造影等检查技术。其理论与实践相结合，力求系统全面、科学实用。适于超声科医师及相关科室医师使用，亦可供医学院校高年资学生及进修生参考。

科学技术文献出版社是国家科学技术部系统唯一一家中央级综合性科技出版机构，
我们所有的努力都是为了使您增长知识和才干。

序言

XUYAN

近半个世纪以来,随着超声医学迅速发展及超声新技术的不断出现,超声医学作为影像医学的重要组成部分在临床应用中发挥着重要作用。回顾超声诊断发展历程,从早期的A型、M型、B型超声到今天的高清晰度实时灰阶超声、彩色多普勒超声、三维超声成像、介入性超声和超声造影技术等,超声医学呈现出了前所未有的发展态势;尤其是彩色多普勒超声广泛地应用于临床,使之成为血管疾病诊断中不可缺少的一部分。

为了提高颈部血管疾病的超声诊断水平,使广大医学工作者全面了解颈动脉疾病诊断的超声基础知识、正确认识颈动脉疾病声像图特点,以及掌握超声检查要点和操作规程,首都医科大学附属北京天坛医院何文教授主编了《颈动脉彩色多普勒超声与临床》。该书以突出颈部血管疾病为特色,将颈动脉疾病的超声表现与临床相结合,适于各级超声医师、血管科医师、神经科医师等使用,也是医学院校高年级本科生和研究生的重要参考书。

本书由多名经验丰富的国内知名专家执笔编写,书中系统介绍了血管多普勒超声基础,颈动脉解剖、病因病理、临床表现和超声诊断等;深入地阐述了颈部血管的超声检查方法及新技术的临床应用,并将颈动脉超声与临床相关学科紧密结合。其内容丰富新颖、图文并茂、资料翔实、编排有序,反映了我国当前颈动脉疾病的诊断与治疗的先进水平,有利于全面了解颈部血管的诊疗知识,是一部促进超声医学发展的好书。相信无论超声医师还是临床医师都将受益匪浅,该书必将受到广大读者的好评,特为之序。

中华医学会副会长

戴建平

中国医师协会副会长

前言

QIANYAN

近年来，随着全球老龄化的来临，血管疾病尤其是颈动脉疾病呈直线上升趋势，仅首都医科大学附属北京天坛医院超声科每天因血管疾病行超声检查的平均在100人左右。虽说颈动脉超声已成为颈动脉疾病的首选检查方法，但至今尚缺乏系统、全面介绍颈部血管疾病超声检查并与临床结合的书籍。本书则是一部集颈部动脉疾病的临床表现、影像学及治疗学为一体的专著。其特点为：①在详细阐述超声检查颈动脉疾病的同时，又介绍了其他影像学，如增强CT、MRI、血管造影等检查技术，比较了这些影像技术的特点及相互补充诊断的作用；②系统地介绍了超声检查新技术、新方法，如二次谐波成像、颈动脉弹性成像、颈动脉超声造影技术等；③书中提供了大量精美的颈动脉超声图片，使读者在学习理论的同时能直观地得以感性认识，从而更容易掌握颈动脉疾病的超声诊断技术；④有国内著名颈部血管临床专家加盟，使颈动脉超声诊断与临床结合得更紧密。

本书参编人员有着深厚的理论基础和丰富的临床经验，书中内容是他们多年诊疗经验的结晶。作者在参阅了国内外大量文献的同时，将颈动脉疾病相关诊断与治疗技术融为一体，论述了血管超声的基础知识、颈动脉疾病的病因病理和临床表现、颈动脉疾病影像学特点和治疗。详尽地阐述了颈动脉疾病的超声诊断和不同的诊断标准，既体现了由浅入深、通俗易懂、图文并茂的直观性和实用性，又指出了当今的新技术、新方法，使该书更具前瞻性、指导性，为读者拓宽了诊断思路。我们相信本书的出版将成为读者日常工作的良师益友；是各级超声医师、血管科医师、神经科医师不可多得的参考书，也可供医学院校高年资学生使用。

在本书的编写过程中，得到了国内超声专家的悉心指导，在此表示真诚地感谢！与此同时，也得到了首都医科大学北京天坛医院超声科的全体同仁和研究生大力协助，在此谨致谢意！

由于时间紧迫，加之我们的水平所限，难免有不当或错误之处，敬请广大读者批评、指正！

M U L U

目 录

第一章 血管多普勒超声诊断基础	1
第一节 多普勒超声原理概述	1
第二节 频谱多普勒血流检测	3
第三节 彩色多普勒成像	6
第四节 多普勒超声伪像	8
第五节 人体不同血流状态的分类及其特点	10
第二章 颈部血管解剖	11
第一节 正常颈动脉	11
第二节 正常锁骨下动脉和椎动脉	13
第三节 颈、椎动脉变异	14
第四节 正常颈内静脉和椎静脉	14
第三章 颈动脉、椎动脉及锁骨下动脉的超声检查方法	16
第一节 颈、椎及锁骨下动脉的超声检查	16
第二节 颈动脉超声血流成像中常见伪像及消除方法	28
第三节 颈动脉超声检查新技术、新方法	30
第四节 颈动脉其他影像学检查方法	36
第四章 正常颈动脉、椎动脉超声显像	40
第一节 正常颈动脉超声显像	40
第二节 正常椎动脉超声显像	45
第三节 正常锁骨下动脉超声显像	48
第五章 颈动脉疾病的超声检查	50
第一节 颈动脉粥样硬化	50

第二节	颈动脉瘤	92
第三节	颈动脉炎	99
第六章	椎动脉疾病的超声检查	105
第一节	椎动脉发育异常	105
第二节	椎动脉狭窄性疾病	106
第三节	椎动脉瘤	115
第四节	椎动脉支架置入术前后的超声评价	116
第七章	锁骨下动脉疾病的超声检查	120
第一节	锁骨下动脉狭窄性疾病	120
第二节	锁骨下动脉盗血综合征	127
第三节	头臂干夹层	134
第四节	创伤性锁骨下动脉疾病	135
第五节	胸廓出口综合征	136
第六节	超声在锁骨下动脉狭窄支架置入术中的应用	137
第八章	超声造影在颈动脉硬化中的应用	141
第一节	超声造影技术	141
第二节	正常颈动脉超声造影	144
第三节	超声造影在颈部动脉硬化疾病中的作用	145
第四节	超声造影剂的应用前景	148
第九章	颈动脉粥样硬化与脑血管疾病	150
第一节	动脉粥样硬化概述	150

MULU

第二节	动脉粥样硬化导致缺血性卒中的机制	155
第三节	颈动脉粥样硬化导致的缺血性卒中综合征	157
第四节	颈动脉粥样硬化的辅助检查	159
第五节	大动脉粥样硬化的干预方法	161
第十章	颈动脉支架成形术	164
第一节	血管腔内支架成形术的适应证及禁忌证	164
第二节	术前评估和制定个体化的治疗方案	165
第三节	血管腔内支架成形术治疗颈动脉狭窄	167
第四节	常见并发症及处理	168
第五节	用循证医学的观点看血管腔内支架成形术	169
第六节	椎动脉狭窄血管内支架治疗术	170
第十一章	颈动脉内膜切除术	174
第一节	历史与现状	174
第二节	相关临床试验	175
第三节	手术适应证和禁忌证	176
第四节	影像学检查	179
第五节	手术方法	180
第六节	术后并发症及处理	187
第七节	CEA 与颈动脉支架成形术	190
附录	192
索引	195

第一章 血管多普勒超声诊断基础

超声波是指振动频率在每秒 20 000 次 (Hz, 赫兹) 以上, 超过人耳听阈上限的声波。超声检查是利用超声波的物理特性和人体器官组织声学特性相互作用后产生的信息, 并将其接收、放大和处理后形成的图像和数据, 借此进行疾病诊断的无创性

检查方法。超声成像的基本原理和过程是依据超声波在介质中传播的物理特性, 主要包括三个方面: 声阻抗特性、声衰减特性和多普勒特性, 后者是多普勒超声诊断的物理基础。

第一节 多普勒超声原理概述

(一) 多普勒效应

多普勒效应 (Doppler effect) 是指声源与反射体之间发生相对运动时, 声源的发射频率与反射体接收到的频率发生变化的现象。多普勒效应是由奥地利物理学家 Christian Johann Doppler 在 1842 年发现的。它是一种在声波、光波等各种波动现象中普遍存在的物理现象。由于超声波在一定介质中传播的速度是恒定的, 声源与反射体之间发生相对运动时可看作是超声波波长被压缩或扩展, 从而引起反射体接收到的声波频率发生改变。由介质中声速 (c)、波长 (λ) 和频率 (f) 的关系, 即 $c = \lambda \cdot f$, 可知: 相向运动时, 引起接收频率增加; 相背运动时, 引起接收频率降低。

(二) 多普勒方程

多普勒效应可用多普勒方程表示, 即

$$F_D = F_R - F_T = \frac{2vF_T \cos\theta}{c}$$

方程式还可改写为

$$v = \frac{F_D c}{2F_T \cos\theta}$$

式中, F_T 为声源发射频率, F_R 为反射体接收频率, 均以 Hz 或 kHz 表示; F_D 为多普勒频移, 指反射体接收频率和声源发射频率之间的变化, 以 Hz 或 kHz 表示; v 为反射体运动速度, 以 cm/s 或 m/s 表示; c 为超声波在介质中的传播速度, 超声波在人体组织的传播速度相对恒定, 一般视为常量, 在 1 540 m/s 左右; θ 为声束方向与反射体运动方向的夹角, 也称多普勒夹角, $\cos\theta$ 为多普勒夹角的余弦函数。利用超声多普勒血流仪进行血流检测时, F_T 为探头发射频率, F_R 为红细胞接收频率, v 为血流速度 (红细胞运动速度), F_D 为红细胞接收频率和探头发射频率之差, θ 为声束方向与血管内血流方向之间的夹角 (图 1-1-1)。

