



**CHINESE TRANSLATION**

## **EFSUMB 教科书，第二版**

**编辑： Christoph F. Dietrich**

### **血管疾病超声**

**Colin Deane<sup>1</sup>, Sergio Castellani<sup>2</sup>, Boris Brkljačić<sup>3</sup>, Laurence Needleman<sup>4</sup>, Christoph F. Dietrich<sup>5</sup>**

**中文翻译与校对：张艳<sup>6</sup>, 刘琳<sup>7</sup>, 梁萍<sup>8</sup>**

<sup>1</sup>Vascular Laboratory, Department of Medical Engineering and Physics, King's College, London, UK; <sup>2</sup>Department of Medical and Surgical Critical Care A.O.-U. Careggi, Associate Professor in Cardiovascular Diseases, Chair of Angiology, University of Florence, Florence, Italy; <sup>3</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital "Dubrava", professor of radiology, Medical School, University of Zagreb, Zagreb, Croatia; <sup>4</sup>Department of Radiology, Sidney Kimmel Medical College, Thomas Jefferson University, Philadelphia, Pennsylvania, USA; <sup>5</sup>Department Allgemeine Innere Medizin, Kliniken Beau Site, Salem und Permanence, Hirslanden, Berne, Switzerland; <sup>6</sup>郑州大学第一附属医院超声科, 成都, 中国; <sup>7</sup>郑州大学第一附属医院超声科, 郑州, 中国; <sup>8</sup>中国人民解放军总医院介入超声科, 北京, 中国

#### **通讯作者：**

Colin Deane, 教授, M.D., Ph.D

Vascular Laboratory,

King's College Hospital, London, United Kingdom SE5 9RS

电子邮件: colin.deane@kcl.ac.uk

## 引言

超声广泛应用于血管疾病的检查，能够提供解剖和形态的二维图像及多普勒测量的血流动力学信息。超声波的多功能性、便携性、安全性以及实时检测变化的特点，使其适用于从血管生理学研究到急性事件的快速诊断的一系列应用。

有效的血管超声检查需要了解多普勒超声与血流之间的相互作用，这样操作员才能从基本的血流动力学的角度解读彩色成像和频谱特征。本章首先概述了血流的多普勒超声，以帮助理解超声的功能和偶尔出现的局限性，并为后面的临床章节提供参考。本章还简要介绍了血流通过狭窄、瘘管和其他动脉时的特征。本章的最后介绍了静脉血流的多普勒评估。

## 多普勒超声：速度

频谱多普勒和彩色血流成像都是通过测量血流的运动得到的。当血流流经超声波束时，所检测和显示的血流方向与超声波束的方向有关[图 1]，在彩色血流中表现为图像上某一区域的实时运动情况。尽管每个彩色像素代表一个速度矢量，但彩色血流图像的信息很少用于提供定量数据。频谱多普勒将特定取样容积内沿声束方向的速度范围生动地显示为频谱图[图 2]，通常称为多普勒声像图。

**图 1** 肱动脉血流的彩色和频谱多普勒声像图。当血流朝向垂直向下的超声波束时，在图像上呈现为由屏幕左侧到右侧的红色信号。随着血管变得越来越浅，会有少量朝向声束的速度分量，因此血流呈现为红色。频谱多普勒取样容积的大小为频谱多普勒虚线上两条平行线所显示的容积大小。多普勒波束向左倾斜，声束/血流角度达到  $56^\circ$ ，该角度由取样容积内平行于血管壁的角度校正线决定。

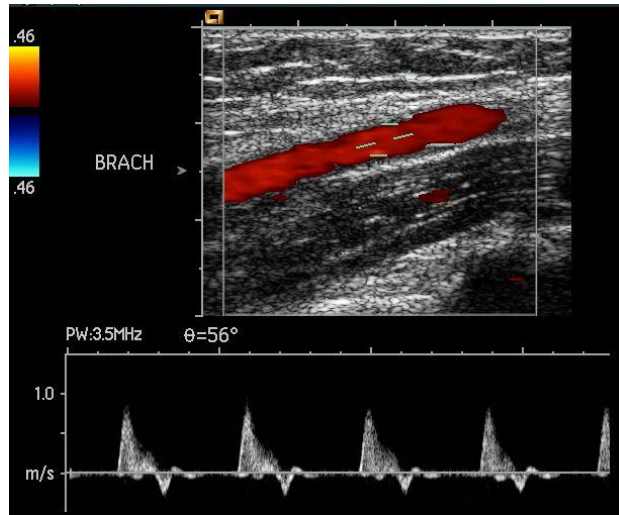
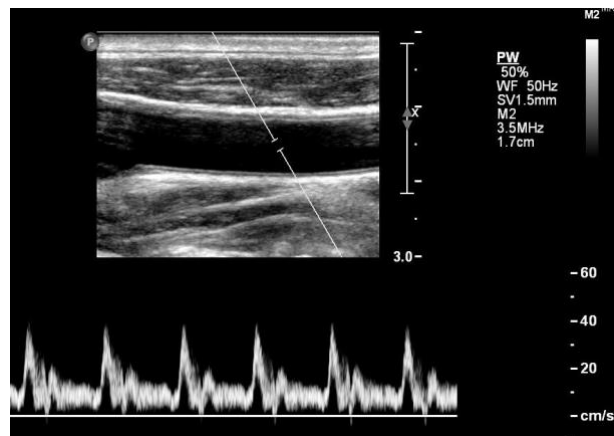
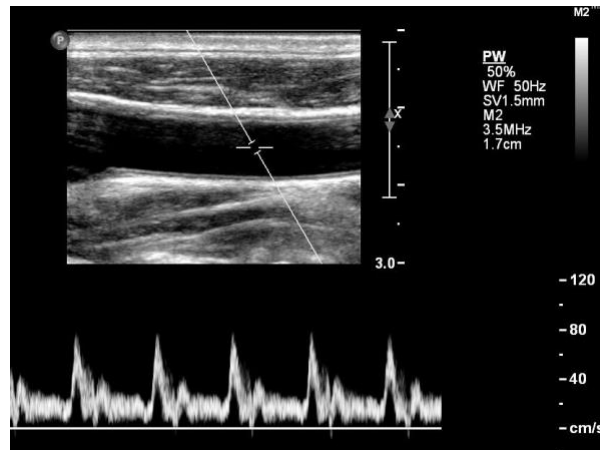


