



CHINESE TRANSLATION

EFSUMB 教科书，第二版

编辑：Christoph F. Dietrich

超声旋钮学

Adrian K.P. Lim¹, Carmel M. Moran², Christoph F. Dietrich³

中文翻译与校对：杨皓民⁴, 杨萌⁴, 梁萍⁵

¹Professor and Consultant Radiologist, Imperial College London and Healthcare NHS Trust, London, UK; ²Professor of Translational Ultrasound, University of Edinburgh, UK; ³Department of Internal Medicine, Hirslanden Kliniken, Berne, Switzerland; ⁴中国医学科学院北京协和医院超声科, 北京, 中国; ⁵中国人民解放军总医院介入超声科, 北京, 中国

通信作者：

Prof. Dr. Christoph F. Dietrich

Department Allgemeine Innere Medizin in Hirslanden Kliniken Beau Site, Salem and Permanence
in Berne, Switzerland

Email: christoph.dietrich@ckbm.de

介绍

超声技术正迅速成为临床医生手中的新型“听诊器”。尽管超声设备上的按键五花八门、功能多样，初次接触可能会令人感到有些复杂，但各款扫描仪往往都具备一些相同的基本图像控制功能。尽管这些控件的名称可能存在差异，但它们通常图标相似，在主控制面板的位置相近，这样的设计充分考虑了用户的使用习惯与舒适度。本章节旨在为读者提供一份关于超声诊断仪按键操作的详尽指南，以便他们在日常的临床扫查工作中能够正确、高效地运用这些功能。我们的初衷是帮助初学者深入了解和掌握基本的设备控制操作，进而优化超声图像质量，为临床诊断提供有价值的信息。

开始

开/关

键盘控制面板上通常会设有一个“On/Off”控制按钮。在某些型号的扫描仪上，这个按钮可能位于靠近传感器端口的面板上，偶尔它也会位于扫描仪背面，即所有输出线缆接入的位置。启动扫描仪时，配置过程一般可在 30 秒内完成，但较旧型号的扫描仪可能耗时稍长。当扫查暂告一段落或一天的工作结束时，建议先关闭扫描仪的电源，再切断主电源，以确保设备安全。

患者信息

扫描仪配置完成后，下一步便是输入患者的详细信息，这通常可以通过点击“Face”图标或“ID”标识来完成。若设备已接入医院网络，用户需选择“Work list”（工作列表），并在列表中高亮选中正确的患者信息。

探头的选择

探头的类型

根据扫描部位不同，有多种探头可供选择，其中最常用的探头通常挂在扫描仪旁的支架上。常见的探头有线阵探头和凸阵探头等。与凸阵探头相比，线阵探头发射的超声频率更高，因而图像分辨率更高，但穿透力相对较弱。因此，它特别适合对浅表或小器官进行详细成像，常用于乳腺、脑血管、肌肉骨骼和周围血管等结构的检查，生成线密度均匀的矩形图像视野。而凸阵探头，顾名思义，是一种曲面探头，超声频率较低，更适用于对深部腹部结构（如妇科和产科）进行成像。凸阵探头生成扇形图像，可以呈现深层结构，但随着深度的增加，图像线密度会降低，从而影响深层图像的分辨率。相控阵探头则适用于声窗受限的区域，因为它们接触面积小，可以灵活应对如心脏等被肋骨限制扫描窗口的情况。它们同样生成扇形图像。

探头的频率

超声波在软组织中传播时，其强度会随着深度和频率的增加而逐渐减弱，这种现象我们称之为衰减。对于人体组织来说，假设衰减的总量以分贝（dB）为单位，那么它与频率和深度是呈线性关系的，如果频率（或深度）增加一倍，衰减的量也会相应地增加两倍。因此，选择使用更高频率的探头时，超声波束的衰减量也会变得更大。

权衡结果是，超声频率越高，空间分辨力越高。空间分辨力定义为扫描仪能够区分两个相邻物体的能力，临床上它关乎到医生是否有信心从周围结构中识别出最小的结构尺寸。一般情况下，探头频率越高，侧向分辨力就越好，但相应的穿透深度就会越低。以 3 MHz 的探头为例，其分辨率在 0.5-1 毫米之间，而穿透深度约为 20 厘米。与之相对的是，使用 10 MHz 的探头时，虽然分辨率能够提升三倍，但穿透深度却会被限制在 6 厘米以下。

在进行扫描时，通常建议首先从具有最佳穿透性（即较低频率）的探头开始。如果需要提高分辨力以更清晰地成像表浅结构，则可以更换为更高频率的探头。以腹部扫描为例，一般选用频率范围在 1-5 MHz 的凸阵探头。而对于表浅结构的

