

Практичні рекомендації ISUOG: використання доплеросонографії в акушерстві

Комітет клінічних стандартів

Міжнародне товариство ультразвуку в акушерстві та гінекології (International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, ISUOG) це наукова організація, що заохочує слушні стандарти клінічної практики, освітні та дослідницькі заходи, пов'язані з діагностичною візуалізацією в сфері охорони здоров'я жінок. Комітет клінічних стандартів ISUOG (Clinical Standards Committee, CSC) має своїм обов'язком розробку практичних рекомендацій та узгоджених положень, що в якості навчальних рекомендацій забезпечують працівників охорони здоров'я узгодженими підходами до діагностичної візуалізації. Вони мають відображати те, що ISUOG вважає найкращою практикою на момент видання. Хоча ISUOG докладає всіх зусиль для забезпечення правильності Рекомендацій під час їх видання, ані Товариство, ані його співробітники чи члени не несуть жодної відповідальності за наслідки будь-якої неправильної чи оманливої інформації, точки зору або положень, виданих CSC. Рекомендації не призначені для встановлення правових стандартів в охороні здоров'я, тому що на інтерпретацію доказової бази, яка лежить в основі Рекомендацій можуть впливати індивідуальні обставини та доступність ресурсів. Затверджені рекомендації можуть розповсюджуватись вільно з дозволу ISUOG (info@isuog.org).

ОБЛАСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ДОКУМЕНТУ

Цей документ узагальнює Практичні рекомендації стосовно проведення доплеросонографії фето-плацентарного кровообігу. Вкрай важливим є не піддавати надмірно ембріона і плода шкідливій дії ультразвукової енергії, особливо на самих ранніх етапах вагітності. В цих термінах доплерівське картування має проводитись за чіткими клінічними показаннями та на найнижчих можливих енергетичних рівнях. ISUOG видало Рекомендації по використанню доплеросонографії при ультразвуковому дослідженні плода в терміні з 11 по 13+6 тиж¹. При проведенні доплерівських досліджень, показник теплового індексу (thermal index, TI) має бути ≤ 1.0 і час експозиції має бути настільки коротким, наскільки можливо, зазвичай не довше ніж 5–10 хв., та не перевищувати 60 хв¹. До намірів цих Рекомендацій не входило окреслити клінічні показання, визначити належні терміни проведення доплеросонографії під час вагітності або обговорення варіантів інтерпретації результатів чи використання доплера в ехокардіографії плода. Метою є описати імпульсно-хвильовий доплер та його різновиди: спектральний доплер, кольорове доплерівське

картування та енергетичний доплер, які зазвичай використовуються для вивчення материнсько-плодового кровообігу. Ми не описуємо постійно-хвильовий доплер, оскільки він зазвичай не використовується в акушерській візуалізації; однак в тих випадках, коли у плода має місце стан, що супроводжується значним збільшенням швидкостей кровотоку (наприклад стеноз аорти або трикуспідальна регургітація), цей метод може бути корисним для чіткого визначення максимальних швидкостей, уникаючи аляйзингу.

Методики та практики, описані в цих Рекомендаціях були вибрані для зменшення помилок вимірювання та покращення відтворюваності. Вони можуть бути непридатними для використання в певних специфічних клінічних обставинах або для дослідницьких протоколів.

РЕКОМЕНДАЦІЇ

Яке обладнання необхідне для доплерівської оцінки плодово-плацентарного кровообігу?

- Система має бути обладнана кольоровим та спектрально-хвильовим доплером з можливістю відображення на моніторі шкали швидкості кровотоку або частоти повторення імпульсів (pulse repetition frequency, PRF), та частоти доплерівського ультразвукового сигналу (в МГц).
- Механічний індекс (Mechanical index, MI) та TI мають відобразитись на моніторі.
- Ультразвукова система має створювати максимальне покриття швидкостей (maximum velocity envelope, MVE), і відображати всю криву доплерівського спектру.
- Має бути можливість окреслити максимальне покриття швидкостей за допомогою автоматичного чи мануального обведення кривої.
- Програмне забезпечення має бути спроможним визначати пікову систолічну швидкість (peak systolic velocity, PSV), кінцево-діастолічну швидкість (end-diastolic velocity, EDV) та максимальну швидкість кровотоку, усереднену за часом, а також розраховувати загальноживані доплерівські індекси, а саме пульсаційний індекс, PI (pulsatility index, PI), індекс резистентності, IR (resistance index, RI) та систоло-діастолічне співвідношення, С/Д (systolic/diastolic velocity ratio S/D). На лінії обведення мають відобразитись різні показники, використані для розрахунку, щоб забезпечити правильність обчислених показників.

