Департамент здравоохранения города Москвы

НИИ ОРГАНИЗАЦИИ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ И МЕДИЦИНСКОГО МЕНЕДЖМЕНТА

А. О. Быков, А. Е. Чижмакова, И. С. Щепарев, Д. Н. Проценко, Е. М. Шифман

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МОНИТОРИНГ ВОЛЕМИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ ПРИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЯХ У БЕРЕМЕННЫХ, РОЖЕНИЦ И РОДИЛЬНИЦ

УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКОЕ ПОСОБИЕ ДЛЯ ПРАКТИКУЮЩИХ ВРАЧЕЙ И ОРДИНАТОРОВ

МОСКВА
2024

ЭКОСИСТЕМА ВОЗМОЖНОСТЕЙ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛОВ

НАУКА

- Научные исследования, планирование и реализация исследовательской стратегии
- Этическая экспертиза исследований
- Сопровождение в проведении научных исследований и подготовке научных трудов
- Мониторинг научной продуктивности и выбор приоритетов развития медицинской науки
- Организационные технологии развития здравоохранения
- Новые модели экономики здравоохранения

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ ЗАЩИТА

- Помощь в патентовании
- Юридическая поддержка
- Международное научное сотрудничество

ЦЕНТР МЕДИЦИНСКОЙ СТАТИСТИКИ

- Аналитика статистических данных
- Оперативные мониторинги здравоохранения
- Консультации по вопросам сбора статистических данных
- Государственная статистика здравоохранения
- Фармако-экономическое изучение технологий

ЦЕНТР МЕДИКО-СОЦИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

- Прикладные социологические исследования
- Изучение текущих трендов в ценностно-ориентированном здравоохранении
- Нейросети для изучения здравоохранения и поведенческих моделей населения

ЦЕНТР «МОСКОВСКАЯ МЕДИЦИНА.ОБРАЗОВАНИЕ»

- Аспирантура
- Магистратура
- Ординатура
- Дополнительное профессиональное образование

100 ЛЕТ НИИОЗММ 30 ЛЕТ В ЗДРАВООХРАНЕНИИ

ОРГАНИЗАЦИЯ МЕРОПРИЯТИЙ

- Профессиональные мероприятия офлайн
- Цифровая платформа “Московская медицина. Мероприятия” для онлайн-мероприятий
- Экспертиза и аккредитация мероприятий в НМО
- Разработка научных программ мероприятий
- Патронаж мероприятий ДЗМ

КОММУНИКАЦИИ

- Дизайн и оформление полиграфической продукции
- Организация видео- и фотосъемок
- Медиаохваты и соцсети
- Бренд врача и медицинской организации
- Публикации в журналах для профессиональной аудитории

ИНФОРМАТИЗАЦИЯ

- Информационная безопасность
- Ведение регистров и информационных систем
- Разработка сайтов и порталов
- Техническая поддержка

МЕТОДОЛОГИЯ

- Разработка методических рекомендаций по развитию медицинских служб города
- Помощь в организации публикаций и мероприятий

Государственное бюджетное учреждение города Москвы
«Научно-исследовательский институт организации
здравоохранения и медицинского менеджмента
Департамента здравоохранения города Москвы»

*Кафедра анестезиологии и реаниматологии
ФДПО ИНОПР ФГАОУ ВО РНИМУ им Н. И. Пирогова*

ГБУЗ «ММКЦ "Коммунарка" ДЗМ»

ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ»

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МОНИТОРИНГ ВОЛЕМИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ ПРИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЯХ У БЕРЕМЕННЫХ, РОЖЕНИЦ И РОДИЛЬНИЦ

*учебно-методическое пособие
для практикующих врачей и ординаторов*

Москва
ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ»
2024

УДК 618.3
ББК 57.16
У51

Рецензенты:

Сергей Викторович Свиридов – доктор медицинских наук, профессор заведующий кафедрой анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии имени профессора В. Д. Малышева ИХ ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации;

Александр Вениаминович Куликов – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии и токсикологии ФГБОУ ВО «Уральский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, вице-президент Ассоциации акушерских анестезиологов-реаниматологов, член правления Федерации анестезиологов-реаниматологов, председатель комитета Федерации анестезиологов-реаниматологов по вопросам анестезии и интенсивной терапии в акушерстве и гинекологии, председатель регионального отделения ФАР Свердловской области

Авторы:

А. О. Быков, А. Е. Чижмакова, И. С. Щепарев, Д. Н. Проценко, Е. М. Шифман

У51 **Ультразвуковой мониторинг волемических нарушений при критических состояниях у беременных, рожениц и родильниц:** учебно-методическое пособие для практикующих врачей и ординаторов / [А. О. Быков и др.]. – М.: ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ», 2024. – 46 с.

ISBN 978-5-907805-67-5

Представленное учебно-методическое пособие посвящено ультразвуковому мониторингу волемии у беременных женщин и ориентировано на врачей, работающих в сфере анестезиологии и реанимации. В условиях интенсивной терапии и анестезиологической помощи при беременности оценка волемического статуса играет важнейшую роль, поскольку динамические изменения в водно-электролитном балансе, объеме циркулирующей крови и сердечно-сосудистой системе существенно влияют на состояние как матери, так и плода.

Материалы пособия охватывают основные физиологические аспекты, сопровождающие беременность, такие как увеличение объема циркулирующей плазмы, особенности сердечного выброса и распределение жидкости между внутрисосудистым, интерстициальным и внутриклеточным секторами. Подробно изложены механизмы регулирования кровообращения, описана роль ренин-ангиотензин-альдостероновой системы и специфические реакции организма, направленные на поддержание гомеостаза.

В пособии представлены детальные практические рекомендации по ультразвуковому мониторингу волемии, включая методы настройки аппарата, характеристику ультразвуковых датчиков и их выбор в зависимости от исследуемых областей. Пошаговые инструкции помогают осваивать технику визуализации и измерения параметров волемии, что позволяет своевременно выявлять нарушения и корректировать терапию.

Отдельные разделы посвящены возможным ограничениям метода в случае определенных патологических состояний – таких, как сердечная недостаточность, легочная гипертензия и осложнения, связанные с высоким уровнем внутрибрюшного давления. Разобраны способы интерпретации данных при изменении гемодинамики под воздействием внешних факторов, включая респираторную терапию, артериальную гипотонию и другие состояния, требующие особого подхода к оценке волемического статуса.

Ценность пособия заключается в комплексном подходе, который сочетает теоретические аспекты и практические рекомендации, позволяющие специалистам анестезиологам-реаниматологам быстро овладеть навыками ультразвукового мониторинга.

Материал пособия может быть полезен как для начинающих врачей, так и для опытных специалистов, стремящихся углубить свои знания и повысить качество диагностики и лечения пациентов в критических состояниях.

УДК 618.3
ББК 57.16

Утверждено и рекомендовано к изданию Научно-методическим советом ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ» (Протокол № 8 от 15 октября 2024 г.).

При использовании материалов публикации ссылка на первоисточник с указанием правообладателя (ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ») обязательна.

ОБРАТИТЕ ВНИМАНИЕ!!!

Учебно-методическое пособие написано для анестезиологов-реаниматологов, не имеющих специального образования по ультразвуковой диагностике!

