

## Doporučení pro praxi vydané Mezinárodní společností pro ultrazvuk v porodnictví a gynekologii (ISUOG): Použití Dopplerovského zobrazení v porodnictví

Z anglického originálu přeložil a sazbu L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X provedl MUDr. Martin Hynek.  
Překlad zrevidoval prof. MUDr. Pavel Calda, CSc.

### Komise pro klinické standardy

Mezinárodní společnost pro ultrazvuk v porodnictví a gynekologii (ISUOG) je vědecká organizace, která podporuje správné provádění, kvalitní výuku a výzkum v oblastech zobrazovacích metod v péči o zdravé ženy. Komise pro klinické standardy ISUOG je kompetentní pro vydávání doporučených postupů a odborných stanovisek pro diagnostické zobrazování, které vycházejí z konsenzu odborníků a jsou určeny pro zdravotnické pracovníky. Jejich cílem je přinášet to, co ISUOG považuje za zlatý standard v době jejich vydání. ISUOG věnuje maximální pozornost tomu, aby jeho doporučení odpovídala v době svého vydání aktuálním znalostem, ISUOG ani žádný z jeho zaměstnanců nebo členů nenesou odpovědnost za důsledky způsobené nepřesnými či zavádějícími daty, názory a stanovisky vydanými komisí pro klinické standardy. Jejich cílem není vymezit právní normu pro péči, neboť interpretace faktů, které jsou základem těchto doporučení, může být ovlivněna individuálními okolnostmi, lokálními protokoly a dostupnými finančními prostředky. Schválená doporučení lze šířit volně se souhlasem ISUOG (info@isuog.org).

### ÚČEL DOKUMENTU

Tento dokument shrnuje doporučení pro praxi, jakým způsobem provádět Dopplerovské vyšetření fetoplacentární cirkulace. Je velmi důležité, abychom embryo a plod nadměrně nevystavovali škodlivé ultrazvukové energii a to především v nejrannějších fázích gravidity. V těchto fázích bychom měli Dopplerovské vyšetření provádět pouze pokud je klinicky indikováno a s použitím co nejmenšího množství energie. ISUOG vydal doporučení pro použití Dopplerovského zobrazení v 11–13<sup>+6</sup>. týdnu těhotenství.<sup>1</sup> V případě použití Dopplerovského zobrazení by měl být termální index (TI)  $\leq 1,0$  a doba expozice by měla být co nejkratší, obvykle méně než 5–10 minut a neměla by překročit 60 minut.<sup>1</sup>

Toto doporučení si neklade za cíl definovat klinické indikace, stanovit optimální načasování pro Dopplerov-

ské vyšetření v graviditě ani se věnovat tomu, jak interpretovat nálezy nebo použití Dopplerovského zobrazení při fetální echokardiografii. Jeho záměrem je popsat pulzní Dopplerovské zobrazení a jeho různé modalities: spektrální Doppler, barevné Dopplerovské mapování a power Doppler, které jsou běžně používány při vyšetřování fetomaternální cirkulace. Nepopisuje kontinuální Dopplerovský způsob zobrazení (kontinuální Doppler, continuous wave), protože tato technika není v porodnictví obvykle používána. Nicméně, může být přínosná v případech vad plodu s velmi vysokými toky krve (např. aortální stenóza nebo trikuspidální regurgitace), kde může pomoci přesně určit maximální rychlost toku krve, neboť není omezena fenoménem nejednoznačnosti (aliasingem).

Techniky a postupy popisované v tomto doporučení byly vybrány tak, aby minimalizovaly chyby měření a zlepšily reprodukovatelnost. Nemusí být použitelné v některých specifických klinických situacích a ve výzkumných protokolech.

### DOPORUČENÍ

#### Jaké přístrojové vybavení potřebujeme pro Dopplerovské vyšetření fetoplacentární cirkulace?

- Ultrazvukový přístroj má být vybaven barevným Dopplerovským mapováním a spektrálním Dopplerovským zobrazením. Na obrazovce by měly být zobrazeny údaje o rychlostní škále (scale) nebo frekvenci vzorkování (pulse repetition frequency, PRF) a o pracovní ultrazvukové frekvenci Dopplerovského zobrazení (v MHz).
- Mechanický index (MI) a TI by měl být zobrazen na obrazovce přístroje.
- Ultrazvukový systém má být schopen vytvářet spektrální rychlostní křivku (obalovou křivku, maximum velocity envelope, MVE) ukazující celé časově rychlostní spektrum Dopplerovské křivky.