Як можна оптимізувати точність доплерівських вимірювань?

Імпульсно-хвильова доплеросонографія

- Запис має проводитись за відсутності дихальних та загальних рухів плода, і, при необхідності, з тимчасовою затримкою дихання вагітною.
- Кольорове доплерівське картування не є обов'язковим, хоча воно значно допомагає ідентифікувати необхідну судину та визначити напрямок кровотоку.
- Оптимальним є сканування при повному вирівнюванні з напрямком потоку крові. Це забезпечує найкращі умови для оцінки абсолютних швидкостей та форми кривих швидкостей кровотоку. Невеликі відхилення кута можуть траплятись. Кут інсонації в 10° відповідає 2% похибці швидкості, в той час як кут в 20° відповідає похибці в 6%. Якщо визначення абсолютної швидкості є клінічно важливим (наприклад в середньо-мозковій артерії, СМА) і кут перевищує 20° , можна використовувати корегування кута, але цей спосіб сам по собі може призводити до помилки. В таких випадках, якщо запис не вдалось покращити повторними спробами, в протокол дослідження має бути внесено коментар, із зазначенням кута інсонації, а також чи застосовувалось корегування кута при визначенні швидкості.
- Рекомендується починати дослідження з відносно широкого розміру контрольного об'єму (Doppler gate, sample volume), щоб забезпечити запис максимальних швидкостей під час всього серцевого циклу. Якщо накладання спектру іншої судини спричиняє проблеми, розмір контрольного об'єму може бути зменшений для покращення запису. Майте на увазі, що розмір контрольного об'єму можна зменшити лише в висоту, а не вшир.
- Як і в сірошкальному режимі, глибину проникнення та роздільну здатність доплерівського променю можна оптимізувати, регулюючи частоту (MHz) датчика.
- Фільтр судинної стінки, який також називається «відсіч низьких швидкостей», «фільтр рухів судинної стінки» або «фільтр пропуску високих частот», використовують для усунення шумів від рухів стінок судин. Зазвичай він має бути встановлений на найнижчому можливому рівні ($\leq 50\text{--}60$ Hz), щоб усунути низькочастотні шуми від периферичних судин. При встановленні фільтру на більш високих частотах, можна створити хибне враження відсутності кінцево-діастолічного кровотоку (дивись Малюнок 4b).
- Високий рівень фільтру судинної стінки є корисним при чітко окреслених кривих швидкостей кровотоку – в таких структурах, як вихідні тракти аорти та легеневої артерії. Низький рівень фільтру може призводити до появи шумів у вигляді артефактів потоку, розташованих близько до базової лінії або після закриття клапанів.
- Швидкість горизонтальної розгортки доплера має бути достатньо високою, щоб розділяти послідовні криві. Ідеальним є відображення 4-6 (але не більше 8-10) повних серцевих циклів. При частоті серцевих скорочень плода 110–150 уд/хв, достатньою є швидкість розгортки 50–100 мм/с.

- Частоту повторення імпульсів (PRF) слід відрегулювати відповідно досліджуваній судині: низька PRF дозволить візуалізувати та акуратно виміряти кровоток низької швидкості; однак, ці налаштування призведуть до появи аляйзингу при неочікувано високих швидкостях. Крива швидкостей має займати не менше 75% екрану доплера (дивись малюнок 3).
- Доплерівські вимірювання мають бути відтвореними. Якщо наявна суттєва різниця між вимірами, рекомендується повторний запис. Зазвичай, виміри найближчі до очікуваних обираються для протоколу дослідження, окрім технічно недосконалих.
- Для покращення якості доплерівських записів, слід здійснювати часте оновлення сірошкального чи кольорового доплерівського зображення в режимі реального часу (після підтвердження в режимі реального часу правильності встановлення контрольного об'єму, двовимірне (2D) та/або кольорове доплерівське зображення має бути замороженим під час запису доплерівських кривих швидкостей кровотоку).
- Контролюйте правильність позиції та оптимізуйте запис доплера при замороженому 2D зображенні, слухаючи аудіо сигнал, який представляє відображення сигналу доплерівського зсуву через гучномовець.
- Підсилення сигналу (gain) має бути налаштований таким чином, щоб чітко бачити криві швидкостей кровотоку, без артефактів на задньому плані дисплею.
- Не рекомендується проводити інверсію зображення доплера на моніторі апарату. Для оцінки серця і магістральних судин плода дуже важливо зберігати справжнє зображення напрямку кольорового потоку та положення спектру імпульсно-хвильового доплера. Зазвичай, потік, направлений до датчика представлений червоним кольором, а криві спектру розташовані вище базової лінії, водночас потік, направлений від датчика представлений синім кольором, і криві спектру знаходяться нижче базової лінії.