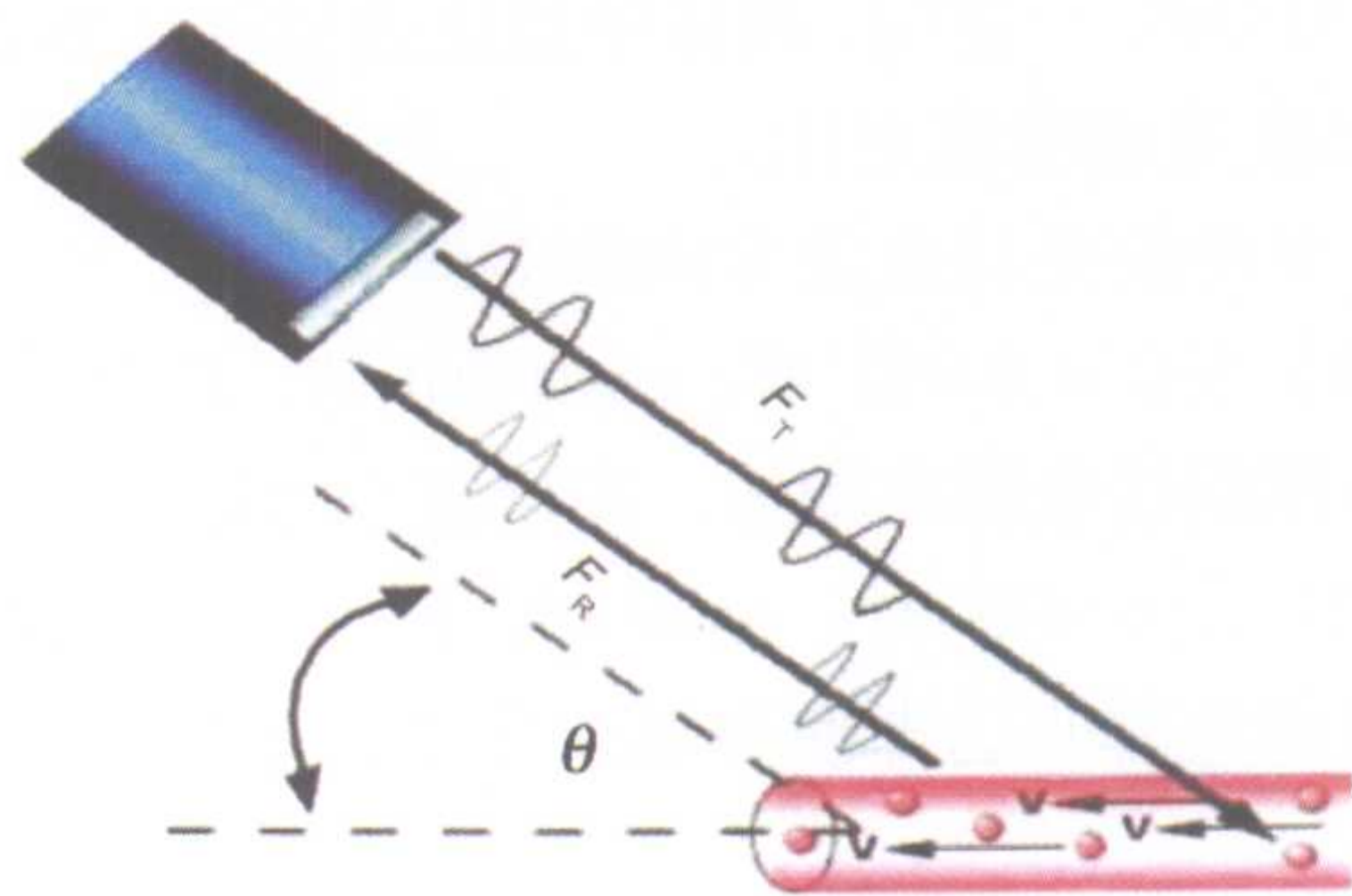


图 1-1-1 多普勒效应示意图

(三) 多普勒方程各变量之间的关系

由多普勒方程可知： F_D 与 v 、 F_T 、 c 及 θ 有关。 F_D 和 θ 可经仪器显示， F_T 和 c 为已知量，因此，可根据多普勒方程计算出血流速度，这也是利用多普勒超声仪测定血流速度的基本原理。目前，大多数多普勒超声仪可直接显示血流速度，少数仪器只给出频移值，可换算成血流速度值。

由多普勒方程可知：

1. 多普勒效应必须满足 $v \neq 0$ ，即声源与反射体之间必须有相对运动时，才能产生多普勒频移；当 $v=0$ 时，声源与反射体之间无相对运动，不产生多普勒频移（图 1-1-2）。

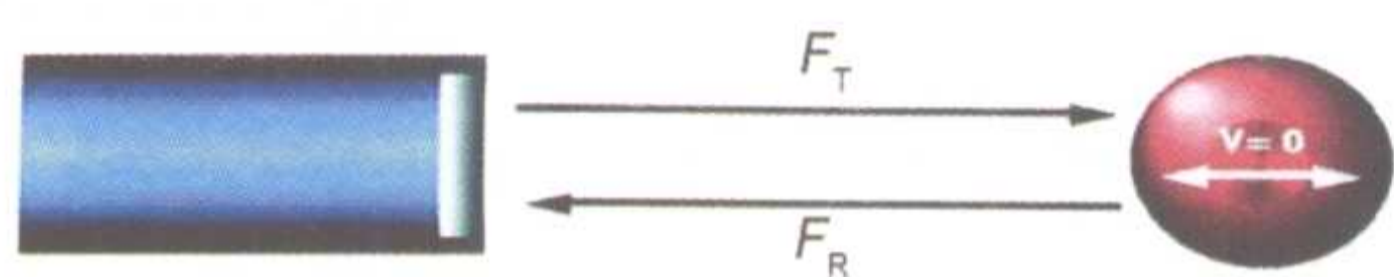


图 1-1-2 超声遇到静止红细胞示意图

2. θ 角恒定时，各变量之间的关系

(1) 频移取决于探头发射频率（ F_T ）及血流速度（ v ）。

(2) 当频移不变时， F_T 越小，可测血流速度（ v ）越大； F_T 越大，可测血流速度（ v ）越小。因此，欲测高速血流，应选用低频探头（表 1-1-1）。

表 1-1-1 探头频率与最大可测血流速度（cm/s）的关系

深度 (cm)	探头超声频率 (MHz)		
	2.5	3.5	5
4	382	273	191
8	231	165	116
12	166	119	83
16	129	92	65

(3) 当 F_T 一定时，频移随血流速度变化而变化，频移与血流速度成正比。

3. θ 角改变与血流方向的对应关系

(1) 当 $0^\circ < \theta < 90^\circ$ 时， $\cos\theta$ 为正值， F_D 为正向频移，红细胞接收频率增加，即血流方向朝向探头。

(2) 当 $\theta=90^\circ$ 时， $\cos\theta=0$ ， $F_D=0$ ，此时血流方向与声束垂直，即使有血流存在，也检测不到血

流信号。

(3) 当 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 时， $\cos\theta$ 为负值， F_D 为负向频移，红细胞接收频率减低，即血流方向背离探头。

(4) 当 $\theta=0^\circ$ 或 180° 时， $\cos\theta=\pm 1$ ， F_D 最大，血流方向与声束平行呈相向或背向运动（图 1-1-3，图 1-1-4）。

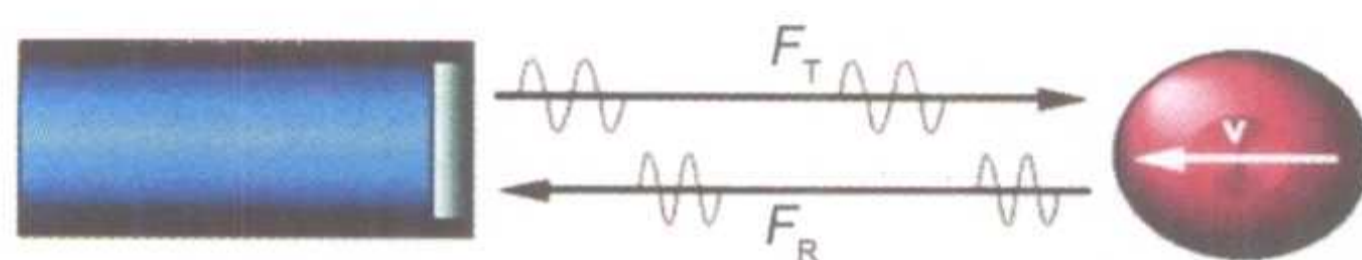


图 1-1-3 红细胞朝向探头方向运动示意图

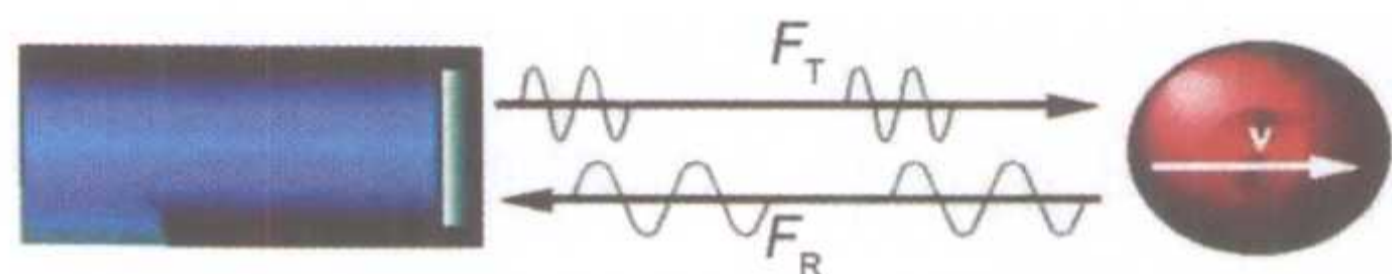


图 1-1-4 红细胞背向探头方向运动示意图

4. 频移与角度的依赖关系

超声波在人体组织中的传播速度（ c ）相对稳定在 1540 m/s，若保持 v 及 F_T 不变，根据多普勒方程，则频移在很大程度上依赖于声束与血流方向的夹角。夹角越接近 0° ，声束与血管长轴越平行，沿声束方向的血流运动速度分量越大，测得的流速值与血流真实流速值之间的误差越小；夹角越接近 90° ，沿声束方向的血流运动速度分量越小，则测得的流速值与血流真实流速值之间的误差越大。从余弦函数的特点可知，在 $0^\circ \sim 90^\circ$ 范围内，当夹角超过 60° 时，误差迅速增加（图 1-1-5，图 1-1-6）。故在外周血管血流检测中，多普勒夹角越小越好，最大不应超过 60° ，否则会导致测值误差过大（表 1-1-2）。为了减小血流流速误差，必须正确调节多普勒夹角，在重复测量同一部位血流数据时，除了使用的探头频率不变外，还应保持多普勒夹角一致。

表 1-1-2 频移与角度的关系

θ (°)	$\cos\theta$	F_D (Hz)	v (cm/s)
30	0.87	2 700	100
50	0.64	2 000	100
70	0.34	1 100	100