- Spektrální rychlostní křivku bychom měli mít možnost obdržet ručně nebo pomocí automatického nástroje.
- Software přístroje musí být schopen určit ze spektrální rychlostní křivky maximální systolickou rychlost průtoku (peak systolic velocity, PSV), rychlost průtoku na konci diastoly (end-diastolic velocity, EDV) a časový průměr maximálních rychlostí a spočítat běžné Dopplerovské indexy jako index pulzatility (PI), index rezistence (RI) a systolicko-diastolický index (SDI).

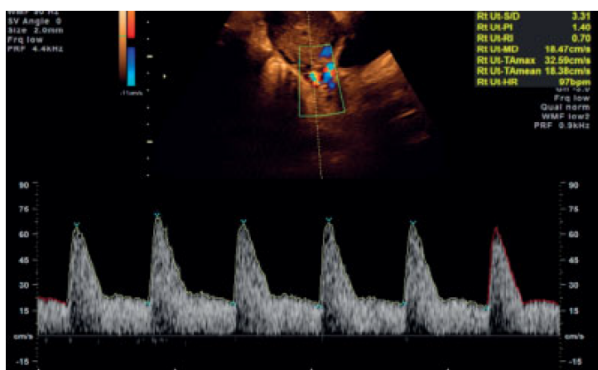
### Jak optimalizovat Dopplerovská měření?