© Коллектив авторов, 2024
© ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ», 2024

ISBN 978-5-907805-67-5

Информация об авторах

Андрей Олегович Быков – ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии ФДПО ИНОПР ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н. И. Пирогова Минздрава России; врач – анестезиолог-реаниматолог ГБУЗ «ММКЦ "Коммунарка" ДЗМ»; член экспертного совета ФАР по нозокомиальным инфекциям и сепсису; ведущий специалист организационно-методического отдела по анестезиологии и реаниматологии ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ».

https://orcid.org/0000-0001-5244-7769
9256342224rsmu@gmail.com

Александра Евгеньевна Чижмакова – врач – анестезиолог-реаниматолог, заведующий отделением анестезиологии и реанимации Перинатального центра ГБУЗ «ММКЦ "Коммунарка" ДЗМ».

https://orcid.org/0009-0009-8631-3342
alch2501@gmail.com

Иван Сергеевич Щепарев – врач – анестезиолог-реаниматолог, врач ультразвуковой диагностики Национального медико-хирургического центра им. Н. И. Пирогова.

https://orcid.org/0000-0002-0432-135X
is22@list.ru

Денис Николаевич Проценко – доктор медицинских наук, доцент, главный внештатный специалист по анестезиологии-реаниматологии ДЗМ, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии ФДПО ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова» Минздрава России; директор ГБУЗ «Московский многопрофильный клинический центр "Коммунарка" Департамента здравоохранения города Москвы».

https://orcid.org/0000-0002-5166-3280
drprotsenko@gmail.com

Ефим Муневич Шифман – доктор медицинских наук, профессор кафедры анестезиологии и реаниматологии ФДПО ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова» Минздрава России.

https://orcid.org/0000-0002-6113-8498
eshifman@mail.ru

Оглавление

Оглавление 5

Список сокращений 5

Введение 6

Часть 1. Водно-электролитный состав организма и аспекты физиологии во время беременности 9

1.1. Водный состав тела и распределение жидкости 9

1.2. Внутриклеточный сектор 11

1.3. Внутрисосудистый сектор 12

1.4. Интерстициальный сектор 13

1.5. Особенности физиологии обмена воды во время беременности 15

1.6. Уравнение Старлинга и отёк лёгких во время беременности и родов 21

2. Понятие сердечного выброса и его основных компонентов 28

Часть 2. Ультразвуковой мониторинг волемических нарушений 31

2.1. Виды и характеристика ультразвуковых датчиков 33

2.2. Настройка аппарата и выбор датчика 36

2.3. Сосуды шеи в поперечной проекции 37

2.4. Измерения на внутренней яремной вене. Вариабельность размера при дыхании 38

2.5. Общая сонная артерия в продольной проекции 40

2.6. Измерения на общей сонной артерии. Вариабельность пиковой скорости при дыхании 41

2.7. Измерения на общей сонной артерии.
Корректированное время потока. 45

2.8. Плечевая артерия в продольной проекции 48

2.9. Выбор кардиального датчика. 51

2.10. Парастернальная позиция по длинной и короткой оси 51

2.11. Измерения на легочной артерии.
Вариабельность временного интеграла скорости (VTI) при дыхании 53

2.12. Модифицированная парастернальная позиция по короткой оси 57

2.13. Измерения на верхней полой вене.
Вариабельность размера при дыхании 58

2.14. Пятикамерная позиция. Измерения на аорте.
Вариабельность временного интеграла скорости (VTI) при дыхании 61

