

ISUOG 临床应用指南:产科多普勒超声应用

国际妇产超声学会(International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, ISUOG)是致力于促进妇产科学影像的临床实践、教育及科学研究的组织机构。ISUOG 临床标准委员会(ISUOG Clinical Standards Committee, CSC)的工作范畴包括制订及发布基于业内专家共识的规范的妇产科影像诊断临床应用指南、ISUOG 专家共识声明。CSC 发布的这些指南与共识是在其发布时 ISUOG 确认的业内最优秀的临床实践操作指南,发布时 ISUOG 尽最大努力确保指南发表时的准确性,但学会及其雇员或会员均不会为 CSC 发布的这些指南中的任何可能的不准确或误导性的数据、陈述等所导致的任何结果承担任何责任。ISUOG 的 CSC 并非要为妇产科影像的临床实践确立一个法律标准,因为对任何研究结果的解读均可能受到个人环境和可获取资源的影响。任何个人及组织都可以在 ISUOG 许可下自由发表临床操作指南。

doi: 10.13470/j.cnki.cjpd.2014.03.016

1 指南概况

本指南是对胎儿-胎盘循环多普勒超声评价方面的各种临床应用指南的总结。临床实践中,最重要的是要确保胚胎和胎儿不暴露在不恰当的有害超声能量下,尤其是在孕早期。在孕早期的各个阶段,当临床上需要进行多普勒检查时,应使用尽可能低的能量输出。ISUOG 已经发布了在 11~13⁺周超声检查中使用多普勒超声的指南^[1]。当进行多普勒超声检查时,应使热指数(thermal index, TI)≤1.0,检查时间应尽可能短,一般不超过 5~10 分钟,最长不能超过 60 分钟。

本指南的目的不是确定临床应用指征、孕期多普勒检查的时机,以及如何对胎儿超声心动图结果进行解读,本指南目的是介绍脉冲多普勒超声及其不同模式;频谱多普勒、彩色血流成像及能量多普勒,这些检查手段在母胎循环的评价中应用广泛。连续波多普勒技术在产科影像诊断中应用较少,本指南将不对此进行介绍,但当胎儿在某些病理条件下出现极高速血流时(如主动脉瓣狭窄或三尖瓣反流),该技术对于减少混迭并确定最大流速是有帮助的。

2 推荐方案

2.1 应用多普勒超声评价胎儿-胎盘循环所需的仪

本指南作者:A. Bhide; G. Acharya; C. M. Bilardo; C. Brezinka; D. Cafici; E. Hernandez-Andrade; K. Kalache; J. Kingdom; T. Kiserud; W. Lee; C. Lees; K. Y. Leung; G. Malinger; G. Mari; F. Prefumo; W. Sepulveda; B. Trudinger

器条件

2.1.1 仪器应具有彩色血流和频谱多普勒功能,应在屏幕上显示流速范围或脉冲重复频率(PRF)、多普勒超声频率(以 MHz 显示)。

2.1.2 机械指数(mechanical index, MI)和热指数(TI)应在屏幕上显示。

2.1.3 应在屏幕上显示完整的多普勒频谱形态,并能进行最大流速包络(maximum velocity envelope, MVE)。

2.1.4 操作系统应可使用自动或手动方式对频谱进行最大流速包络(MVE)。

2.1.5 系统软件必须能通过 MVE 计算收缩期峰值流速(peak systolic velocity, PSV)、舒张末期流速(end-diastolic velocity, EDV)、平均最大流速,以及常用的多普勒参数如搏动指数(PI)、阻力指数(RI)和收缩期/舒张期流速比(S/D)。在进行频谱描记时,应注明包含在计算内的各个点,以确保各参数计算的准确性。