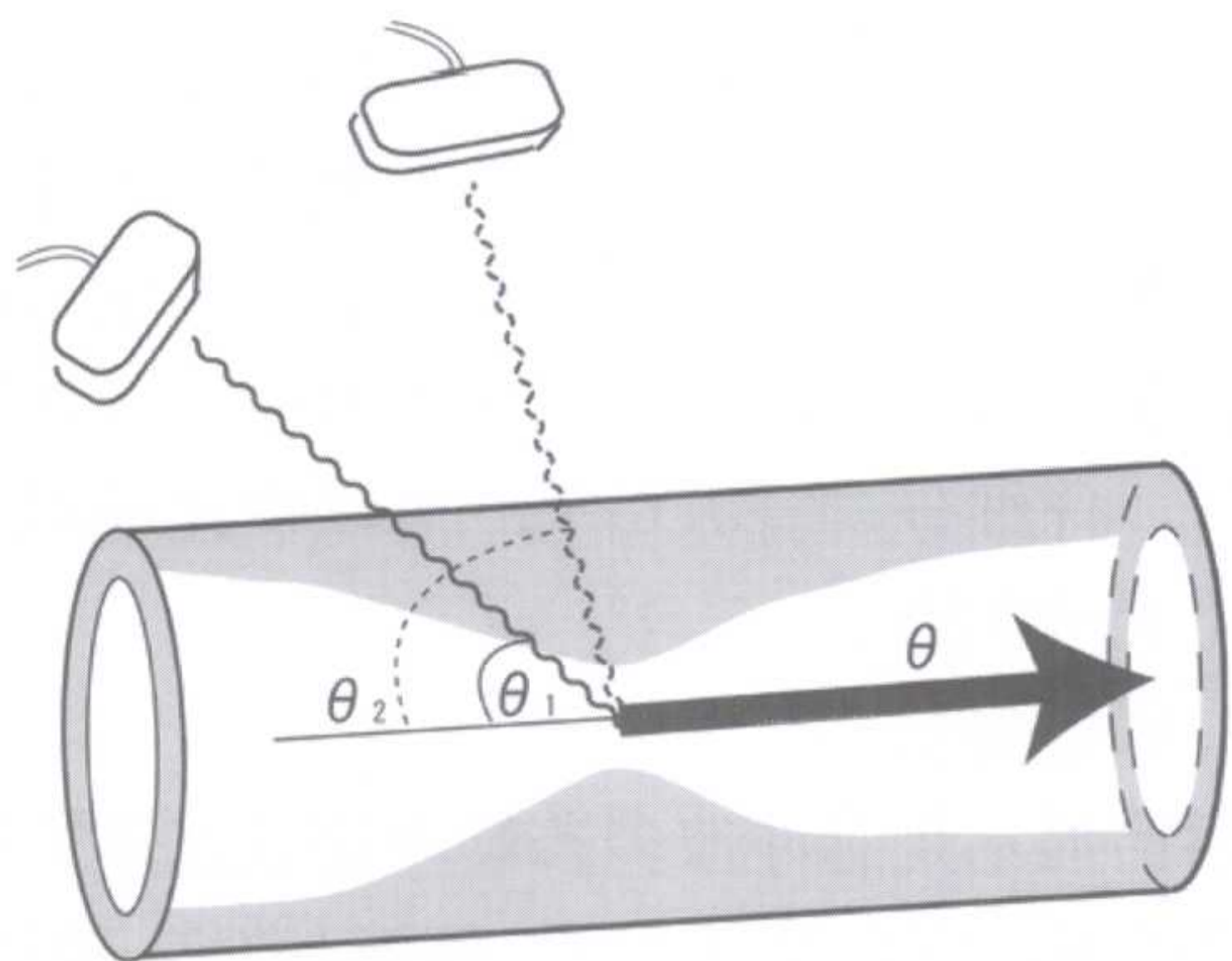


图 1-1-5 超声以不同角度入射示意图

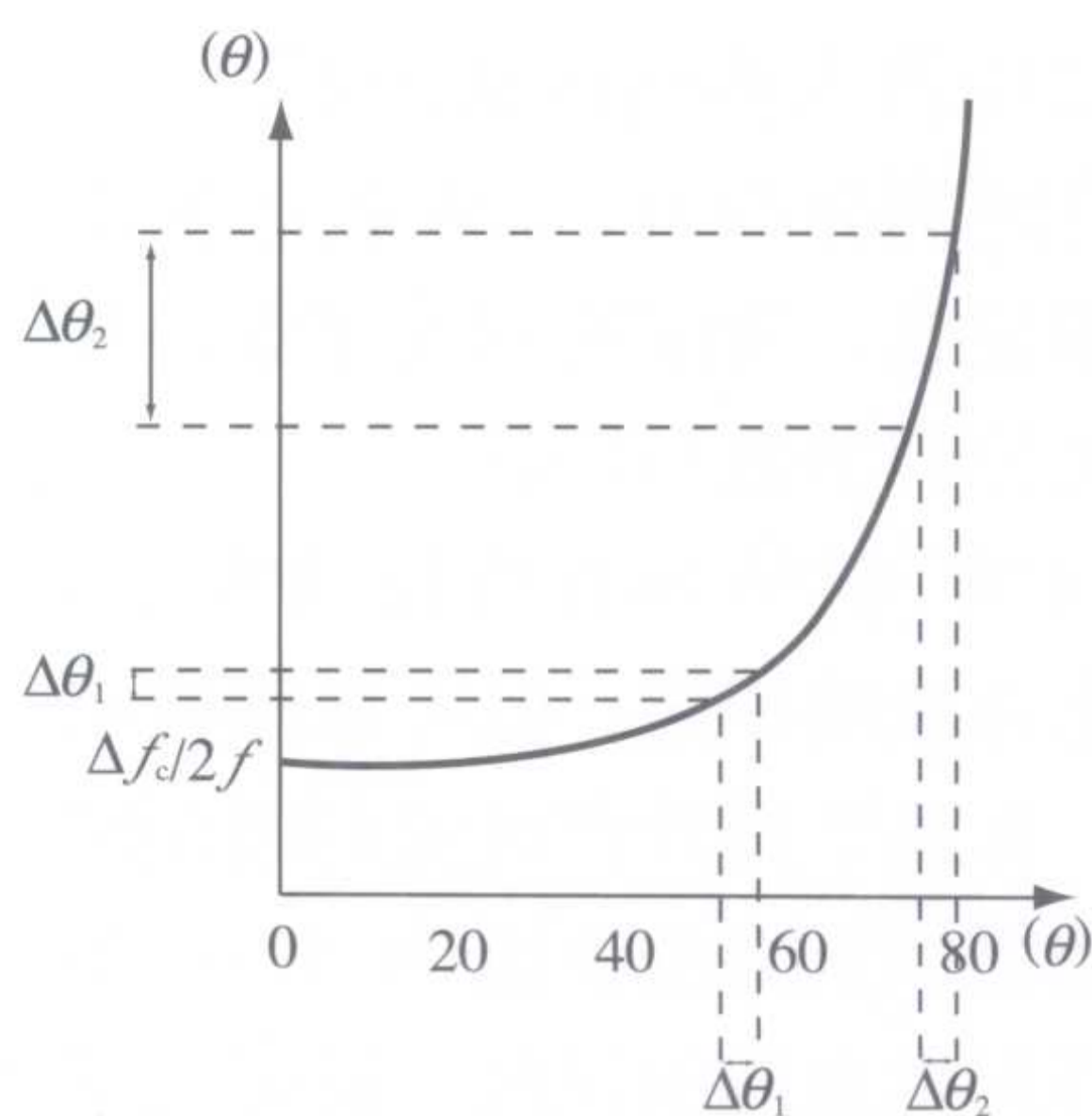


图 1-1-6 频移与多普勒夹角的依赖关系，当 $\theta > 60^\circ$ 时，误差迅速上升

第二节 频谱多普勒血流检测

频谱多普勒血流检测是对人体运动的血流所产生的多普勒频移进行分析的超声诊断技术。频谱多普勒包括：脉冲（波）多普勒、连续（波）多普勒和高脉冲重复频率多普勒。

一、频谱多普勒类型及特点

（一）脉冲多普勒

1. 脉冲多普勒（PW）超声仪工作原理

PW 只有一个超声换能器（探头），为间歇式脉冲发射，在脉冲期发射超声波，在脉冲间期接收反射信号，交替发射和接收超声信号。两次脉冲发射的间隔时间称为脉冲重复时间（ T ），探头每秒钟内所发射的脉冲次数称为脉冲重复频率（PRF），二者的关系为： $PRF=1/T$ 。超声换能器发射一组超声脉冲后，并不接收所有的反射回声，而是延迟一段时间后接收，通过控制延迟接收时间选择接收不同深度、某一区域的反射信号，达到对靶目标进行定位检测，这种定位探查的能力称为距离选通或距离分辨力，该特定探查区域称为取样容积。利用距离选通和取样容积可以选定某一血管，并对管腔内的选定范围来测量血流信息，以频谱显示，这样就避免了声束上经过的其他血管内血流信号的干扰。

2. 尼奎斯特极限

根据取样定理，利用PW进行血流频移检测时，PRF 必须大于多普勒频移的 2 倍，即满足 $F_D < 1/2 PRF$ ，才能准确显示频移的方向和大小，使其不失

真，因此，将 $1/2PRF$ 称为尼奎斯特频率（Nyquist frequency）或尼奎斯特频率极限（Nyquist frequency limit）。

3. 混叠

当多普勒频移超过尼奎斯特极限时，PW 所检出的频移就会出现大小和方向的伪差，表现为流速曲线图的高峰部分被削顶，转移到基线的对侧显示，从而影响对血流流速的测量和血流方向的识别，这一现象称为混叠（aliasing）。当 $1/2PRF < F_D < PRF$ 时，超过的频移将会反折显示于基线的对侧，表现为正负双向的单向反折，称为单纯性混叠（simple aliasing）。当 $F_D > PRF$ 时，可多次反折，称为复合性混叠（complex aliasing）。因此，为使多普勒频移信号不发生混叠，多普勒频移 F_D 应小于 $1/2PRF$ ，高速血流必须用相对较高的 PRF 设定，而低速血流需要相对低的 PRF。

（二）连续多普勒

连续多普勒（CW）通常有两个超声换能器（探头），一个发射频率和振幅恒定不变的超声波，而另一个接收其反射波，探头连续发射和接收超声信号，沿超声束上来自不同深度的血流和组织运动多普勒频移都被接收后叠加显示出来，也就是说，CW 对检测部位没有选择能力，亦即没有距离选通或距离分辨力。但另一方面，由于 CW 的 PRF 与超声发射频率相同，达百万赫兹以上，其尼奎斯特频率亦在百万赫兹以上，所能检测的高速血流大大超过了人

体所需,故检测人体高速血流不会发生混叠现象。但由于没有距离分辨力,CW接收取样线上所有红细胞的频移信息,故流速曲线下窗口始终填充,不能从曲线上分辨湍流与层流。

可见,CW与PW各有所长,PW虽有混叠现象,影响对高速血流的测定,但可准确测定异常血流所在的部位,有助于对异常血流的解剖结构定位,可为疾病诊断提供重要的血流动力学信息,而CW尽管不能分辨异常血流的深度,但可以清晰显示高速血流的频谱形态,并精确测定其速度值,因此,CW主要用于对心脏和大动脉高速血流的检测。在使用时若能将两者结合,可以扬长避短,为临床提供更准确的血流动力学信息。

(三) 高脉冲重复频率多普勒

高脉冲重复频率多普勒(HPRF)是在脉冲多普勒基础上的改进。换能器在发射一组超声波之后,不等取样部位的回声信号返回探头,又发射出新的超声脉冲,增加了PRF,所能测量的血流速度范围随之扩大。它增加了速度的可测范围,但减小了最大可探测深度,牺牲了距离分辨能力。HPRF是介于PW和CW之间的一种技术。目前,由于同一探头既能用PW又能用CW技术工作,所以HPRF已很少采用。

二、多普勒血流频谱

PW和CW所检测的频移为取样容积和声束内所有红细胞的频移,由于红细胞的运动速度、方向各不相同,相同速度红细胞的数目各不相同,动脉血流呈脉动性,探头接收到的是多种频率和振幅混合而成的复杂信号,只有将其经过一定的处理分析,分解成单频信号显示,才能对取样部位的血流速度及性质做出正确判断,这个过程即频谱分析。目前,频谱分析是通过快速傅里叶转换(FFT)在计算机上实现的,经过处理的多普勒信号一般要写入数字扫描转换器(DSC)中,最终以音频显示和频谱显示两种方式输出。

(一) 显示方式

1. 音频显示

虽然多普勒超声的发射频率在人耳可听范围之外,但多普勒频移在1~200 kHz,正好在人耳可听

范围之内,因此,频移信号输入扬声器就成为人耳可听到的音频信号。音调高低代表频移大小,响度代表振幅大小;层流是柔和的乐音,湍流是粗糙的噪音;还可从声音的搏动性或连续性区分动脉音或静脉音。仔细分辨音频信号,可以快速地对血流性质做出初步判断。

2. 频谱显示

频谱显示是脉冲波多普勒和连续波多普勒输出的主要形式。它有多种方式:流速/频移-时间谱图显示、功率谱图显示和三维显示;临床最常用的是流速/频移-时间谱图显示。谱图上X轴(横坐标)代表时间,即血流持续时间,单位为s,X轴也称为零频移线(基线);Y轴代表速度(频移)大小,单位为cm/s或m/s(图1-2-1)。

