Ultrasound Obstet Gynecol 2021
Published online in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). **DOI:** 10.1002/uog.23698.
This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.

isuog.org

GUIDELINES

ISUOG Practice Guidelines (updated): use of Doppler velocimetry in obstetrics

دستورالعمل های عملی ISUOG (به روز شده): استفاده از سرعت سنجی داپلر در بارداری و زایمان

مترجم‌ها

دکتر شهره روزمه، فلوشیپ طب مادر و جنین، مرکز تحقیقات بیماری‌های مادر و جنین دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران

دکتر ندا هادی پور ، فلوشیپ طب مادر و جنین، مرکز تحقیقات بیماری‌های مادر و جنین دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران

ویراستار:

دکتر نجمیه سعادتی. فلوشیپ طب مادر و جنین ، پریناتولوژیست . دانشیار مرکز تحقیقات باروری و ناباروری و سلامت جنین دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز . ایران

Translated by:

Dr.Shohreh Roozmeh, MD. Fellowship of perinatology, Maternal-Fetal Medicine Research Center, Shiraz University of Medical Science, Iran

Dr. Neda Hadipour, MD. Fellowship of Perinatology, Maternal-Fetal Medicine Research Center, Shiraz University of Medical Sciences. Iran

Reviewed by:

Dr. Najmieh Saadati MD, Ob & Gyn, Fellowship of perinatology; Associate professor of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences. Iran

کمیته استانداردهای بالینی

انجمن بین المللی اولتراسوند در مامایی و زنان (ISUOG) یک سازمان علمی است که رویکرد بالینی صحیح ، آموزش و تحقیق با کیفیت بالا، مرتبط با تصویر برداری تشخیصی در حیطه سلامت زنان را ترویج می دهد. کمیته استاندارهای بالینی ایزوگ (CSC) این وظیفه را دارد که دستور العمل‌های علمی و بیانیه‌های اجماعی را بعنوان توصیه‌های آموزشی تهیه کند و یک روش مبتنی بر اجماع نظراز طرف متخصصین را به منظور تصویربرداری تشخیصی به پزشکان مراقبت‌های بهداشتی ارائه دهد. هدف این است که مطالب ارائه شده توسط ISUOG ، بهترین کارایی عملی را در زمان انتشار شان ارائه دهد. اگر چه ISUOG تمام تلاش خود را برای اطمینان از دقیق بودن دستورالعمل‌ها در هنگام ارائه انجام داده است، اما انجمن و یا هر یک از اعضای آن به تنهایی هیچ گونه مسئولیتی را در قبال عواقب هر گونه داده، نظر یا اظهارات نادرست یا گمراه کننده ارائه شده توسط CSC را قبول نمی کنند. مطالب ارائه شده توسط ISUOG CSC برای ایجاد یک استاندارد قانونی مراقبت در نظر گرفته نشده است، زیرا تفسیر مطالب ارائه شده در دستورالعمل‌ها ممکن است تحت تاثیر شرایط فردی، پروتکل‌های بومی و منابع موجود قرار گیرد. دستورالعمل‌های تایید شده می‌توانند با مجوز ISUOG آزادانه منتشر شوند(info@isuog.org) .

مفاد گایدلاین

این سند یک راهنمای عملی در مورد نحوه انجام سونوگرافی داپلر در بررسی گردش خون جنینی است.نکته بسیار مهم این است که به ویژه درمراحل اولیه بارداری جنین بی‌دلیل در معرض انرژی سونوگرافی قرار نگیرد.در مراحل اولیه بارداری هنگامی که از نظر بالینی انجام داپلر اندیکاسیون دارد می‌بایست[1] کمترین سطوح ممکن انرژی داپلر مورد استفاده قرار گیرد. ایزوگ گایدلاین نحوه استفاده از سونوگرافی داپلر در سن بارداری 11 تا 13 هفته و 6 روز را منتشر کرده است. (1) هنگام استفاده از تصویربرداری داپلر، می‌بایست شاخص حرارتی کمتر یا مساوی یک باشد و زمان در معرض قرار گرفتن آن باید کوتاه‌ترین زمان ممکن باشد. معمولاً نه بیش از 5-10 دقیقه.

هدف این گایدلاین تعریف اندیکاسیون‌های بالینی و زمان مناسب انجام داپلر در دوران بارداری یا بحث در مورد نحوه تفسیر یافته‌های داپلر و یا استفاده از داپلر در اکوکاردیوگرافی جنین نیست .هدف این گایدلاین تشریح سونوگرافی داپلر پالسی و انواع مختلف آن که به صورت روتین برای بررسی گردش خون مادر و جنین استفاده می شود نظیر اسپکترال داپلر، پاور داپلر و داپلررنگی می‌باشد. ما به تشریح روش داپلر موج پیوسته نمیپردازیم ، زیرا این روش معمولاً در تصویربرداری زنان و زایمان استفاده نمی شود. هرچند در مواردی که جنین دارای شرایط خاصی است که منجر به ایجاد جریان خون با سرعت بالا می‌شود (تنگی آئورت یا نارسایی دریچه سه لتی قلب) ، ممکن است برای تعیین حداکثر سرعت امواج واجتناب از aliasing کمک کننده باشد. تکنیک‌ها و شیوه‌های توصیف شده در این دستورالعمل به گونه ای انتخاب شده‌اند تا خطای ناشی از اندازه گیری را به حداقل برسانند و قابلیت تکرارپذیری یافته‌ها را بهبود بخشند. این موارد ممکن است درشرایط بالینی خاص یا در پروتکل‌های تحقیقاتی کاربردی نداشته باشند. جزئیات درجه نکات توصیه شده در این دستورالعمل در ضمیمه 1 ارائه شده است. گزارش سطوح شواهد مناسب این دستورالعمل نیست.)

توصیه‌ها

چه دستگاهی برای ارزیابی داپلر گردش خون جنینی- جفتی مورد نیاز است؟

[1] در این ترجمه واژه می‌بایست معادل واژه shouldدر نظر گرفته شده است.

- دستگاه می‌بایست مجهز به قابلیت داپلر رنگی و داپلراسپکترال با امکان نمایش مقیاس های [2] سرعت جریان یا فرکانس تکرار پالس (PRF) و فرکانس سونوگرافی داپلر (بر حسب مگاهرتز) بر روی صفحه نمایش باشد.
- بایستی شاخص مکانیکی (MI) و شاخص حرارتی (TI) روی صفحه اولتراسوند نمایش داده شود و برای اطمینان از ایمنی اصل ALARA (استفاده از کمترین انرژی برای دستیابی منطقی) درمدت زمان معینمعاینه انجام شود.(**نکته عملی خوب**)
- سیستم اولتراسوند باید[3] حداکثر پاکت سرعت (MVE) را که بتواند کل طیف شکل موج داپلر را در بر بگیرد را تولید کند.
- باید بتوان MVE را با استفاده از روش‌های مختلف ردیابی شکل موج به صورت خودکار یا دستی ترسیم کرد.
- نرم افزار سیستم باید بتواند حداکثر سرعت سیستولیک (PSV) ، سرعت انتهای دیاستولیک (EDV) و متوسط زمان حداکثر سرعت (TAMX) را از روی MVE تخمین بزند و و با استفاده از آن‌ها شاخص[4]های متداولی که در داپلر استفاده می شود نظیر شاخص‌های ضربان پذیری (PI) و مقاومت (RI)و نسبت اوج سرعت سیستولیک به سرعت انتهای دیاستولیک (S/D ratio) را محاسبه نماید. منحنی اسپکترال می‌بایست شامل نقاط مختلف مورد استفاده در محاسبه شاخص‌های داپلر باشد. (**نکته عملی خوب**)

جنبه‌های تکنیکی پایه:

همه روش‌های داپلر بر سه اصل اساسی استوار هستند:

1- ساختارهای متحرک، فرکانس و دامنه سیگنال‌های سونوگرافی منعکس شده را تغییر می‌دهند . ساختارهای متحرک فقط خون نیست و عروق یا بافت‌های جنین را نیز شامل می شوند. این موضوع می‌تواند باعث ایجاد تغییراتی در پراکندگی سیگنال‌های برگشتی شود.