2.2 如何优化多普勒测量的准确性

2.2.1 脉冲多普勒超声

2.2.1.1 应在胎儿无呼吸运动和胎动时获取频谱,必要时可嘱孕妇暂时屏气。

2.2.1.2 尽管彩色血流成像对于显示目标血管的血流方向很有帮助,但在进行频谱获取时并非必须显示彩色血流。

2.2.1.3 理想的声束入射角度是声束与血流完全平行,声束与血流夹角为 10°和 20°时,流速误差分别为 2%和 6%。当绝对流速是临床重要指标时(如

大脑中动脉),如果声束与血流夹角 $>20^\circ$,应当进行角度校正,但是角度校正本身也可能存在误差。此时,如果调整声束入射角度效果不佳,应在诊断报告中注明声束入射角度、是否使用了角度校正,以及记录的是否为未校正的流速。

2.2.1.4 建议在开始获取频谱时应用较大的多普勒取样门(取样容积),以确保能够记录整个搏动周期的最大流速。但如果周围其他血管对其有干扰,应缩小取样门,以优化频谱。取样门只能缩小其高度,不能缩小其宽度。

2.2.1.5 与灰阶超声成像一样,多普勒超声的声束穿透力和分辨力可以通过改变探头的频率进行调节。

2.2.1.6 壁滤波器(又称为“低速抑制”、“壁运动滤波器”、“高通滤波器”)可用于消除血管壁运动所产生的噪声。一般应被设置于尽可能低的频率($\leq 50\sim 60$ Hz),以消除外周血管壁的低频噪声。如果使用较高的壁滤波,有可能出现 EDV 消失的假象(图 4b)。

2.2.1.7 对于主动脉、肺动脉流出道等 MVE 边界非常清晰的结构,可以使用较高的壁滤波。较低的壁滤波可能会产生噪声,表现为基线附近或瓣膜关闭后的血流伪像。

2.2.1.8 多普勒扫描速度应设置到较快的水平,以使频谱的每个波形能够清晰显示。最好每屏能显示 4~6 个(不能超过 8~10 个)完整心动周期的波形。当胎心率为 110~150 bpm 时,扫描速度一般应设为 50~100 mm/s。

2.2.1.9 PRF 应根据所检查的血管进行相应的调整:低 PRF 可以使低速血流显示并准确测量,但对于高速血流会出现混迭。PRF 调整的原则应是频谱波形占多普勒显示屏高度的至少 75%。

2.2.1.10 多普勒测值应具有可重复性。如果测值之间存在明显的差异,应进行重复取样。如果在技术层面上没有明显问题,一般应取最接近预期值的测值进行记录。

2.2.1.11 为了提高多普勒测量的质量,应不断更新灰阶或彩色血流显示以保证取样位置的准确性(在获取多普勒频谱时,灰阶或彩色血流图是冻结的,只有重新进行灰阶或彩色血流显示才能确认取样门是否处于正确位置)。

2.2.1.12 为确保频谱取样后二维图像冻结时频谱

取样仍在正确位置,可以通过扩音器传出的多普勒频移的声音进行辨识。

2.2.1.13 调节增益使多普勒频谱能够清晰显示,同时没有背景噪声。

2.2.1.14 建议测量不要在屏幕上翻转的多普勒频谱上进行。在评价胎儿心脏和大血管时,保持最初的血流和脉冲多普勒方向设置是非常重要的。通常将流向探头的血流设置为红色,频谱位于基线上方,将远离探头的血流设置为蓝色,频谱位于基线下方。

2.2.2 彩色多普勒超声

2.2.2.1 同灰阶超声相比,彩色多普勒超声总体的能量输出更高。减小彩色血流框面积可提高彩色血流的分辨力。评估 MI 和 TI 时,要注意改变彩色血流框的大小和深度后 MI 和 TI 也会相应改变。

2.2.2.2 注意彩色血流框增大的同时,仪器成像的时间会相应延长,使帧频降低,因此,彩色血流框应尽可能小,仅包含目标区域。

2.2.2.3 流速范围或 PRF 应当调节至能显示所检查血管的真实流速。如 PRF 过高,低速血流难以在屏幕上显示。PRF 设置过低时,会产生混迭,不能正确显示血流方向。