#### *Pulzní Dopplerovské zobrazení*

- Záznam spektrální křivky bychom měli pořizovat během absence fetálních dýchacích či tělesných pohybů, popřípadě při krátkodobé zádrži dechu těhotné.
- Použití barevného mapování není povinné. Nicméně může být velmi nápomocné pro nalezení požadované cévy a určení směru toku krve.
- Optimální incidenční úhel je  $0^\circ$ , tj. směr ultrazvukového paprsku je shodný jako směr toku krve. To zajistí nejlepší podmínky pro posuzování absolutních rychlostí a tvaru spektrálních křivek. Malé odchylky jsou přípustné. Incidenční úhel  $10^\circ$  odpovídá 2% chybě v rychlosti, zatímco úhel  $20^\circ$  způsobí 6% chybu. V případě, že je pro nás absolutní rychlost klinicky důležitá (např. u arteria cerebri media) a incidenční úhel je  $> 20^\circ$ , můžeme použít úhlovou korekci, ale ta je sama o sobě zatížena chybou. Jestliže se nám nepodaří dosáhnout výhodnějšího incidenčního úhlu, měli bychom ve výsledné zprávě uvést, při jakém incidenčním úhlu bylo měření prováděno a zda naměřená rychlost je hodnota s či bez použití úhlové korekce.
- Abychom si byli jistí, že zachytíme maximální rychlosti během celého pulzu, je žádoucí začínat s relativně širokým vzorkovacím objemem (sample volume, Doppler gate). Jestliže nám interference okolních cév způsobuje problémy při hodnocení, můžeme vzorkovací objem snížit. Je dobré si uvědomit, že vzorkovací objem lze měnit pouze co se týče výšky a nikoli šířky.
- Stejně jako při klasickém 2D ultrazvuku (B mód) můžeme při Dopplerovském zobrazení optimalizovat penetraci a rozlišení pomocí změny pracovní frekvence (MHz) ultrazvukové sondy.
- Filtry stěn (low velocity reject, wall motion filter, high pass filter) umožňují potlačit šumy vytvářené pohybem cévních stěn. Abychom eliminovali signály s nízkou rychlostí pocházející od periferních cév, obvykle filtr nastavujeme na nejmenší možnou hodnotu ( $\leq 50\text{--}60$  Hz). Při použití vyšších hodnot můžeme dostat falešný obraz absence EDV (viz Obrázek 4b).
- Vysoké hodnoty filtru jsou užitečné pro zřetelně ohraničené spektrální křivky u objektů jako jsou aortální nebo plicní výtokové trakty. Filtry nastavené na nízké hodnoty mohou způsobovat šumy, které se zobrazí jako průtokové artefakty poblíž základní nulové linie nebo po uzavěrech chlopní.
- Rychlost posunu spektrální křivky (sweep speed) by měla být dostatečně vysoká k tomu, aby dokázala oddělit po sobě jdoucí vlny. Optimální je zobrazení čtyřech až šesti kompletních srdečních cyklů (ale ne více než osmi až deseti). Při fetální srdeční frekvenci 110–150 tepů za minutu je adekvátní rychlost posunu 50–100 mm/s.
- PRF bychom měli přizpůsobit vyšetřované cévě: nízké PRF umožní vizualizaci a přesné měření pro nízkorychlostní toky, zatímco pro toky vysokorychlostní způsobí aliasing. Spektrální křivka by měla zaujímat alespoň 75% obrazovky (viz Obrázek 3).
- Dopplerovská měření by měla být opakovatelná. Jestliže je zřejmá diskrepance mezi měřeními, je nutné provést další měření. Obvyklým postupem je potom do zprávy vybrat to měření, které je nejbližší tomu, co bychom očekávali, pokud ovšem není technicky horší než ta ostatní.
- Abychom zlepšili kvalitu Dopplerovského zobrazení, měli bychom provádět častou aktualizaci zobrazovaného B obrazu nebo barevného Dopplerovského obrazu (tj. poté, co se ujistíme v real-time B obraze, že vzorkovací objem je správně umístěn, zastavíme během záznamu spektrální křivky původní 2D a/nebo barevný Dopplerovský obraz).
- Při zastaveném 2D obraze lze správné umístění vzorkovacího objemu kontrolovat a upravovat na základě poslechu akustického signálu, který odpovídá Dopplerovskému posunu.
- Celkový zisk přístroje (gain) bychom měli nastavit tak, abychom získali zřetelně ohraničenou spektrální křivku bez artefaktů na jejím pozadí.
- Dopplerovský obraz na obrazovce ultrazvukového přístroje je vhodné nepřevracet. Při posuzování srdce a velkých cév plodu je důležité zachovat původní směr toku krve v barevném nebo pulzním Dopplerovském zobrazení. Tok směrem k sondě je konvenčně zobrazován červeně a ve spektrální křivce jako výchyly nad nulovou linií. Naproti tomu tok směrem od sondy je zobrazován modře a ve spektrální křivce jako výchyly pod nulovou linií.

#### *Barevné Dopplerovské mapování*

- V porovnání s B módem je množství emitované ultrazvukové energie při barevném Dopplerovském mapování vyšší. Se zmenšujícím se vzorkovacím polem barevného mapování se zvyšuje jeho rozlišení. Je nutné věnovat pozornost hodnotám MI a TI, neboť ty se mění v závislosti na výšce a šířce barevného obrazového pole.
- Jestliže se zvětší plocha vzorkovacího pole, zvýší se tím množství zpracovávaných informací a tedy i sníží snímkovací frekvence (frame rate). Proto bychom měli držet velikost pole co nejmenší, pokrývající pouze oblast našeho zájmu.
- Rychlostní škála nebo PRF by měly být nastaveny na hodnoty odpovídající skutečné rychlosti toku ve vyšetřované cévě. Jestliže používáme vysoké hod-



**Obrázek 1:** Spektrální křivka uterinní arterie při transabdominálním přístupu v I. trimestru.

noty PRF, cévy s pomalým tokem se na obrazovce nezobrazí. Naproti tomu, při neadekvátně nízkých hodnotách PRF se nám následkem aliasingu tok krve zobrazí v barvách z opačného spektra rychlostní škály a nebudeme moci jednoznačně určit jeho směr.

- Stejně jako při použití B módu tak i rozlišení a penetrace barevného Dopplera závisí na ultrazvukové frekvenci. Frekvence barevného Dopplera by měla být zvolena tak, aby získaný obraz byl co nejlepší.
- Zisk (gain) by měl být nastaven tak, abychom eliminovali šumy a artefakty, které se jinak zobrazují jako barevné tečky náhodně rozetuté po obrazovce ultrazvuku.
- Stejně tak i filtr by měl být upraven tak, aby byly v zobrazované oblasti minimalizovány šumy.
- Barevné Dopplerovské zobrazení závisí na incidenčním úhlu. Proto bychom měli pozici ultrazvukové sondy přizpůsobit průběhu vyšetřované cévy nebo oblasti.