2- تجزیه و تحلیل اجزای سیگنال‌های برگشتی در روش‌های مختلف داپلر استفاده می‌شوند :تغییر فرکانس برای داپلررنگی وداپلر اسپکترال ، و تغییر دامنه برای پاور داپلر (PDU).

3- تمام داپلرهای رنگی و پاور داپلر روش های تکنیکی ضربانی هستند ، در حالی که داپلر اسپکترال می تواند ضربانی یا پیوسته باشد.

PRF یا scale ، فرکانسی است که در آن سیگنال‌ها (پالس‌ها)ی سونوگرافی منتشر می شوند. PRF پایین اجازه می‌دهد تا سیگنال‌های ساطع شده از منبعی که به آهستگی حرکت می‌کند قبل از انتشار موج بعدی به مبدل برسد. در حالی که PRF بالا تنها اجازه می‌دهد تا سیگنال‌ها از منبعی که با سرعت بالا حرکت می‌کند، قبل از انتشار موج بعدی به مبدل اولتراسوند برسد. فیلتر دیواره [5]یک مانع با آستانه فرکانس خاصی است که سیگنال‌های دارای فرکانس کمتر از آن، در تصویر داپلر نمایش داده نمی‌شوند.Gain تقویت سیگنال‌هاست. کیفیت و تکرارپذیری یافته‌های داپلر را می‌توان با آگاهی از این تنظیمات و چگونگی نحوه تنظیم آن‌ها بهبود بخشید.

---

[2] Scales
[3] Should
[4] Index
[5] Wall filter

چگونه می‌توان امواج داپلر بهتری بدست آورد ؟

سونوگرافی موج داپلر پالسی اسپکترال

- ثبت اطلاعات باید در غیاب تنفس و حرکات بدن جنین و در صورت لزوم با حبس موقت تنفس مادر صورت بگیرد.
- ترسیم نقشه با استفاده از جریان داپلررنگی اجباری نیست ، هرچند در شناسایی عروق مورد نظر وتعیین جهت جریان خون بسیار مفید است.

- زاویه تابش مطلوب می‌بایست کاملاً موازی با جهت جریان خون باشد.این موضوع ما را از وجود بهترین شرایط برای ارزیابی سرعت و شکل موج مطمئن می‌سازد. انحرافات کوچک در زاویه تابش ممکن است رخ دهد. زاویه تابش 10 درجه با 2٪ خطا در محاسبه سرعت همراه است، در حالی که زاویه تابش 20 درجه منطبق با 6% خطا در محاسبه سرعت است. زمانی که اندازه گیری سرعت مطلق، پارامتر بالینی مهمی است (به عنوان مثال برای بررسی شریان مغزی میانی) وعلیرغم تلاش مکرر ، زاویه نزدیک به صفر درجه به دست نمی‌آید ممکن است از اصلاح زاویه استفاده شود. در این موارد می‌بایست گزاره‌ای به گزارش سونوگرافی اضافه شود که در آن زاویه تابش و اینکه آیا اصلاح زاویه انجام شده است یا بدون اصلاح زاویه سرعت ثبت شده است، ذکر شود.

- برای اطمینان از ثبت حداکثر سرعت در تمام مدت اندازه‌گیری ، توصیه می‌شود از ابتدا از اندازه نسبتا پهن Doppler gate (sample volume) استفاده شود . و سپس اگر تداخل با داپلرعروق دیگر منجر به بروز مشکل شود، می‌توان gate را تا رسیدن به نمای مطلوب کاهش داد. باید بخاطر داشت که sample volume فقط در جهت طولی قابلیت کاهش دارد و نه در جهت عرض آن.

- مشابه تصویربرداری gray scale، نفوذ و وضوح امواج داپلر را می‌توان با تنظیم فرکانس (بر حسب مگاهرتز) در ترنسدیوسر،بهبود بخشید.

- فیلتر دیواره رگ ، که به اسامی مختلفی نظیر low velocity reject، wall-motion filter ، high-pass filter نامگذاری شده است ، برای از بین بردن نویز ناشی از حرکت دیواره‌های رگ استفاده می‌شود. طبق قرارداد، این آیتم باید در حداقل ممکن (50-60 هرتز) تنظیم شود تا نویز صداهای با فرکانس پایین ناشی از عروق خونی محیطی حذف شود. وقتی از آستانه بالاتری برای این فیلتر استفاده می‌شود، فاصله‌ای (gap) بین خطوط و سیگنال‌های داپلر مشاهده می‌شود. این موضوع می‌تواند بطور کاذب EDV را Absent نشان دهد. (تصویر4b)

- فیلتر دیواره رگ با فرکانس بالاتر برای بدست آوردن MVE مشخص از ساختارهایی مانند مجاری خروجی آئورت و ریوی ، که دارای جریان‌های با سرعت بالا هستند ، مفید است. در این موارد فیلترهای با فرکانس پایین‌تر ممکن است باعث ایجاد نویز شود که به صورت جریانی آرتیفکت نزدیک به خط پایه یا پس از بسته شدن دریچه ها ظاهر شود.

- سرعت جابجایی افقی سرعت امواج داپلر باید به اندازه ای باشد که قابلیت تفکیک شکل موج های متوالی را فراهم کند. سرعت ایده آل ، نمایش چهار تا شش چرخه کامل قلبی (و نه بیش از هشت تا 10 تا) است . برای ضربان قلب جنین 110-150ضربه در دقیقه ، سرعت جابجایی 50-100 میلی‌متر بر ثانیه کافی است. (**نکته عملی خوب**)

- PRF را بایستی بر اساس رگ مورد مطالعه تنظیم کرد : PRF پایین امکان مشاهده و اندازه گیری دقیق جریان با سرعت کم را فراهم می‌کند. با این حال ، هنگامی که با سرعت‌های بالا مواجه می شویم ، aliasing ایجاد می‌شود. شکل موج باید حداقل 75 % صفحه نمایشگر را پر کند (شکل 3 را ببینید). (**نکته عملی خوب**)

- اندازه‌های داپلر باید قابلیت تکرار پذیری داشته باشند. بنابراین ، توصیه می شود اندازه‌گیری داپلر بیش از یک بار انجام شود. و در صورت وجود اختلاف زیاد بین دو اندازه گیری ، اندازه‌گیری مجدد توصیه می شود و نهایتاً اندازه‌ای که از نظر فنی بهتر انجام شده باشد (که معمولاً به معنای امواج ثبت شده با بالاترین MVE است) باید برای گزارش استفاده شود. (**نکته عملی خوب**)

- اکثر سیستم های سونوگرافی میانگین پارامتر اندازه‌گیری شده از سه شکل موج متوالی در هر ثبت داپلر را نمایش می‌دهند.

- برای افزایش کیفیت ثبت داپلر تصاویر real-time grayscale یا کالر داپلر باید به دفعات به روز رسانی شوند . (به این معنی که پس از تایید تعبیه درست داپلر gate در محل مناسب در تصویر real-time grayscale ، امواج داپلر در حالی که تصاویر grayscale دو بعدی و/ یا کالر داپلر فریز شده‌اند، ثبت شوند).

- با گوش دادن به صدای داپلری که از اسپیکر پخش می‌شود ، باید از درست و بهینه بودن محل داپلر ثبت شده از تصویر فریز شده دوبعدی(2D) مطمئن شد .

- استفاده همزمان از grayscale, color flow mapping و داپلر اسپکترال (حالت سه‌تایی[6]) اثرات منفی قابل توجه‌ای بر کیفیت اطلاعات بدست آمده دارد و توصیه نمی‌شود.

- برای مشاهده واضح موج داپلر، Gain بایستی بصورتی تنظیم شود که شکل موج داپلر بدون وجود آرتیفکت درزمینه مانیتور دیده شود .