2.2.2.4 与灰阶超声一样,彩色多普勒超声的分辨力和穿透力依赖于超声频率。频率调节以能正确显示血流信号为准。

2.2.2.5 增益调节的原则以不出现噪声和伪像(噪声和伪像表现为屏幕背景上随机显示的杂乱的彩色信号)为准。

2.2.2.6 滤波器应调整到检查区域内无噪声出现。

2.2.2.7 声束入射角度影响彩色血流显示,应根据血管和检查区域调整探头的位置以获得较好的声束入射角度。

2.2.3 能量多普勒和定向能量多普勒超声

2.2.3.1 应用的基本原则和彩色多普勒超声检查相同。

2.2.3.2 声束入射角度对能量多普勒信号的影响较小,但仍然必须与彩色多普勒超声一样进行入射角度的调整。

2.2.3.3 能量多普勒无混迭现象,但是不恰当地使用低 PRF 仍会产生噪声和伪像。

2.2.3.4 可通过降低增益来防止噪声的扩大(噪声表现为背景上均一出现的彩色信号)。

2.3 如何正确获得子宫动脉多普勒频谱 使用彩

色多普勒超声可以较容易地在宫颈和宫体部连接处检测到子宫动脉的主要分支。经腹^[2,3]或经阴道^[3-5]超声通常均可在该处进行多普勒测量。血流速度的绝对值临床意义不大,通常采用对频谱形态的半定量分析来进行评价。双侧子宫动脉应当分别测量并记录,要注意频谱形态,如观察是否有舒张早期切迹。

2.3.1 早孕早期子宫动脉评价(图1)

2.3.1.1 经腹超声检查 ①经腹超声检查时,孕妇应排空膀胱,首先显示子宫正中矢状面和宫颈管;②然后将探头移至子宫侧方,显示宫颈旁的血管丛;③应用彩色血流成像显示沿子宫体上行的子宫动脉;④于子宫动脉分支成弓形动脉前进行多普勒超声测量;⑤对侧子宫动脉检测步骤相同。

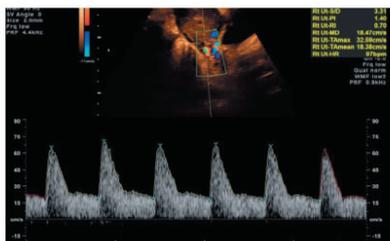


图1 早孕经腹超声检查获得的子宫动脉频谱

2.3.1.2 经阴道超声检查 ①将阴道探头置于阴道前穹窿,与经腹检查相似,探头移向子宫侧方显示宫颈旁血管丛,检查过程与测量方法上述经腹超声检查相同;②注意不要将宫颈阴道动脉(从头侧向尾侧走行)或弓形动脉误认为子宫动脉,子宫动脉的流速一般大于50 cm/s,据此可与弓形动脉鉴别。

2.3.2 中孕早期子宫动脉评价(图2)

2.3.2.1 经腹超声检查 ①经腹部超声检查时,探头纵向置于下腹部一侧,并使扫查角度指向中线,彩色血流成像显示子宫动脉自髂内动脉发出后与髂外动脉交叉,有助于子宫动脉的定位;②取样位置应为子宫动脉和髂外动脉交叉处下方1cm处;③少数病例的子宫动脉分支位于与髂外动脉交叉点之前,此时取样容积应置于子宫动脉分支前;④对侧子宫动脉检查程序相同;⑤随着孕周增大,子宫常常右旋。因此,右侧子宫动脉较左侧更偏向侧方。

2.3.2.2 经阴道超声检查 ①检查前孕妇需排空膀胱,取膀胱截石位;②探头置于侧穹窿,宫颈内口水平,使用彩色血流成像显示子宫动脉;③对侧子宫动脉检查程序相同。

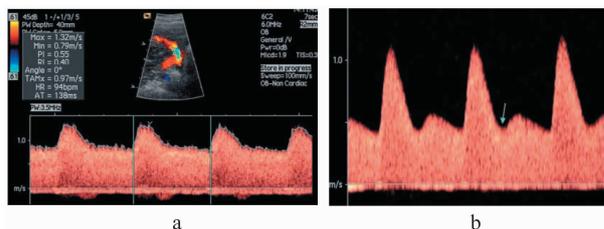


图2 中孕经腹超声检查获得的子宫动脉频谱,正常(a)和异常(b)波形,注意(b)中的切迹(箭头)

