

ISUOG 实践指南：多普勒超声检查在产科之应用

翻译:潘仲芬, 吴惠红, 苏淑贞, 涂新枝, 梁国贤

伊利沙伯医院妇产科部门

临床标准委员会

国际妇产科超声学会(ISUOG)是以推进安全的临床实践、提供高质量的医学教学、推动与妇女健康相关的影像学诊断研究为宗旨的科学组织。ISUOG 临床标准委员会(CSC)的工作范畴包括制订实践指南、发布共识声明,为医疗工作者提供基于业内共识的影像学诊断方法。这些指南和共识是 ISUOG 在其发表时确认的最优方案。虽然 ISUOG 会尽力确保发布内容的准确性,但学会及其雇员或会员均不会为 CSC 所发表的不准确或具误导性的资料、意见或陈述所造成的后果承担任何责任。ISUOG CSC 所发表的文件并不是要为医疗水平订立法律标准,因为不同地区依据自身的不同情况,在诠释和实践指南的内容时会有所不同。已核准的指南可以在 ISUOG (info@isuog.org) 同意后自由分发。

本文范围

本文总结了如何进行有关胎儿-胎盘循环的多普勒超声实践指南。不要让胚胎和胎儿暴露在不恰当、有害的超声能量下是极为重要的,尤其在早孕期。在这些孕期,当临床有需要进行多普勒检查时,应在尽可能低的能量水平下进行。ISUOG 已经发布了孕期 11 至 13+6 周胎儿超声检查时应用多普勒超声的指引¹。在进行

多普勒影像检查时，其热能指数（thermal index, TI）应不超过 1.0，检查的时间应尽可能短，通常不超过 5 - 10 分钟，最长不超过 60 分钟¹。

指南的目的不在于要定义多普勒检查的临床适应征，规定检查的适宜孕周或讨论如何解释检查结果或如何应用多普勒影像技术于胎儿心脏超声检查。指南目的是描述常用于评估母胎循环脉冲的多普勒超声及其它不同模式；频谱多普勒、彩色血流成像和能量多普勒。由于在产科成像技术中很少采用连续波多普勒技术，因此本指南没有介绍这种技术；然而，当胎儿的情况导致非常高速的血流量（如主动脉瓣狭窄或三尖瓣返流等），连续波多普勒技术有助于明确界定最大血流速度而避免图像失真。

本指南介绍的技术和操作规范是减少测量误差，提高可重复性，可能并不适用于一些特定的临床情况或研究方案。

建议

应用多普勒评估胎儿胎盘循环需要什么设备？

- 设备应具有彩色血流及频谱波多普勒功能，并在屏幕上显示流动速度标尺或脉冲重复频率（pulse repetition frequency, PRF）和多普勒超声频率（以 MHz 为单位）。
- 机械指数（mechanical index, MI）和热能指数（Thermal Index, TI）应显示在超声波机屏幕上。
- 超声波系统应产生具有最大速度包络（maximum velocity envelope, MVE）功能，以显示整个多普勒频谱波形。
- MVE 应可使用自动或手动进行波形测量。

- 系统软件必须能够估测收缩期峰值速度 (peak systolic velocity, PSV)、舒张末期速度 (end-diastolic velocity, EDV) 及由 MVE 取得的时间平均最大血流速度，并能够计算常用的多普勒指数，即搏动指数 (pulsatility indices, PI)、阻力指数 (resistance indices, RI) 和收缩期/舒张期流速比值 (systolic/diastolic velocity, S/D ratio,)。在进行描记时包含在计算内各个点应注明，以确保指数计算的准确性。

如何优化多普勒测量的准确度?