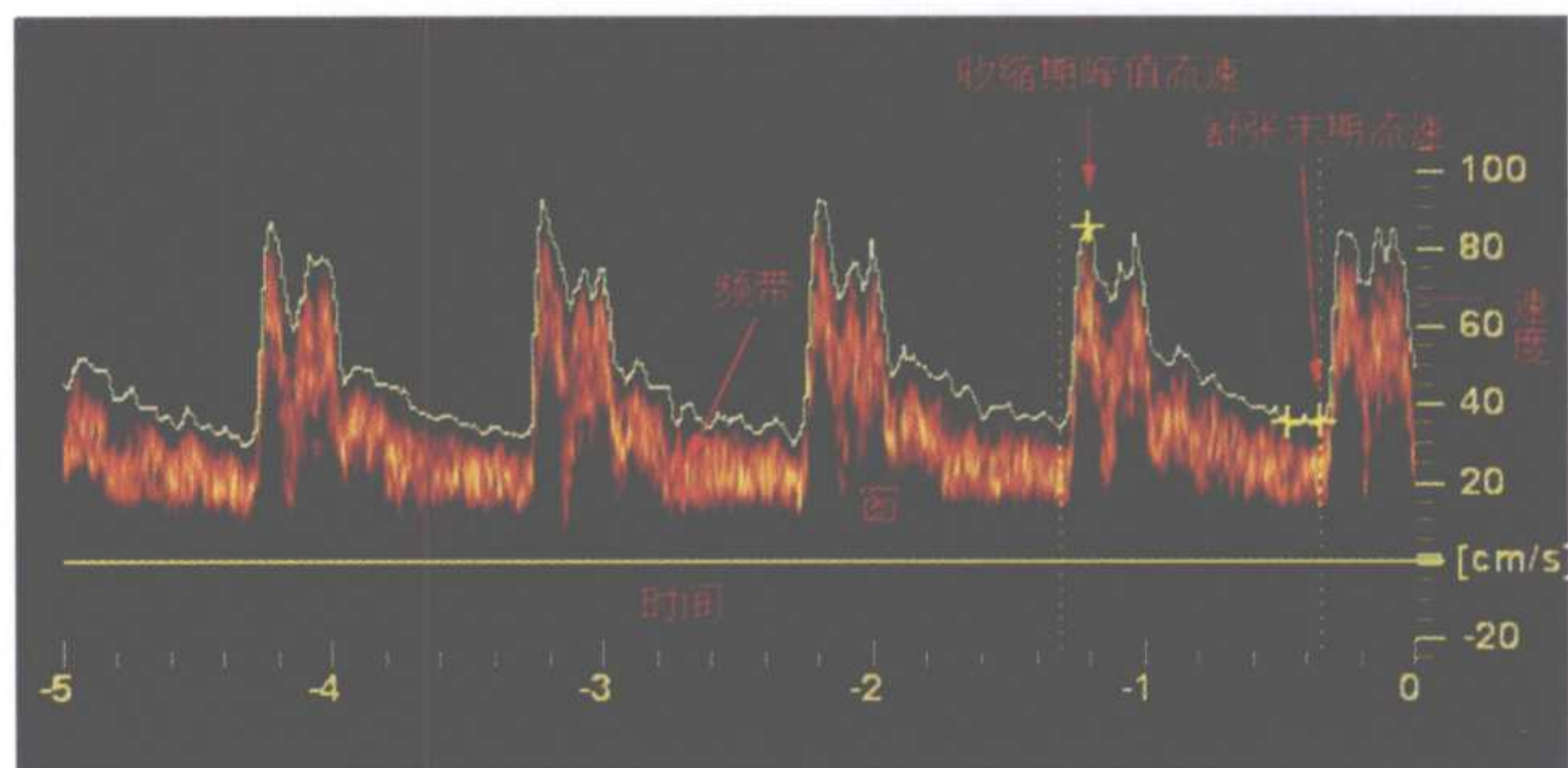


图1-2-1 流速/频移-时间频谱图

(二) 多普勒频谱分析

多普勒频谱分析是血流动力学定量分析的首选手段,可以提供大量非常有价值的信息,使诊断更准确、完善。多普勒频谱分析主要包括以下内容。

1. 多普勒频谱形态分析

(1) 频谱方向 表示血流方向,通过频移与基线的关系来显示,基线之上的频移代表血流朝向探头方向,位于基线之下者代表血流背离探头方向。

(2) 频谱时相 配合同步心电图,可以根据频谱在横坐标上所处的时相,区分血流频谱位于收缩期、舒张期或全心动周期。如正常颈内动脉和肾动脉血流频谱为全心动周期,并以收缩期为主。

(3) 频谱幅度 代表频移(血流速度)的大小,以纵坐标的数值表示。最大频移值或最大血流速度,即为频谱最顶端至基线的距离。

(4) 频谱灰度 代表某一时间测定区域内红细胞的数目。相同方向及速度的红细胞数量越多,频谱越亮;反之,频谱越暗。

(5) 频谱形态 人体各部位灌注压和血管阻力不同,因而频谱形态各异,频谱形态改变有重要临床诊断意义。如检测部位动脉频谱形态呈阻塞后改变,提示其上游存在狭窄。

(6) 频谱离散度 是指某一时刻的取样容积或声束内红细胞的速度分布范围,以某一瞬间频谱曲线在纵坐标轴上的宽度即频带表示。血流速度分布范围越大,频谱离散度越大,频带越宽;反之亦然。层流时血流速度分布范围小,频带窄,频窗(无频移显示区域)增大;湍流时血流速度分布范围大,频带宽,频窗减小,当频带增宽至整个频谱高度时,称为频谱充填,此时频窗完全消失。

2. 多普勒频谱定量分析

(1) 收缩期峰值流速(PSV) 为动脉收缩期的最高流速;以cm/s或m/s表示。

(2) 舒张末期流速(EDV) 指将要进入下一个收缩期的舒张期最末点动脉血流流速;以cm/s或m/s表示。

(3) 平均流速(TAV) 是指一个心动周期中最大流速的时间平均值;以cm/s或m/s表示。

(4) 加速时间(AT) 从收缩期开始至收缩期顶峰所需要的时间;以ms或s表示。

(5) 减速时间(DT) 从收缩期顶峰至收缩期结束所需要的时间;以ms或s表示。

(6) 收缩早期加速度(AC) 从收缩期开始至收缩期顶峰期间的血流速度变化即频谱上升的斜率;以cm/s或m/s表示。

(7) 血管搏动指数(PI)
$$PI = \frac{PSV - EDV}{TAV}$$

(8) 血流阻力指数(RI)
$$RI = \frac{PSV - EDV}{PSV}$$

式中,PI及RI不受角度的影响,测量简单,在一定范围内反映检测动脉的阻力和动脉管壁的弹性等。

三、临床应用价值

1. 判断血流性质

音频输出可以快速对血流的性质进行初步判断,频谱形态分析可以进一步对血流性质及动、静脉血流等做出判断。

2. 准确定位

脉冲多普勒具有距离选通能力,可检测特定解

剖结构的血流动力学信息,有利于对占位性病变的定性诊断,提高超声诊断水平。

3. 定量诊断

通过对频谱的定量参数分析,可了解特定解剖结构的血流流速、血流时相、血流阻力等有无异常,有助于判断病变性质和来源,实现对疾病早期的定性、定量诊断及观察比较。

四、脉冲多普勒的局限性

1. 最大测量速度受PRF限制

脉冲多普勒检测高速血流时,尼奎斯特频率极限(1/2PRF)限制,超过阈限会发生频谱混叠,影响对血流流速的测量和血流方向的识别。可通过调高PRF、换用低频探头及调节基线等来消除。

2. 角度影响

由多普勒方程可知,血流频移随声束与血流方向的夹角(多普勒夹角)的大小而变化,有时同一部位流速测量重复性差与此有关。进行血流频谱检测时,应注意正确调整多普勒夹角。

3. PRF与探测深度相互制约

探测深度(D)、脉冲重复时间(T)、脉冲重复频率(PRF)及声速(c)之间有如下关系:由 $D = c \times T/2$, $PRF = 1/T$,可知

$$D = \frac{c}{2PRF}$$

故PRF越大,可探测深度越小,两者相互制约(表1-2-1)。

表 1-2-1 脉冲重复频率与深度的关系

脉冲重复频率 (kHz)	近似深度 (cm)	最大可检出 F_D (kHz)
25	3	12.5
18	4.3	9
12.5	6	6.25

4. 探测距离与速度测值相互制约

当超声发射频率(F_T)不变时,最大可探测距离(D_{max})与最大可测量速度(v_{max})遵循:

$$D_{max} \times v_{max} \leq \frac{c^2}{8F_T}$$

可见,当 F_T 一定时, $D_{max} \times v_{max}$ 乘积固定,故二者相互制约,要探测深部血流,可测血流速度就越小。

第三节 彩色多普勒成像

彩色多普勒成像的特点是以色彩显示人体各部位血流的动态信息，借以观察血管的解剖形态与活动情况等，可直观形象地显示血管内血流状态，故有“非损伤性心血管造影法”之称。

一、彩色多普勒血流显像

彩色多普勒血流显像(CDFI)是在脉冲多普勒基础上发展起来的技术，以显示解剖结构的灰阶声像图为背景，对感兴趣血流区域实时多点取样进行多普勒检测，采用运动目标显示器(MTI)和自相关计算等技术对多普勒频移信号进行处理分析后得到血流的动态信息，将其以伪彩色编码的形式显示后叠加在灰阶图像上的超声成像技术。

CDFI和PW都是以脉冲多普勒原理和脉冲回声技术为基础，但它们的信号处理和显示技术不同，故成像特点不同。CDFI采用的关键技术是MTI和自相关技术。MTI的作用是滤去运动组织与血流无关的低频多普勒频移，只提取与血流有关的高频率多普勒频移；自相关技术是将不同时刻的信号取值进行相互关联的技术，CDFI自相关技术是对超声多普勒频移信号不同时间取值的一种统计学处理，表达不同时刻信号取值的相互关系。该技术的特点是具有高速处理大量采样数据的能力，能迅速测出血流方向、速度和血流性质等，但因其测量的是血流的平均流速，故不能提供取样容积中的瞬时流速范围，也就是说不能用于定量分析。此外，CDFI采用人眼敏感和分辨率高的彩色显示，较频谱图更直观。

因此，CDFI可通过多点检测很好地显示血管内血流速度轮廓，从而实现对病变直观、快速地定性诊断，这是频谱多普勒的定点检测所不及的，但CDFI不能对血流进行定量测定，而PW和CW是血流定量检测的必备工具，故在实际应用中，二者互相依赖，缺一不可。

(一) CDFI的显示形式

1. 彩色类别

显示血流方向，通常将迎向探头方向的血流以

红色显示，背离探头方向的血流以蓝色显示。

2. 彩色辉度

代表血流速度，颜色暗代表流速低，颜色亮代表流速快。由于人的视觉对彩色辉度分辨力有一定限度，故只能大致估计血流流速快慢，不能定量。

3. 彩色紊乱程度

显示血流流速离散度亦即血流性质。当血流为层流时，某一瞬间、小范围(取样容积内)的血流流速基本一致，故血流流速离散度小，在彩色多普勒血流图上显示为较纯净的单一颜色；当血管狭窄时，狭窄段血流为流速高低不同、方向杂乱无章的湍流，在彩色多普勒血流显像中，通过加绿色来表示湍流，根据三原色原理：红色、蓝色与绿色相加分别呈现黄色或青色，因此，朝向探头的紊乱血流呈黄色，背离探头的紊乱血流呈青色。因此，当血液在严重狭窄的血管中流动时血流显著紊乱区域显示为红、蓝、绿、青、黄、白五彩镶嵌样血流，以辉度进一步显示其紊乱程度，彩色越亮表示血流紊乱程度越重。