应注意子宫动脉多普勒参数的各种参考值和测量方法有关,所以经腹部^[3]和经阴道^[5]超声应使用不同的参考值,同时检查方法应与建立参考值的检查方法尽量一致。对于先天性子宫发育异常的孕妇,对其子宫动脉多普勒测值的评价及解读是不可靠的,因为目前所有发表的参考值都是基于假定子宫形态正常的孕妇建立的。

2.4 如何正确获得脐动脉多普勒频谱 脐带多普勒参数的测值在脐带胎儿端、游离段和胎盘端有很大不同^[6]。胎儿端阻力最高,因此脐动脉舒张末期血流消失或反向往往最早在该处检测到。脐动脉多普勒参数的参考值已经有文献报道^[7,8]。考虑到操作简单性和一致性的原因,通常选择在游离段进行测量。但在多胎妊娠中和(或)纵向测值比较时,采取固定位置测量(比如胎儿脐带腹壁入口处、脐带胎盘入口处或腹内段)结果可能更可靠。脐带不同位置的多普勒参考值范围也应该因位置不同而异。

图3显示了可接受和不可接受的测量频谱,图4显示了血管壁滤波的影响。

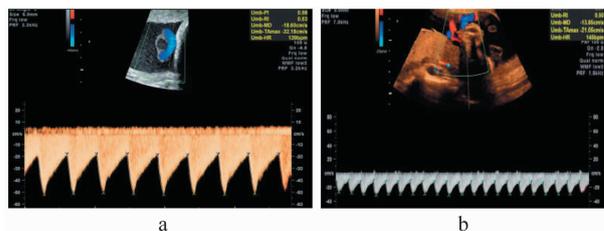


图3 可接受(a)和不可接受(b)的脐动脉频谱, (b)中由于扫描速度太慢使频谱波形过小

需要注意的是:①多胎妊娠中,由于不易判断一段脐动脉来自哪个胎儿,导致脐动脉血流评价比较困难。最好选择脐动脉靠近胎儿腹壁入口处的部分进行测量。由于胎儿端阻力高于游离段和胎盘附着端,所以需要依据胎儿端所对应的参考值范围对测量结果进行解读。②任何孕龄的单脐动脉,动脉管

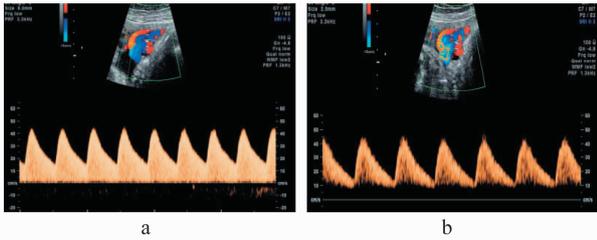


图4 4分钟内获得的同一胎儿的脐动脉频谱:(a)正常血流频谱,(b)由于壁滤波设置错误导致频谱的舒张期流速过低,基线位置无血流(壁滤波设置过高)