Кольорова направлена доплеросонографія

- У порівнянні з сірошкальним режимом, кольоровий доплер збільшує загальну кількість енергії, що випромінюється. Роздільна здатність кольорового доплера збільшується при зменшенні розміру «кольорового вікна». Слід зважати на показники MI та TI при зміні розміру та глибини «кольорового вікна».
- Збільшення розміру «кольорового вікна» також збільшує час обробки сигналу і таким чином зменшує частоту повторення кадрів; вікно слід робити настільки малим, наскільки можливо – щоб воно включало лише область, що досліджується.
- Шкалу швидкостей чи PRF слід налаштувати так, щоб вона відповідала реальній швидкості досліджуваної судини. При високому PRF, судини з низькою швидкістю кровотоку не відобразяться на моніторі. При невідповідно низькому PRF, буде присутній ефект аляйзингу, який є результатом накладання кольорових кодів швидкостей протилежних напрямків та потоків з невизначеним напрямком.

ISUOG Guidelines

- Як і в сірошкальному режимі, роздільна здатність та проникнення кольорового доплера залежить від частоти ультразвукового сигналу. Слід підлаштувати частоту для режиму кольорового доплера, щоб отримати оптимальний сигнал.
- Підсилення сигналу має бути відрегульованим таким чином, щоб запобігти появі шумів та артефактів, які мають вигляд випадкових кольорових плям на задньому фоні монітору.
- Фільтр також повинен бути налаштований так, щоб запобігти появі шумів від досліджуваної ділянки.
- Кут сканування впливає на зображення кольорового доплера; він має бути відрегульований шляхом оптимального розташування ультразвукового датчика відносно досліджуваної судини або області.

Енергетична та направлена енергетична доплеросонографія

- Застосовуються ті ж фундаментальні принципи, як і до кольорової направленої доплеросонографії.
- Кут сканування має менший вплив на сигнал енергетичного доплера; однак, ті самі заходи з оптимізації, як для кольорового направленої доплера мають бути проведені.
- Не існує феномену аляйзінга при використанні енергетичного доплера; однак невідповідно низька частота повторення імпульсів (pulse repetition frequency, PRF), може призводити до появи шумів і артефактів.
- Підсилення сигналу (gain) має бути зменшено, для запобігання посиленню шумів (виглядають як однорідне забарвлення на задньому плані).

Який належний метод отримання доплерівських кривих швидкостей кровотоку в маткових артеріях?

При доплеросонографії з використанням кольорової візуалізації в режимі реального часу, головний стовбур маткової артерії легко локалізується в ділянці з'єднання шийки та тіла матки. Доплерівські вимірювання зазвичай проводяться саме в цьому місці трансабдомінально^{2,3} або трансвагінально³⁻⁵. В той час, коли клінічна значущість абсолютних швидкостей є малою або відсутня взагалі, напівкількісна оцінка кривих швидкостей є загальнозживаною. В протокол дослідження окремо виносяться результати вимірювання правої та лівої маткових артерій, а також наявність дикротичної вирізки.

Оцінка маткових артерій в першому триместрі (малюнок 1)

1. Трансабдомінальний метод

- Трансабдомінально отримують середньо-сагітальний зріз матки, визначається цервікальний канал. Краще проводити огляд при порожньому сечовому міхурі.
- Потім датчик зміщується латерально, до візуалізації парацервікальних судинних сплетінь.
- Вмикається кольоровий доплер, проводиться ідентифікація маткової артерії в місці, де вона повертає

- краніально і робить свій підйом до тіла матки.
- Вимірювання проводяться саме в цьому місці, до розгалуження маткової артерії на аркуатні артерії.
- Той самий процес повторюється на протилежному боці.