扫描，如皮肤上的肿块，则适合选择线阵探头（12-18 MHz）。对于血管结构的扫描，某些扫描仪配备了优化的探头，这些探头通常工作中频范围（6-12 MHz）。此外，这些探头的接触面积也会有所不同，因此最好根据部位的可及性以及结构特点进行调整，以达到最佳的扫描效果。

基本成像按键/旋钮

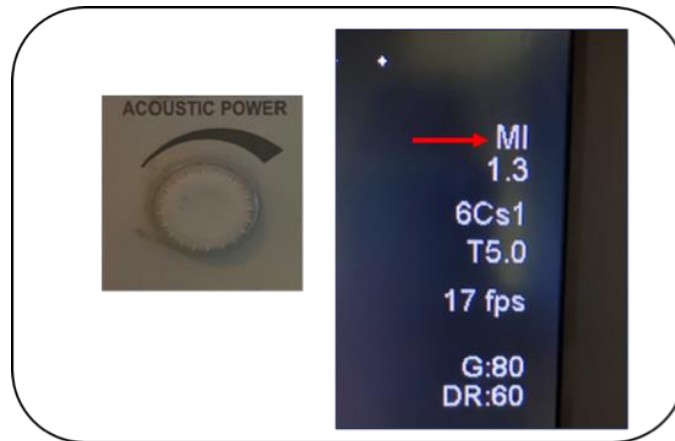
预设

所有制造商都会提供优化的预设/启动配置，这些配置已经预先选择和初始化了大多数设置，对新用户来说非常实用。一般来说，这些预设配置涵盖了探头的初始化、输出功率（通常设置为最大）、深度、焦点位置、动态范围、平滑度、余辉以及其他控件。虽然这些设置大多也可以由用户单独调整，但预设每次扫描提供了良好的初始设置。当然，用户也可以将个性化的设置保存到扫描仪中，但需要注意，由于许多设置是相互依赖的，因此更改一个设置参数可能会导致其他参数被自动调整。

输出功率

根据超声扫描仪制造商不同，输出功率按钮的位置可能有所不同，有的直接位于控制面板上，有的则在设置菜单里。但无论是哪种型号的商用超声扫描仪，用户都可以根据实际需要调整探头的功率输出，其可从最小值调整至最大值不等。而当用户改变了功率输出后，屏幕上显示的热指数和机械指数（安全输出指数）[图 1]也会随之变化。

图 1 “声功率”按钮通常会有明确的标识，机械指数（或简称 MI，如屏幕上箭头所示）则用于指示功率输出。



最大功率输出值的大小主要取决于所选的超声成像模式（比如多普勒成像与二维灰阶成像）以及被扫描的器官类型（如胎儿与腹部软组织）。大部分扫描仪在开机时都会将功率输出默认设置为最大允许值（即最大强度），以最大化所选探头成像的深度。不过，使用者需要意识到功率输出与增益之间的相互作用关系，以便获取最佳的诊断图像。因为通过降低功率输出并增加增益，往往也能达到类似的成像效果。

深度/放大/宽度

在超声扫描中，确保足够的穿透深度（即扫描深度）和视野的放大倍数对于概览解剖结构至关重要。大多数扫描仪上，“Depth”（深度）和“Zoom”（放大）功能通常都有明确的标识，它们以控制按钮或操纵杆的形式出现，用户可以逐步调整以改变深度和视野大小。“Zoom”功能通常位于深度旋钮的附近，并伴有一个类似于放大镜的符号[图 2]。当启用“Zoom”功能时，图像上会出现一个感兴趣区（ROI）的框，用户可以通过轨迹球来调整其位置和大小。在放大窗口中，图像的线密度会相应增加，从而能够更细致地观察解剖结构。此外，由于只扫描局部放大窗口的深度，还可以获得更高的帧率。

图 2 典型的深度/放大按钮和图标（箭头所示）。



频率选择

所有的探头都有一个特定的中心频率以及相应的频率范围（即带宽），其在这个范围内工作效果最佳。对于很多探头来说，这个频率范围会直接在它的名称中体现出来，比如“C1-5”这个名称，就代表着它是一个凸阵探头，工作频率在 1-5 MHz 之间。高端的扫描仪可以通过旋钮或杠杆开关在这个狭窄的频率范围内调整入射频率。有些扫描仪还会用“分辨力”、“常规”和“穿透”等术语来描述这种变频功能。其中，“分辨力”模式表示较低的穿透深度和较高的分辨力（较高的频率）；“穿透”表示较高的穿透深度和较低的分辨力（较低的频率）；至于“常规”模式，则是让探头在其中心频率下工作。