脉冲波多普勒超声图像

- 记录应在胎儿呼吸及身体动作静止时进行，在必要时嘱孕妇屏气。
- 尽管彩色血流成像有助于识别特定血管及血流方向，但并非必须。
- 最理想测量角度是声束和血流完全平行时。这确保在最佳条件下评估绝对速度和波形。测量角度小偏差可能会发生。测量角度为 10° 时相对于 2% 的速度误差，而角度 20° 时相对于 6% 的速度误差。当绝对速度是临床上重要的参数（如大脑中动脉, MCA）及测量角度 $> 20^\circ$ 时，需进行角度校正，但这本身也可能导致测量误差。在这种情况下，如果经重复测量仍没有改善多普勒的记录，应在报告中特别注明测量角度、是否进行了角度校正或血流速度是未经校正的。
- 建议先用相对较宽的多普勒门(取样容积)以确保记录整个搏动周期中的最大速度。但如问题是由其它血管干扰而引致时，取样门可适当缩小使记录更精确。注意取样容积只能缩小高度，而不在宽度。
- 与灰阶成像相似，多普勒声束的穿透力和分辨率可以通过调整多普勒探头的

频率(MHz)进行优化。

- 血管壁滤波器又称为“低速抑制”、“管壁运动过滤”或“高通滤波器”，用来清除血管壁运动所产生的噪音。按照惯例，过滤器应被设置于尽可能低的频率（ $\leq 50-60$ Hz）以清除外周血管产生的低频率噪音。如使用较高滤波器，会产生舒张期血流消失的乱真效应（见图 4b）。
- 多普勒测量主动脉和肺动脉流出道这类明确 MVE 结构时，应使用较高滤波器。若使用较低滤波器可能会产生噪音，出现接近基线或瓣膜关闭后的血流伪像。
- 多普勒平移扫描速度应快速至足以能清楚地分辨连续波形。显示连续 4-6 个（但不超过 8-10 个）完整心动周期较为理想。对于胎儿心率为 110-150 次/分钟，扫描速度应设为 50-100 毫米/秒便足够。
- PRF 应该根据所检查的血管进行相应的调校：低 PRF 能够清楚地显示和测量血流速度低的血管，但遇到高血流速度的血管会导致图形失真。波形应该至少占多普勒显示屏的 75%（见图 3）。
- 多普勒测量应该是可重复制作。如果测量存在明显差异，建议重复测量。除非存在明显的低技术，通常选择最接近预期的结果报告。
- 为了提高多普勒记录的质量，实时灰度或彩色多普勒图像应进行频密更新（即实时图像已确认多普勒门正确定位后，在记录多普勒波形时，应冻结二维和/或彩色多普勒超声图像）。
- 确保多普勒于冻结二维图像取样位置正确并优化记录，可通过扬声器听取多普勒频转移的声音表现。
- 调整多普勒增益以清楚显示多普勒速度波形，而没有伪像在背景显示。
- 测量时最好不要反转屏幕上的多普勒波形，在评价胎儿心脏及大血管时，保

持原来的彩色血流及脉冲多普勒方向是非常重要的。通常流向探头的血流显示红色，波形在 MVE 基线上方，而背离探头的血流显示为蓝色，波形在基线下方。

彩色定向多普勒超声检查

- 和灰阶成像相比，彩色多普勒增加了射出的总能量。彩色多普勒的分辨率与色框的大小成反比，色框越小，分辨率越高。要注意评估 MI 和 TI，当色框大小和深度改变时，它们也会随之改变。
- 随着色框的增大，成像时间相应增加，导致帧频降低；应尽可能地缩小色框，使之仅包含扫查的区域。
- 应调校速度标尺或 PRF 从而显示所检查血管的真实彩色血流速度。当 PRF 过高，血流速度低的血管将无法在屏幕上显示。若低 PRF 使用不当，则会显示出红蓝混杂颜色图像，模糊的血流方向。
- 同灰阶成像一样，彩色多普勒分辨率和穿透力均取决于超声频率，因此可调节彩色多普勒模式的频率以优化信号。
- 调节增益以避免代表噪声和伪像的胡乱色点显示在屏幕背景上。
- 应调节滤波器以除去检查区域内的噪声。
- 超声声束的夹角会影响彩色多普勒成像，应根据血管或所检查的范围来优化调整超声探头的位置。