Заключение 64

Приложение. Рекомендуемая последовательность оценки
волемических показателей 67

Список сокращений

АКС – абдоминальный компартмент-синдром

ВПВ – верхняя полая вена

ВЯВ – внутренняя ярёмная вена

ИВЛ – искусственная вентиляция легких

КОД – коллоидно-осмотическое давление

КС – кесарево сечение

ОМТ – общая масса тела

ООВ – общий объём воды

ОПСС – общее периферическое сосудистое сопротивление

ОРДС – острый респираторный дистресс-синдром

ОЦК – объём циркулирующей крови

ОЦП – объём циркулирующей плазмы

ПДКВ – положительное давление конца выдоха

РААС – ренин-ангиотензин-альдостероновая система

СВ – сердечный выброс

СИАГ – синдром интраабдоминальной гипертензии

УЗ – ультразвук

УО – ударный объём

ХОБЛ – хроническая обструктивная болезнь легких

ЧСС – частота сердечных сокращений

PEEP – Positive end-expiratory pressure

VTI – Velocity Time Integral

Введение

Ультразвуковой мониторинг волемического статуса во время беременности является ключевым компонентом комплексного ухода за пациентками в условиях интенсивной терапии и анестезиологической помощи. Данное учебно-методическое пособие адресовано анестезиологам-реаниматологам, не имеющим специального образования по ультразвуковой диагностике, но сталкивающимся в своей повседневной работе с необходимостью объективной оценки состояния волемии у беременных женщин. Оно разработано для того, чтобы помочь врачам, работающим в условиях отделения интенсивной терапии и родильных домов, применять ультразвуковые методы мониторинга для улучшения исходов лечения.

Беременность сопровождается множеством значительных изменений в физиологии женщины, в том числе в сердечно-сосудистой системе и системе водно-электролитного обмена. Это требует внимательного отношения к волемическому статусу, особенно в условиях критических состояний. Увеличение объема циркулирующей крови, снижение коллоидно-осмотического давления, изменение гемодинамических параметров и склонность к отекам – все эти изменения могут приводить к серьезным осложнениям и требуют своевременного вмешательства. Одним из эффективных инструментов для оценки состояния пациентки в этих условиях является ультразвуковая диагностика, которая позволяет в режиме реального времени контролировать волемический статус и другие физиологические показатели.

В первой части пособия представлены теоретические основы водно-электролитного обмена, включая внутриклеточный и внеклеточный сектора, и особенности изменения физиологических параметров во время беременности. Вторая часть посвящена практическим аспектам ультразвукового мониторинга: описываются различные виды ультразвуковых датчиков, их настройка и особенности проведения исследований. Приводятся алгоритмы оценки волемического статуса, нацеленные на минимизацию осложнений и оптимизацию инфузионной терапии. Ультразвуковая диагностика – это неинвазивный метод, позволяющий врачу получать информацию о состоянии сосудов, сердца и других органов, что особенно важно в условиях критической медицины и интенсивной терапии.

Таким образом, основная задача данного пособия заключается в том, чтобы предоставить врачу удобные и практические инструменты для мониторинга волемического статуса беременных пациенток. Это способствует улучшению качества медицинской помощи, снижению риска развития осложнений и повышению общей безопасности родов, как для матери, так и для ребенка.

ЧАСТЬ

1

ВОДНО-ЭЛЕКТРОЛИТНЫЙ СОСТАВ ОРГАНИЗМА И АСПЕКТЫ ФИЗИОЛОГИИ ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ

1.1. Водный состав тела и распределение жидкости

Жидкость – ключевой компонент жизни любого живого существа, в том числе и человека. Однако всегда стоит помнить о том, что общее содержание воды может в значительной степени варьироваться в зависимости от показателей пола, возраста, конституциональных особенностей человека и ряда сопутствующих заболеваний. Принято считать, что общий объём воды (ООВ) у взрослого человека составляет 60 % от массы тела. Таким образом весьма «усредненно» общее содержание воды в теле взрослого у человека с тощей массой тела 80 кг можно рассчитать по формуле:

ООВ = 80 (кг) x 0,6 = 48 (литров),

где ООВ – общий объём воды

Однако не стоит путать понятия воды и жидкости. Жидкость в организме действительно представляет собой не просто воду, а водный раствор различных веществ, таких как соли, минералы, поэтому в дальнейшем будем употреблять лишь понятие «жидкость организма». Вся жидкость организма распределена по так называемым водным секторам, среди которых принято выделять 2 основных: это внутриклеточная жидкость, которая составляет 40 % от общей массы тела (ОМТ), и внеклеточная жидкость, которая составляет 20 % от ОМТ (рис. 1). В свою очередь, внеклеточная жидкость включает внутрисосудистую жидкость, интерстициальную жидкость, лимфу и жидкость «третьего пространства», которая может стать клинически значимой при развитии патологических состояний. К жидкостям «третьего пространства» относятся асцит, плевральная жидкость с развитием гидроторакса, секвестрированная жидкость в кишечнике при развитии паралитической кишечной непроходимости, зона паранекроза при ожогах. При обсуждении распределения жидкости в организме такие термины, как пространство, сектор или компартмент, могут использоваться как взаимозаменяемые [1], [2].