图 1 颈总动脉中心声像图。取样容积位于血管中心 (a)，显示的是随时间变化的速度分量的范围。在进行角度校正后 (b) 的速度才代表真实速度。

a



b



严格来说，在对声束和血流方向进行角度校正之前，显示地并非真实流速（在此之前，机器假定多普勒角度为 0）。多普勒声像图具有高时间分辨率，可显示流速和随时间变化的血流波形，并在一定程度上显示整个取样容积内的流动剖面。多普勒超声在成像技术中具有独特优势，能够提供声像图的音频输出。音调、动态变化和音色可显示血流的速度、搏动性和流动剖面。这些特征都很难用文字描述，但对于有经验的操作者而言，它们是诊断过程中不可或缺的一部分。

## 流量和速度

血管中的流量（ $Q$ ）是平均流速（ $V_{\text{mean}}$ ）和横截面积（ $A$ ）的乘积：

$$Q = V_{\text{mean}} \times A$$

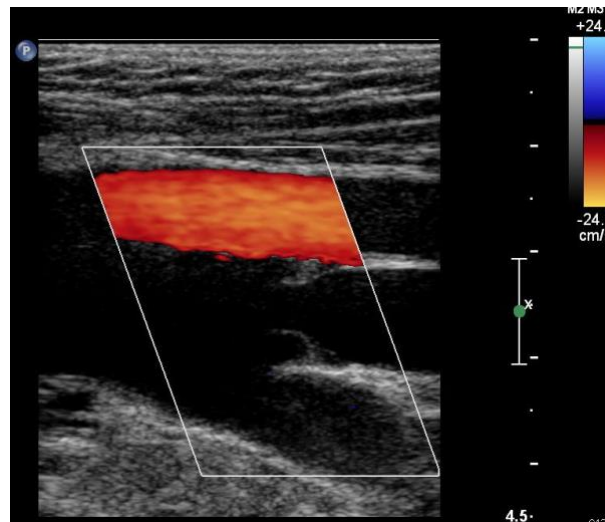
由于多普勒测量的是速度，这对多普勒超声成像有着深远的影响。这些影响包括

- 当流量较低，横截面积较大，由此产生的低流速可能很难被检测到。这种情况常见于腿部大静脉，例如，当检查站立患者的腿部静脉时，静脉扩张，静息流速较低，低速血流可能无法在彩色血流或多普勒图像中显示 [图 3]。在这种情况下，可能需要增强血流信号。

- 当动脉细分为更小的分支时，总横截面积增加，流速降低。例如，一条直径约为 5-6 毫米的肾动脉通常会分成 5 支段动脉，然后再分成叶间动脉、弓形动脉、小叶间动脉和约 100 万个入球小动脉，所有这些都发生在约 10 厘米的距离内。总面积的增加导致动脉中的速度降低，甚至低于多普勒超声成像的水平，因为低速度会被滤波器去

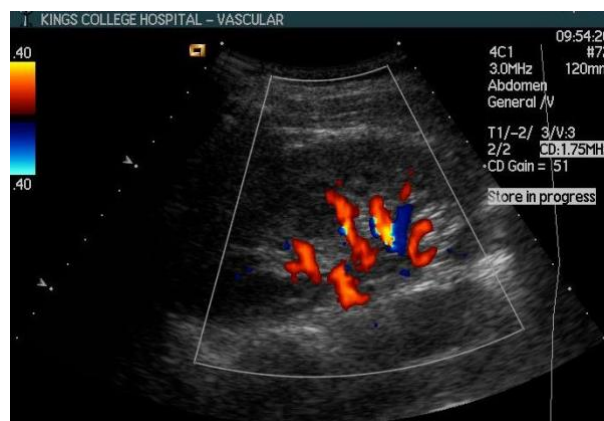
除，而滤波器是去除组织（尤其是管壁）运动信号所必需的[图 4]。多普勒超声仅限于管样动脉和静脉；要对非常细小的血管进行成像，需要使用造影剂和其他超声技术。