能量多普勒和定向能量多普勒超声检查

- 应用的基本原则与彩色定向多普勒超声检查相同。

- 声束的夹角对能量多普勒信号的影响较小，但是，优化图像也必须执行，过程和彩色定向多普勒一样。
- 尽管能量多普勒不存在图形失真的现象，但不恰当地使用低 PRF 同样会产生噪声和伪像。
- 降低增益以防止噪声扩大（显示为背景颜色均匀）。

如何运用适当技术获得子宫动脉多普勒波形？

在实时彩色成像的帮助下，应用多普勒超声可以很容易地在宫颈和宫体部连接处定位子宫动脉的主要分支。通常是在这一区域附近经腹^{2, 3}或经阴道³⁻⁵进行多普勒流速测定。虽然血流速度的绝对值临床意义不大，临床上通常采用半定量的方法评估血流速度波形。报告应分别描述左右两侧子宫动脉是否存在舒张早期切迹。

早孕期子宫动脉血流评估（图 1）

1. 经腹超声测量技术：

- 孕妇最好排空膀胱进行经腹超声检查，获得子宫正中矢状切面，显示宫颈管。
- 然后探头向侧边移动，直至显示出宫颈旁的血管丛。
- 应用彩色血流成像技术扫查沿子宫体上行的子宫动脉。
- 在子宫动脉形成分支前行多普勒血流测量。
- 同法测量对侧子宫动脉。

2. 经阴道超声测量技术：

- 将阴道探头放置于阴道前穹隆，探头向侧边移动，直至显示出宫颈旁的血管丛，测量方法同经腹检查超声。
- 注意鉴别宫颈阴道动脉(从上面流到下面)或螺旋动脉，子宫动脉血流流速应大于 50 m/s ，借此可进行鉴别子宫动脉与螺旋动脉。

(二) 中孕期子宫动脉血流评估 (图 2)

1. 经腹部超声测量技术：

- 经腹部超声测量时，将探头置于腹部下侧部位，用彩色多普勒血流成像显示出子宫动脉与髂外动脉交叉，以识别子宫动脉。
- 子宫动脉取样容积置于交叉点下游（即上方）1 厘米处。
- 少数病例子宫动脉分支位于髂外动脉交叉点之前，因此取样容积应置于子宫动脉分叉之前。
- 同法测量对侧子宫动脉。
- 随着孕龄的增加，子宫通常发生右旋。因此，左侧子宫动脉与右侧子宫动脉的流向不同，较内侧。

2. 经阴道超声测量技术：

- 孕妇应排空膀胱，取截石位。
- 将探头置于阴道侧穹隆，应用彩色多普勒于子宫颈内口水平测量子宫动脉。
- 同法测量对侧子宫动脉。

随着测量方法不同，子宫动脉多普勒指数的参考值范围有所不同，因此经腹³和经阴道⁵多普勒测量应选择合适的参考值范围。采用的超声波技术应模拟建立参考值范围所使用的方法。

注意：对于先天性子宫异常的孕妇，进行子宫动脉多普勒指数测量和结果的解释是不可靠的，因为目前所有发表的研究都是基于子宫形态(假定)正常的妇女。

如何获得满意的胎儿脐动脉多普勒波形？

多普勒取样框位于胎儿脐带腹壁入口处、脐带游离段和脐带胎盘入口处所获得的多普勒指数有显著性差异⁶。胎儿脐带腹壁入口处测得的阻力值最高，在这个位置有可能最先出现舒张末期血流缺失或反向。目前已有文献报告了这些位置相应的脐动脉多普勒指数的参考值范围^{7,8}。为使测量简便易行，且有很好的 consistency，应选择脐带游离段进行测量。但是，对于多胎妊娠和（或）当纵向比较重复测量结果时，于脐带固定部分（即胎儿脐带腹壁入口处、脐带胎盘入口处或腹内部分）进行测量结果可能更可靠。应根据具体的测量位置选择恰当的参考值范围。