2. Трансвагінальний метод

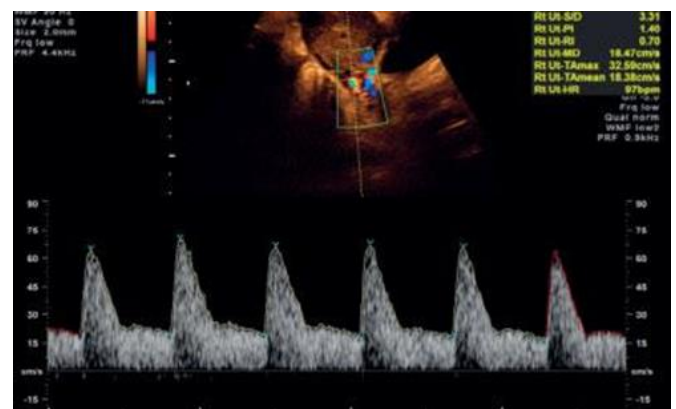
Трансвагінально датчик розміщується в передньому склепінні. Як і при трансабдомінальному методі, датчик зміщується латерально, до візуалізації парацервікальних судинних сплетінь, і такі ж самі кроки виконуються в тій самій послідовності як і при трансабдомінальному методі.

- Слід бути обережним, щоб не провести сканування шийково-вагінальної гілки маткової артерії (яка проходить в каудальному напрямку) або аркуатних артерій. Для маткових артерій типовими є швидкості більше 50 см/с, і це можна використовувати, щоб відрізнити дані судини від аркуатних артерій.

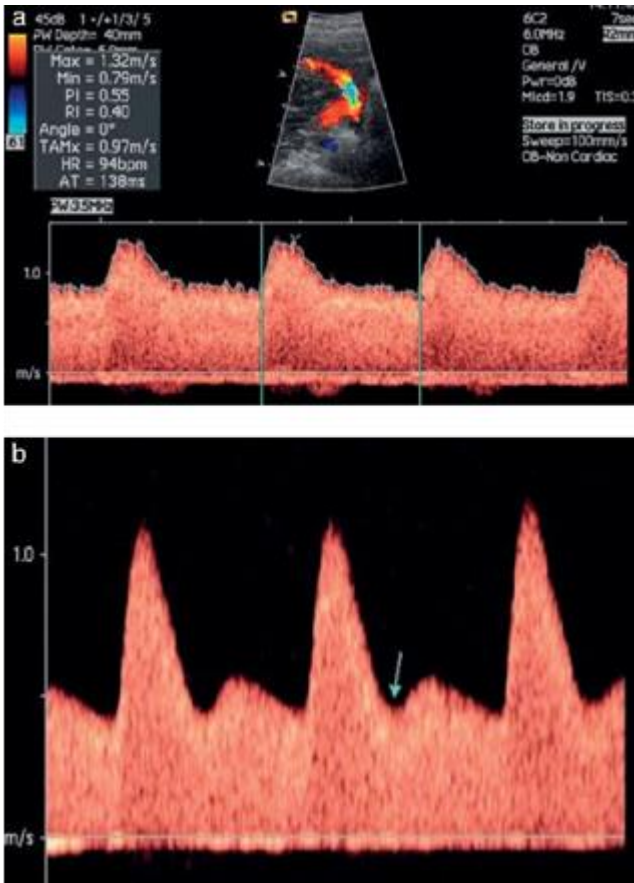
Оцінка маткових артерій в другому триместрі (Малюнок 2)

1. Трансабдомінальний метод

- Трансабдомінально датчик розташовують поздовжньо в нижньому латеральному квадранті живота, з більш медіальним напрямком сканування. Кольорове доплерівське картування допомагає ідентифікувати маткову артерію в місті її перехресту з зовнішньою клубовою артерією.
- Контрольний об'єм розміщується на 1 см нижче від точки цього перехресту.
- В невеликій частині досліджень, коли маткова артерія розгалужується до перехресту з зовнішньою клубовою артерією, контрольний об'єм має бути встановлений одразу перед біфуркацією маткової артерії.
- Той самий процес повторюється для контрлатеральної маткової артерії.
- Зі збільшенням гестаційного терміну, зазвичай відбувається ротація матки праворуч. Внаслідок цього ліва маткова артерія проходить не настільки латерально, як права.