径均大于正常两条脐动脉时的管径,其阻力也会相应降低^[9]。

2.5 如何正确获得大脑中动脉多普勒频谱

2.5.1 获得大脑的轴向切面并放大,切面应包括丘脑和蝶骨翼。

2.5.2 应用彩色血流成像显示 Willis 动脉环和大脑中动脉近段(图 5)。



图5 大脑 Willis 动脉环彩色血流成像

2.5.3 多普勒取样门应置于大脑中动脉近端 1/3 段,较靠近其颈内动脉起始处^[10](距离颈内动脉起始处越远,收缩期流速越低)。

2.5.4 应调整声束与血流间夹角,使之尽可能接近 0(图 6)。

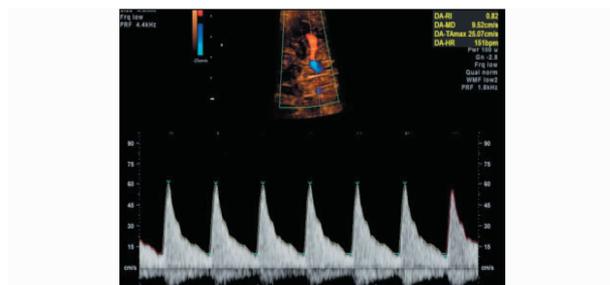


图6 可接受的大脑中动脉频谱,入射角度几乎为 0

2.5.5 测量时应注意避免任何对胎头的不必要加压。

2.5.6 测量过程中应记录 3~10 个波形。流速最

高点作为 PSV(cm/s)值。

2.5.7 可以使用自动或手动测量方式获得 PSV 值。自动包络所产生的测值明显低于手动测值,但是和目前临床使用的参考值更接近^[11]。PI 值通常采用自动包络测量,手动描记测值也可接受。

2.5.8 对结果进行解读时应采用合适的参考值,检查方法应与参考值建立的方法一致。

2.6 如何正确获得静脉导管多普勒频谱(图 7、8)

2.6.1 静脉导管(ductus venosus, DV)连接脐静脉腹内段和下腔静脉的膈肌下段的左侧。在二维图像上,可在胎儿躯干长轴正中矢状面或经过胎儿上腹部的斜横切面上显示^[12]。

2.6.2 彩色血流成像可以显示静脉导管狭窄处管腔内的高速血流,利于定位静脉导管以及选择多普勒取样门位置, DV 入口处是多普勒测量标准的取样位置^[13]。

2.6.3 采用声束从胎儿下腹部前面入射的矢状切面进行多普勒测量较易成功,因为这样较易控制峡部高速血流所导致的混迭。声束通过胎儿胸部的矢状切面也是一个不错的选择,但是对技术要求更高。声束从胎儿前方或后方入射的斜切面也可以显示静脉导管,进行频谱分析较为可靠,但是对于声束入射角度和绝对流速的控制则相对欠佳。

2.6.4 对于早孕或高危妊娠的孕妇,应注意减小取样门使其能够清晰记录心房收缩时的最低流速血流。

2.6.5 胎儿 DV 多普勒的频谱一般为三相波形,但是双相或无搏动性波形的频谱在健康胎儿中也偶能见到^[14]。

2.6.6 妊娠后半段流速一般较高,大部分为 55~90 cm/s^[15],而妊娠早期流速相对较低。

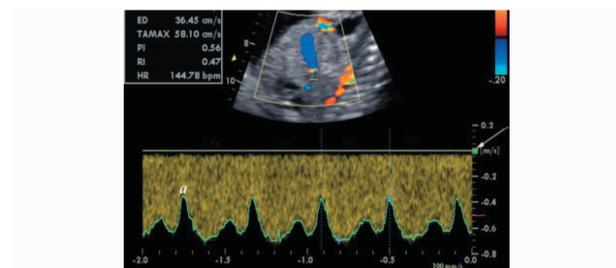


图7 静脉导管多普勒测量:声束从矢状面入射与峡部呈一条直线,不需要进行角度校正。低速的壁滤波(箭头)不影响 a 波(a)的显示, a 波距基线距离较远,高速扫描使频谱波形的细节显示更充分

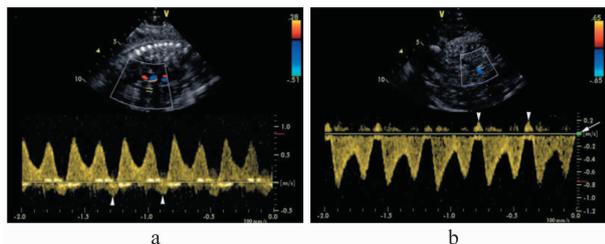


图 8 静脉导管采集图像显示 36 周波动指数增加。(a)因为沿着基线的杂波干扰,导致很难确认心房收缩时 a 波是否真的反向(短箭头所示);(b)再次采集时,稍微增加低速血管壁滤波(长箭头所示)可以提高图像质量,并清晰辨认心房收缩期的反向血流信号(短箭头所示)