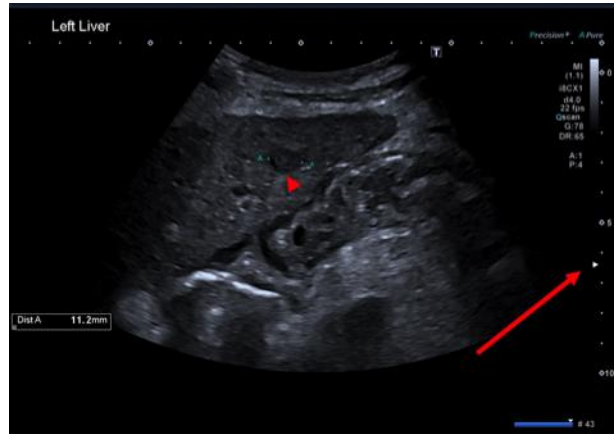
焦点位置

探头在焦点区域内能够实现最佳的侧向分辨力和解剖细节。用户在选择焦点深度时，会调整换能器阵元的时延，使得声束在指定的焦点深度处达到最窄。在焦点区域内，散斑的颗粒结构会展现得更加细腻。然而，随着距离焦点位置的增加，散斑的颗粒大小会相应增加，导致图像质量出现下降。

在扫描仪上，这个旋钮或操纵杆通常会被标注为“Focus”（聚焦），并且放置在“Depth”和“Zoom”按钮的附近。焦点的位置通常会用图像侧面的箭头或一条指

示范围的线来表示（如果使用范围对焦）。用户虽然可以选择设置多个焦点，但这样做会导致帧率明显降低，而图像分辨率的提升可能并不显著[图 3]。

图 3 聚焦位置(长箭头)和肝硬化肝脏中肝细胞癌(HCC)的径线测量(短箭头)。



二维增益和时间补偿（TGC）

“2D gain”（二维增益）通常由一个旋钮控制，用户通过旋转这个旋钮来调整图像的整体亮度。亮度的调整主要依据用户偏好以及所处环境的明暗程度。与输出功率不同，调整 2D 增益并不会改变入射超声的强度。多数情况下，用户可以通过增加总增益以减低或补偿输出功率。

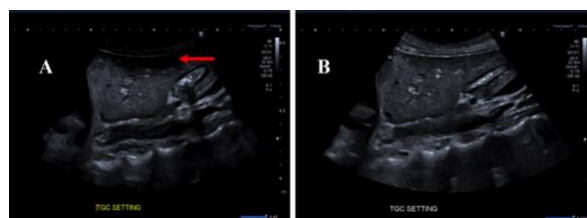
如上所述，超声波束在穿过人体时，由于散射和吸收，会发生衰减。衰减的程度与波束的频率以及需要穿过的组织深度有关。如果没有进行额外的调整，超声图像在靠近换能器的位置会显得较亮，而在深处则会显得较暗。时间增益补偿（TGC）能够为用户提供亮度均匀的图像，以便识别异常结构。通常，TGC 调节（包含 5-9 个独立的滑块控制器）位于控制面板的一侧。这些滑块与图像的不同深度范围相对应，用户可以通过手动调整它们来增强图像在特定深度的增益[图 4]。

图 4 TGC 调节（长箭头）和自动 TGC 调节（短箭头）按钮。



目前最先进的扫描仪采用了自动 TGC 技术，这些技术大多在后台工作，用于优化图像的质量和亮度。在实时扫描过程中，用户往往不会意识到这一点[图 5]。不同的制造商为其自动 TGC 技术取了各种缩写名称，比如佳能的“QScan”、飞利浦的“iScan”，以及西门子的“TEQ”等。

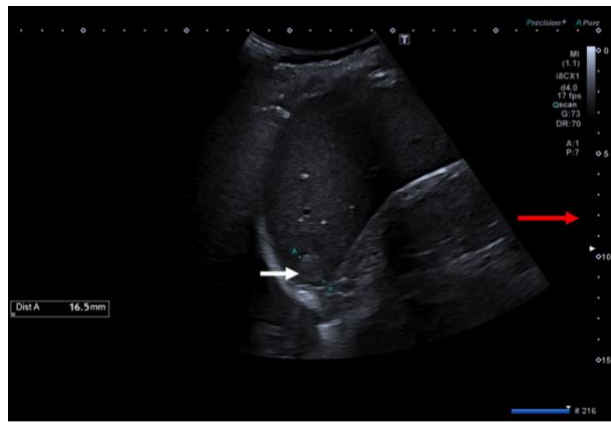
图 5 未进行 TGC 调节 (A)：注意到与较深的肝段相比，肝脏的近场部分显得较暗 (箭头)。进行 TGC 调整后 (B)。



测量

测量工具是扫描仪上最常用的工具之一，它用于测量结构的大小并勾画出其范围。测量按钮通常用一个由点连接而成的标尺或卡尺的符号来表示。此外，在图像的侧边还会显示一个刻度尺，其刻度增量的设置取决于图像的大小或深度，常见的刻度增量有 0.5 厘米和 1 厘米[图 6]。