**图 3** 股动脉深方的股静脉汇合处。在此速度标尺设置下，动脉中的血流显示出来，但静脉血流速度太低，无法在图像中记录（注意开放的静脉瓣尖，表明血流从右侧流向左侧）。

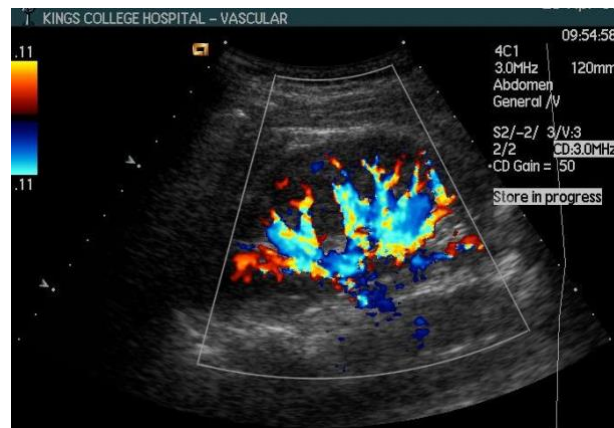


**图 4** 肾脏内的彩色血流。在中等彩色速度标尺设置（40）下（a），显示的是叶间动脉的血流。降低彩色速度标尺（11）后，可看到更多朝向肾包膜（b）方向的血流，但小叶间动脉和静脉仍未清晰成像。

a



b



如果动脉或静脉受到挤压或狭窄，通过的速度就会增加。在颈静脉中就能观察到这种情况，当轻压导致管腔被压扁时，通过静脉的速度就会增加。这在动脉狭窄的成像和测量中也非常有用（见后文）。狭窄部位面积的缩小会导致平均流速和收缩峰值流速（PSV）的相应增加。对 PSV 变化的测量已被证实在一系列血管疾病的应用中非常有价值，例如颈动脉狭窄[图 5]、外周动脉疾病和肾动脉狭窄。

**图 5 颈动脉狭窄时的 PSV 测量。彩色多普勒显示管腔变窄，峰值流速加快至 239 cm/s，提示存在颈内动脉的严重狭窄（约 70%）。**



健康的大动脉（如颈动脉、股动脉、肾动脉和主动脉）的峰值流速取决于心搏出量、动脉阻力和其他因素，但通常在 50-120 cm/s 之间，年轻人的峰值流速较高，随着年龄的增长则逐渐降低。正常情况下肠系膜上动脉和腹腔干的峰值流速可能更高，尤其是在进餐后。流速超过 200 cm/s 通常表明动脉狭窄。严重病变流速可高达 600 cm/s，

但压能不足以驱动比这更高的流速。静脉血流速度通常较低，这是压力较低、整个心动周期血流较稳定以及血管较大等因素综合作用的结果。

多普勒速度的测量误差倾向大于 B 超测量（见超声理论章节）。这些可能的误差包括：

- 声束/血流角度误差 ( $\theta$ ) 随着角度的增大而增加，角度大于  $60^\circ$  时不可应用于绝对速度的测量，角度小于  $70^\circ$  时可用于近似的测量，也可用于速度比的估算。

- 难以确定血流方向，尤其是在狭窄处。

- 射流速的平面外误差（仰角平面上的速度分量）。

- 图像本身固有的频谱增宽和变化。

这些都限制了速度测量的准确性。在检查中，常见的误差率至少为 10%。

由于生理差异，在整个患者群体中应用绝对测量值对狭窄进行分类也会出现偏离正常值范围的误差。这在一定程度上可以通过使用比值来弥补，例如颈内动脉和颈总动脉的峰值流速比值以及肾动脉和主动脉的峰值流速比值。

## 血流波形

心脏的运动引起大动脉中的血流搏动。血流波形描述了血流随时间变化的特性，并且很容易通过多普勒超声进行测量。波形受上游、局部和远端因素的影响，但在特定部位可能主要取决于一个因素，例如妊娠期子宫动脉远端阻力的变化。对血流波形的分析在特定部位非常有用，例如可作为外周动脉疾病病变程度的提示征象[图 6]，或作为肾血管阻力增加的证据[图 7]。

**图 6** 图示髂外动脉水平的血流波形正常，而腘动脉的波形严重减小（小慢波），提示近端闭塞。

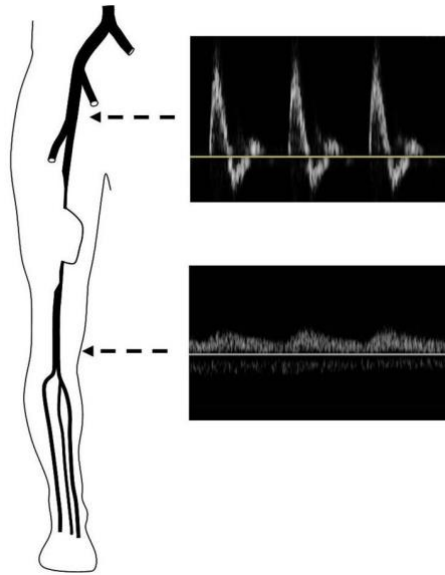
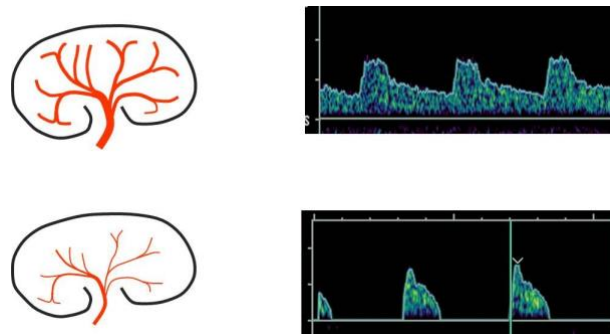