(二) CDFI的临床应用价值

(1) CDFI可以在显示血管的解剖形态及运动状态的同时，显示血流方向、速度范围、血流性质及异常血流道等，有助于对各种血管性疾病(如反流性疾病、分流性病变和狭窄性病变)做出定性诊断。

(2) 通过血流在管腔内的充盈情况，发现灰阶超声图像容易漏诊的低回声斑块、溃疡性斑块和管腔狭窄等。

(3) CDFI所提供的占位性病变内的血流信息，是对灰阶超声图像有益的补充，在疾病的定性诊断中有重要参考意义。

(4) CDFI可鉴别是静止的液腔还是运动的动、静脉血流。

(三) CDFI应用的局限性

1. 角度的依赖性

由多普勒公式可知，频移与多普勒夹角相关。在彩色多普勒血流图中，对同一血管内方向相同、

流速恒定的血流的显示状况随声束方向的改变而改变。在频移不超过Nyquist频率极限时,声束改变可以导致有血流区域不显示血流信号、同一血管内血流信号颜色逆转等改变,容易产生误诊。可通过改变探头方向及减小多普勒夹角等方式来消除。

2. 彩色混叠

彩色多普勒血流成像中,若血流速度过快,频移超过Nyquist频率极限,超过阈限的部分会发生颜色逆转,表现为血管中央血流信号色彩倒置,这种现象称为彩色混叠(color aliasing)。彩色混叠会影响对血流性质和方向的判断。应注意彩色混叠与血管狭窄处的镶嵌血流鉴别:彩色混叠表现为几种色彩的套叠,相互连续呈斑片状分布,血管中部彩色最明亮。外周逐渐变暗,镶嵌血流表现为多种色彩的小点状回声相互混杂。

可通过调节基线使单向检测范围增加1倍,也可以调高PRF或换用低频探头等来消除彩色混叠。

3. 不能定量分析

由CDFI成像原理可知,它显示的是平均血流流速而非最大流速,故不能用于血流速度的定量分析。

4. 探测范围与帧频速率

增大彩色多普勒探查范围(即彩色取样框),使需要分析处理的数据增大,完成一帧彩色血流图的时间延长,引起成像速率下降。因此要注意不能将取样框设置过大,可通过移动彩色取样框的方式来实现对大范围检测部位血流的显示。

二、彩色多普勒能量图

除了彩色多普勒血流成像(CDFI)外,彩色多普勒成像方式还有彩色多普勒能量图(CDE)、彩色多普勒速度能量图(CCD)及彩色多普勒组织成像(DTI),其中,CDE是临床较常用的一种,其有多种命名,如彩色能量血管造影(CPA)、能量多普勒超声(PD-US)、能量彩色血流成像(PCFI)等。CDE是通过获取红细胞的散射能量总积分,将红细胞多普勒能量信息配以红色显示,以彩色亮度表示多普勒信号的能量大小。

(一) CDE 主要特点

1. 血流显示敏感而范围广

CDE在彩色编码时除去了血流方向信息,当增益过高或阈值过低时,噪声被显示为低能量单一色彩的背景,而血流信号以较强的能量显示,从而使噪声与血流信号区别开来,这一特点使CDE增益的动态范围较CDFI提高了10~15 dB,提高了信噪比,从而增加了血流显示的动态范围,提高了血流显示的灵敏度,利于检出低速血流。

2. 角度非依赖性

在彩色多普勒血流成像中,频移大小随声束与血流方向的夹角而改变,而CDE成像参数是能量,能量强度依赖于多普勒能量频谱总积分即能量-频率曲线下面积,其与红细胞数量有关,而一定取样容积内的红细胞数量是稳定的,因此,探测角度改变只改变红细胞能量-频率曲线的形状,而曲线下面积即能量总和保持基本不变,故CDE的角度依赖性可忽略不计。

3. 无混叠现象

在彩色多普勒血流成像中,当频移超过Nyquist频率极限时会发生彩色混叠现象。而CDE无论信号重叠与否,其能量是不变的,故可以使高、低速血流同时显示而没有混叠现象。

(二) CDE 临床应用价值

相对于CDFI,CDE具有显示低速血流更敏感、显示高速血流无混叠现象及相对无角度依赖的特点,故CDE有利于检测迂曲血管及末梢血管的低速血流,能完整、连续地显示实质脏器内的血管树或血管网、占位性病变内的滋养血管,常被用于肾移植后了解肾灌注状态、占位性病变的定性诊断和疗效评估等方面。

(三) CDE 的局限性

虽然CDE显示血流信号敏感、范围广,能显示极低速血流,但同时低频率的组织运动信号亦较CDFI敏感,故容易受心脏搏动或呼吸运动等引起的闪烁干扰影响。此外,CDE不能显示血流性质、血流方向及速度,要获得相关资料必须经CDFI和频谱检测。

第四节 多普勒超声伪像

多普勒超声在灰阶超声图像基础上增加了丰富、有价值的血流信息，大大提高了现代超声的诊断水平。但是，同时也应该看到，多普勒超声的伪像是很常见的，只有认识这些伪像才能正确地解释和判断多普勒超声所见。

(一) 混叠

混叠是脉冲多普勒技术本身造成的一种特殊现象，是血流频移过高超过 Nyquist 频率极限造成的，CDFI 和 PW 分别表现为彩色混叠和频谱混叠，会影响对血流性质和方向的判断。可通过调节基线、调高 PRF（血流速度标尺）或换用低频探头等来消除。

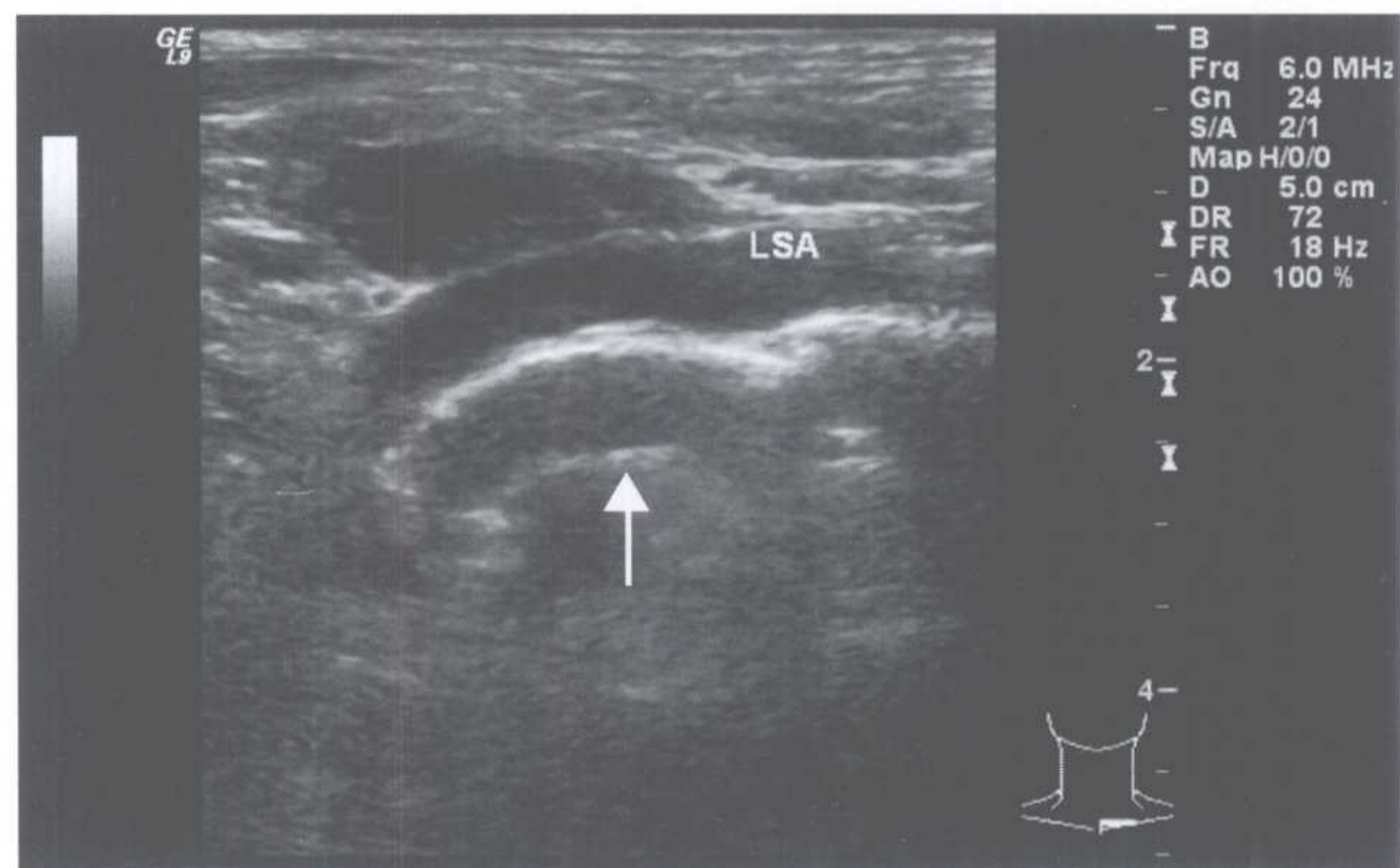
(二) 角度依赖伪像

由多普勒方程可知，血流频移随声束与血流方向之间的夹角变化而改变。CDFI 中，角度改变可使有血流部位处不显示血流信号，同一血管内血流颜色不一致，易误认为是血流紊乱或是血流方向变化；PW 行频谱检测时，表现为有血流部位不能测到频谱，同一血管的血流流速测量重复性差。故应注意正确调整角度，测量同一部位血管内血流流速时保持角度一致。