图 6 测量卡尺勾勒出肝血管瘤（白色箭头）。注意到图像右侧以厘米为单位的比例尺（红色箭头）。



为了计算结构的深度，扫描仪假定超声速度是一个常数，等于 1540 米/秒。对于结构面积的计算，通常假定为圆形或椭圆形结构，用户用卡尺标示直径（圆形）或长轴（椭圆形）的起点和终点。随后使用轨迹球标示椭圆的短轴。一旦这些信息被输入，扫描仪就可以自动计算出结构的面积，并在屏幕上显示出来。类似的过程也可以用于基于正交成像平面获得的图像来计算体积。

轨迹球/冻结/电影回放

轨迹球或触控板就像超声扫描仪的“鼠标”，是常见的屏幕光标操作设备。这个球能够自由地在各个方向上旋转，通常用于控制多种功能，比如滚动查看视频、定位身体标记或调整测量卡尺的位置。在大多数扫描仪上，轨迹球旁边还有一个“Select”（选择）按钮或未标记的按钮，其功能与电脑鼠标的左键和右键“点击”功

能相似[图 7]。

图 7 功能键/符号的布局示例：a.轨迹球，b.未标记的“选择”键，c.体位图，d.注释，e.测量，f.存储。



“Freeze”（冻结）功能可以帮助我们暂停动态的实时图像，而在两次点击冻结按钮之间，扫描仪还会自动开启“Cineloop”（电影回放）功能。这样一来，用户就能更准确地检查之前捕获的单个帧频图像。该功能对于定位那些在动态图像中只短暂出现、可能会躲避有针对性冻结的结构来说，特别有帮助。

电影回放的长度因系统不同而有所差异，但通常用户可以根据需要进行调整。例如，在进行造影剂注入的超声检查时，用户可以选择设置更长的电影回放。电影可以回溯性地存储，即保存在两个冻结帧之间；也可以前瞻性地存储，即从激活“Video”（录像）功能那一刻开始保存。不同制造商的影像片段长度可能不同，但一般来说，用户都可以根据自己的偏好来调整这些设置。

图像/视频存储

图像和视频的存储功能非常重要，它能够帮助我们标识所扫查的身体部位，

并描述任何相关异常情况。这些图片被视为法定医疗文件，根据各国的法律规定，通常需要至少保存七年。存储按钮上通常会带有相机图案或者标注有“Store”（存储）或“Print”（打印）等字样，如果是视频片段或电影回放，则可能会标有胶卷的图案或“Cine”（电影）字样[图 8]。

如今的高端扫描仪能够将图像存储为原始数据，这样在检索图像时，我们就可以利用一些特定功能，如测量或调整图像亮度，来进行进一步的调整和修改。

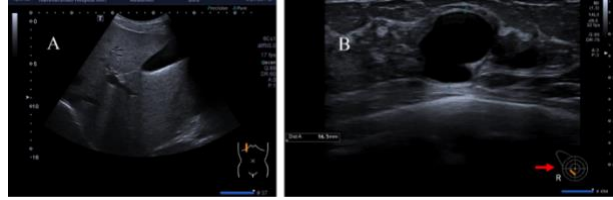
图 8 “图像存储”和“视频存储”按钮示例（箭头）。



注释/体位图

扫查过程中，在图像上准确标明正在扫描的身体部位至关重要。注释功能通常可以通过点击“Annotate/Text”（注释/文本）按钮或“ABC”图标来实现。此外，一些制造商还为此设置了专门的功能键，或者一旦启用键盘，文本就会随之显示。有时，为了更直观地标明探头位置，我们还可以在体位图上进行标注。各制造商都会提供相应的体位图，用户只需选择适合的示意图，然后利用轨迹球调整探头的位置即可[图 9]。

图 9 图 (A) 为带有体位图的肝脏和胆囊图像，橙色部分显示了探头的位置。图 (B) 为体位图和探头位置的示例，箭头指向右乳内单纯性囊肿的位置。注意到图中使用卡尺标记测量了囊肿的大小。



高级成像按钮

为了获取最佳的图像质量，制造商通常建议用户为不同检查部位选择固定的预设检查模式。然而，在某些情况下，了解这些高级按钮的一些功能可能会有所帮助，以便在必要时能够调整图像和/或分辨率。

谐波成像

谐波按钮一般被标注为“Tissue Harmonics”（组织谐波）或“Tissue Harmonics Imaging”（简称 THI），它通常是一个“On”（开启）/“Off”（关闭）的按钮。虽然使用谐波成像可以提高图像的分辨率，但在也会在一定程度上降低成像深度和声穿透力。

谐波成像主要用于减少图像中的噪声。当低振幅的超声波入射人体时，超声波会以线性方式散射，即散射波与入射波同相位。然而，当声压增大时，非线性传播会导致入射波在深处发生畸变，从而产生基波。由于这种现象与较高的声压相关，因此超声波束的非线性传播主要发生在声压较高的区域，即沿波束轴和焦点位置，而不是波束的低振幅区域（如栅瓣和旁瓣）。这些低振幅区域在图像中会产生噪声源。通过仅使用接收到的沿波束轴产生的二次谐波（非线性）信号来形成图像，我们可以生成噪声较少的图像。实际上，制造商会采用一系列不同的滤波方法来分离这个二次谐波图像，从而得到更为清晰的图像。