#### *Power Doppler a barevný power Doppler*

- Stejně základní principy jako pro barevný Doppler lze aplikovat i pro power Doppler.
- Ačkoliv v případě power Dopplera má incidenční úhel menší vliv, je nutné používat stejné optimalizační kroky jako při barevné Dopplerovské mapování.
- Ačkoli při použití power Dopplera se aliasing neuplatňuje, neadekvátně nízké PRF může způsobovat šumy a artefakty.
- Celkový zisk přístroje (gain) by měl být snížen tak, abychom zabránili zesílení šumů (projevující se jako souvislá barva na pozadí).

#### **Technika Dopplerovského vyšetření uterinní arterie**

Pomocí Dopplerovského zobrazení a barevného mapování lze hlavní větev uterinní arterie snadno lokalizovat v místě cervicokorporální junkce. Vlastní Dopplerovské měření potom obvykle provádíme poblíž tohoto místa buď transabdominálně<sup>2,3</sup> nebo transvaginálně.<sup>3-5</sup> Zatímco absolutní rychlosti mají malou či žádnou kli-

nickou důležitost, co nás obvykle zajímá je semikvantitativní hodnocení rychlostních spektrálních křivek. Výsledky měření bychom měli uvádět zvláště pro pravou a levou uterinní arterii a zaznamenat přítomnost zářezu na konci systoly (notch).

#### *Hodnocení uterinních arterií v I. trimestru (Obrázek 1)*

##### *1. Transabdominální přístup*

- Transabdominálně zobrazíme medio-sagitální řez dělohou a identifikujeme cervikální kanál. Je výhodnější, pokud má těhotná prázdný močový měchýř.
- Poté pohybuje sondou laterálně, až se nám zobrazí paracervikální žilní pleteň.
- Zapneme barevné Dopplerovské mapování a lokalizujeme uterinní arterii v místě, kde zabočuje a stoupá kraniálně podél děložního těla.
- Měření provádíme v tomto místě, ještě předtím než se a. uterina začíná větvit do aa. arcuatae.
- Stejný postup opakujeme na druhé straně.

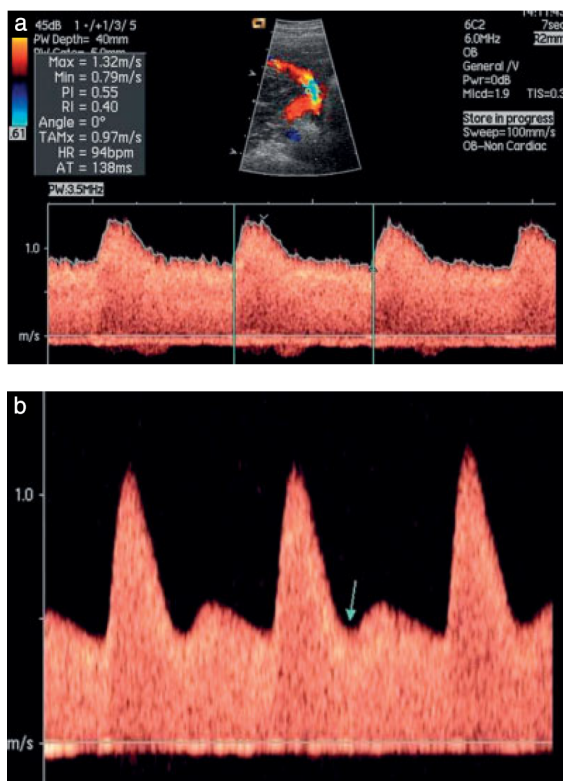
##### *2. Transvaginální přístup*

- Při transvaginálním přístupu umístíme sondu do přední poševní klenby. Podobně jako při transabdominální technice pohybuje sondou laterálně, dokud nezobrazíme paracervikální pleteň. Následné kroky jsou schodné s transabdominálním postupem.
- Musíme se dát pozor, abychom měření neprováděli v a. cervicovaginalis (která běží kraniokaudálně) nebo v aa. arcuatae. V uterinních arteriích jsou obvyklé rychlosti nad 50 cm/s, což nám může pomoci v odlišení a. uterina od aa. arcuatae.