- توصیه می‌شود که تصویر داپلر دیده شده در صفحه سونوگرافی وارونه نشود. در بررسی قلب جنین و عروق مرکزی، بسیار مهم است که مسیر جریان و تصویر موج پالس داپلر به همان صورت اولیه (اوریجینال) باقی نگه‌داشته شود . به طور مرسوم ، جریانی که به ترنسدیوسر نزدیک می‌شود به رنگ قرمز و شکل موج در بالای خط پایه نشان داده می شود ، در حالی که جریانی که از ترنسدیوسر دور می‌شود به رنگ آبی و شکل موج در زیر خط پایه قرار دارد. (**نکته عملی خوب**)

سونوگرافی داپلر رنگی جهت دار[7]

- در مقایسه با تصویربرداری grayscale ،در داپلر رنگی کل قدرت ساطع شده افزایش می‌یابد. وقتی که اندازه کالر باکس کوچک‌تر می‌شود، وضوح داپلر رنگی افزایش می یابد. حتماً باید[8] به میزان MI و TI دقت کرد زیرا بر اساس اندازه و عمق کالر باکس تغییر خواهند کرد.
- همچنین افزایش اندازه کالر باکس ، زمان پردازش را نیز افزایش می‌دهد و بنابراین فریم ریت کاهش می‌یابد. اندازه کالر باکس باید تا آنجا که ممکن است کوچک شود که فقط منطقه مورد بررسی را شامل شود.

[6] triplex mode
[7] Color directional Doppler ultrasonography
[8] must

- مقیاس سرعت یا PRF بایستی طوری تنظیم شود که نشان دهنده سرعت جریان خون رگ مورد مطالعه باشد. هنگامی که PRF بالا است ، رگ‌های با سرعت پایین روی صفحه نمایش، نشان داده نمی‌شوند. هنگامی که به اشتباه PRF کم اعمال شود ، به دلیل سرعت متناقض و ابهام در تعیین جهت جریان خون aliasing ظاهر می‌شود.

- در داپلر رنگی نیز همانند gray scale ، وضوح و نفوذ به فرکانس اولتراسوند بستگی دارد. برای بهینه سازی سیگنال‌ها در داپلر رنگی نیز باید فرکانس تنظیم شود.

- به منظور جلوگیری از نویز و آرتیفکت ، که گاهی بصورت نقاط رنگی در پس زمینه صفحه نمایش دیده می‌شوند، بایستی gain تنظیم شود.

- به منظور حذف نویز از ناحیه مورد بررسی، بایستی فیلتر نیز تنظیم شود.

- زاویه تابش پرتو نیز بر تصویر داپلررنگی تأثیر گذار است. این زاویه باید با بهینه سازی موقعیت پروب سونوگرافی با توجه به رگ یا ناحیه مورد بررسی تنظیم شود.

سونوگرافی داپلر قدرتی یا داپلر قدرتی جهت دار[9]

- همان اصول پایه برای سونوگرافی داپلر رنگی در مورد داپلر قدرتی (PDU) و داپلر قدرتی جهت دارنیز اعمال می‌شود.

- PDU نسبت به داپلر رنگی ، به سرعت‌های پایین حساس‌تر است.

- PDU تغییرات دامنه (قدرت) سیگنال‌های داپلر را نشان می‌دهد.

- نسبت به داپلر رنگی زاویه تابش تاثیر کمتری بر سیگنال‌های پاور داپلر دارد. با این وجود ،می‌بایست همان فرآیند بهینه سازی که برای داپلر رنگی انجام می‌شود برایPDU اعمال شود.

- در هنگام استفاده ازPDU پدیده aliasing وجود ندارد. (به استثنای PDU جهت دار) با این حال ، PRF نامناسب پایین ممکن است منجر به نویز و آرتیفکت شود.

- به منظور جلوگیری از تشدید نویز (که به صورت رنگ یکنواخت در پس زمینه دیده می‌شود) ، gain را باید کم کرد. ماندگاری PDU نیز باید تنظیم شود: ماندگاری بالا اطلاعات داپلر قدرتی را به تصویر قبلی اضافه می‌کند، در حالی که بدون ماندگاری تغییرات دینامیک داپلر قدرتی در هر فریم نشان داده می‌شود. ماندگاری بالا زمانی مفید است که عروق (واسکولاریتی) یک ناحیه مورد ارزیابی قرار گیرد.

تکنیک مناسب برای بدست آوردن موج داپلر شریان رحمی چیست؟

با استفاده از سونوگرافی داپلر رنگی real time، شاخه اصلی شریان رحم به راحتی در محل اتصال دهانه رحم قرار دارد. سرعت سنجی داپلر شریان رحمی معمولاً در نزدیکی این محل چه از طریق سونوگرافی شکمی (2) و چه از طریق سونوگرافی واژینال(3-5)انجام می‌شود. هرچند که سرعت مطلق از اهمیت بالینی کمی برخوردار است، به طور

[9] Power Doppler and directional power Doppler ultrasonography

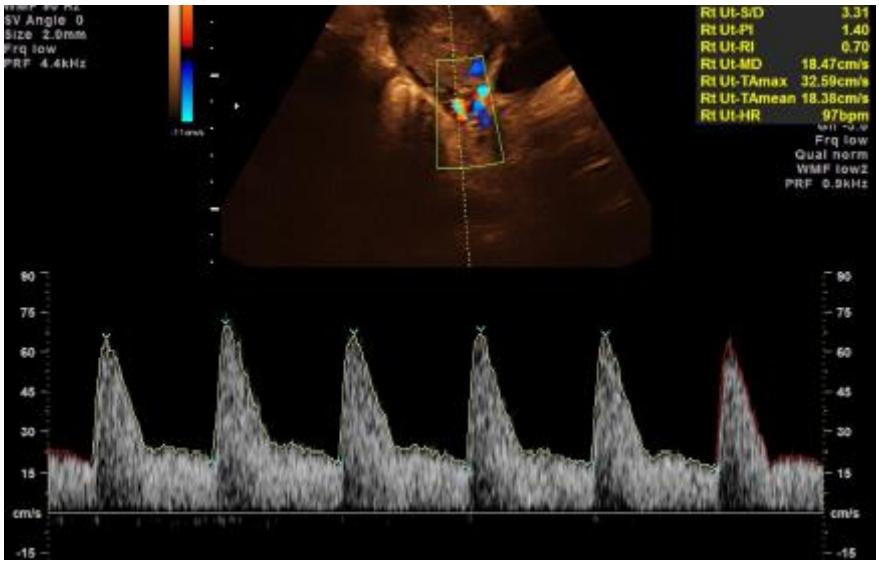
معمول ارزیابی نیمه کمی شکل موج صورت می‌گیرد. اندازه‌گیری ها باید به طور مستقل برای شریان‌های راست و چپ رحم گزارش شود و به وجود تو رفتگی یا دندانه (ناچ) باید توجه شود. (**نکته عملی خوب**)

از نظر کیفی ناچ یا دندانه به کاهش سرعت ابتدای در دیاستول قبل از رسیدن به حداکثر سرعت دیاستولیک در شکل موج داپلر اطلاق می‌شود. شدت دندانه یا ناچ با تفاوت بین سرعت پایین اولیه و حداکثر سرعت دیاستولیک تعیین می‌شود.(6)

ارزیابی شریان رحم در سه ماهه اول (شکل 1)

1- تکنیک شکمی :

- با سونوگرافی شکمی ، یک نمای ساژیتال میانی از رحم گرفته شده و کانال سرویکس مشخص می‌شود.
- سپس پروب به صورت جانبی حرکت داده می‌شود تا شبکه عروقی پاراسرویکال دیده شود.
- داپلر رنگی روشن می‌شود و شریان رحم با چرخش به طرف بالا در مسیر صعودی خود به طرف جسم رحم مشخص می‌گردد.
- اندازه گیری ها در محل قبل از شاخه شدن شریان رحم به شریان‌های آرکوئیت (کمانی) انجام می‌شود.
- از آنجایی که حداکثر جریان خون سیستول (PSV) از شریان رحمی به شریان‌های آرکوئیت (کمانی) کاهش می‌یابد، درصورت PSV کمتر از صدک پنج (60 سانتی متر بر ثانیه) (7) سونوگرافر بایستی بلافاصله بدقت محل قرار گیری sample volume را بررسی و درستی آن را تایید کند.
-



شکل 1: موج داپلر شریان رحمی در سه ماهه اول که از طریق سونوگرافی شکمی گرفته شده است.