复合成像和散斑平滑

在复合扫描过程中，探头会从多个角度捕获一系列图像，并将其平均以生成

一张均值图像。这种做法对于清晰地展现体内的弯曲边界以及降低散斑噪声尤为重要。制造商通常会使用特定的缩写来称呼复合成像功能（如“SonoCT”、“Aplipure”等）以及图像后处理技术（如“Precision”、“Xres”等）。复合成像和图像后期处理的程度可以根据用户的偏好进行灵活调整。此外，一些制造商还会采用其他散斑平滑技术，如频率复合技术，作为后期处理的一部分，以减少图像中的整体散斑。

全景成像

在超声扫描仪上，显示的超声视野往往受到探头接触面积大小的限制。当需要对较大结构进行成像时，我们可以将多个二维图像“拼接”起来，从而有效地扩展视野。不同制造商为这一功能起了不同的缩写名称，例如“Siescape”或“Panoramic”。而要将单帧图像组合成全景图像，关键在于扫描仪能够识别图像内的结构。通过探头在一个平面上以恒定速度移动，这种识别能力可以得到提升[图 10]。

图 10 一个大脂肪瘤（箭头）的全景成像。



多普勒超声

在临床诊断中，病变的血管分布和血管内血液流动速度对临床诊断至关重要。与其他成像方式相比，超声具有独特成像能力，即凭借其多普勒技术，能够实时定量测量血流速度，且无需注射造影剂。

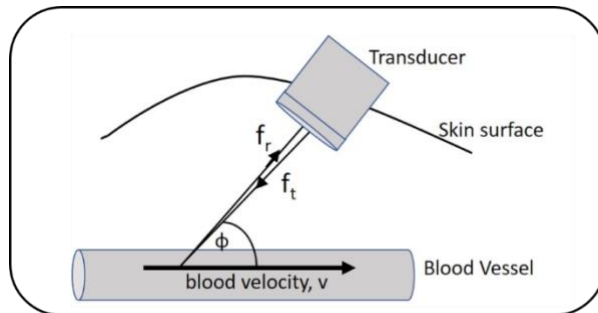
多普勒效应

多普勒频移 f_d 等于接收到的超声波 f_r 相对于入射的超声波 f_t 的频率变化，这是由于入射的超声波被以速度 v 移动的红细胞散射而导致的。数学上，多普勒频移 f_d 可以表示为：

$$f_d = f_r - f_t = \frac{2vf_t \cos\phi}{c}$$

其中 c 是超声波束在探头和血管之间的软组织中的传播速度， ϕ 是入射超声波束与血流之间的夹角[图 11]。

图 11 血管中的血液以速度 v 流动，受到频率为 f_t 的超声波束的照射。超声波束与血流方向之间的夹角为 ϕ 度。移动的红细胞会反射超声波，导致多普勒频移，从而使返回换能器的超声波脉冲频率 f_r 与入射频率 f_t 略有不同。



多普勒频移不仅取决于入射波的频率，还取决于超声波束与血管之间夹角（入射角）的余弦值。

将上式改写可得血流速度：

$$v = \frac{cf_d}{2f_t \cos\phi}$$

大多数高端扫描仪都具备频谱多普勒、彩色多普勒和能量多普勒功能，这些功能通常被集中放置在控制面板的一个区域[图 12]。

图 12 为方便使用而设计的多普勒功能键的布局（箭头）。



脉冲波多普勒

在频谱多普勒模式下，多普勒频移(kHz)或计算出的血流速度 mm/s 或 cm/s)是在预先设定的取样容积内测量的。这些测量结果会作为时间的连续函数，沿着屏幕底部滚动显示。多普勒频移的幅度(即计算出的血流速度)显示为距基线(即零多普勒频移线)距离，其中正信号代表血液流向探头方向，而负信号则代表血液流向远离探头的方向。此外，波形的亮度还反映了在特定频率下检测到的超声波的振幅，即具有特定速度的散射体的数量。

通常使用标有“Gate”(选通)或由两根平行短线标示按钮来选择和修改取样容积或距离选通的门宽和位置，其大小通常在 1 到 15 毫米之间。在操作时，我们常用轨迹球将取样容积放置在血管内。取样容积大小的调整取决于用户是希望对整个血管还是血管内的特定位置进行采样，实际上反映了扫描仪接收和分析信号以确定多普勒频移所需的时间。如果样本体积过大，超出了血管边界，那么信号中的噪声就会增多。为了确保超声波束与血流方向之间的角度能够被准确测量，我们需要将取样容积与血管壁对齐，或者与彩色多普勒模式下可视化的血流方向对齐。至于从取样容积接收到的信号中计算多普勒频率的过程，这涉及解调、