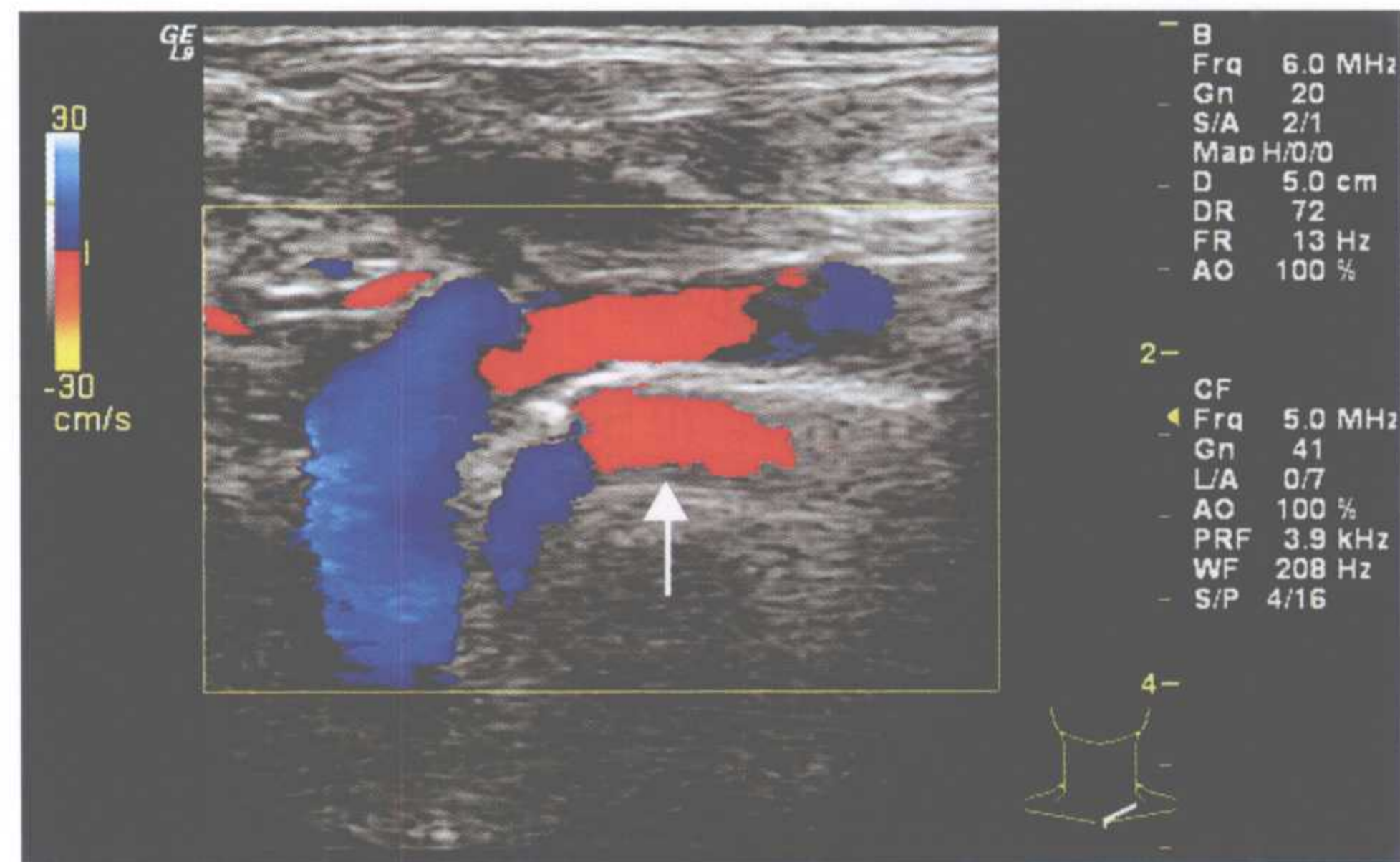
(三) 镜像伪像

多普勒超声伪像产生条件与灰阶图的镜面伪像产生条件类似，即高反射性界面的存在。在彩色多普勒进行颈部动脉扫查时常见这样一种现象：即在锁骨上方横向扫查锁骨下动、静脉时，在肺尖胸膜回声前后各显示一锁骨下动脉图像，前方为真实图像，后方为虚像，虚像部位还可检测到与真像部位相似的频谱；PW 行频谱检测时，镜像伪像表现为在基线两侧同时出现对称的频谱的假象，与声束较宽和同时接收反向散射信号有关（图 1-4-1）。彩色多

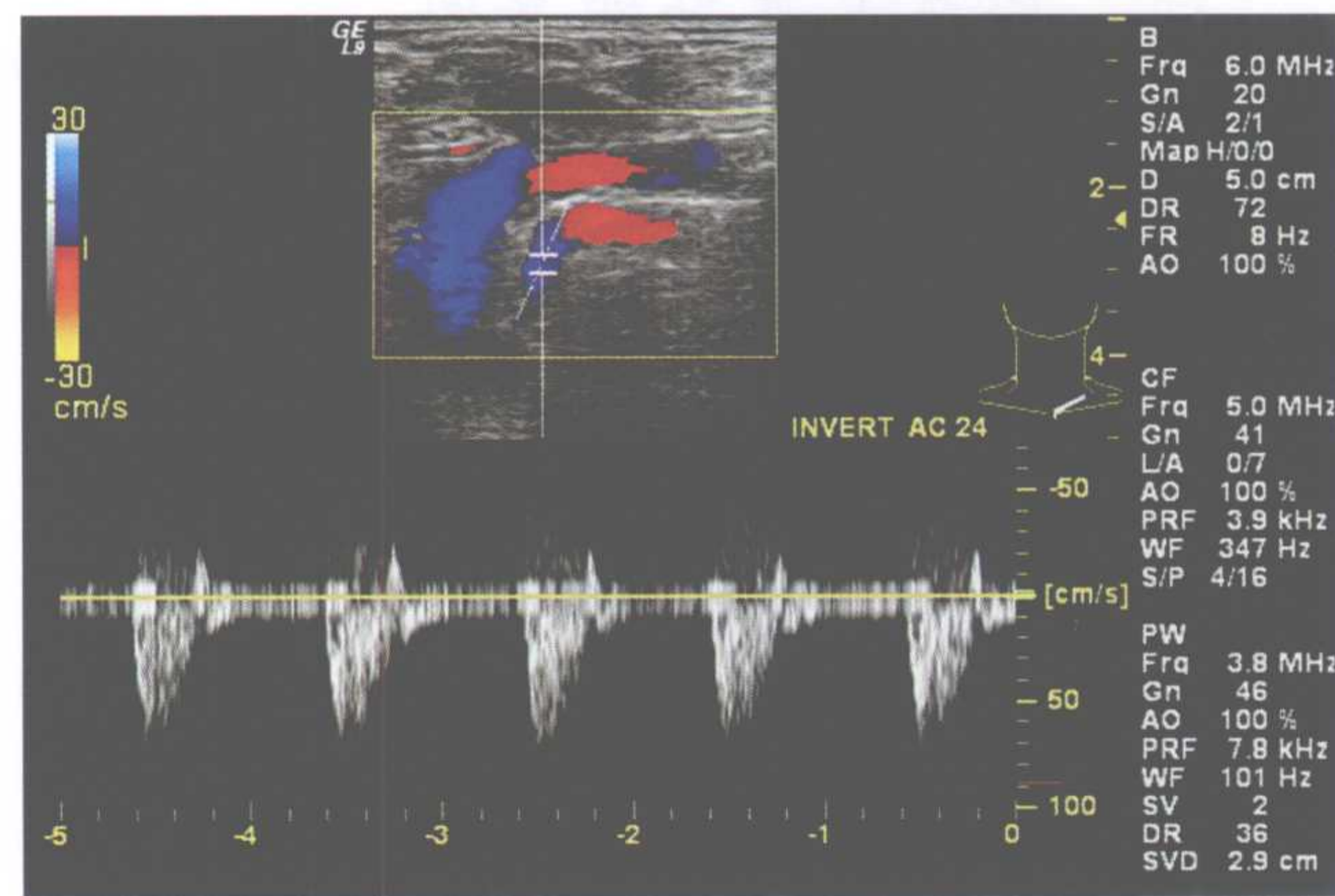
普勒及频谱多普勒镜像伪像均可通过减小多普勒夹角或者适当降低多普勒增益来调整。



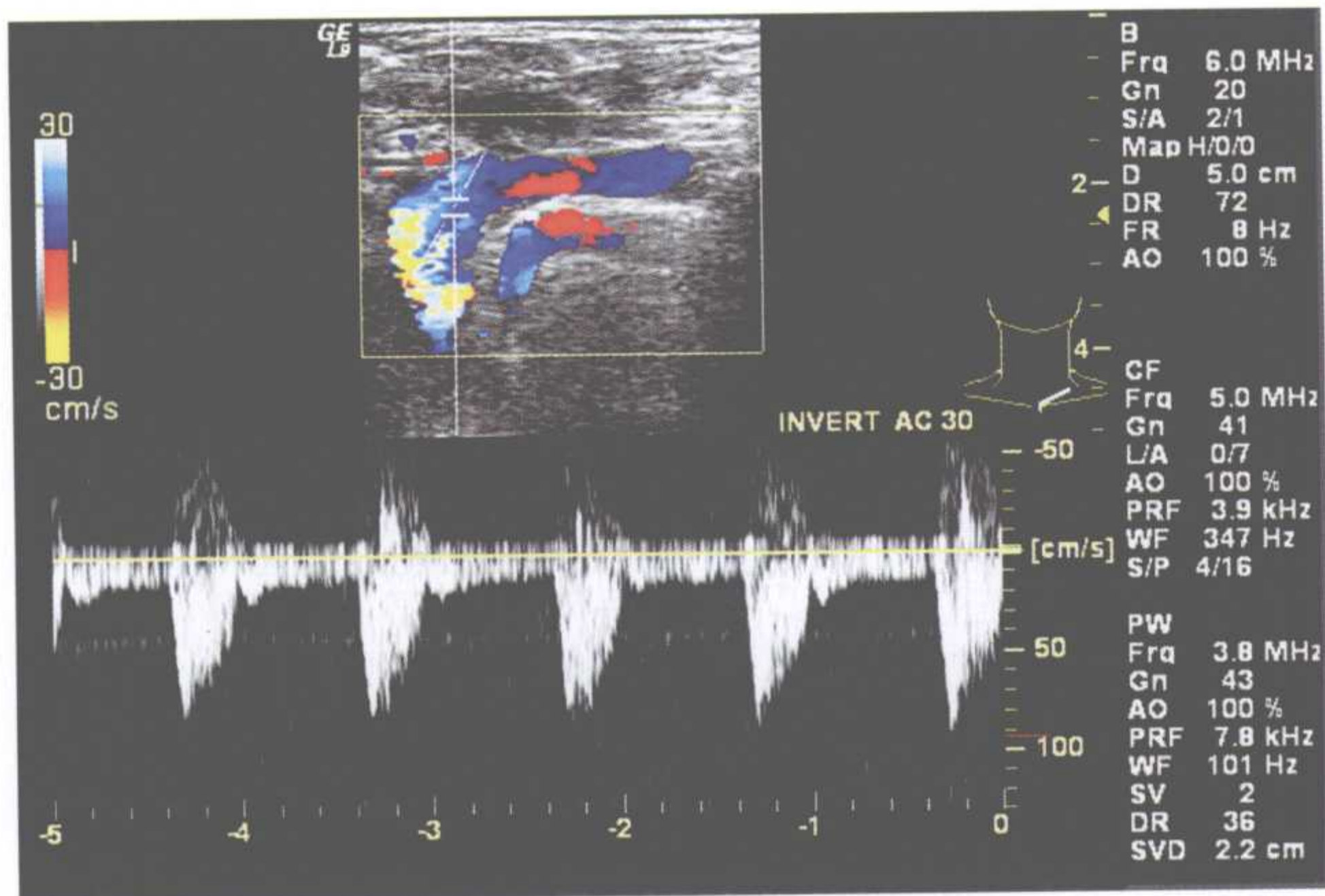
a.LSA 灰阶超声；↑：伪像



b.LSA 彩色多普勒血流图；↑：伪像



c.LSA 频谱多普勒伪像



d.LSA 频谱多普勒

图 1-4-1 镜面伪像

(四) 衰减伪像

当血管位置深时，因组织声衰减明显，导致彩色血流信号显示充盈不良或缺失，PW 行频谱测量时表现为流速曲线显示不清晰或不能显示，从而影响频谱分析。可通过降低探头频率或者通过调节聚焦等方式消除。