Малюнок 1 Крива швидкостей кровотоку маткової артерії, отримана трансабдомінально в першому триместрі.



Малюнок 2 Криві швидкостей кровотоку маткової артерії, отримані трансабдомінально в другому триместрі. Нормальний (а) та патологічний (б) спектри; зауважте дикротичну вирізку (стрілка) на доплерівському сигналі на зображенні (б).

2. Трансвагінальний метод

- Слід попросити жінку спорожнити сечовий міхур та зайняти позицію дорсальної літотомії.
- Датчик розміщують в боковому склепінні, маткова артерія має бути ідентифікована за допомогою кольорового доплера на рівні внутрішнього вічка шийки матки.
- Та сама процедура має бути проведена для контрлатеральної маткової артерії.

Слід пам'ятати, що референтні значення доплерівських показників маткових артерій залежить від методики вимірювання, тому відповідні референтні дані мають використовуватись для трансабдомінального³ та трансвагінального⁵ шляхів. Методика сканування має ретельно відтворювати ту, що використовувалась для створення референтних значень.

Увага: У пацієнок з вродженими аномаліями матки оцінка доплерівських показників маткових артерій та їх інтерпретація є ненадійними, оскільки всі опубліковані дослідження проводились у жінок з (імовірно) нормальною анатомією.

Який належний метод отримання доплерівських кривих швидкостей кровотоку в артеріях пуповини?

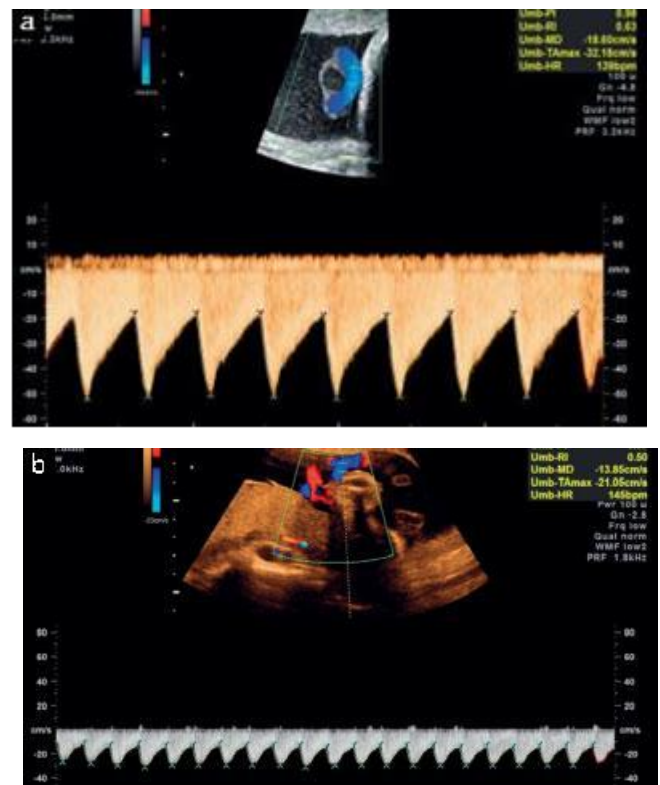
Є значна різниця між доплерівськими показниками,

отриманими на плодовому кінці, в вільній петлі та на плацентарному кінці пуповини⁶. Опір є найбільшим на плодовому кінці, і нульовий/зворотній кінцево-діастолічний кровоток спочатку реєструється саме в цьому місці. Були опубліковані референтні значення для доплерівських показників в цих ділянках^{7,8}. Заради простоти та узгодженості, вимірювання мають проводитись в вільній петлі пуповини. Однак при багатоплідній вагітності, та/або при порівнянні повторних вимірювань в динаміці, запис в ділянках, що не зрушуються, наприклад плодовому кінці, плацентарному кінці, або внутрішньо-абдомінальній ділянці можуть бути більш надійними. Належні референтні значення мають використовуватись відповідно місцю дослідження.