高通滤波和频率估计（如快速傅里叶变换处理）等步骤，这些内容在本章中不作介绍。但如果您对这部分内容感兴趣，可以查阅 Hoskins 等人于 2019 年发表的相关文献。尽管用户无法直接控制这些处理过程，但仍可以控制以下功能：

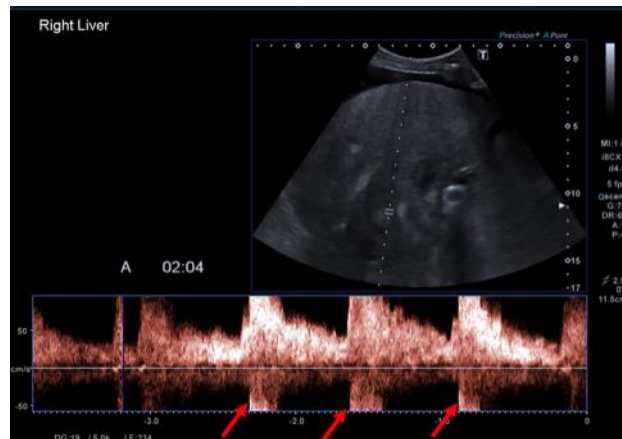
脉冲重复频率/速度标尺

脉冲重复频率（PRF）也被称为速度标尺控制探头发射脉冲的速率，其常见的范围在 1.1 至 24 kHz 之间。如果 PRF 设置得偏低，多普勒频移的采样就会不足，即低于奈奎斯特频率，这时就会发生“混叠”现象。在这种情况下，高频信号可能会被错误地显示为低频信号，并在波形图上出现反向波形环绕。如果发生混叠现象，用户可以通过点击“Control”按钮来增加 PRF，从而正确显示高速信号。然而，如果已经将 PRF 调至最大而混叠现象仍然存在，那么可以尝试降低发射频率或增大入射角度，以进一步提高可正确显示的最大速度。此外，一些高端的扫描仪可能具备“高 PRF”模式，这种模式允许测量更高的速度，但会牺牲多普勒信号采集深度的准确性，并可能引入距离模糊的问题。另外，为了测量非常高的速度，还可以使用连续波（CW）多普勒技术，但这种方法会失去高速信号的深度位置信息。

基线

基线，也被称为零多普勒频移线，可以根据需要进行调整，以便完整地显示多普勒频谱，特别是在正向和反向流量差异较大的情况下。调整基线的位置还可以防止出现混叠现象[图 13]。

图 13 调整基线（白色短箭头）是一种减少混叠的方法（红色箭头）。



高通滤波器

在提供血流速度信息的信号中，通常会包含来自低速且高振幅组织的回声。为了从频谱中剔除这些回声，我们会设置壁滤波器，即高通滤波器。

声束偏转角

当被检测的血管与皮肤表面平行时，即使调整探头的倾斜角度，入射角也可能接近 90° ($\cos \Phi = 0$)。这种情况下，会导致血流速度的估计产生较大的误差。为了解决这个问题，大多数超声扫描仪提供了将超声波束导向探头两侧 ($\pm 20^\circ$) 的功能，这样就能够获得小于 60° 的入射角。

增益设置

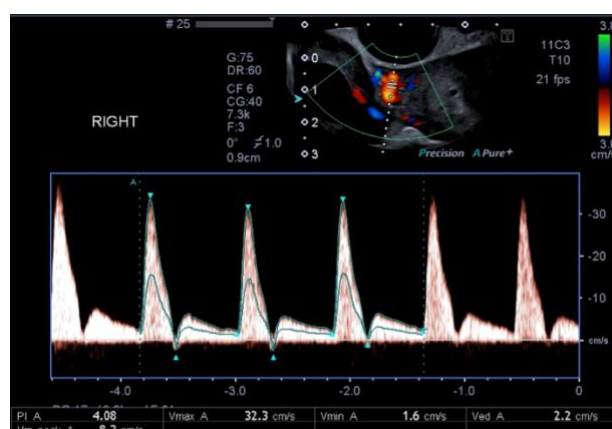
频谱多普勒的显示的整体增益是可以调整的。但是，与 B 型超声类似，增加增益也会增加多普勒频谱的背景噪声。如果增益过大，波形图像可能会产生反向重复。

频谱多普勒测量

一般来说，“Measure”按钮用于启用频谱多普勒迹线的测量。不过大多数高端超声扫描仪还具备自动测量功能，通常有其自己的缩写，如“High Q”或“Auto

measure”等。这些波形可以用来计算诸如峰值速度、平均速度、速度时间积分、阻力指数和搏动指数等参数[Error! Reference source not found.]。