Рисунок 1. Распределение жидкости в организме человека [1]
ОВО – общая вода организма. ОМТ – общая масса тела

1.2. Внутриклеточный сектор

Организм человека содержит несколько десятков триллионов клеток, и каждая из них наполнена жидкостью, которая составляет основу цитоплазмы. Внутреннее пространство каждой клетки отграничено цитоплазматической мембраной от внешней среды. Но поскольку каждая клетка по отдельности не может учитываться в структуре внутриклеточного пространства, лучше подробнее с точки зрения понимания представить все в виде единого внутриклеточного компартмента, отграниченного одной большой клеточной мембраной от внешней среды. Учитывая такое огромное количество клеток, наполненных жидкостью, становится очевидным, что суммарный объем этой внутриклеточной жидкости и будет самым большим водным сектором. Если принять всю воду организма за 100 %, то внутриклеточное жидкостное пространство будет составлять порядка 66 %, а это примерно 25–28 литров. Стоит отметить, что большой объем внутриклеточного пространства определяет и большую инерцию происходящих метаболических процессов. Таким образом становится ясно, что скорость обменных процессов воды и электролитов во внесосудистом пространстве гораздо выше, чем во внутриклеточном, что и определяет постоянство внутреннего гомеостаза. Этот важный факт стоит всегда учитывать при разработке стратегии инфузионной терапии и коррекции водно-электролитных нарушений. Ярким примером может служить быстрая коррекция длительно сохраняющейся гипонатриемии, которая с высокой вероятностью может осложниться развитием центрального понтийного миелинолиза (острая ограниченная демиелинизация средней области основания моста мозга).

1.3. Внутрисосудистый сектор

Внутрисосудистое жидкостное пространство целиком и полностью представлено кровью, главной транспортной средой организма. Сама же кровь, как известно, состоит из клеток, которые составляют так называемую «сухую» часть, и плазмы крови, которая является жидкой основой. Плазма крови составляет около 8,5 % (≈3 литра) от общей воды организма, что в значительной степени меньше, чем жидкость интерстициального и внутриклеточного компартментов. Плазма тесно связана с жидкостью интерстициального пространства, поскольку между капиллярами и интерстицием постоянно происходят обменные процессы воды и электролитов, что в норме определяет водно-электролитный гомеостаз между этими секторами.

1.4. Интерстициальный сектор

Интерстициальная жидкость состоит из жидкости, которая находится между тканями организма и вокруг органов. Интерстиций действительно можно представить как «виртуальное» пространство, в котором находится жидкость, омывающая все клетки организма, он является связующим звеном между внутриклеточной жидкостью и внутрисосудистым пространством. Интерстициальная жидкость составляет примерно 25 % от ОВО, что в объёмном эквиваленте составляет порядка 10–11 литров. Интерстициальное пространство содержит питательные вещества, кислород, продукты клеточного метаболизма, электролиты. В целом качественный состав интерстициального пространства идентичен плазме крови, за исключением количества белка, концентрация которого значительно выше в плазме крови. Поскольку интерстициальное пространство – это некая буферная зона, и оно более чем вполовину меньше внутриклеточного сектора, для поддержания нормального гомеостаза должна быть обеспечена высокая скорость обменных процессов, которая, по данным литературы, в 2,5 раза выше, чем в клетках.