图 3 分别显示了可能接受的和不能接受的速度波形记录。图 4 显示了血管壁滤波器对多普勒结果的影响。

注意：1) 测量多胎妊娠胎儿脐动脉血流比较困难，因为很难分清楚脐带游

离段属于哪个胎儿。脐动脉多普勒取样框最好置于脐带插入胎儿腹壁的远端。但是，其测得的阻力明显高于脐带游离段和脐带胎盘入口处，因此需选择恰当的参考值进行比较。

2) 在单脐动脉, 单个脐动脉的直径在任一孕龄均明显大于正常双脐动脉血管, 因此所测得的阻力指数相对偏低⁹。

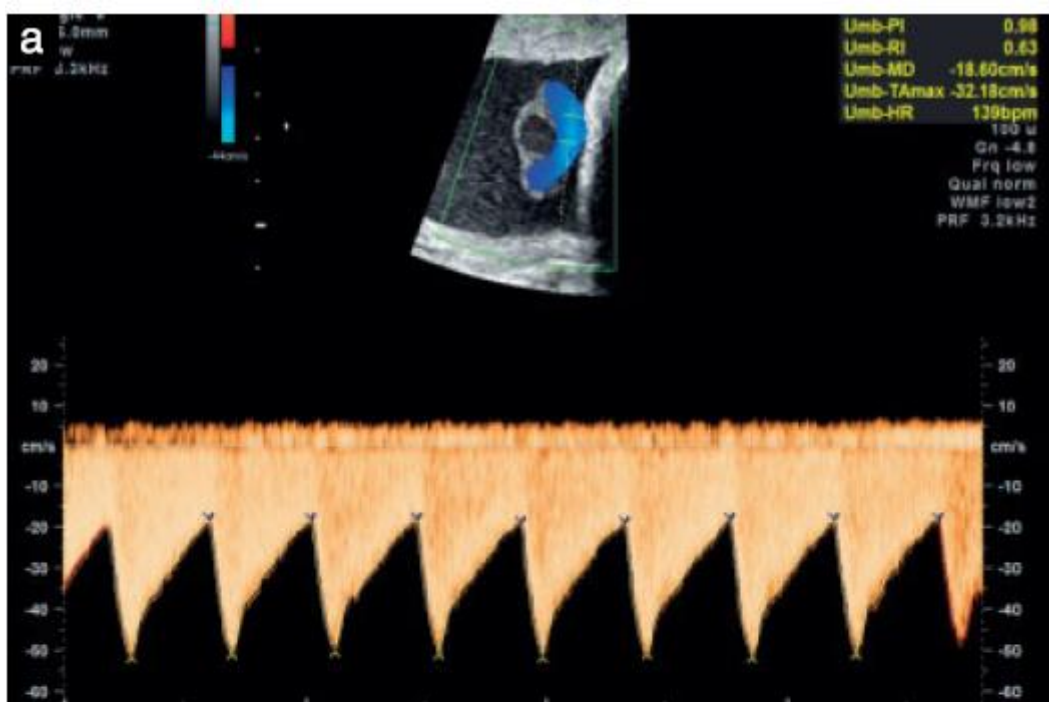


图3 可接受的(a)和不可接受(b)的脐动脉波形。(b)图波形太小，扫查速度太慢

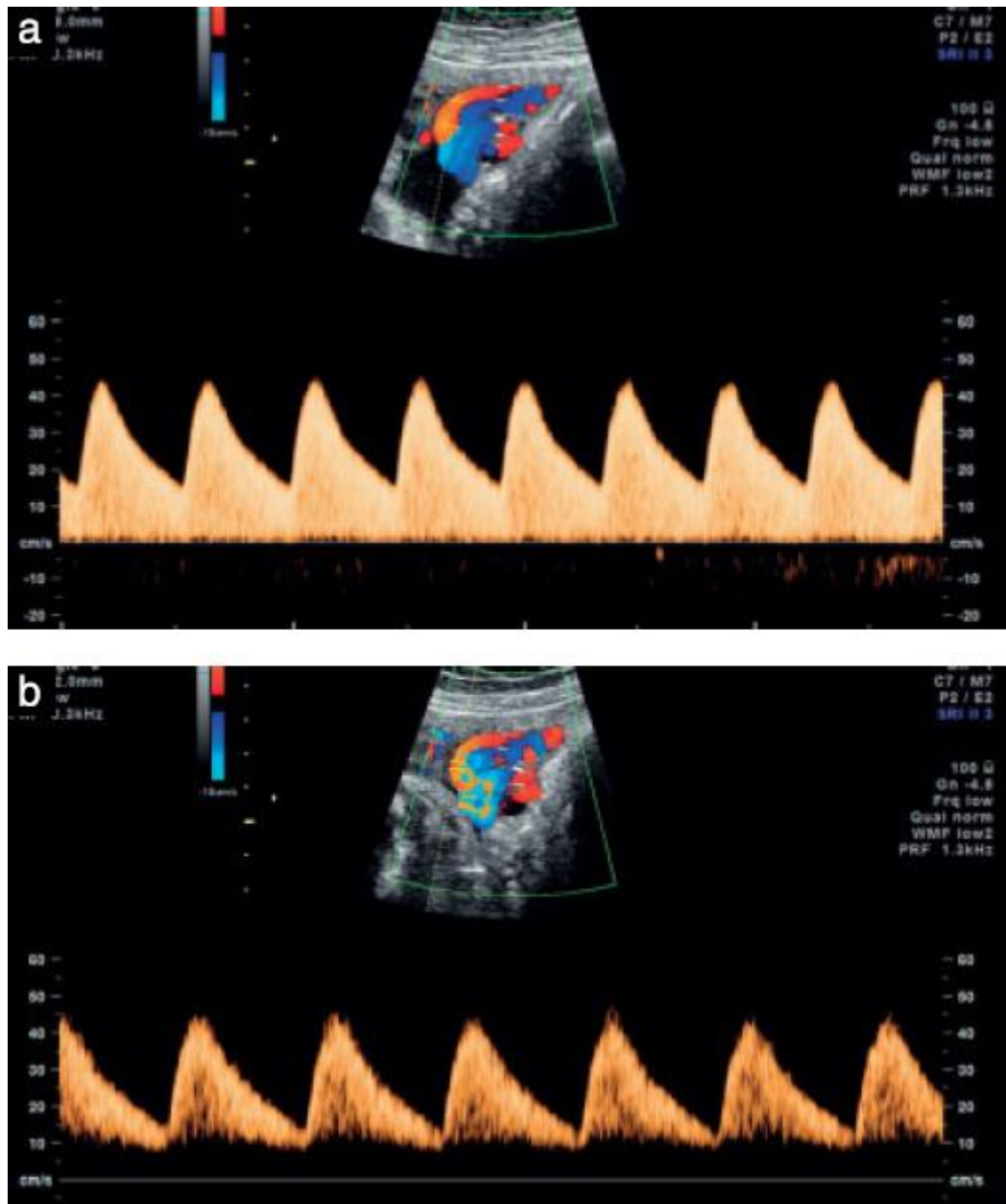


图4 两图为同一个胎儿在4分钟内获得的脐动脉多普勒波形。(a)正常血流,(b)由于血管壁滤波器设置不正确(拒绝的流速设得太高),导致表面上看舒张期血流非常低,基线缺乏血流信号。

如何获得满意的胎儿大脑中动脉多普勒波形？

- 获得包括丘脑和蝶骨大翼在内的脑轴切面后放大图像。
- 应用彩色多普勒血流成像显示 Willis 动脉环和大脑中动脉近端（图 5）。
- 将脉冲多普勒取样框置于大脑中动脉近端 1/3 接近颈内动脉起源处¹⁰（距离颈内动脉起源处越远，收缩期血流速度越低）。
- 超声声束和血流之间夹角应尽可能接近 0°（图 6）。
- 测量时注意避免任何不必要向胎儿头部加压。
- 测量过程中应记录 3~10 个连续波形，频谱的最高点为 PSV（cm/s）。
- 采用手动或自动包络法均可进行 PSV 测量。自动包络法测得的数值其中位数明显较手动测量更低，但更接近于临床实践中所采用的中位数¹¹。PI 多采用自动包络法进行测量，但也可以手动测量。
- 解释结果时应选择合适的参考值范围，大脑中动脉的测量方法应该与建立参考值范围时所采用的方法相同。