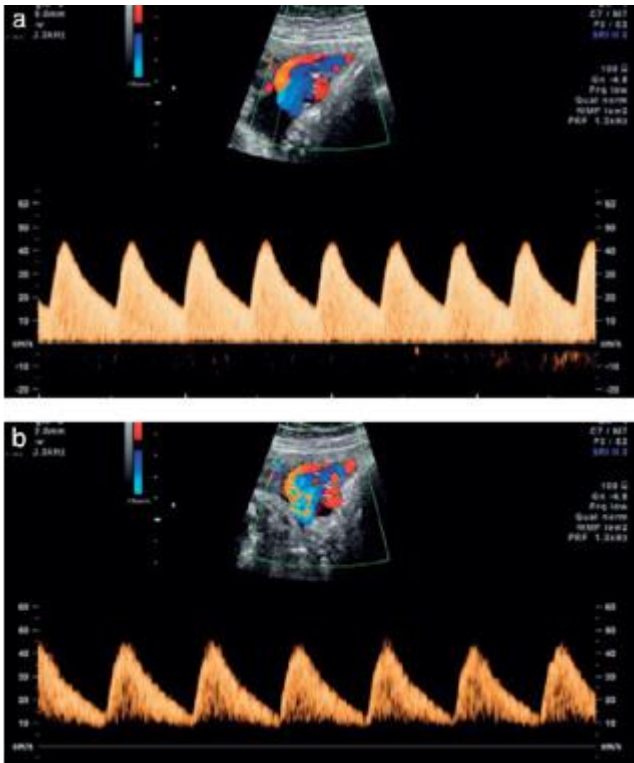
Малюнок 3 демонструє належні та неприйнятні записи кривих швидкостей кровотоку. На малюнку 4 показано вплив фільтра судинної стінки.

Увага: 1) При багатоплодовій вагітності, оцінка кровотоку в артерії пуповини може бути утрудненою, внаслідок можливих складнощів з визначенням належності петлі пуповини конкретному плоду. Краще проводити вимірювання в частині артерії пуповини, що знаходиться дещо дистально від місця виходу пуповини з передньої черевної стінки. Однак судинний опір тут є вищим, ніж у вільних петлях пуповини або поруч з місцем прикріплення пуповини до плаценти, тому необхідні відповідні референтні таблиці.

2) При двосудинній пуповини, в будь-якому терміні вагітності діаметр єдиної артерії пуповини є більшим, ніж коли наявні дві артерії і внаслідок цього опір є меншим⁹.



Малюнок 3 Належні (а) та неприйнятні (б) записи кривих швидкостей кровотоку артерії пуповини. На зразку (б) криві швидкостей занадто малі, швидкість розгортки занадто повільна.



Малюнок 4 Криві швидкостей кровотоку в артерії пуповини, отримані у одного плода з інтервалом в 4 хвилини, які демонструють (а) нормальний кровоток та (б) ознаки низького діастолічного кровотоку та відсутність сигналу біля базової лінії, внаслідок неправильного налаштування фільтра судинної стінки, (відсіч швидкостей встановлена на занадто високому рівні).

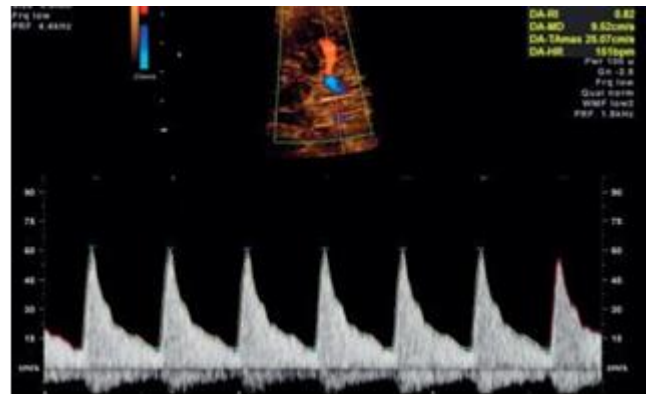
Який належний метод отримання доплерівських кривих швидкостей кровотоку в середньо- мозковій артерії плода?