همین روند در سمت مقابل تکرار می‌شود .روش جایگزین برای بدست آوردن سیگنال‌های داپلر با استفاده از سطح مقطع عرضی نیز توضیح داده شده است (8) که اندازه‌های قابل مقایسه و با قابلیت تکرارپذیری خوب نسبت به اندازه‌های بدست آمده از مقطع ساژیتال را نشان داده است.(9و10)

2- روش ترانس واژینال

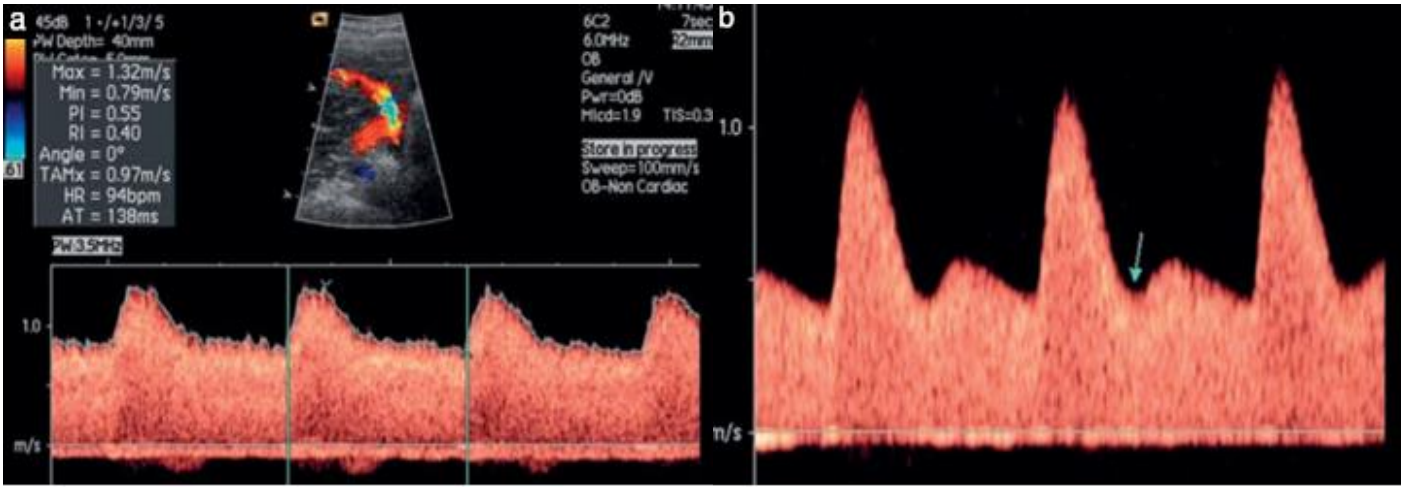
- می‌بایست از خانم درخواست شود که مثانه‌اش خالی باشد و در وضعیت دورسال لیتوتومی قرار بگیرد.

- پروب از طریق واژن در فورنیکس قدامی قرار داده می‌شود. شبیه به تکنیک شکمی، پروب به صورت جانبی حرکت داده می‌شود تا شبکه عروقی پاراسرویکال مشاهده گردد و مراحل مشابه روش شکمی انجام شود.
- باید مراقب بود که شریان سرویکوواژینال (که مسیر سری-دمی دارد) یا شریان‌های آرکوئیت (کمانی) در مسیر امواج سونو قرار نداشته باشند.

ارزیابی شریان رحم در سه ماهه دوم و سوم (شکل 2)

1-روش شکمی

- بصورت شکمی، پروب به صورت طولی در قسمت یک چهارم تحتانی شکم در سمت لترال قرار داده می‌شود و در جهت مدیال (رو به داخل) در پلن پاراساژیتال زاویه داده می‌شود. برای تشخیص شریان رحمی نقشه برداری کالر مفید است ، زیرا شریان رحمی در حال عبور از روی شریان ایلیاک خارجی دیده می‌شود.
- شریان‌های رحمی معمولاً در امتداد هر طرف رحم به سمت فوندوس حرکت می‌کنند. برای بدست آوردن بهترین زاویه تابش ، موقعیت پروب بایستی با توجه به جهت شریان رحمی تنظیم شود.
- معمولا sample volume در 1 سانتی متری پایین‌تراز این نقطه تقاطع قرار داده می‌شود.
- در تعداد کمی از بیماران ، شریان رحمی قبل از تقاطع شریان ایلیاک خارجی منشعب می‌شود. در چنین مواردی بایستی sample volume روی شریان رحم درست قبل از دو شاخه شدنش قرار داده شود.
- همین روند در سمت مقابل تکرار می‌شود.
- با افزایش سن حاملگی ، رحم معمولاً به طرف راست می‌چرخد (دکسترو روتیشن) بنابراین ، شریان رحمی چپ به همان اندازه سمت راست نسبت به رحم لترال طی مسیر نمی‌کند.



شکل 2: شکل موج شریان رحم در سه ماهه دوم که از طریق شکم به دست آمده است طبیعی (a) و غیر طبیعی (b) در سیگنال داپلر شکل b به دندانه (ناچ) توجه داشته باشید .

2-روش واژینال (2)

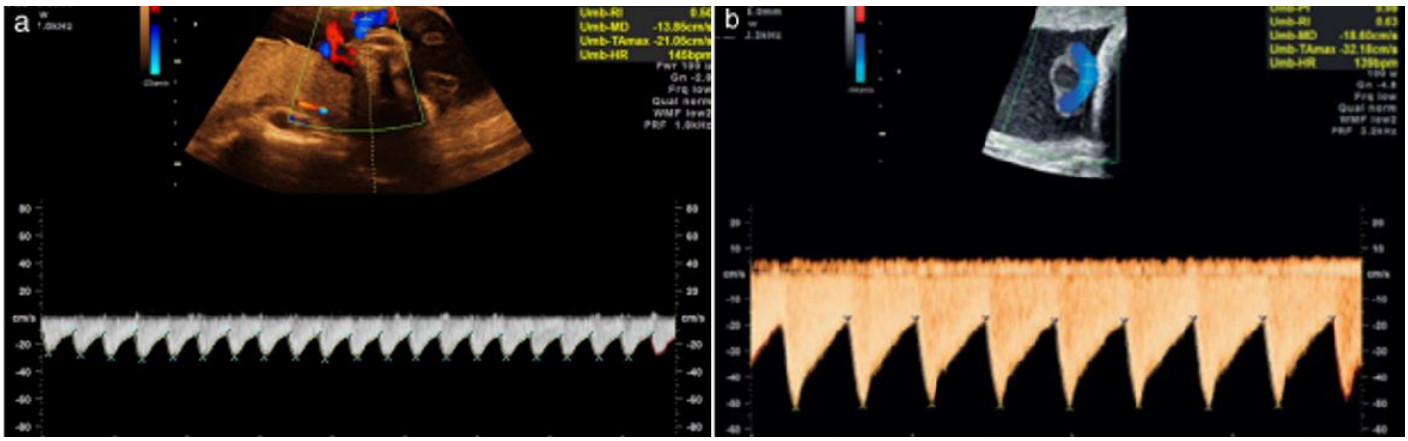
- می‌بایست از خانم درخواست شود که مثانه‌اش خالی باشد و در وضعیت دورسال لیتوتومی قرار بگیرد.
- پروب از طریق واژن در فورنیکس لترال قرار داده شده و با استفاده از داپلر رنگی شریان رحمی در محاذات اینترنال OS شناسایی شود.
- سپس باید این کار را برای شریان رحمی طرف مقابل تکرار کرد. باید به خاطر داشت مقادیر مرجع شاخص های داپلر شریان رحمی به روش اندازه گیری بستگی دارد ، بنابراین باید برای تفسیر این مقادیر از منبع مرجع مطابق با تکنیک بسته به واژینال (5) یا ابدومینال (3) استفاده کرد. تکنیک تابش باید همان باشد که برای مقادیر مرجع استفاده شده است .
- توجه داشته باشید که در زنان مبتلا به ناهنجاری مادرزادی رحم ، بررسی شاخص‌های داپلر شریان رحمی و تفسیر آن‌ها معتبر نیست ، زیرا همه مطالعات منتشر شده بر روی افراد با پیش فرض آناتومی طبیعی انجام شده است. (**نکته عملی خوب**)