#### *Hodnocení uterinních arterií v II. trimestru (Obrázek 2)*

##### *1. Transabdominální přístup*

- Při transabdominálním přístupu sondu umístíme do dolního zevního břišního kvadrantu a skloníme mediálně. Barevné Dopplerovské mapování nám pomůže identifikovat a. uterina v místě, kde kříží a. iliaca externa.
- Vzorkovací objem umístíme 1 cm distálně od tohoto bodu, kde se obě cévy kříží.
- V malém procentu případů se a. uterina může větvit ještě před křížením s a. iliaca externa. V tomto případě vzorkovací objem umísťujeme těsně před jejím rozvětvením.
- Stejný postup použijeme na opačné straně.
- S narůstajícími gestačními týdny se obvykle děloha dostává do dextrotorze, následkem čehož levá uterinní arterie neběží tak laterálně jako pravá uterinní arterie.



**Obrázek 2:** Spektrální křivka uterinní arterie při transabdominálním přístupu v II. trimestru. Normální (a) a abnormální (b) nálezy. Zářez na konci systoly (notch) označen šipkou (b).

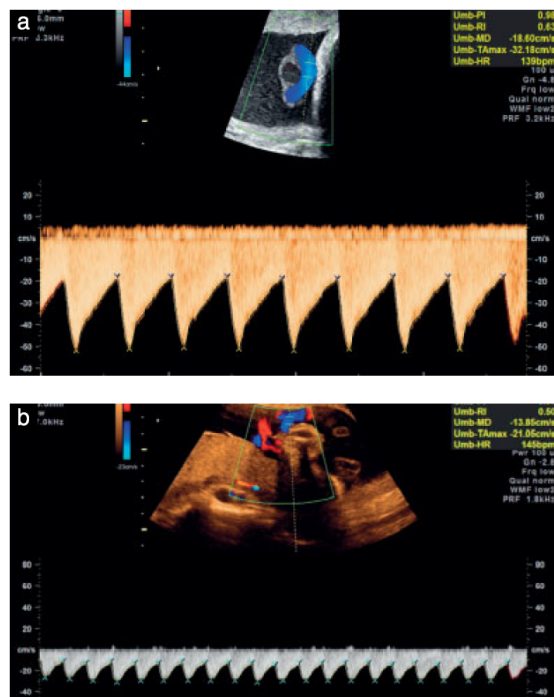
Měli bychom mít na paměti, že referenční meze pro Dopplerovské indexy uterinní arterie závisí na použité technice měření. Proto je nutné pro transabdominální<sup>3</sup> a pro transvaginální přístup<sup>5</sup> používat při hodnocení odpovídající meze. Stejně tak i technika měření by se měla co nejvíce blížit technice, která byla použita při tvorbě referenčních mezí.

*Poznámka: U žen s vrozenou vadou dělohy je hodnocení Dopplerovských indexů pro a. uterina nespolehlivé, neboť veškeré publikované studie byly prováděny na souborech žen, u nichž se předpokládala normální děložní anatomie.*

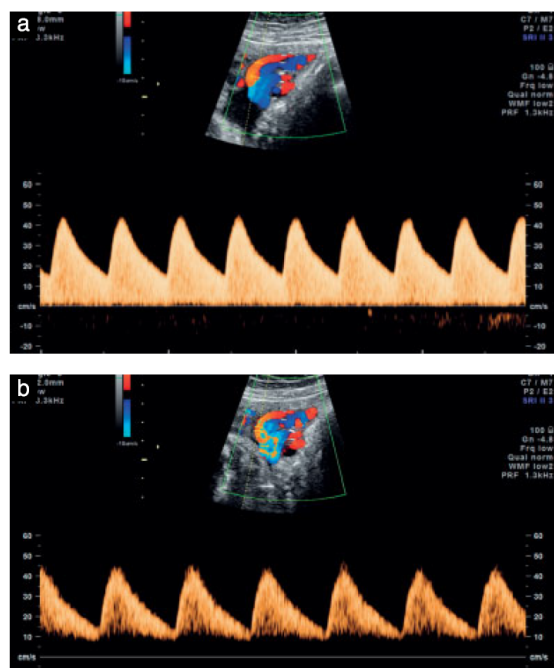
### Technika Dopplerovského vyšetření umbilikální arterie