Таблица 1. Распределение содержания в жидкостных компартментах

Показатель	Плазма (ммоль/л)	Интерстиций (ммоль/л)	Внутриклеточное пространство (ммоль/л)
Na^+	142	139	14
K^+	4,2	4	140
Ca^{2+}	1,3	1,2	0
Mg^{2+}	0,8	0,7	20
Cl^-	108	108	4
HCO_3^-	24	28,3	10
HPO_4^{2-}, $H_2PO_4^-$	0,5	0,5	1
SO_4^{2-}			45
Креатинфосфат			14
Карнозин			8
Аминокислоты	2	2	9
Креатин	0,2	0,2	1,5
Лактат	1,2	1,2	1,5
Аденозинтрифосфат			5
Гексозомонофосфат			3,7
Глюкоза	5,6	5,6	
Белок	1,2	0,2	4
Мочевина	4	4	4
Прочие	4,8	3,9	10

1.5. Особенности физиологии обмена воды во время беременности

Знание физиологических изменений, которые происходят в сердечно-сосудистой системе во время беременности, является важным для понимания дополнительного влияния на гемодинамические и волемические нарушения при развитии критических состояний у беременных, рожениц и родильниц.

Увеличение объема циркулирующей крови (ОЦК), которое происходит в большей части за счет увеличения объема плазмы, является важнейшей частью гемодинамических изменений, происходящих во время беременности. ОЦК прогрессивно увеличивается начиная с 6–8-й недели и достигает максимума к 30-ти неделям беременности с последующими небольшими изменениями. Степень увеличения ОЦК находится в прямой зависимости от размеров плода: при многоплодной беременности ОЦК относительно выше. Имеют значения именно размеры матки, а не плод как таковой, потому что ОЦК значительно увеличивается и при пузырном заносе. Компоненты ОЦК во время беременности увеличиваются неравнозначно: объём циркулирующей плазмы

возрастает на 40–50 %, тогда как объём форменных элементов крови – только на 20–30 %. Происходит снижение гематокрита и концентрации гемоглобина, что позволяет нам рассматривать беременность как один из вариантов олигоцитемической гиперволемии.

По-видимому, важнейшим элементом для этого процесса служит активация ренин-ангиотензин-альдостероновой системы (РААС). Половые гормоны напрямую участвуют в активации РААС: эстрогены стимулируют образование ангиотензиногена в печени, прогестерон способствует синтезу ренина. Помимо этого, синтез ренина осуществляется и внепочечными путями: яичниками и децидуальной оболочкой. Это, в свою очередь, приводит к увеличению образования ангиотензина II и альдостерона, результатом чего является задержка натрия в организме.

Возникает резонный вопрос, почему активация РААС не вызывает артериальной гипертензии? Механизмы гестационной гипотензии известны не в полной мере, но считается, что это в первую очередь связано с развитием рефрактерности к вазопрессорным медиаторам, хотя определенную роль играет и системная вазодилатация. Во время беременности снижается чувствительность рецепторов к норадреналину и адреналину. Это феномен следует учитывать при коррекции артериальной гипотонии, возникающей у беременных, рожениц и родильниц.

В организме человека имеются два вида основных рецепторов к ангиотензину II: AT1-рецепторы (AT1R), при стимуляции которых сосуды сужаются, и AT2 рецепторы (AT2R), при стимуляции которых сосуды расширяются. Повышенный уровень гормонов беременности, в первую очередь прогестерона, подавляет чувствительность AT1R и, напротив, повышает у AT2R. Это приводит к еще большей вазодилатации, развивающейся сразу после зачатия, за счет воздействия оксида азота. В результате вазодилатация становится преобладающим механизмом у беременных, рожениц и родильниц.