- Аксіальний (поперечний) зріз головного мозку, з візуалізацією таламуса та крил клиноподібних кісток, має бути отриманий та збільшений.
- Кольорове доплерівське картування має використовуватись для ідентифікації Вілізівського кола та проксимальної частини СМА (малюнок 5).
- Контрольний об'єм імпульсно-хвильового доплера має бути встановлений на проксимальній третині СМА, близько до її виходу з внутрішньої сонної артерії (систолична швидкість зменшується зі збільшенням відстані від місця виходу судини).



Малюнок 5 Кольорове доплерівське картування Вілізівського кола.

- Кут між ультразвуковим променем та напрямком кровотоку має бути настільки близьким до 0° як тільки можливо (малюнок 6).
- Слід уникати надмірного тиску на голівку плода.
- Має бути записано не менше 3 і не більше 10 послідовних кривих швидкостей кровотоку. Найвища точка кривої вважається піковою систолічною швидкістю (ПСШ) (см/с).
- ПСШ може бути виміряна використовуючи мануальне встановлення каліперів або автоматичне обведення. Останній метод дає менші значення медіан ніж перший, але більше наближається до опублікованих медіан, що використовуються в клінічній практиці¹¹. Обчислення ПІ зазвичай проводять, використовуючи метод автоматичного обведення, але мануальне обведення також є прийнятним.
- Належні референтні значення мають використовуватись для інтерпретації результатів. Методика вимірювання має бути тією ж самою, що використовувалась для створення референтних значень.

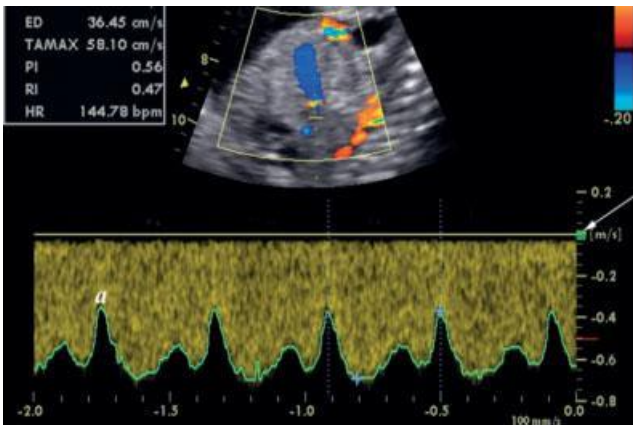


Малюнок 6 Прийнятний запис доплерівських кривих швидкостей кровотоку середньо-мозкової артерії. Зверніть увагу на кут сканування, який наближається до 0°

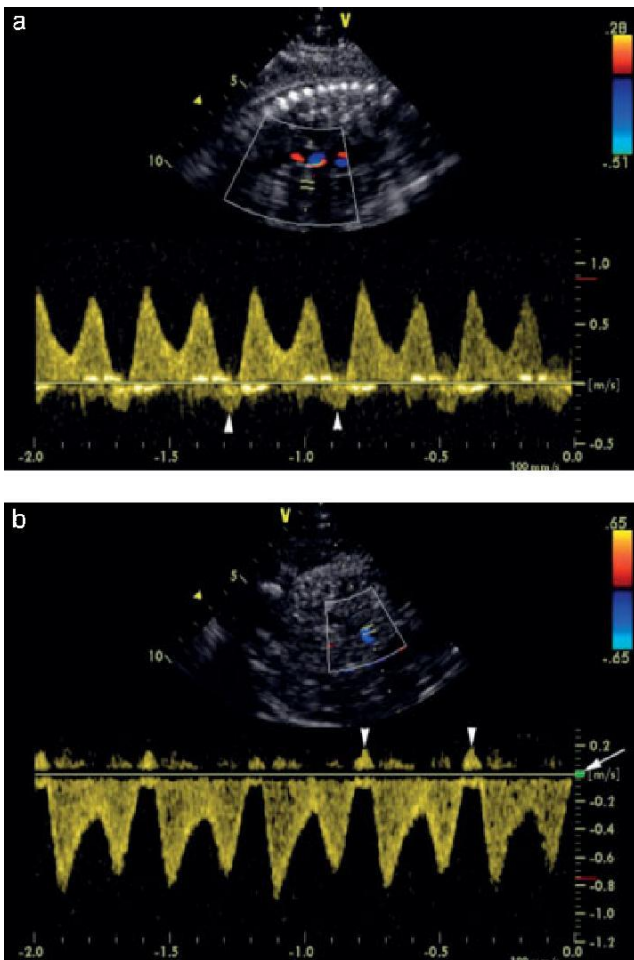
Який належний метод отримання доплерівських кривих швидкостей кровотоку в венозній протоці плода?