2.7 各种参数如何选择 S/D、RI、PI 是 3 个最常用的描述动脉频谱的参数。这 3 个参数是高度相关的。PI 和血管阻力呈线性相关,而 S/D 和 RI 与血管阻力呈抛物线关系^[16]。此外,当舒张期血流缺失或反向时,PI 也不会趋近无穷大。因此 PI 是目前临床最常用的参数。同样,静脉搏动指数(PIV)^[17]是目前文献中最常应用的静脉频谱参数。在某些情况下,应用绝对速度而不是半定量参数可能更有意义。

参考文献

- [1] Salvesen K, Lees C, Abramowicz J, et al. ISUOG statement on the safe use of Doppler in the 11 to 13+6-week fetal ultrasound examination[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2011, 37: 628.
- [2] Aquilina J, Barnett A, Thompson O, et al. Comprehensive analysis of uterine artery flow velocity waveforms for the prediction of pre-eclampsia[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2000, 16: 163-170.
- [3] Go'mez O, Figueras F, Ferna'ndez S, et al. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11-41 weeks of gestation[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2008, 32: 128-132.
- [4] Jurkovic D, Jauniaux E, Kurjak A, et al. Transvaginal colour Doppler assessment of the uteroplacental circulation in early pregnancy[J]. *Obstet Gynecol*, 1991, 77: 365-369.
- [5] Papageorghiou AT, Yu CK, Bindra R, et al. Multicenter screening for pre-eclampsia and fetal growth restriction by transvaginal uterine artery Doppler at 23 weeks of gestation[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2001, 18: 441-449.
- [6] Khare M, Paul S, Konje J. Variation in Doppler indices along the length of the cord from the intraabdominal to the placental insertion[J]. *Acta Obstet Gynecol Scand*, 2006, 85: 922-928.

- [7] Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, et al. Reference ranges for serial measurements of blood velocity and pulsatility index at the intra-abdominal portion, and fetal and placental ends of the umbilical artery[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2005, 26: 162-169.
- [8] Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, et al. Reference ranges for serial measurements of umbilical artery Doppler indices in the second half of pregnancy[J]. *Am J Obstet Gynecol*, 2005, 192: 937-944.
- [9] Sepulveda W, Peek MJ, Hassan J, et al. Umbilical vein to artery ratio in fetuses with single umbilical artery[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 1996, 8: 23-26.
- [10] Mari G, Deter RL, Carpenter RL, et al. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization[J]. *N Engl J Med*, 2000, 342: 9-14.
- [11] Patterson TM, Alexander A, Szychowski JM, et al. Middle cerebral artery median peak systolic velocity validation: effect of measurement technique[J]. *Am J Perinatol*, 2010, 27: 625-630.
- [12] Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, et al. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus[J]. *Lancet*, 1991, 338: 1412-1414.
- [13] Acharya G, Kiserud T. Pulsations of the ductus venosus blood velocity and diameter are more pronounced at the outlet than at the inlet[J]. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 1999, 84: 149-154.
- [14] Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus[J]. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 1999, 84: 139-147.
- [15] Kessler J, Rasmussen S, Hanson M, et al. Longitudinal reference ranges for ductus venosus flow velocities and waveform indices[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 2006, 28: 890-898.
- [16] Ochi H, Suginami H, Matsubara K, et al. Micro-bead embolization of uterine spiral arteries and uterine arterial flow velocity waveforms in the pregnant ewe[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 1995, 6: 272-276.
- [17] Hecher K, Campbell S, Snijders R, et al. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters[J]. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 1994, 4: 381-390.

徐钟慧 译

戴晴 校

(北京协和医院 超声科)

ISUOG 临床应用指南：产科多普勒超声应用

作者：[徐钟慧\(译\)](#)，[戴晴校](#)
作者单位：[北京协和医院 超声科](#)
刊名：[中国产前诊断杂志（电子版）](#)
英文刊名：[Chinese Journal of Prenatal Diagnosis \(Electronic Version\)](#)
年，卷(期)：2014(3)

本文链接：http://d.g.wanfangdata.com.cn/Periodical_zgcqzdzz201403016.aspx