Při vyšetření umbilikální arterie se Dopplerovské indexy liší podle toho, zda je měření prováděno v místě abdominálního odstupu, placentárního úponu nebo na volné kličce pupečníku.<sup>6</sup> Impedance je nejvyšší blízce plodu, kde můžeme jako první zachytit nulový/reverzní tok na konci diastoly. Pro tato místa byly publikovány příslušné referenční meze.<sup>7,8</sup> Z důvodu jednoduchosti a jednotnosti je vhodným místem pro hodnocení volná pupečnicková klička. Nicméně, u vícečetných těhotenství a/nebo při longitudinálním sledování může být spolehlivější měření ve stejných předem určených místech, tj. v místě abdominálního odstupu, placentárního úponu nebo v intraabdominálním průběhu. Podle místa měření bychom měli volit i odpovídající referenční meze.

Obrázek 3 ukazuje, jak vypadá hodnotitelná a jak nehodnotitelná rychlostní křivka, Obrázek 4 potom jaký vliv má filtr pohybů cévní stěny.



**Obrázek 3:** Hodnotitelná (a) a nehodnotitelná (b) spektrální křivka umbilikální arterie. V případě (b) jsou vlny příliš malé a rychlost posunu je příliš malá.



**Obrázek 4:** Spektrální křivky umbilikální arterie u téhož plodu s odstupem 4 minut. (a) ukazuje normální tok a (b) na první pohled patrný nízký diastolický tok a chybění rychlostí při nulové základní linii, obojí v důsledku chybně nastaveného filtru (příliš vysoké hodnoty filtru).

*Poznámka: 1) U vícečetných gravidit může být hodnocení umbilikální arterie obtížné, neboť nemusí být snadné přiřadit danou pupečnickovou kličku danému plodu. Potom je lepší provádět vyšetření umbilikální arterie distálně v místě abdominálního odstupu pupečníku. Protože ale v tomto místě je cévní impedance vyšší než ve volné kličce, musíme pro hodnocení použít odpovídající referenční tabulky.*

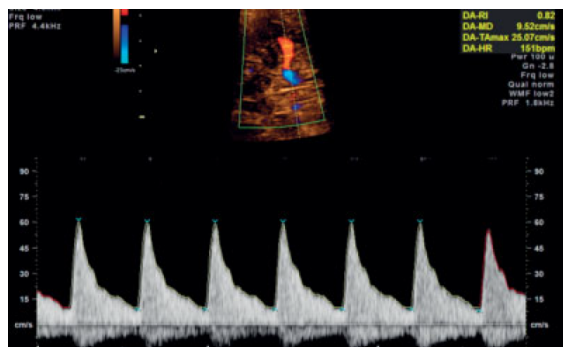
*2) V případě nálezu ageneze jedné umbilikální arterie je průměr zbývající arterie ve všech gestačních týdnech větší ve srovnání s normálním stavem, kdy jsou přítomny dvě arterie, a tím pádem je cévní odpor nižší.<sup>9</sup>*

### Technika Dopplerovského vyšetření arteria cerebri media

- Získáme transverzální řez mozkem plodu na úrovni thalamu a obou křídel sphenoidálních kostí a obraz dostatečně zvětšíme.
- Pomocí barevného Dopplera lokalizujeme circulus Willisii a proximální úsek arteria cerebri media (MCA) (Obrázek 5).
- Vzorkovací objem pulzního Dopplera bychom měli umístit do proximální třetiny MCA, poblíž jejího odstupu z a. carotis interna<sup>10</sup> (systolická rychlost klesá se vzdáleností od bodu odstupu).
- Úhel mezi ultrazvukovým paprskem a směrem toku krve by měl být co nejbližší 0° (Obrázek 6).
- Je třeba dávat pozor, abychom se vyvarovali tlaku na hlavičku plodu.