Венозна протока, Ductus venosus (малюнки 7 та 8)

- Венозна протока (ВП) зв'язує інтраабдомінальну ділянку пупочної вени з лівою ділянкою нижньої порожнистої вени трохи нижче діафрагми.
- Судина визначається шляхом сірошкальної (2D) візуалізації цього зв'язку в середньо-сагітальній поздовжній площині тулуба плода або в косому поперечному зрізі через верхні відділи живота¹².
- Висока швидкість в ділянці вузького входу ВП при кольоровому доплерівському картуванні підтверджує ідентифікацію судини і показує стандартне місце встановлення контрольного об'єму для доплерівських вимірювань¹³.
- Допплерівські вимірювання найкраще виконувати при скануванні в сагітальній площині від передніх нижніх відділів живота плода, оскільки можна добре контролювати вирівнювання УЗ променя з істмусом.



Малюнок 7 Допплерометрія венозної протоки, сканування із сагітального доступу забезпечує вирівнювання відносно ділянки перешийку без корегування кута. Фільтр судинної стінки (стрілка) не впливає на а-хвилю (а), яка розташована на відстані від базової лінії. Висока швидкість розгортки дозволяє детально візуалізувати зміни швидкостей.



Малюнок 8 Запис спектру швидкостей венозної протоки демонструє збільшення пульсаційності в 36 тижнів (а). Інтерференція, включаючи високо-ехогенний шум вздовж базальної лінії, утруднює верифікацію реверсного кровотоку в фазу скорочення передсердь (трикутники). (b) Повторний запис з помірним збільшенням фільтру судинної стінки (стрілка) покращує якість та дозволяє чітко візуалізувати реверсний швидкісний компонент в фазу скорочення передсердь (трикутники).

Сагітальне сканування через грудну клітку також є прийнятною методикою, але більш складною. Косий зріз

забезпечує прийнятний доступ для сканування як з переднього, так і з заднього доступів, дає можливість отримати криві швидкостей гарної якості, але з гіршою можливістю контролювати кут сканування та абсолютні швидкості.

- Швидкості є досить високими, між 55 та 90 см/с в другій половині вагітності¹⁵, але дещо нижчі в ранні терміни

Які індекси використовувати?

С/Д співвідношення, ІР and ПІ є трьома загальновідомими індексами для характеристики кривих швидкостей артеріального кровотоку. Між цими індексами існує високий ступінь кореляції. ПІ показує лінійну кореляцію з судинним опором, на відміну від С/Д співвідношення та ІР, які мають параболічний характер взаємовідносин зі зростаючою судинною резистентністю¹⁶. Крім того, ПІ може бути розрахованим при нульових або реверсних показниках діастолічного кровотоку. ПІ є найбільш широкоживаним індексом в сучасній практиці. Схожим чином, пульсаційний індекс для вен (ПІВ)¹⁷ найчастіше використовується для оцінки кривих швидкостей венозного кровотоку в сучасній літературі. В певних обставинах, надають перевагу використанню показників абсолютних швидкостей замість напівкількісних індексів.

АВТОРИ РЕКОМЕНДАЦІЙ

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, Charite, 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,

ISUOG Guidelines

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

Sepulveda, Fetal Medicine Center, Santiago de Chile, Chile

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

ПОСИЛАННЯ

На дані Рекомендації слід посилатись наступним чином: '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.'

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

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. Gomez O, Figueras F, Fernandez S, Bannas M, Martinez JM, Puerto B, Gratacos 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.
13. 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.
14. Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; **84**: 139–147.
15. 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.
16. Ochi H, Suginami H, Matsubara K, Taniguchi H, Yano J, Mat-suura 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.
17. Hecher K, Campbell S, Sniijders R, Nicolaides K. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; **4**: 381–390.

(Guideline review date: December 2015)

(Дата перегляду Рекомендацій: грудень 2015)

Translation into Ukrainian: Dr. Ganna Grebinichenko
Review of the Ukrainian translation: Sokolova Marina, MD

Автор українського перекладу: лікар Ганна Гребініченко
Редактор українського перекладу: лікар Марина Соколова