تکنیک مناسب برای بدست آوردن شکل موج داپلر شریان نافی چیست؟

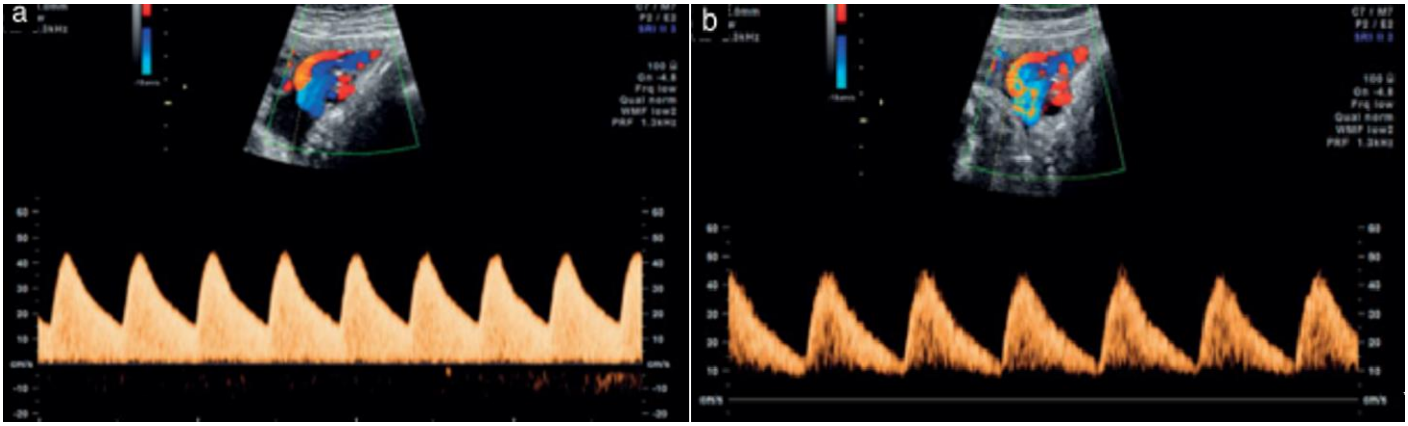
تفاوت معنی‌داری بین اندازه شاخص‌های داپلر در انتهای جنینی (داخل شکمی) (11) ، حلقه آزاد و انتهای جفتی بند ناف (12) وجود دارد . مقاومت (امپدانس) در انتهای جنینی بیشترین است و به احتمال زیاد فقدان و یا معکوس شدن جریان انتهای دیاستولی (EDV) ابتدا در این محل دیده می شود. محدوده مرجع برای اندکس داپلر شریان نافی در هر یک از این بخش‌ها منتشر شده است. (11و 13) به خاطر سادگی و ثبات و بصورت قراردادی، اندازه گیری‌ها می‌بایست در بخش حلقه آزاد (free loop) شریان نافی صورت گیرد. (**نکته خوب عملی**) تصمیم برای استفاده از حلقه آزاد بندناف، در اوایل تاریخچه سونوگرافی داپلر گرفته شده و با موفقیت بالینی بالایی مورد استفاده قرار گرفته است. با این وجود، در بارداری‌های چندقلویی، و/یا هنگام مقایسه اندازه گیری‌های مکرر به صورت طولی، گزارش از محل های مشخص، مثل انتهای جنینی، انتهای جفتی یا قسمت داخل شکمی، ممکن است قابل اعتمادتر باشد. بایستی محدوده‌های مرجع مطابق با محل اندازه گیری، مورد استفاده قرار گیرد. شکل 3 نمونه‌هایی از ثبت قابل‌قبول و غیرقابل قبول سرعت موج (velocity waveform) را نشان می‌دهد و شکل 4 تاثیر فیلتر دیواره رگ را مشخص می‌کند.

توجه داشته باشید که در بارداری‌های چندقلو، ارزیابی جریان خون شریان نافی می‌تواند چالش برانگیز باشد، زیرا ممکن است تشخیص اینکه حلقه بند ناف مربوط به کدام جنین است، دشوار باشد. بنابراین بهتر است اندازه گیری داپلر شریان نافی درست دیستال به محل اتصال شکمی بندناف انجام شود. به هر حال، مقاومت در محل مذکور نسبت به حلقه آزاد و محل اتصال بندناف به جفت، بالاتر است، بنابراین نمودارهای مرجع مناسب مورد نیاز است.**(نکته عملی خوب)**

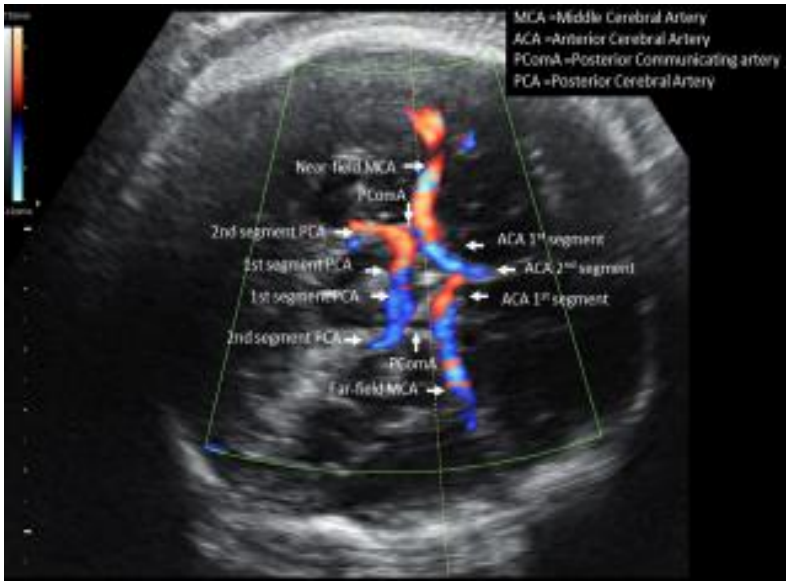
•همچنین توجه داشته باشید که در بند ناف تک شریان (دو رگی) ، در هر سن حاملگی ، قطر شریان نافی منفرد بزرگتر از قطر شریانی در صورت وجود دو شریان است.(14) با توجه به همودینامیک متفاوت ، در تفسیر شکل موج ثبت شده در چنین مواردی، با استفاده از رفرانس رایج، باید احتیاط کرد. (نکته عملی خوب)



شکل 3 : مثال‌هایی از موج شریان نافی غیرقابل قبول (a) و قابل قبول (b). ثبت موج با کاهش مقیاس داپلر (یعنی کاهش فرکانس تکرار پالس) برای بزرگنمایی سرعت ثبت شده در مانیتور و نیز با تنظیم سرعت جابجایی به نحوی که فقط سه تا نه موج متوالی را پوشش دهد، بهبود می‌یابد.