**Obrázek 5:** Circulus arteriosus Willisii v barevném Dopplerovském mapování.



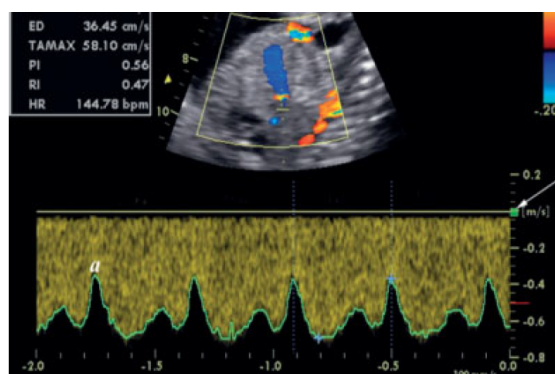
**Obrázek 6:** Normální spektrální křivka v arteria cerebri media. Incidenční úhel je blízký 0°.

- Je třeba zaznamenat nejméně tři a ne více než 10 po sobě jdoucích cyklů. Nejvyšší bod na rychlostní Dopplerovské křivce odpovídá PSV (cm/s).
- PSV můžeme měřit ručně pomocí kaliperů nebo s použitím automatického nástroje (autotrace). Hodnoty získané pomocí autotrace vykazují signifikantně nižší mediány než při ručním měření, ale více se blíží publikovaným, v klinické praxi používaným mediánům.<sup>11</sup> PI je obvykle počítáno pomocí autotrace, ale přijatelné je i ruční obtažení rychlostní křivky.
- Pro interpretaci hodnot bychom měli použít příslušné referenční meze a technika měření by měla odpovídat technice, která byla použita při konstrukci referenčních mezí.

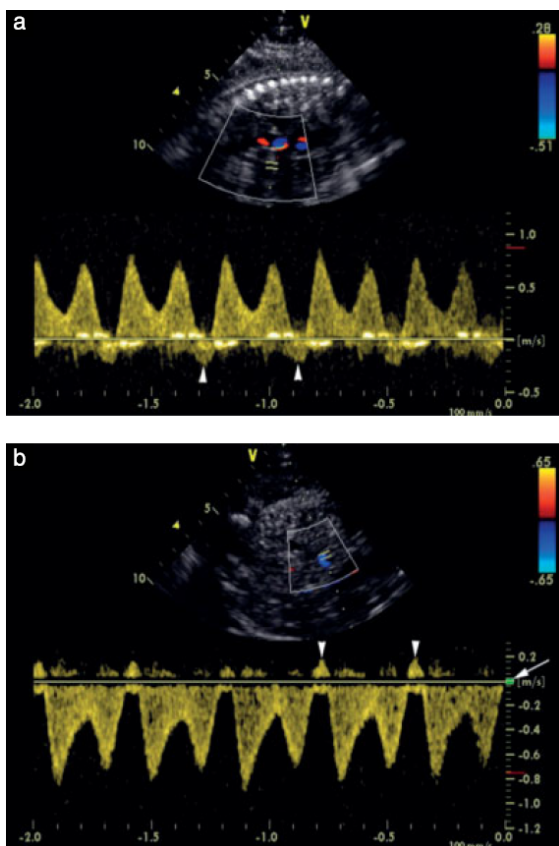
### Technika Dopplerovského vyšetření ductus venosus

*Ductus venosus (Obrázky 7 a 8)*

- Ductus venosus (DV) spojuje těsně pod bránicí intraabdominální část umbilikální žíly a levou část dolní duté žíly. Tuto spojku lze najít pomocí 2D ultrazvuku v medio-sagitálním podélném řezu trupem plodu nebo v šikmém transverzálním řezu na úrovni horní části dutiny břišní.<sup>12</sup>
- DV identifikujeme podle vysokorychlostní toků v barevném Dopplerovském zobrazení a do tohoto místa potom typicky umístíme při Dopplerovském měření vzorkovací objem.<sup>13</sup>
- Dopplerovská měření jsou nejnáze proveditelná v sagitálním řezu se sondou směřující zepředu ze spodní části dutiny břišní kraniodorsálně, neboť tak lze dobře sladit směr ultrazvukového paprsku s průběhem DV. Sagitální přístup přes hrudník plodu je také možný, ale je technicky náročnější. Šikmý řez nám poskytne rozumnou variantu pokud přistupujeme zepředu či zezadu, kdy získáme kvalitní spektrální křivku, ale za cenu horší kontroly incidenčního úhlu a absolutních rychlostí.