(五) 闪烁伪像

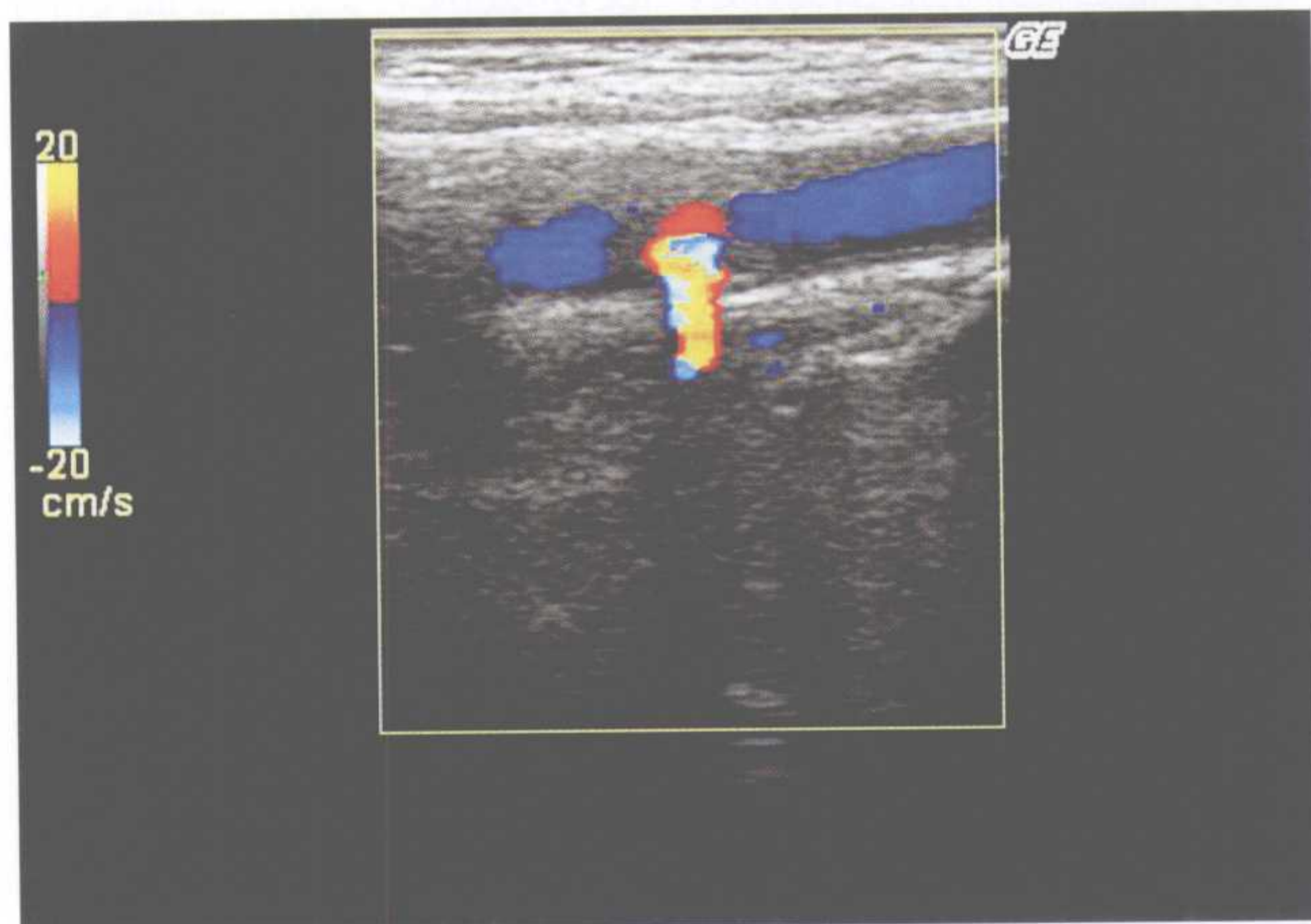
人体内脏因受心脏、大动脉搏动及呼吸运动等影响，组织界面与探头之间有相对运动，进行多普勒超声检测时，会产生低频率、高幅度的多普勒频移。CDFI（或 CDE）进行血流检测时，会出现大片杂乱的闪烁彩色伪像，易误认为是血流，注意二者的鉴别；PW 进行频谱检测时，则会造成取样容积改变，影响血流频谱的检测，可通过嘱患者屏气来消除。

(六) 快闪伪像

快闪伪像多见于表面有结晶的、不光滑的尿路结石，临床常利用这一伪像来诊断尿路结石。在外周血管检测中，血管壁的有些强回声（钙化）斑块处也可出现，表现为彩色信号位于结石或钙化斑块表面及声影内，与尿流或血流无关，应注意与血流信号鉴别（图 1-4-2）。



a.颈动脉管壁强回声斑块伴声影



b.CDFI 示斑块表面彩色信号，快闪伪像

图 1-4-2 快闪伪像

(七) 仪器调节不当伪像

用CDFI进行血流检测时，彩色多普勒增益调节过大、PRF 调节过低或壁滤波调节过低，会产生彩色外溢，使血流宽度大于实际血管宽度；反之，可人为造成有血流部位彩色血流充盈不良或无血流的假象。用PW 检测血流频谱时，将频谱多普勒增益调节过大、取样容积过大或靠近血管壁，可人为造成频谱增宽、频谱充填等，影响对血流性质的正确判断。可通过适当地调节仪器设置来消除。

第五节 人体不同血流状态的分类及其特点

(一) 层流

血液属黏性流体,当血液在较均匀的管道内流动时,中部流速最快,边缘处流速最慢,中部至边缘血流流速依次递减,其速度剖面图呈抛物线状,可将其分成很多流层,同一流层的红细胞沿着所在的流层以均匀的速度做规则运动,不会有红细胞在不同流层之间互相穿梭,故称层流,人体心血管内血流多属于层流。血流为层流时,一个取样容积内的各个红细胞血流速度基本一致,离散度小,黏多普勒血流图呈单一的红色或蓝色,血管中部颜色明亮,越接近血管壁颜色越暗;频谱频带窄,基线与频谱之间一般有明显的频窗,频谱包络线光滑;多普勒血流声调低,柔和有乐感。

(二) 湍流

当血流通道有严重狭窄时,血流束从狭窄处进入狭窄后宽大管腔时流线发生放散,主流线向前,流速较快,部分血流偏向旁侧,流速减慢,甚至有少许回旋血流;一个取样容积内的各个红细胞的速度及方向均不相同,但总的来看,血流速度虽然相差较大,但狭窄处流线集中,血流主要方向基本一致,这种紊乱的血流即为湍流(图1-5-1)。彩色多普勒血流图显示为五彩镶嵌样血流;频谱频带增宽,频窗消失,频谱包络线呈毛刺状;多普勒血流声粗糙、调高。

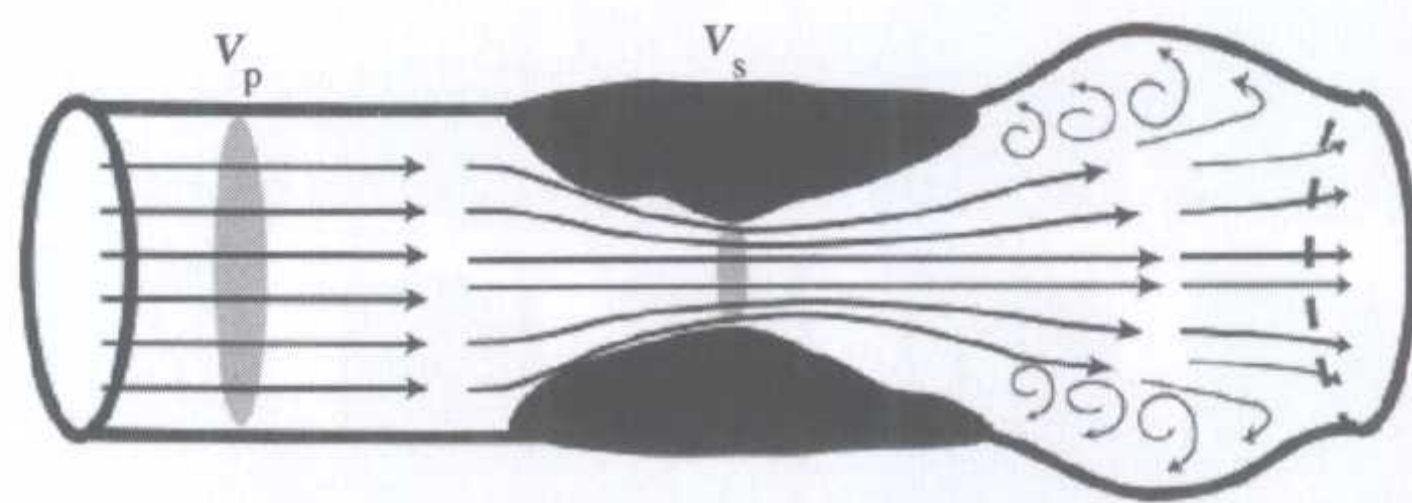


图1-5-1 血流通过狭窄流道,由狭窄前层流状态变为湍流状态,主流线向前,边缘少许回旋血流

(三) 涡流

当血流通道有严重狭窄时,血流通过狭窄处进入大的空腔时,由于惯性,不能随管道的形状突然扩大,而是离开小管道后逐渐扩大,因此,在管壁拐角处与流束间形成小漩涡,漩涡靠主流束带动旋转,部分流线向前,部分流线向后,速度剖面图上流速快慢不等、血流方向有正有负,异常杂乱,故称涡流。涡流本质上是湍流。彩色多普勒血流图上五彩镶嵌样血流;频谱显示为双向、完全充填的湍流频谱,如动静脉瘘瘘口处血流。

(四) 旋流

当血流进入一大空腔时,主流方向向前,达到空腔顶壁后发生折返,形成一大漩涡样旋转血流,称旋流。彩色多普勒血流图呈腔内红蓝血流信号各居一侧,界限分明,互不渗透;脉冲多普勒频谱依取样的部位不同可呈正向或反向的单相血流频谱,因各处血流流速离散度不大,频谱呈层流特点,如动脉瘤。

参考文献

- 1 袁光华,张武,简文豪,等. 超声诊断基础与临床检查规范. 北京: 科学技术文献出版社, 2004. 31~55
- 2 王新房,李治安. 彩色多普勒诊断学. 北京: 人民卫生出版社, 1991. 10~30
- 3 任卫东,唐力. 血管超声诊断基础与临床. 北京: 人民军医出版社, 2005. 43~47
- 4 陆恩祥,任卫东. 血管超声诊断图谱. 沈阳: 辽宁科学技术出版社, 1999. 1~11
- 5 徐智章,张爱宏. 外周血管超声彩色血流成像. 北京: 人民卫生出版社, 2002. 78~89
- 6 李治安. 临床超声影像学. 北京: 人民卫生出版社, 2003. 1328~1333
- 7 唐杰,董宝玮. 腹部和外周血管彩色多普勒诊断学. 第二版. 北京: 人民卫生出版社, 1999. 6~7

第二章 颈部血管解剖

第一节 正常颈动脉

(一) 颈总动脉

颈总动脉是头颈部的主要动脉干，右侧颈总动脉发自头臂干，左侧颈总动脉直接起自主动脉弓，两侧颈总动脉均经过胸锁关节后方，沿气管和喉的外侧上升，至平对甲状软骨上缘处分为颈内动脉和颈外动脉（图 2-1-1，图 2-1-2）。颈总动脉的外侧有颈内静脉，二者之间的后方为迷走神经，三者被包于颈动脉鞘内。