Вклад в поддержание повышенной концентрации натрия в плазме, кроме того, вносит дезоксикортикостерон, образующийся в результате метаболизма прогестерона и обладающий минералокортикоидными свойствами. Сочетание этих механизмов обусловливает общую задержку от 900 до 1000 мэкв натрия и увеличение общего количества жидкости в организме на 6–8 л. Можно предположить, что дезоксикортикостерон в основном способствует задержке натрия, тогда как альдостерон поддерживает его гомеостаз. Несмотря на существующие механизмы задержки натрия, нормально протекающая беременность сопровождается чаще умеренной гипонатриемией за счет гемодилюции, а гипернатриемия должна настораживать как показатель дегидратации.

Увеличение внутрисосудистого объёма жидкости при беременности направлено на поддержание нормальных функций матери и растущего плода.

Увеличенный почти на 50 % объем циркулирующей плазмы распределяется между плодом, амниотическим, интерстициальным пространством и сосудистым руслом матери. Вызванная гемодилюция снижает концентрацию белка в крови, и онкотическое давление плазмы падает, что активирует синтез антидиуретического гормона, способствующего дальнейшему регулированию онкотического давления.

Перечисленные механизмы вносят существенный вклад в появление физиологических отёков беременных, которые наблюдаются у 80 % беременных женщин. Именно из-за того, что отёки не всегда служат проявлением патологического процесса, они были исключены из современных диагностических критериев преэклампсии.

Гиперволемическая гемодилюция улучшает газообмен и матери, и плода, а также метаболизм. Благодаря одновременному увеличению альвеолярной вентиляции улучшаются вентиляци-

онно-перфузионные соотношения и газообмен в лёгких. Поэтому оксигенация крови и элиминация углекислоты у беременных женщин значительно выше, чем у небеременных. Гемодилюция проявляется и анемией беременных. Хотя, по нашему мнению, этот термин неточен, потому что в действительности общий объём эритроцитов возрастает, и кислородная ёмкость крови вполне обеспечивает общее потребление кислорода матерью и плода.

Другое физиологическое следствие увеличения ОЦК состоит в том, что это позволяет роженице легче перенести допустимую кровопотерю в родах и при операции кесарева сечения (КС). Увеличение к моменту родов ОЦК, например до 2000 мл, принципиально изменяет волемическую картину и реакцию организма женщины на объём кровопотери. Поэтому для оценки кровопотери в родах и при операции КС не подходит принцип её оценки по отношению к массе тела, применимый в общехирургической практике.

Кровопотеря в родах должна сопоставляться с величиной ОЦК к концу беременности (табл. 2, 3) [3]. Порой странно слышать такую легкомысленную оценку ОЦК по массе тела роженицы или родильницы от коллег акушеров-гинекологов, которые часто говорят о том, что акушерство имеет свою специфику.

Таблица 2. Оценка объема циркулирующей крови в зависимости от индекса массы тела

Классификация ожирения NHS	Показатели ИМТ (кг/м²)	ОЦК (мл/кг)
Обычное	18.5 – 24.9	95
Избыточное	25 – 29.9	85
Ожирение	30 – 39.9	75
Морбидное ожирение	> 40	70

ОЦК – объём циркулирующей крови, ИМТ – индекс массы тела

Таблица 3. Расчет объёма циркулирующей крови (мл) по весу и индексу массы тела

Вес (кг)	Обычный вес	Избыточный вес	Ожирение	Морбидное ожирение
ОЦК (мл) при 50кг ПРК (мл) 15 % от ОЦК ПРК (мл) 30 % от ОЦК ПРК (мл) 40 % от ОЦК	4750 710 1430 1900	4250 640 1280 1700		
ОЦК(мл) при 60кг ПРК(мл) 15 % от ОЦК ПРК(мл) 30 % от ОЦК ПРК(мл) 40 % от ОЦК	5700 860 1710 2280	5100 770 1530 2040	4500 680 1350 1800	
ОЦК(мл) при 70кг ПРК(мл) 15 % от ОЦК ПРК(мл) 30 % от ОЦК ПРК(мл) 40 % от ОЦК	6650 1000 2000 2660	5950 890 1790 2380	5250 790 1580 2100	4900 740 1470 1960