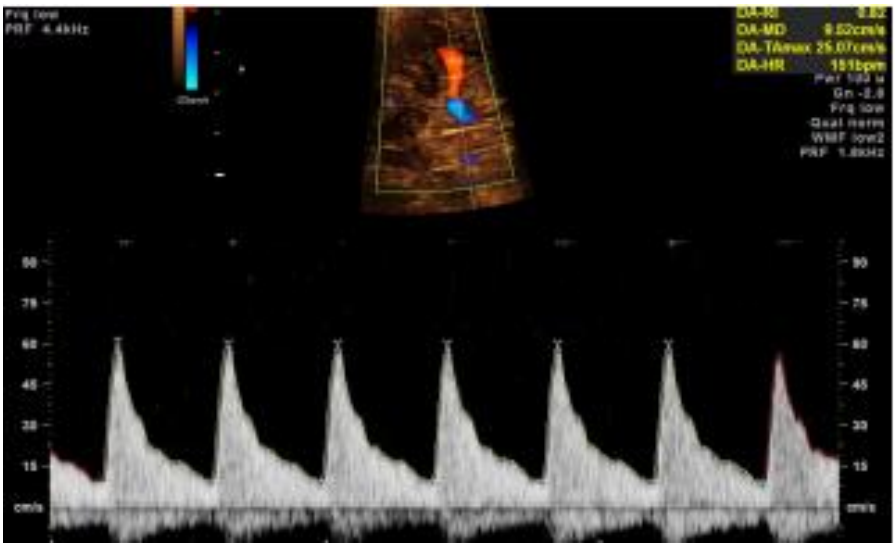
شکل 4 (a) موج شریان نافی که با تنظیم فیلتردیواره عروقی کم ثبت شده و نشان دهنده جریان طبیعی است و (b) ثبت جریان دیاستولیک ظاهراً خیلی پایین ونشانه‌های فقدان جریان در خط پایه، به علت استفاده نادرست از فیلتر دیواره عروقی، که خیلی بالا تنظیم شده و در نتیجه سرعت‌های پایین در امتداد خط صفر را نشان نداده است.



شکل 5 نقشه برداری داپلر رنگی از حلقه ویلیس

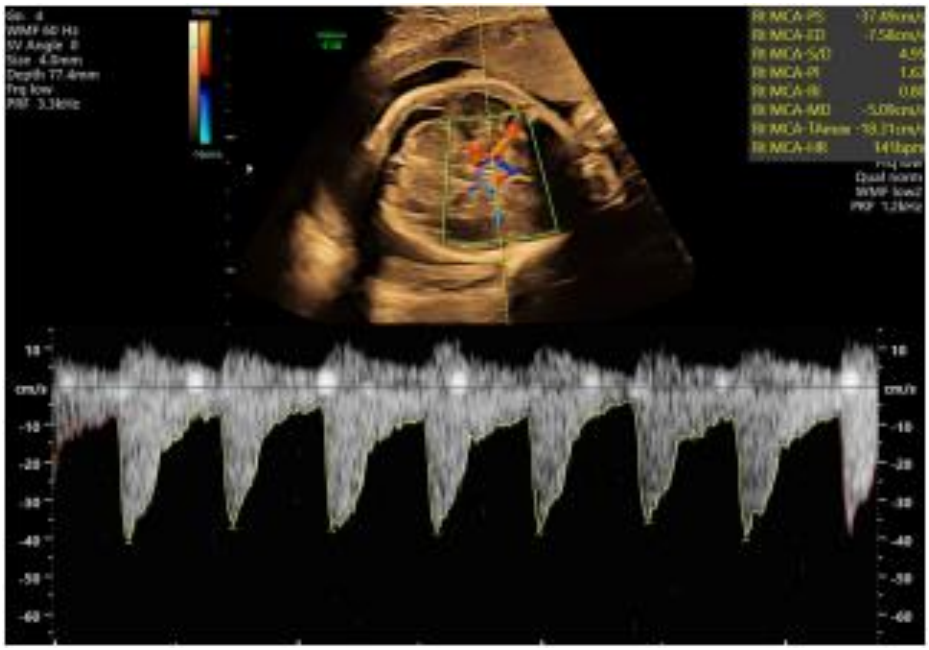
تکنیک مناسب برای گرفتن داپلر شریان مغزی میانی چیست؟

- بایستی یک مقطع محوری (axial) ازمغز، شامل تالاموس‌ها و بال‌های استخوان اسفنوید، گرفته شده وسپس بزرگنمایی شود.
- بایستی از نقشه برداری داپلر رنگی برای مشخص کردن حلقه ویلیس (circle of Willis) و پروگزیمال شریان مغزی میانی (MCA)، درست caudal به پلن ترنس تالامیک استفاده کرد. (شکل 5)
- سپس بایستی pulsed-wave Doppler gate را بر روی یک سوم پروگزیمال MCA، نزدیک به منشا آن در شریان کاروتید داخلی (15) قرار داد (سرعت سیستولیک با افزایش فاصله از نقطه مبداء این رگ، کاهش می‌یابد). **(درجه توصیه: C)**
- زاویه بین پرتو اولتراسوند و جهت جریان خون بایستی در صورت امکان نزدیک به 0^{o} باشد (شکل 6)
- بایستی مراقب بود که از فشار آوردن غیر ضروری بر روی سر جنین اجتناب شود زیرا این کار موجب افزایش سرعت حداکثری سیستولی (PSV) و کاهش سرعت انتهای دیاستول (EDV) و افزایش PI می‌گردد. (16)
- بایستی حداقل سه و کمتر از ده موج متوالی ثبت شود. بالاترین نقطه موج به عنوان حداکثر سرعت سیستول PSV (بر حسب cm/s) در نظر گرفته می شود.
- PSV را می توان با استفاده ازکالیپردستی یا به صورت ردیابی خودکار (auto trace) اندازه گیری کرد. PI معمولا با استفاده از اندازه گیری خودکارگزارش می‌شود، ولی اندازه گیری دستی هم قابل قبول است. در واقع، در کارهای تحقیقاتی بنیادین ارزش MCA-PSV در تشخیص غیر تهاجمی کم خونی جنینی، از کالیپر دستی استفاده شده است. (15)
- برای تفسیر باید از محدوده‌های مرجع مناسب استفاده شود، و تکنیک اندازه گیری باید مشابه روش مورد استفاده برای تدوین محدوده مرجع باشد.



شکل 6 موج داپلر قابل قبول از شریان مغزی میانی. توجه داشته باشید که زاویه تابش نزدیک به 0º تنظیم شده است.

- قابلیت اعتماد بین کاربرهای مختلف در اندازه گیری MCA-PI ، با محدودیت توافق بین دو کاربر در حد متوسط گزارش شده است. فاصله 95% تفاوت های PI بین کاربرها 0.91+ تا 1.14- در محل پروگزیمال near-field MCA بود. در حدود 30% از موارد، اختلاف PI بینکاربرها بیش از 0.517 بود.(17) برای ارزیابی مقدار واقعی، اندازه گیری‌های متعدد توصیه می شود.
- در کار بالینی اندازه های MCA-PSV در محل پروگزیمال near-field MCA با اندازه‌های به دست آمده از رگ far-field قابل مقایسه است.(18-19) در صورتی که به دست آوردن زاویه تابش 0º در far-field MCA آسان تر از near-field باشد، رگ far-field ممکن است انتخاب شود.(شکل 7). **(درجه توصیه:C)**



شکل 7 موج داپلر شریان مغزی میانی (MCA) که از far-field MCA به دست آمده است. به زاویه تابش 0º توجه کنید.