图 14 自动频谱多普勒测量能够描绘出用于获取测量值的迹线，这些测量值在下方的方框中有所展示。请注意，彩色多普勒框中的取样容积是获取频谱多普勒信号的来源。



彩色多普勒/能量多普勒

切换彩色多普勒和能量多普勒模式的按钮通常放置在一起，分别标记为“Colour”或“彩色多普勒成像（CDI）”以及“Power”（CPA 或 PWD）[图 12]。

彩色多普勒能够在较大范围内提供血流方向的信息，而能量多普勒则对局部血管分布更为敏感。当选择彩色多普勒或能量多普勒功能按钮时，一个感兴趣区域（ROI）会叠加在灰度图像上，其位置和大小可以通过轨迹球以及旁边的“Select”键进行调整。需要注意的是，取样框的大小对帧率有显著影响，因为在彩色多普勒中，用于计算平均速度的自相关技术要求每条图像线至少发射两个脉冲。高级扫描仪会使用更多的脉冲来提高平均速度估计的准确性，因此在帧速率、彩色多普勒取样框的大小（即数据行数）以及用于计算平均速度的脉冲数量之间需要进行权衡。

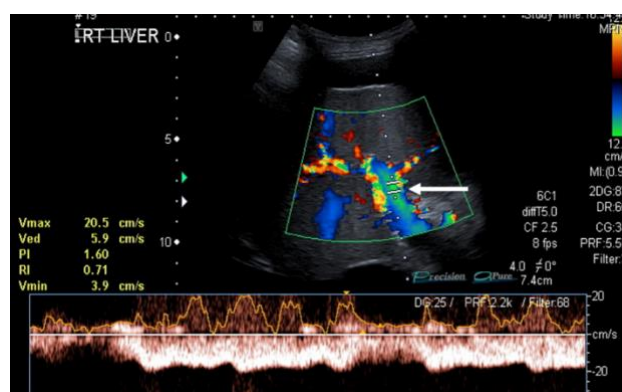
在传统彩色多普勒模式下，红色表示血液朝向探头方向流动，而蓝色则表示血液远离探头方向流动。这样，感兴趣区域（ROI）内的颜色就指示了每个像素

点的平均速度[图 15 和图 16]。彩色多普勒用于评估相对较大感兴趣区域内血流的存在。对于能量多普勒来说，它并不提供血流的方向信息，但每个像素的颜色表示了多普勒信号的强度。

图 15 ROI 内显示彩色多普勒血流，注意到流向探头的血流为红色，如左侧刻度所示（箭头）。



图 16 门静脉反流——请注意取样容积（箭头所示），以及由标尺指示的蓝色的远离探头的血流。同时，频谱曲线也位于基线以下，表明血流是远离探头的。请注意，频谱曲线还捕捉到了取样门相邻肝动脉内的湍流，其在频谱多普勒曲线上位于基线以上，表明是向肝血流。自动计算包括最大速度（Vmax）、最小速度（Vmin）、搏动指数（PI）和阻力指数（RI）。



彩色多普勒/能量多普勒的控制

在优化频谱多普勒时所使用的许多控制方法，同样可以应用于彩色多普勒成像中。原本用于区分组织和血液的高通滤波器在此处被杂波滤波器所取代，以去除与组织相关的低频、高振幅信号。彩色多普勒确定平均多普勒频率的方式与频谱多普勒有所不同，它采用自相关技术而非解调技术。为了使图像中能够完整显示速度范围，可以调整彩色多普勒的标尺。同时，通过优化增益和输出功率，可以使血管内部充满颜色，而血管壁外几乎没有颜色。由于多普勒成像具有角度依赖性，可以利用“Steer”（偏转）按钮来控制彩色或能量多普勒的感兴趣区（ROI）取样框，确保声束不是以 90° 入射到血管上。多普勒增益的调整通常是通过彩色/能量多普勒上的旋钮来完成的。为速度标尺或脉冲重复频率（通常分别标记为“Scale”和“PRF”）的最佳设置[图 13图 13-16]也能确保不会发生混叠，并且使得显示的速度能够利用整个颜色范围。这些按钮通常在多普勒功能启用时才会高亮显示，供用户操作。为了方便用户，许多高端扫描仪的制造商还设置了一个单独的优化键，这个键通常与 TGC/亮度优化按钮相同。

微血流/微血管成像

随着多普勒功能的不断发展，算法的不断改进，多普勒对更小血管内甚至更慢血流的敏感性得以增加。结合高帧速率和高速采样，现在可以以极小的运动伪影和高分辨率描绘低速血流的小血管，从而实现血管结构和血流模式的可视化，这在以前是不可能的。该功能的缩写因制造商而异，例如“超微血管成像”（SMI）、“微流成像”（MFI）或“B-Flow”等。尽管这些功能提供了对组织血管结构的出色定性描绘，但这些信号目前仍难以量化。