图 5 彩色血流成像显示 Willis 环

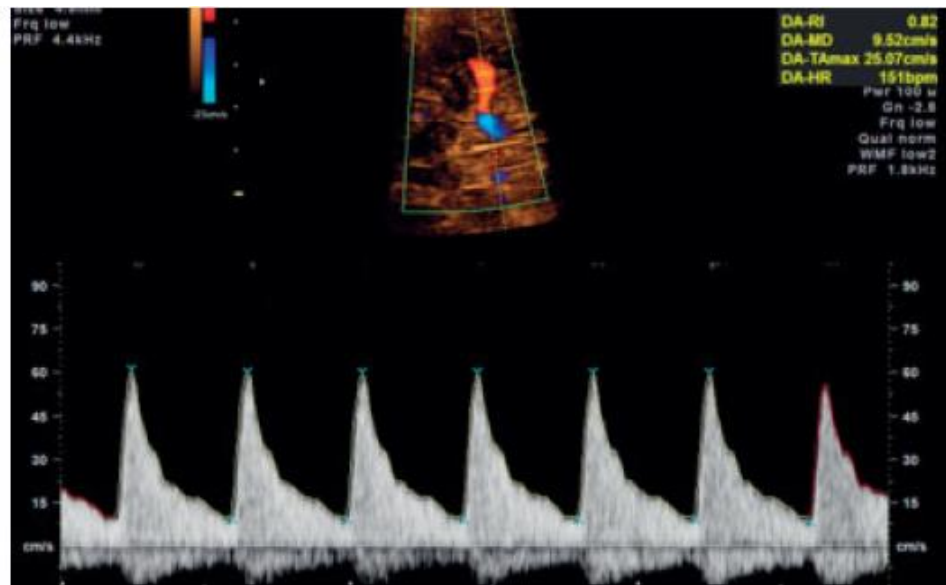


图 6 可接受的大脑中动脉频谱。注意声束夹角接近 0°

如何获得满意的胎儿静脉多普勒波形？

静脉导管 (图 7 和 8)

- 静脉导管 (ductus venosus, DV) 是连接脐静脉腹内段和膈肌下方左下腔静脉的管道。利用二维超声技术在胎儿正中矢状纵切面或胎儿中上腹横斜切面即可显示 DV¹²。
- 应用彩色血流成像技术可显示狭窄的 DV 入口处血流呈高速，从而确保多普勒测量位置的准确，DV 入口处是多普勒测量标准的取样位置¹³。
- 从胎儿前下腹部矢状切面进行 DV 多普勒测量最易成功。从胎儿胸部矢状切面进行测量也是一个很好的选择，但是对技术的要求更高。斜切面可为前向或后向声束提供合理的通路，从而产生稳定的波形，但是对测量角度和绝对速度的控制则相对弱些。
- 早孕期或高危妊娠孕妇进行 DV 测量时尤其应注意要将取样容积缩小至合适的

范围，以确保能清楚地记录心房收缩时的最低血流速度。

- 胎儿 DV 多普勒波形通常为三相波，但也可出现两相波和非搏动波形，后两者虽然罕见，但仍可在正常胎儿中出现¹⁴。
- 妊娠后半期 DV 流速相对较高，大部分在 55~90 cm/s 之间¹⁵，而妊娠早期相对较低。