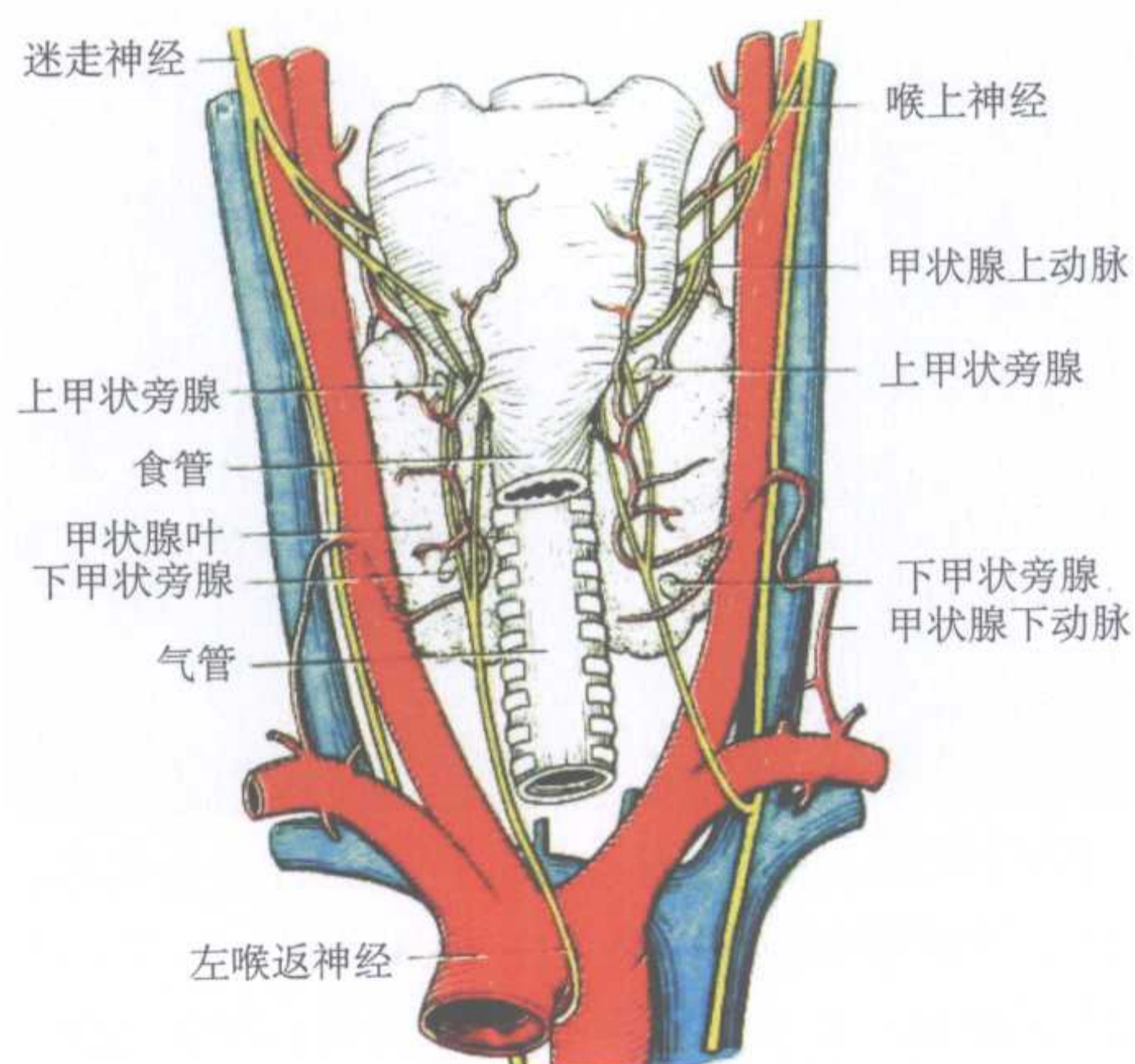


图 2-1-1 颈部血管解剖

在颈总动脉分为颈内、颈外动脉处有两个重要结构，即颈动脉窦和颈动脉体。

颈动脉窦为颈总动脉末端和颈内动脉起始处的膨大部分，壁内有特殊的感觉神经末梢，为压力感受器。

颈动脉体位于颈内动脉、颈外动脉分叉处后方，借结缔组织连于动脉壁上，属化学感受器。

(二) 颈外动脉

颈外动脉起始位于颈内动脉的前内侧，然后跨

过其前方绕至其前外侧上行，穿过腮腺实质，达下颌颌高度分为颞浅动脉和上颌动脉两个终支。颈外动脉的分支（图 2-1-3）如下。

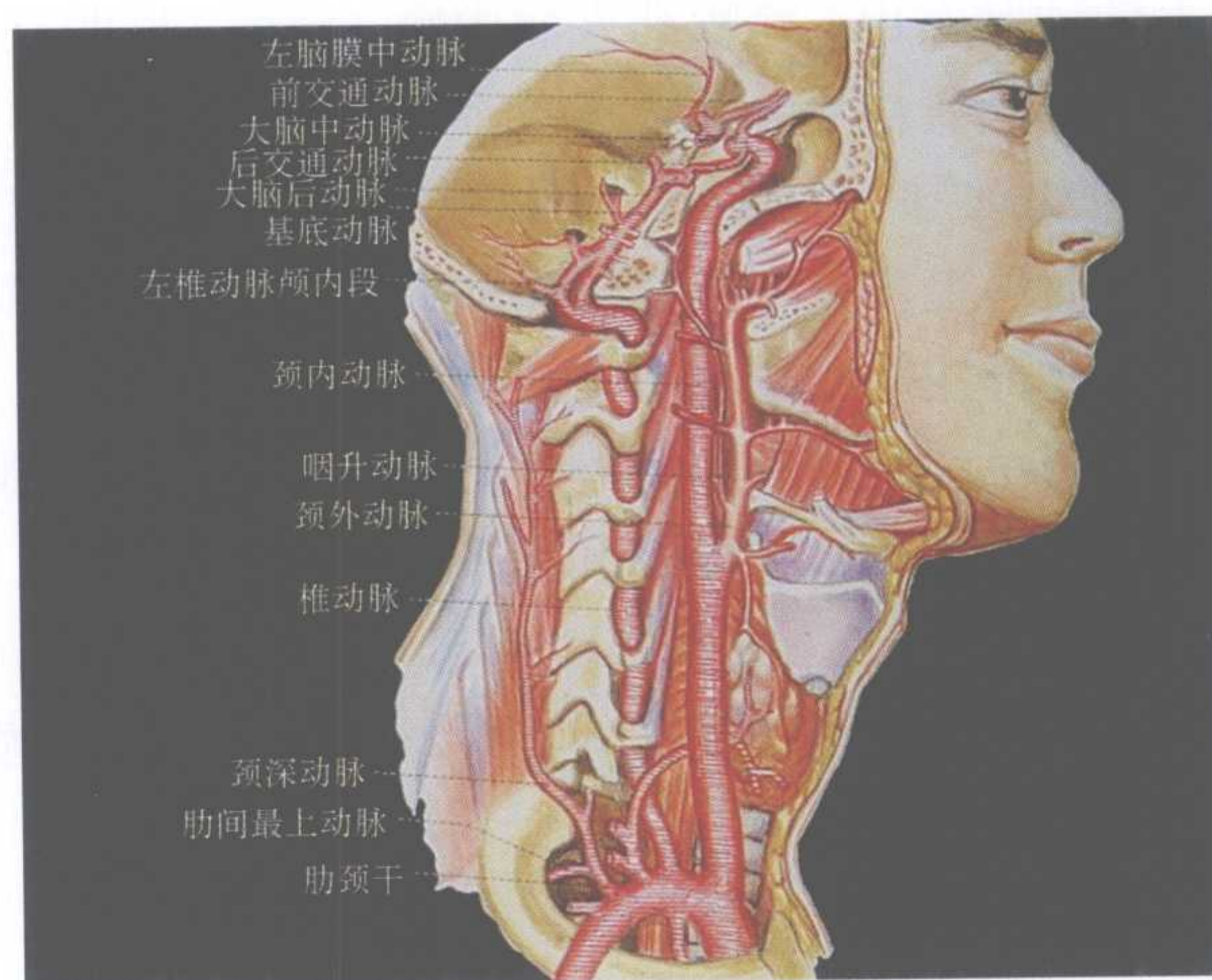


图 2-1-2 颈、椎动脉解剖

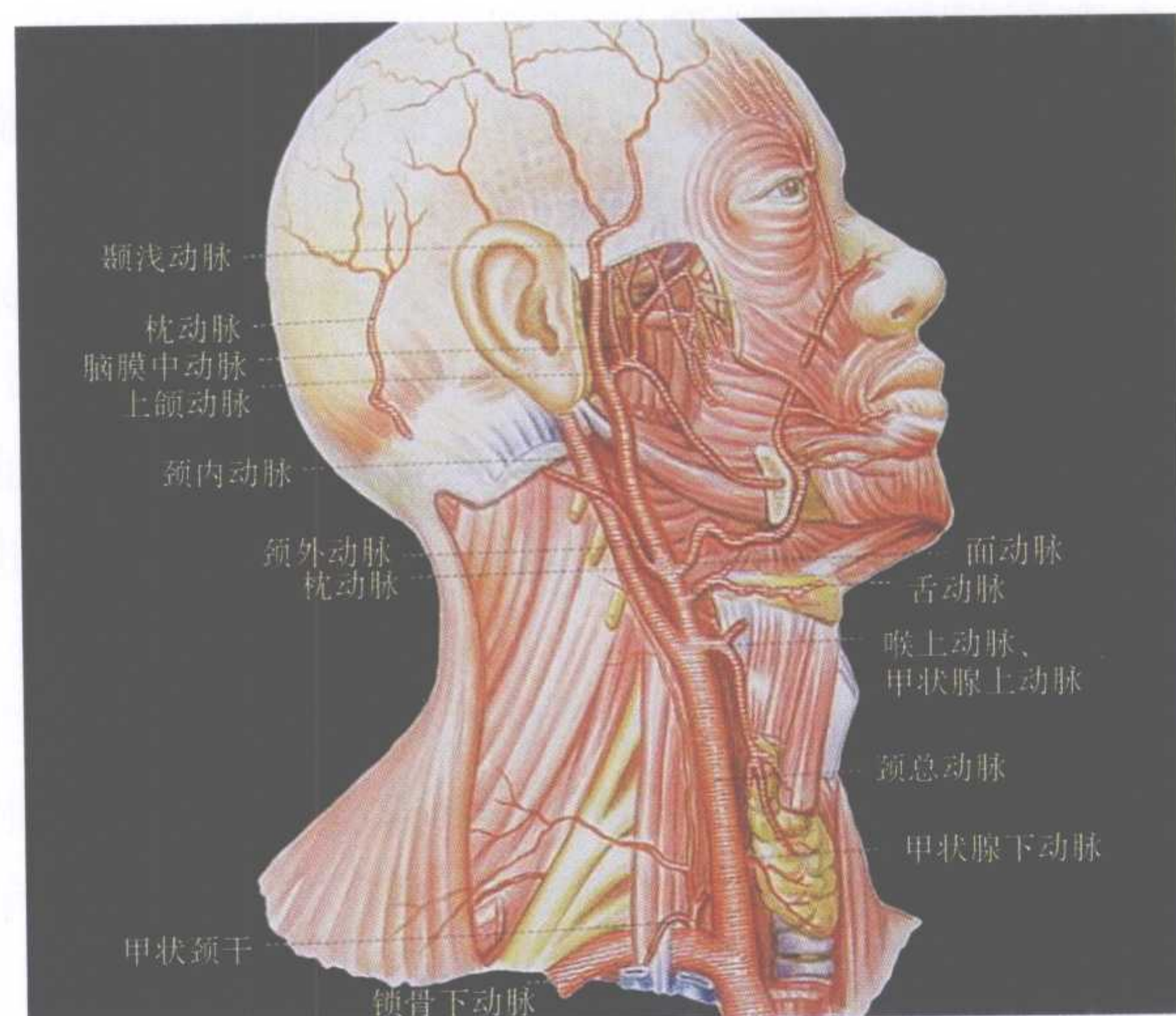


图 2-1-3 颈内外动脉解剖