单项选择题

1. 以下哪种类型的探头常用于产科超声（A）
 - A. 凸阵探头
 - B. 线阵探头
 - C. 相控阵探头

- D. 单片探头
 - E. 机械探头
2. 机械指数 (MI) 是表示探头输出功率的一个指标, 可以通过以下哪种方式降低 (E)
- A. 调高增益
 - B. 调低增益
 - C. 最小化 TGC
 - D. 最大化 TGC
 - E. 调低输出功率
3. 多普勒频移取决于 (B)
- A. 入射波束与血流方向夹角的 \sin 值
 - B. 入射波束与血流方向夹角的 \cos 值
 - C. 扫描仪的帧率
 - D. 取样容积的大小
 - E. 取样容积的深度
4. 如果在频谱多普勒迹线中出现了混叠伪像, 可以采用以下哪种方法减少这种伪像 (B)
- A. 增大探头的发射频率
 - B. 增大探头与血流之间的夹角
 - C. 增大探头的输出功率
 - D. 减小增益
 - E. 调整取样容积内的 TGC
5. 通常来说, 红色在彩色多普勒上表示 (A)
- A. 血流朝向探头方向移动
 - B. 血流向远离探头方向移动
 - C. 湍流
 - D. 扫描仪的输出功率
 - E. 扫描仪的增益设置
6. 如使用单一焦点区域, 其应置于何处 (A)

- A. 在感兴趣区 (ROI) 水平
 - B. 刚好在 ROI 上方
 - C. 刚好在 ROI 下方
 - D. 在最大深度
 - E. 以上都不对
7. 为了准确测量搏动指数 (PI) 或阻力指数 (RI) 应当 (E)
- A. 角度校正应大于 60°
 - B. 角度校正应小于 60°
 - C. 角度应为 0°
 - D. 角度应为 90°
 - E. 以上都不对
8. 下列有关时间增益补偿 (TGC) 的说法中, 正确的是 (B)
- A. 能够加快扫描
 - B. 能够使图像更均匀
 - C. 会降低帧率
 - D. 可以减少伪影
 - E. 应始终设置为 50%
9. 下列哪项表述是错误的 (D)
- A. TGC 可以完全实现自动化
 - B. 速度测量是角度依赖性的
 - C. 伪影被用于临床诊断中
 - D. 脉冲波重复频率与帧率无关
 - E. Triplex 是一种多普勒超声
10. 下列哪项表述是错误的 (E)
- A. 机械指数应尽可能设置为诊断所需的最低值
 - B. 体积计算通常基于三个切面的测量
 - C. 能量多普勒比彩色多普勒更为敏感
 - D. 微血流成像是多普勒超声的一种形式
 - E. 以上都不是

拓展阅读

- Hoskins PR, Martin K, Thrush A. Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment 3rd ed. Taylor Francis 2019.
- McDicken WN. Diagnostic Ultrasonics: Principles and use of instruments 3rd ed. Churchill Livingstone Inc, John Wiley & Sons Inc 1991.
- Zander D, Hüske S (co-first authors), Hoffmann B, Cui XW, Yi D⁴, Lim AKP, Jenssen C, Dietrich CF. Submitted. Ultrasound image optimization (“knobology”) using B-mode and Doppler techniques. Submitted.
- Allan PL, Baxter GM, Weston MJ editors. Physics and Basic Principles. Section in Clinical Ultrasound 3rd ed. Churchill Livingstone Elsevier 2011 ISBN 978-0-7020-3131-1.
- Lim AKP, Satchithananda K, Dick EA, Abraham S, Cosgrove DO. Microflow imaging: New Doppler technology to detect low-grade inflammation in patients with arthritis. Eur Radiol. 2018 Mar;28(3):1046-1053.
- Dresser T, Jedzejewicz T, Bradley C. Native tissue harmonic imaging: basic principles and clinical applications. Ultrasound Quarterly 2000;16(1):40-48.
- ter Haar G The Safe use of ultrasound in medical diagnosis.3rd Ed 2012. British Institute of Radiology.
- European Course Book (2nd Edition). Examination Technique Videos. EFSUMB website, www.efsumb.org.
- Dietrich CF, Averkiou M, Nielsen MB, Barr RG, Burns PN, Calliada F, et al. How to perform Contrast-Enhanced Ultrasound (CEUS). Ultrasound Int Open. 2018;4(1):E2-E15.
- Dietrich CF, Barr RG, Farrokh A, Dighe M, Hocke M, Jenssen C, et al. Strain Elastography - How To Do It? Ultrasound Int Open. 2017;3(4):E137-E49. 167.
- Dietrich CF, Bibby E, Jenssen C, Saftoiu A, Iglesias-Garcia J, Havre RF. EUS elastography: How to do it? Endosc Ultrasound. 2018;7(1):20-8.