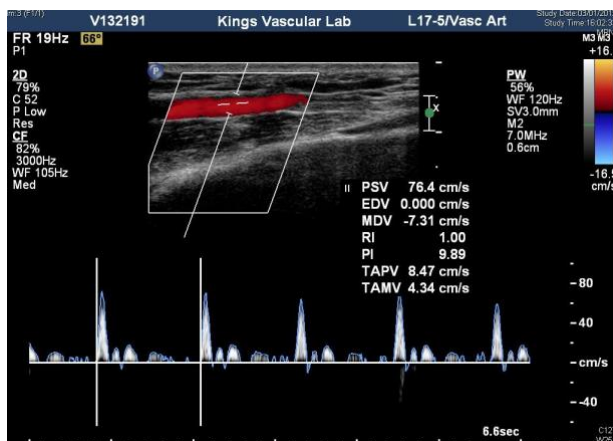
图 7 肾脏叶间动脉的正常血流波形（上图）和肾血管阻力显著升高的情况下的血流波形（下图）。



通向特定血管床的动脉具有特征性的血流波形，这些波形会因正常生理变化或异常病理变化而改变[图 8]。

图 8 桡动脉在室温下（a）和手浸入温水中（b）的血流波形。注意手部小动脉血管扩张时，舒张期血流的大幅增加。尽管平均流速增加了四倍，但峰值流速几乎没有变化。

a



b



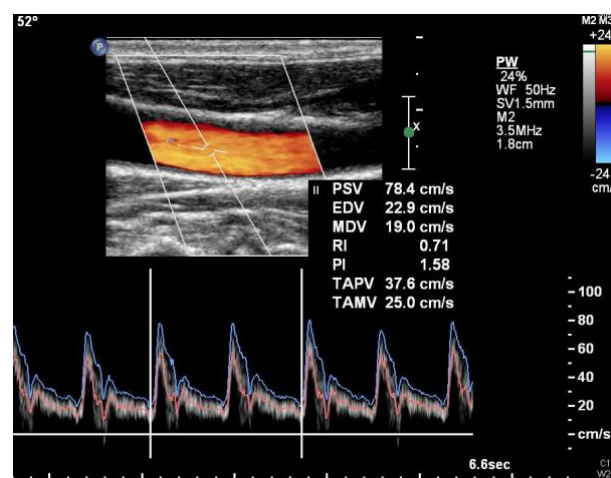
血流波形的大致变化可以目测，但已有一些描述性测值和指数用于波形特定部分的量化。其中最常见的是搏动指数和阻力指数，其定义见表 1 [图 9]。最大频率/包络线是基于波形的轮廓形状的，至多是对血流波形的粗略测量。搏动指数最初被描述为测量外周动脉疾病近端狭窄影响的一种方法，但现在已被用于检测子宫动脉和脐动脉的变化，作为一种测量远端阻力变化的方法。这些指数可以量化波形，以对血流的大致变化进行分类。优点是它们是无量纲的，因此不受绝对速度测量误差的影响。对血流波形的其他描述性测值包括收缩期流速上升的加速度和加速时间，以及对某一特征的记录，例如波形中收缩后的“切迹”。

表 1. 搏动和阻力指数

指数	定义
阻力指数	$\frac{\text{收缩期峰值流速} - \text{舒张期末流速}}{\text{收缩峰值流速}}$

搏动指数	收缩期峰值流速 - 舒张期最小流速  时间平均最大流速
------	-----------------------------------

**图 9** 血流波形指数。搏动指数和阻力指数（PI、RI）是基于血流波形轮廓（蓝线）的测量结果。在这台超声机上，蓝线的时间平均值被称为 TAPV（时间平均峰值）。红线显示的是强度加权平均流速，其时间平均值称为 TAMV。



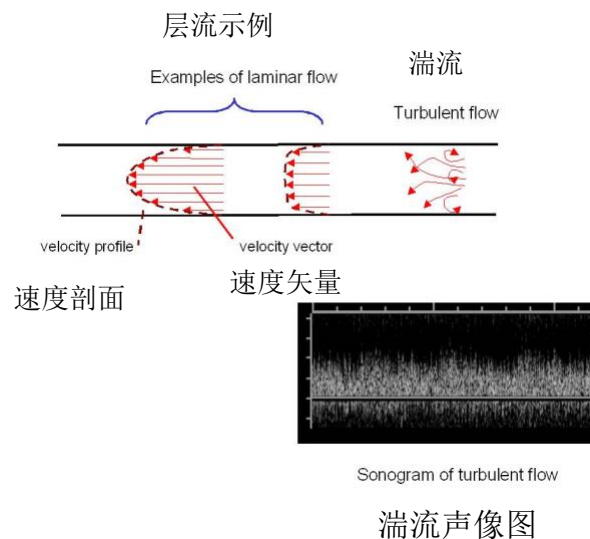
## 频谱多普勒声像图中的流动剖面

在心动周期过程中，横跨管腔的速度分布会影响血流波形（波形的边缘）。管腔内的速度随时可变，靠近血管壁的速度最慢，而血管中心的速度通常最高。速度的范围和分布被描述为流动剖面。