نسبت مغزی جفتی و نسبت نافی مغزی چگونه محاسبه می شوند؟

- اساس فیزیولوژیک برای کاربرد بالینی نسبت داپلر مغزی جفتی (cerebroplacental ratio) (CPR) دو برابر است. CPR بازتابی از باز توزیع جریان خون شریانی است که در حین پرفیوژن ترجیحی مغز در پاسخ به هیپوکسمی جنینی رخ می دهد (’brain sparing‘). از منظر محاسباتی این، اثرهمودینامیک غیر طبیعی در گردش خون نافی و مغزی را تقویت نموده و ارتباط بیشتری با فشار نسبی اکسیژن جنینی (pO2) نسبت به هر دو شاخص تشکیل دهنده خود، دارد.(22-20)
- مقادیر شاخص های داپلر گردش خون شریانی مغزی و نافی به طرق مختلف با استفاده از شاخص های شریان مغزی میانی ، شریان مغزی قدامی ، شریان مهره ای یا شریان کاروتید داخلی ، شاخص‌های شریان نافی در مخرج کسر به جای صورت، و برای آنالیز نیمه کمی موج‌ها استفاده از PI یا RI، محاسبه شده است. (21،23-26)
- بیشترین شواهد علمی برای نسبت ساده PI شریان مغزی میانی تقسیم بر PI شریان نافی (یعنی CPR) گردآوری شده است، و دومین نسبت متداول مورد استفاده معکوس آن است، یعنی PI شریان نافی تقسیم بر PI شریان مغزی میانی ((umbilicocerebral ratio(UCR).
- وقتی که CPR یا UCR محاسبه می شود، بایستی اندازه گیری های شریان نافی و مغزی میانی با استفاده از تکنیک‌های شرح داده شده برای این عروق در اینجا باشد. **(نکته عملی خوب)**
- CPR یا UCR بایستی بجای اینکه بر اساس یک نقطه cut off واحد تفسیر شوند ، با استفاده از محدوده‌های مرجع بر اساس سن بارداری (27) تفسیر شوند. **(نکته عملی خوب)**

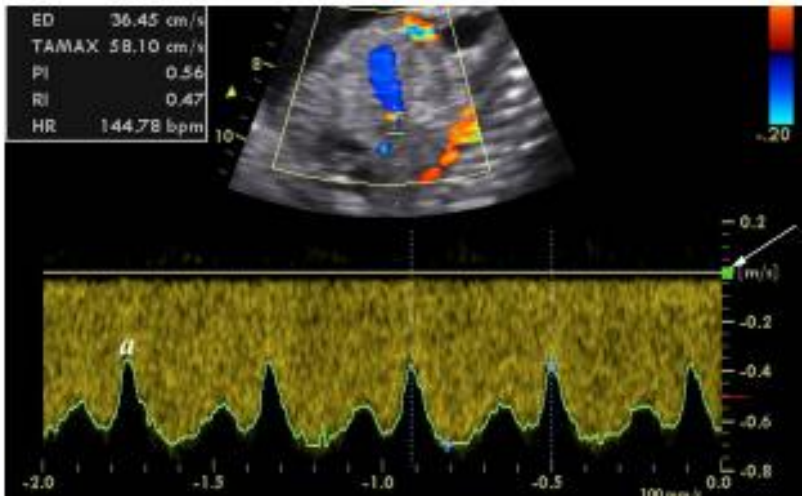
تکنیک مناسب برای گرفتن موج داپلر وریدی جنین چیست؟

- مجرای وریدی[10] (DV) بخش داخل شکمی ورید نافی را به قسمت چپ ورید اجوف تحتانی، درست در زیر دیافراگم متصل می کند. این رگ با مشاهده این اتصال در تصویر 2D هم در نمای طولی میدساژیتال تنه جنین و هم در نمای عرضی مایل قسمت فوقانی شکم جنین ، تشخیص داده می‌شود.(28)
- نقشه برداری با داپلر رنگی[11] سرعت بالای جریان در ورودی باریک DV را نشان داده و شناسایی آن را تایید می کند و محل استاندارد برای انجام اندازه گیری داپلر را مشخص می‌نماید.(29)
- اندازه گیری داپلر به بهترین وجه در نمای ساژیتال از قسمت قدامی و پایین شکم جنین به دست می‌آید، زیرا در این حالت می‌توتن مسیر ایسموس داکتوس را به خوبی کنترل کرد (شکل 8). تابش ساژیتال اولتراسوند به قفسه سینه نیز گزینه خوبی است، اما دشوارتراست. یک مقطع مایل دسترسی قابل قبولی برای تابش قدامی یا خلفی فراهم می‌کند، که منجر به تقویت امواج ولی با کنترل کمتر بر زاویه و سرعت مطلق می گردد.
- در اوایل بارداری و در بارداری‌های مشکل دار، برای اطمینان از ثبت صحیح حداقل سرعت در حین انقباض دهلیزی ،بایستی به کاهش مناسب sample volume توجه ویژه‌ای داشت (شکل 9).

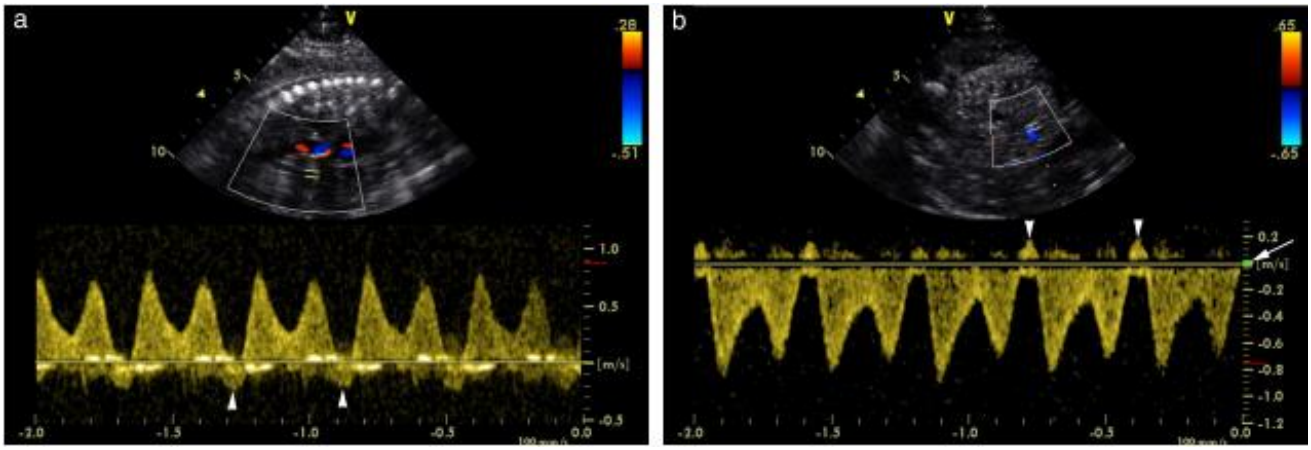
[10] ductus venosus

- color flow mapping[11]

- شکل موج معمولا سه فازی است، ولی ممکن است گزارشات نادری ازموج دو فازی و غیرضربانی در جنین های سالم دیده شود.(28)
- سرعت‌ها نسبتاً بالاست، بین 55 و 90 cm/s، در بیشتر نیمه دوم بارداری (30)، اما در اوایل بارداری کمتر است.



شکل 8 : ثبت داپلر مجرای وریدی با تابش ساژیتال در راستای قسمت ایسمیک ،بدون اصلاح زاویه. فیلتر دیواره عروقی با سرعت پایین (پیکان) با موج-a (a-wave) (a) که از خط صفر دور است، تداخل نمی‌کند. سرعت جابجایی بالا[12] امکان تصویرسازی دقیق تغییرات سرعت را فراهم می‌کند.



شکل 9 :(a): ثبت موج مجرای وریدی افزایش ضربان پذیری در 36 هفتگی را نشان می دهد. تداخل، از جمله بی‌نظمی بسیار اکوژنیک در امتداد خط صفر، تشخیص جزء معکوس (reversed) را در حین انقباض دهلیزی دشوار می‌سازد (نوک پیکان). (b) در تکرار همان موج، کمی افزایش فیلتر دیواره عروقی با سرعت کم (پیکان) کیفیت را بهبود بخشیده و امکان مشاهده واضح جزء معکوس (reversed) را در حین انقباض دهلیزی فراهم می‌سازد. (نوک پیکان).