**Obrázek 7:** Dopplerovské vyšetření ductus venosus v sagitálním řezu, směr ultrazvukového paprsku je ve shodě s průběhem DV, bez úhlové korekce. Filtr pohybů cévní stěny (šipka) neinterferuje s vlnou A, která je daleko od nulové základní linie. Vysoká rychlost posunu umožňuje zřetelné posouzení, jak se rychlosti toku mění v průběhu srdečního cyklu.



**Obrázek 8:** Dopplerovské křivka ductus venosus se zvýšenou pulzatilitou v 36. týdnu (a). Interference, včetně echogenních vlánek oscilujících okolo nulové linie, znemožňují verifikovat reverzní komponentu toku při kontrakci síní (viz krátké šipky). (b) Stejný záznam, ale s lehce zvýšeným filtrem pohybu cévní stěny (viz dlouhá šipka), s vyšší kvalitou umožňuje zřetelné posouzení reverzního toku při kontrakci síní (viz krátké šipky).

- V ranných fázích gravidity a u patologických stavů je nutné dbát na to, abychom dostatečně zúžili vzorkovací objem a získali tak zřetelný obraz nízkých rychlostí během kontrakce síní.
- Rychlostní křivka je obvykle trifázická, ale i bifázická či nepulzující křivku můžeme vzácně vidět u zdravých plodů.<sup>14</sup>
- Rychlosti toku jsou po většinu druhé poloviny gravidity poměrně vysoké, mezi 55 a 90 cm/s,<sup>15</sup> v počátku gravidity jsou nižší.

### Jaké Dopplerovské indexy používat?

Tři nejznámější Dopplerovské indexy, které se používají pro popis rychlostních spektrálních křivek, jsou SDI, RI a PI. Všechny tři vzájemně ve vysoké míře korelují. PI roste s cévním odporem lineárně, zatímco u SDI a RI pozorujeme s narůstajícím cévním odporem závislost kvadratickou.<sup>16</sup> Kromě toho, v případě nulového či reverzního diastolického toku se hodnoty PI neblíží nekonečnu. V současnosti je nejpoužívanějším indexem právě PI. Podobně pro hodnocení žilních toků je podle současné literatury nejpoužívanějším indexem index pulzatility pro žíly (pulsatility index for veins, PIV).<sup>17</sup> V ur-

čitých případech může být preferováno použití absolutních rychlostí před semikvantitativními indexy.

### AUTOŘI DOPORUČENÍ

**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

**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

## CITACE

Citujte tento článok jako: 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, Malinger 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.

## LITERATURA

- 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.
- 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.
- Gómez O, Figueras F, Fernández S, Bennasar 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.
- Jurkovic D, Jauniaux E, Kurjak A, Hustin J, Campbell S, Nicolaides KH. Transvaginal colour Doppler assessment of the utero-placental circulation in early pregnancy. *Obstet Gynecol* 1991; **77**: 365–369.
- Papageorghiou 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, Hellevik LR. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus. *Lancet* 1991; **338**: 1412–1414.
- Acharya G, Kiserud T. Pulsations of the ductus venosus blood velocity and diameter are more pronounced at the outlet than at the inlet. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; **84**: 149–154.
- Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; **84**: 139–147.
- Kessler J, Rasmussen S, Hanson M, Kiserud T. Longitudinal reference ranges for ductus venosus flow velocities and waveform indices. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; **28**: 890–898.
- Ochi H, Suginami H, Matsubara K, Taniguchi H, Yano J, Matsuura S. Micro-bead embolization of uterine spiral arteries and uterine arterial flow velocity waveforms in the pregnant ewe. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1995; **6**: 272–276.
- Hecher K, Campbell S, Snijders R, Nicolaides K. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; **4**: 381–390.

(Toto doporučení bylo revidováno v prosinci 2015)