在正常情况下，血管中的血流是层流：血液以一系列相邻层流相互滑动的形式流动。流动剖面可能是圆钝形的，也可能接近或呈抛物线形。钝形剖面几乎没有缓慢的速度，而抛物线形剖面的速度则从高到低分布。声像图对流动剖面的显示还取决于血管宽度中用于超声成像的取样容积的大小（取样容积小时，只能对血管的一小部分进行取样，取样容积大时，可对整个血管进行取样）。

血流的突然加速往往会产生钝形剖面。在湍流中，血流不再以层流运动，而是以不规则的、不可预测的方向运动，包括横跨血管的运动。湍流会导致沿动脉方向更大的能量损失。层流和湍流的示例如图 10 所示。此外，血流轮廓可能并不对称，在血管的不同部位也会有所不同。转弯、分叉和汇合处都会产生二次流，并可能沿着动脉或静脉蔓延。在整个心动周期中，不对称的情况可能会有所改变。

**图 10** 流动剖面图。左边的两个流动剖面显示的是图 2、图 5、图 6、图 7、图 8 和图 9 中的层流。右侧的流动剖面显示的是超声波图中的随机、多向流动。



流动剖面对多普勒超声检查的影响包括：

- 峰值流速与平均流速的关系取决于流动剖面。最重要的意义在于分析通过狭窄时的峰值流速变化（见后文）。通过狭窄处的峰值流速比取决于通过该狭窄的流动剖面变化，尽管平均流速与横截面积变化成正比，但峰值流速的变化却难以预测。

- 如果要测量血管中的平均流速，那么多普勒取样容积应对所有速度取样成像。这在大血管中很难做到，因为二维图像中可能会漏掉仰角平面中的血管宽度；但在二维成像平面中应做到取样容积涵盖整个血管（参见后面的流量）。

## 流量测量

传统的多普勒流量测量需将平均流速与血管面积（在血管横截面是圆形的条件下，由直径算出面积）相乘。

描述如下：

血流量=血管横截面积 x 血管内平均流速

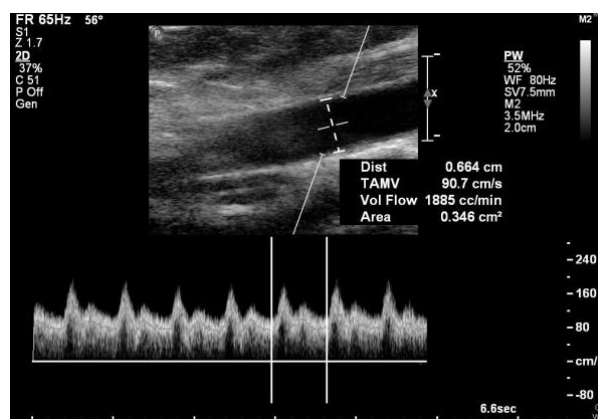
平均流速测量可能出现误差的情况：

- 血管截面区域内血流取样不均，
- 采用高通壁滤波器(去除低速血流，人为提高平均流速)，
- 取样容积中包含邻近血管，
- 声束/血流角度校正有误。

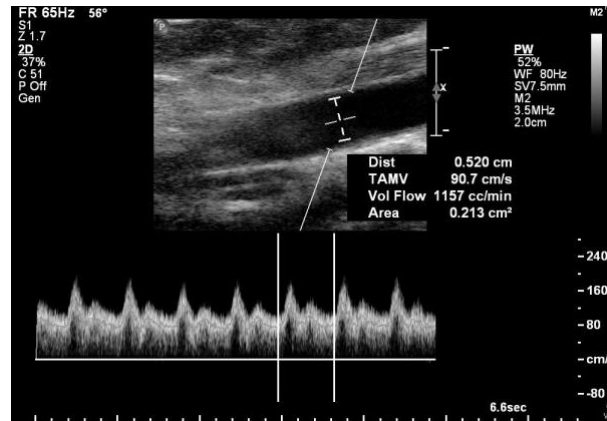
直径误差可能源自于有限的空间分辨率、光标放置误差以及未能准确成像真实直径。例如，在测量直径为 3mm 的血管时，0.5mm 的误差将导致超过 30%的偏差。结合速度测量误差，这意味着可能存在较大的流量误差[图 11]。

**图 11** 流量测量误差。管腔直径测值分别为 6.6mm 和 5.2mm 时流量估值显示出差异。27%的直径误差导致了 60%的面积误差，从而引起流量测量的差异。

a



b



因此测量流量时，应意识到可能存在的误差，并进行多次测量以确保结果的可重复性。在严谨的情况下，超声测量的流量可用于临床研究，以检测个体和群体的流量变化。在临床实践中，超声测量流量常被应用于血液透析瘘管和移植通路的检测。这些血管具有位置表浅、直径较大以及血流量高的特点，因此能够准确测量血管面积和平均流速。然而流量的测量仍然存在约 10-20%的误差范围。尽管如此，作为衡量通路是否通畅的指标，超声测定的流量仍然是有价值的。

## 多普勒测量技术总结

### 血流波形的形态特征

优点：

- 无需进行声束/血管角度校正。
- 在不同超声系统中具备可重复性。
- 提供关于血液循环系统和循环系统变化的定性信息。
- 大型数据库结果证实了其诊断效能。

缺点：

- 无法对血流定量评估。
- 测量动脉血流最有用的指标，而在静脉中的应用尚未充分证实。

## 血流速度

优点:

- 一种定量指标，血管内流速的提升意味着血流量的增加。
- 通过声束/血管角度校正，可以可靠地测量流速。
- 有助于对狭窄进行定量评估。

缺点:

- 声束/血管角度的校正必须准确无误。
- 平均流速的测量受仪器误差的影响。

## 流量测量

优点

- 量化流量

缺点

- 需要测量血管面积/直径，因此仅在相对较大的血管中才能测量。
- 需要测量频谱中的平均流速。很难得到准确的结果，可能存在非常大的误差。

## **动脉循环中的特征性血流：多普勒成像**

### **狭窄**

在血管超声应用中，准确检测和量化狭窄严重程度至关重要。显著狭窄引起的血流和压力变化会导致以下问题：

- 狭窄处压力降低，如果压力不能恢复，则会导致远端低压（例如，这在肾血管性高血压中至关重要）。
- 受累血管床的血流减少（跛行、静息性疼痛和肠系膜缺血）。
- 可能发生栓塞（颈动脉疾病导致栓塞性卒中）。

狭窄引起的压力损失与血流受限有关，是血流动力学改变的结果，且狭窄程度越重，对血流动力学的影响也越大。通过狭窄时血流加速所需能量来源于血压的降低。若不存在能量损失，根据修订的伯努利定律可得到能量变化公式：

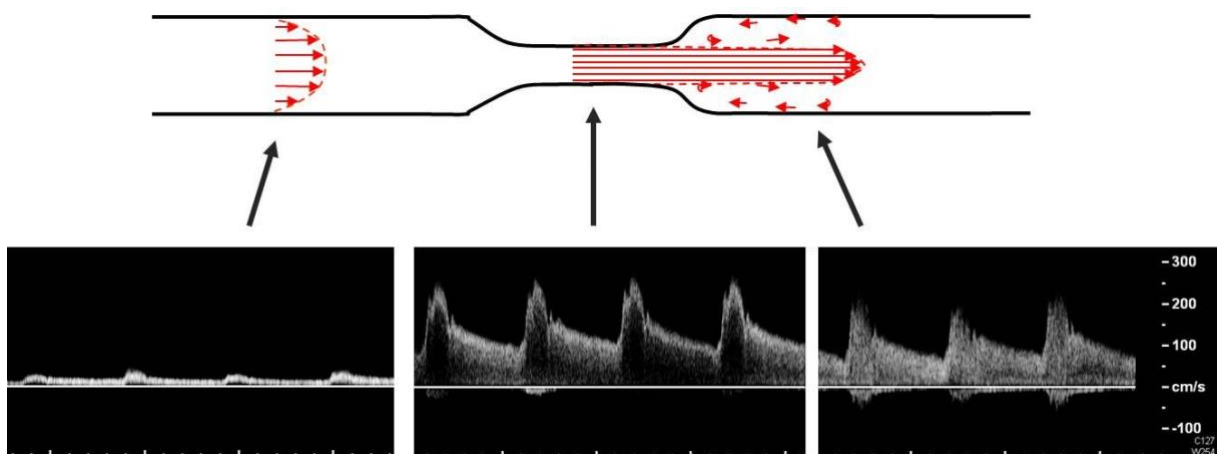
$$P + \frac{1}{2} \rho V^2 = \text{常数}$$

人们曾试图将狭窄射流的峰值流速与周围动脉压力损失联系起来，但结果不一。或许最成功的应用是在肾动脉狭窄的分析中，肾动脉的腔内压力测值与 PSV 测量结果呈现良好的相关性。

狭窄的栓塞后果更难预测。研究显示，颈动脉狭窄程度增加时，栓塞活动普遍增加，然而对个体的影响却难以预测，这取决于斑块组成、斑块表面特征和血液特征等其他因素。

多普勒超声检查可以通过对狭窄处的速度改变进行直接测量或对下游血流的波形改变进行间接测量，以评估狭窄的影响。目前为止，如果可能的话，检测狭窄处的改变是最可靠的技术。如图 12 所示，在通过狭窄部位时，血流速度发生改变。

**图 12** 通过狭窄时的血流情况。通过颈动脉狭窄的血流波形。这些血流波形均在标尺相同的情况下呈现，并清晰地显示了从狭窄前到狭窄处流速的显著增加（增加了 6 倍），而在狭窄后区域，射流减慢，湍流显著。

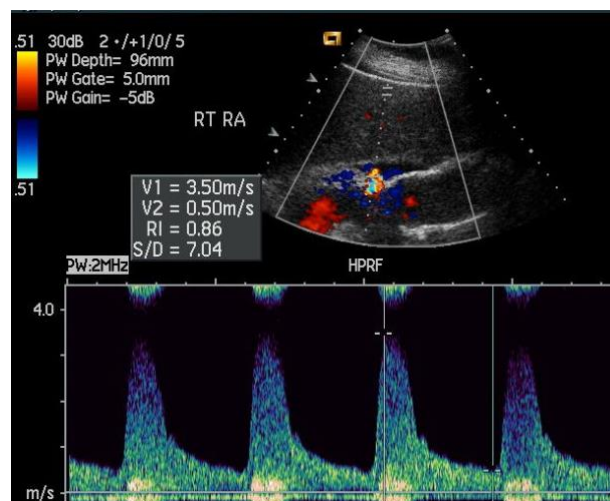


在临床实践中，可以通过狭窄射流的存在来识别狭窄。狭窄射流的流速增加，且由于形成塞状流动剖面，因此频谱几乎不会增宽。在狭窄远端，狭窄后管腔内射流逐渐消失，出现紊乱的湍流区。由于流动剖面的改变，轻度狭窄（不超过40%）时PSV可能不会明显增加。而直径50%的狭窄由于狭窄形态不同，可能导致横截面积减少25-75%，由于无法预测狭窄的几何形状，使得进一步分析变得更加复杂。