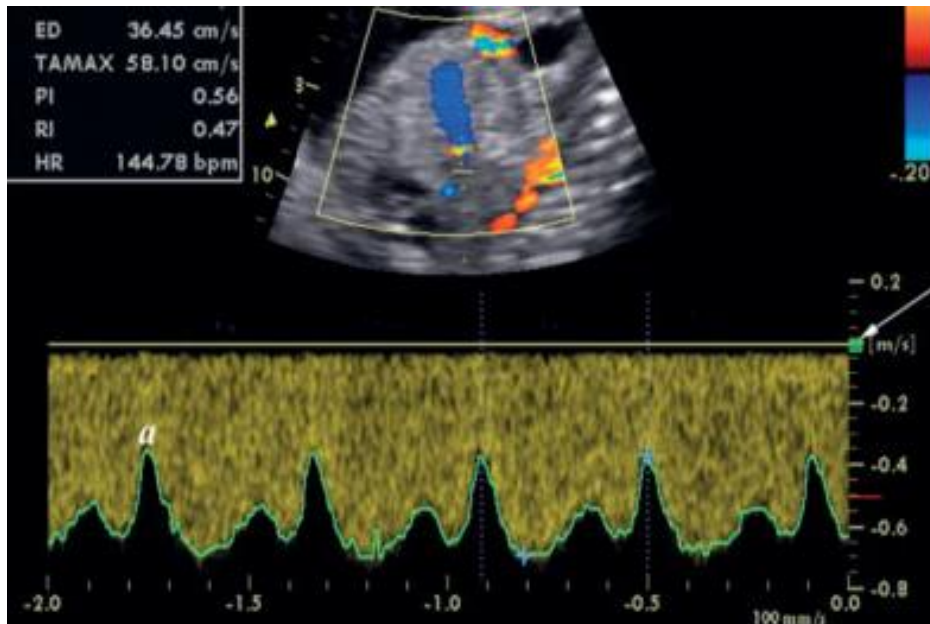


图 7 矢状面，声束与峡部平行，无需校正角度记录静脉导管多普勒波形。低流速血管滤波器（箭头）并不影响远离基线的 a 波（a）。高的扫查速度使之能很清楚地分辨流速的变化

图 8 静脉导管记录显示搏动在 36 周增加（a）。干扰，包括高回声杂乱沿着零线，使得很难核实在心房收缩期（箭头）有反转成分。（b）一个重复的记录，略有增加了低速血管壁过滤器（箭头）提高质量并允许在心房收缩期（箭头）反转速度成分清晰可见。

要使用哪一个指数？

S / D 比值，RI 和 PI 是三个熟知的指数描述动脉血流速度波形。所有这三个是高度相关的。PI 与血管阻力呈线性关系，相对 S / D 比值和 RI，增加血管阻力呈抛物线关系¹⁶。此外，当舒张值有缺失或逆转，PI 不接近无穷大。PI 是目前最常用的做法。同样，对于静脉波形，静脉搏动指数（PIV）¹⁷最常用于目前文献。在某些情况下，利用绝对速度可能优选于半定量指标。

指南作者

A. Bhide, Fetal Medicine Unit, Academic Department of Obstetrics and Gynaecology, St George's, University of London, London, UK

G. Acharya, Fetal Cardiology, John Radcliffe Hospital, Oxford, UK and Women's Health and Perinatology Research Group, Faculty of Medicine, University of Tromsø and University Hospital of Northern Norway, Tromsø, Norway

C. M. Bilardo, Fetal Medicine Unit, Department of Obstetrics and Gynaecology, University Medical Centre Groningen, Groningen, The Netherlands

C. Brezinka, Obstetrics and Gynecology, Universitätsklinik für Gynäkologische Endokrinologie und Reproduktionsmedizin, Department für Frauenheilkunde, Innsbruck, Austria

D. Cafici, Grupo Medico Alem, San Isidro, Argentina. Sociedad Argentina de Ultrasonografía en Medicina y Biología

E. Hernandez-Andrade, Perinatology Research Branch, NICHD/NIH/DHHS, Detroit, MI, USA and Department of Obstetrics and Gynecology, Wayne State University School of Medicine, Detroit, MI, USA