12 high sweep speed

بایستی از کدام شاخص‌ها استفاده کرد ؟

نسبت سیستول به دیاستول (S/D) ، شاخص مقاومت (RI) و شاخص ضربان پذیری (PI) سه تا از بهترین شاخص‌های شناخته شده برای توصیف موج سرعت جریان شریانی می‌باشند. هر سه به شدت با هم همبستگی دارند. RI و نسبت S/D رابطه بین حداکثر سرعت در زمان سیستول (PSV) و سرعت در انتهای دیاستول (EDV) در موج داپلر را ارزیابی می کند. RI=(S-D/S) و نسبت سیستول به دیاستول = S/D می‌باشد. S نشان دهنده مقدار حداکثر سرعت در زمان سیستول و D نشان دهنده مقدار سرعت در انتهای دیاستول است . در محاسبه PI مقادیر PSV، EDV و میانگین زمان تغییر حداکثر فرکانس در چرخه قلبی در لحاظ می‌شوند. PI=(S-D)/TAMX) در این فرمول TAMX حداکثر سرعت ثبت شده در MVE[13] به صورت میانگین در طی چرخه قلبی می باشد.

TAMX نباید با (time-averaged intensity-weighted mean velocity (TAV or VM)) اشتباه گرفته شود. درموج های داپلری که نشان دهنده تغییرات دینامیک در اجزاء سیستولیک یا دیاستولیک هستند (مثلا در موج شریان رحمی همراه با وجود دندانه (notching)، یا سرعت انتهای دیاستولی معکوس(reversed(EDV) در موج شریان نافی)، PI نسبت به RI یا نسبت S/D برآورد تخمینی بهتری از ویژگی‌های موج دارد. بر خلاف RI یا نسبت S/D ، که ارتباط سهمی شکل با افزایش مقاومت عروقی نشان می دهند، PI با مقاومت عروقی ارتباط خطی دارد، (31)علاوه بر این، وقتی مقادیر دیاستولیک absent یا معکوس (reversed) است، PI به بی نهایت نزدیک نمی شود. PI شاخص توصیه شده برای استفاده در کار بالینی و تحقیقات می باشد. **(نکته عملی خوب)**

در حال حاضر هیچ شواهد سطح بالایی وجود ندارد که نشان دهد چگونه باید ازCPR یا UCR در اداره بالینی استفاده کرد.

برای تجزیه و تحلیل داپلرموج ضربانی (pulsed-wave Doppler) وریدها دو شاخص شرح داده شده است. متداول‌ترین آن شاخص ضربان پذیری وریدها (PIV[14]) است (32). که به صورت PIV= (Vs – Va)/TAMX محاسبه می شود، که Vs حداکثرسرعت رو به جلو در زمان سیستول بطنی و Va حداقل سرعت رو به جلو یا حداکثر سرعت معکوس در زمان انقباض دهلیزی می باشند("موج a"). شاخص دیگر شاخص حداکثر سرعت برای وریدها (PVIV[15]) که کمتر گزارش می‌شود و در اکثر بسته‌های اندازه گیری خودکار نشان داده نمی‌شود. PVIV به صورت (Vs- Va)/Vd محاسبه می‌شود، که Vd حداکثر سرعت رو به جلو در زمان انقباض دهلیزی (دیاستول) است. در کارهای بالینی استفاده از PIV توصیه می‌شود. **(نکته عملی خوب)**

این دستورالعمل رایج‌ترین تکنیک‌های مورد استفاده در رشته زنان و زایمان بالینی را که با مستندات علمی قوی پشتیبانی می‌شوند را ارایه می دهد. ما از کاربردها و اهمیت استفاده از بخش‌های مهمی از جریان خون که در اینجا ذکر نشده آگاه هستیم، این عروق و اندازه گیری‌ها ممکن است در مواردی خاص اهمیت ویژه ای داشته باشند. مثال‌هایی از این عروق ورید نافی، شریان کبدی، ورید پورت چپ و ورید اجوف فوقانی می‌باشند. بهرحال، اصول ارایه شده در این دستورالعمل برای همه موارد بررسی داپلر جنینی معتبر است.

[13] maximum velocity envelope
[14] pulsatility index for veins
[15] peak velocity index for veins

نویسندگان دستورالعمل

.....

…..

REFERENCES

1. Salvesen K, Abramowicz J, Ter Haar G, Miloro P, Sinkovskaya E, Dall'Asta A, Marˇs ´ al K, Lees C; Board of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology (ISUOG). ISUOG statement on the safe use of Doppler for fetal ultrasound examination in the first 13+6weeks of pregnancy (updated). Ultrasound Obstet Gynecol 2021; 57: 1020.

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. Gomez O, Figueras F, Fernandez S, BennasarM,Martinez JM, Puerto B, Gratac ´ os E. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11–41 weeks of gestation. Ultrasound Obstet Gynecol 2008; 32: 128–132.

4. Papageorghiou AT, Yu CK, Bindra R, Pandis G, Nicolaides KH, Fetal Medicine Foundation Second Trimester Screening G. 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.

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

6. Bower S, Kingdom J, Campbell S. Objective and subjective assessment of abnormal

uterine artery Doppler flow velocity waveforms. Ultrasound Obstet Gynecol 1998; 12: 260–264.

7. Ridding G, Schluter PJ, Hyett JA, McLennan AC. Influence of sampling site on uterine artery Doppler indices at 11–13(+)(6) weeks gestation. Fetal Diagn Ther 2015; 37: 310–315.

8. Drouin O, Johnson JA, Chaemsaithong P, Metcalfe A, Huber J, Schwarzenberger J, Winters E, Stavness L, Tse AWT, Lu J, Lim WT, Leung TY, Bujold E, Sahota D, Poon LC. Transverse technique: complementary approach to measurement of first-trimester uterine artery Doppler. Ultrasound Obstet Gynecol 2018; 52: 639–647.

9. Kongwattanakul K, Chaiyarach S, Hayakangchat S, Thepsuthammarat K. The Transverse versus the Sagittal Approach in First-Trimester Uterine Artery Doppler Measurement. Int J Womens Health 2019; 11: 629–635.

….

ضمیمه 1 : سطوح شواهد و درجه توصیه‌های درج شده در دستورالعمل‌های ایزوگ

Classification of evidence levels	
1++	High-quality meta-analyses, systematic reviews of randomized controlled trials or randomized controlled trials with very low risk of bias
1+	Well-conducted meta-analyses, systematic reviews of randomized controlled trials or randomized controlled trials with low risk of bias
1–	Meta-analyses, systematic reviews of randomized controlled trials or randomized controlled trials with high risk of bias
2++	High-quality systematic reviews of case–control or cohort studies or high-quality case–control or cohort studies with very low risk of confounding, bias or chance and high probability that the relationship is causal
2+	Well-conducted case–control or cohort studies with low risk of confounding, bias or chance and moderate probability that the relationship is causal
2–	Case–control or cohort studies with high risk of confounding, bias or chance and significant risk that the relationship is not causal
3	Non-analytical studies, e.g. case reports, case series
4	Expert opinion
Grades of recommendation	
A	At least one meta-analysis, systematic review or randomized controlled trial rated as 1++ and applicable directly to the target population; or a systematic review of randomized controlled trials or a body of evidence consisting principally of studies rated as 1+ applicable directly to the target population and demonstrating overall consistency of results
B	Body of evidence including studies rated as 2++ applicable directly to the target population and demonstrating overall consistency of results; or evidence extrapolated from studies rated as 1++ or 1+
C	Body of evidence including studies rated as 2+ applicable directly to the target population and demonstrating overall consistency of results; or evidence extrapolated from studies rated as 2++
D	Evidence of level 3 or 4; or evidence extrapolated from studies rated as 2+
Good practice point	Recommended best practice based on the clinical experience of the Guideline Development Group