理论上，狭窄部位的速度测量应该能够准确评估血管狭窄程度。血流的连续性意味着随着管腔的减小，血管内平均流速会相应增加。然而事实上，多普勒技术很难精确测量平均流速。此外，由于狭窄通常发生在分叉处附近或分叉处，近端血管分出了多个血管床，因此限制了近端血管速度与狭窄处速度比值的应用。且PSV与平均流速并非成比例改变。由于通过狭窄的流动剖面变成塞状，因此即使面积减半，峰值流速并不会增加两倍（尽管平均流速会增加那么多）。

在某些疾病中，如颈内动脉疾病，速度增加的标准已通过经验获得，并被证实是可信的[图5]。在某些腹部区域的血管狭窄，高流速可能是唯一能获得的证据；在这种情况下，无需尝试成像狭窄前或狭窄后的血流图[图13]。

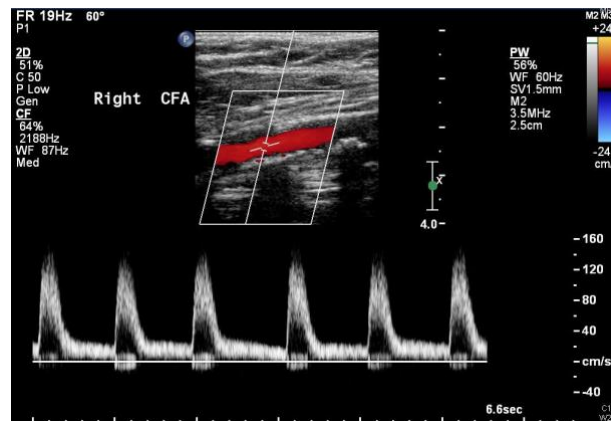
**图 13** 肾动脉狭窄。尽管未进行角度矫正，肾动脉起始处的流速显示为 3.5 m/s，表明存在严重的肾动脉狭窄。



如果狭窄严重到一定程度，狭窄处的压力损失会导致远端血流减少[图14]。狭窄处的血流速度增加则会进一步加剧压力的下降。这在主动脉-髂动脉疾病中显得尤为重要，

在静息状态下中度狭窄可能不会引起任何影响，但当患者运动时，会因狭窄处血流速度增加导致压力损失。

**图 14** 下游血流减少。狭窄的髂动脉下游股总动脉的血流情况。与正常静息波形(图 19a)相比，舒张期和收缩期均呈现前向的血流。



## 分叉部位

大型分叉部位的血流常因存在随时间变化的流动分离区和强烈的二次流变得复杂。在血管分隔壁流速通常最高，而对侧的血管壁则可能出现流动分离。分离区的范围和持续时间取决于分叉角度等多个因素。这些因素可能导致分叉部位速度成分的测量变得困难。狭窄远端的波形则变得更加有序（二次流逐渐减弱所致）。

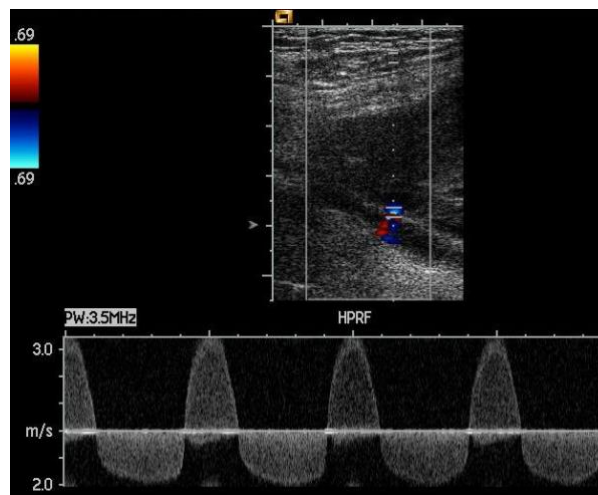
## 迂曲

迂曲使得速度分布从一侧到另一侧发生偏移。当偏移严重到引起扭曲时，迂曲会导致狭窄。在严重的情况下，可能很难准确诠释彩色图像，并会导致流速矢量测量误差的产生。

## 动脉瘤和假性动脉瘤

动脉瘤的血流特征是因横截面积突然增加以及局部静态压力增大而形成大量的二次流。在彩色图像中常可观察到多个血流方向的涡流信号。根据取样容积所在位置不同，频谱多普勒可能呈现出紊乱的血流信号。假性动脉瘤也常出现涡流模式，且可能具有周期性。假性动脉瘤的供血动脉在收缩期表现为前向血流，舒张期则完全反向 [图 15]。