K. Kalache, Gynaecology, Charité, CBF, Berlin, Germany

J. Kingdom, Department of Obstetrics and Gynaecology, Maternal-Fetal Medicine Division Placenta Clinic, Mount Sinai Hospital, University of Toronto, Toronto, ON, Canada and Department of Medical Imaging, Mount Sinai Hospital, University of Toronto, Toronto, ON, Canada

T. Kiserud, Department of Obstetrics and Gynecology, Haukeland University Hospital, Bergen, Norway and Department of Clinical Medicine, University of Bergen, Bergen, Norway

W. Lee, Texas Children's Fetal Center, Texas Children's Hospital Pavilion for Women, Department of Obstetrics and Gynecology, Baylor College of Medicine, Houston, TX, USA

C. Lees, Fetal Medicine Department, Rosie Hospital, Addenbrooke's Hospital, Cambridge University Hospitals NHS Foundation Trust, Cambridge, UK and Department of Development and Regeneration, University Hospitals Leuven, Leuven, Belgium

K. Y. Leung, Department of Obstetrics and Gynaecology, Queen Elizabeth Hospital, Hong Kong, Hong Kong

G. Malinger, Obstetrics & Gynecology, Sheba Medical Center, Tel-Hashomer, Israel

G. Mari, Obstetrics and Gynecology, University of Tennessee, Memphis, TN, USA

F. Prefumo, Maternal Fetal Medicine Unit, Spedali Civili di Brescia, Brescia, Italy

W. Sepulveda, Fetal Medicine Center, Santiago de Chile, Chile

B. Trudinger, Department of Obstetrics and Gynaecology, University of Sydney at Westmead Hospital, Sydney, Australia

This guideline should be cited as : 'Bhide A, Acharya G, Bilardo CM, Brezinka C, Cafici D, Hernandez-Andrade E, Kalache K, Kingdom J, Kiserud T, Lee W, Lees C, Leung KY, Malinge G, Mari G, Prefumo F, Sepulveda W and Trudinger B. ISUOG Practice Guidelines: use of Doppler ultrasonography in obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2013; **41**: 233–239.'

参考文献:

1. Salvesen K, Lees C, Abramowicz J, Brezinka C, Ter Har G, Marsal K. ISUOG statement on the safe use of Doppler in the 11 to 13+6-week fetal ultrasound examination. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2011; **37**: 628

2. Aquilina J, Barnett A, Thompson O, Harrington K. Comprehensive analysis of uterine artery flow velocity waveforms for the prediction of pre-eclampsia. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000; **16**: 163–170.

3. Gómez O, Figueras F, Fernández S, Bannasar M, Martínez JM, Puerto B, Gratacós E. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11–41 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; **32**: 128–132.

4. Jurkovic D, Jauniaux E, Kurjak A, Hustin J, Campbell S, Nicolaides KH. Transvaginal colour Doppler assessment of the uteroplacental circulation in early pregnancy. *Obstet Gynecol* 1991; **77**: 365–369.

5. Papageorgiou AT, Yu CK, Bindra R, Pandis G, Nicolaides KH; Fetal Medicine Foundation Second Trimester Screening Group. Multicenter screening for pre-eclampsia and fetal growth restriction by transvaginal uterine artery Doppler at 23 weeks of gestation. *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. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2006; **85**: 922–928.

7. Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, Maltau J, Kiserud T. 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. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; **26**: 162–169.

8. Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, Maltau J, Kiserud T Reference ranges for serial measurements of umbilical artery Doppler indices in the second half of pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 2005; **192**: 937–944.
9. Sepulveda W, Peek MJ, Hassan J, Hollingsworth J. Umbilical vein to artery ratio in fetuses with single umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1996; **8**: 23–26.
10. Mari G for the collaborative group for Doppler assessment. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization. *N Engl J Med* 2000; **342**: 9–14.
11. Patterson TM, Alexander A, Szychowski JM, Owen J. Middle cerebral artery median peak systolic velocity validation: effect of measurement technique. *Am J Perinatol* 2010; **27**: 625–630.
12. Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, Hellevik LR. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus. *Lancet* 1991; **338**: 1412–1414.