**图 15** 假性动脉瘤的血流信号。在假性动脉瘤内，血流收缩期流入瘤腔，舒张期流出。



## 动静脉瘘

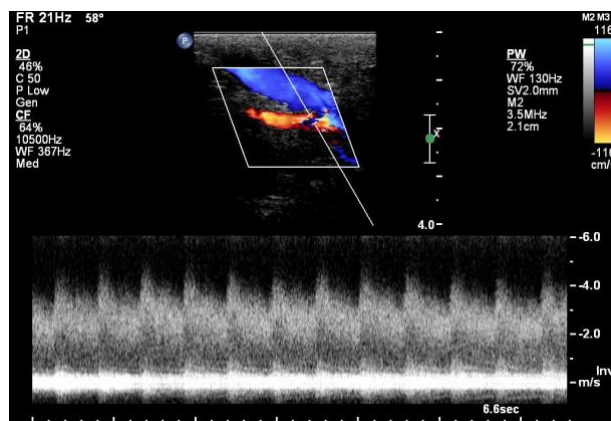
无论有意或无意形成的瘘管，动静脉瘘都表现为动脉与静脉之间的低阻力通道。多普勒结果通常显示瘘管的流入道动脉为高流速低搏动的血流波形 [图 16]；动静脉瘘管连接处通常血流紊乱呈湍流，伴随由于高速血流流入静脉所致的压力大幅降低；继续沿着静脉向近心端方向探查，血流逐渐趋向有序，并可能表现出动脉样的搏动。

**图 16** 瘘管内血流。瘘管流入道动脉血流(a)表现为与动静脉压力梯度有关的全心动周期的高流速。接近瘘管处出现湍流(b)和多向血流。静脉血流(c)呈现出湍流信号，且因动脉搏动流速周期性增加(“静脉动脉化”)。

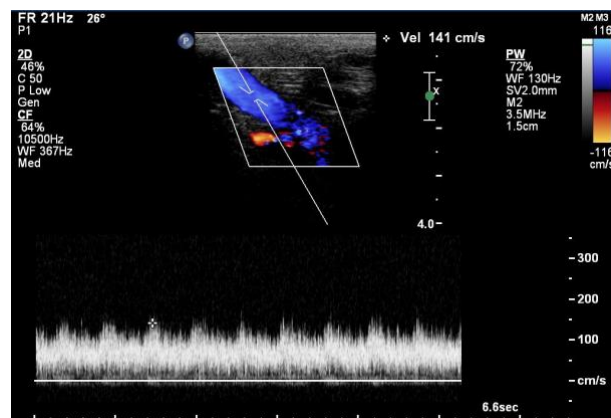
a



b



c



## 静脉血流

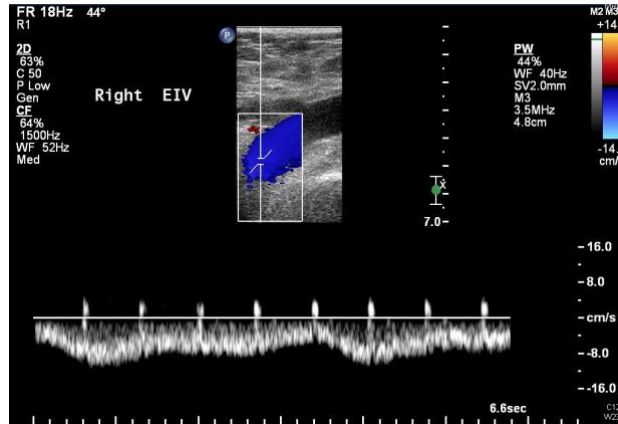
与动脉血流相比，静脉血流具有速度较低、依赖于下游压力变化的脉动性以及因血管压力低而易被压缩的特点。由于静脉流速较低，进行多普勒普勒检查所使用的扫描仪的参数设置与动脉血流不同。一般会采用较低的脉冲重复频率和较高的余辉来增强静脉信号。波动程度的不同很大程度上取决于测量的部位。上腹部的静脉因右心房背压变化而产生波动。这些波动可能受到呼吸引起的胸腔压力变化的调节。对于远离心脏的静脉(如髂静脉)，呼吸变化的影响占主导地位。四肢静脉(如胫骨静脉)的流速出现自然变化的可能性很小。但可以通过要求患者咳嗽或进行乏氏动作诱导其流速发生改变；也可以通过挤压肢体来增加其血流量。

当存在由呼吸或右心引起的流速自然变化时，提示腔静脉和测量部位之间无严重的闭塞或血栓形成。若双侧存在差异（例如右股静脉有波动，而左股静脉速度恒定），则需怀疑一侧存在近端血栓或梗阻[图 17]。

多普勒超声易于检测腿部静脉回流。当患者站立时，通过挤压小腿促使血液向上回流入心脏。若静脉瓣功能正常，放松小腿会引起轻微的回流（在重力作用下血液下降），但这种反流能够很快地被瓣膜的关闭所阻止。当瓣膜功能不全时，血液则会倒流到腿部。在静脉压力较高的患者中，右心运动引起的流速波动在静脉中传导得更好，衰减更少。当解剖结构不清晰时，静脉流速的突然改变可能被误认为是动脉的血流信号。但是通过对频谱仔细研究通常可以避免误诊。

**图 17** 右侧与左侧静脉的差异。右髂外静脉在呼吸引起的压力变化下产生的波动（a），而左髂外静脉则无该波动，提示存在近端血栓（b）。

a



b