продолжение Таблицы 3

Вес (кг)	Обычный вес	Избыточный вес	Ожирение	Морбидное ожирение
ОЦК(мл) при 80кг ПРК(мл) 15 % от ОЦК ПРК(мл) 30 % от ОЦК ПРК(мл) 40 % от ОЦК	7600 1140 2280 3040	6800 1020 2040 2720	6000 900 1800 2400	5600 840 1680 2240
ОЦК(мл) при 90кг ПРК(мл) 15 % от ОЦК ПРК(мл) 30 % от ОЦК ПРК(мл) 40 % от ОЦК		7650 1150 2300 3060	6750 1010 2030 2700	6300 950 1890 2520
ОЦК(мл) при 100кг ПРК(мл) 15 % от ОЦК ПРК(мл) 30 % от ОЦК ПРК(мл) 40 % от ОЦК			7500 1130 2250 3000	7000 1050 2100 2800

ПРК – послеродовое кровотечение, ОЦК – объём циркулирующей крови, ИМТ – индекс массы тела

Периферическая вазодилятация, приводящая к уменьшению системного сосудистого сопротивления, является первым сердечно-сосудистым изменением, связанным с беременностью (вызывается прогестероном). Беременность приводит к увеличению как работы сердца, так и потребления кислорода миокардом. Сердечный выброс в ответ на это увеличивается на 20 % при беременности в 8 недель и на 40–50 % при беременности на сроке 20–28 недель. Это достигается преимущественно путем увеличения сократительного объема (вследствие увеличения желудочкового конечно-диастолического объема, мышечной массы стенок и сократимости), но также и увеличением частоты сердечных сокращений. Во время нормально протекающей беременности объем циркулирующей крови повышается на 40–50 %, и это сопровождается повышением ЧСС на 15–20 % и более чем половинным увеличением сердечного выброса. Такие драматические изменения пред- и постнагрузки легко переносятся здоровой женщиной. Однако, если у пациентки относительно фиксированный сердечный выброс, то перенести подобный гемодинамический шторм ей будет очень нелегко. Именно это время опасно: здесь женщину поджидает либо кардиогенный отек легких, либо острая недостаточность кровообращения по правожелудочковому типу.

Дополнительные изменения гемодинамики возникают во время родов, и они особенно выражены во время схваток. Увеличение сердечного выброса на 45 % – явление обычное во втором периоде родов. Роды приводят к дальнейшему увеличению сердечного выброса на 15 % в первом периоде и на 50 % во втором периоде в комбинации с аутотрансфузией 300–500 мл крови назад в циркуляцию с каждым маточным сокращением и симпатической стимуляцией, вызванной болью и страхом. Такие серьезные перемены в значительной степени основаны на повышении как частоты, так и ударного объема во время схваток из-за активации симпатоэргических механизмов. Сердечный выброс может возрастать еще на 10–20 % в раннем послеродовом периоде, поскольку именно в это время происходит перераспределение объема циркулирующей крови – исчезает сдавление нижней полой вены беременной маткой, снижается емкость маточных сосудов – ведь уже родился плод и отделилась плацента. Быстро повышается системное сосудистое сопротивление, поскольку матка сильно сократилась после удаления из нее плаценты.

Зафиксированы и более тонкие механизмы. Эстрогены могут вмешиваться в процесс отложения коллагена в пределах медии средних и больших мышечных артерий. Циркулирующие эластазы могут разрушить упругие пластинки и ослабить медию аорты во время беременности. Слабость сосудистых стенок, в свою очередь, предрасполагает к расслоению (или без) основными изменениями соединительной ткани [4]. Релаксин – инсулиноподобный гормон фактора роста – обнаруживается в сыворотке беременных. Он вызывает уменьшение синтеза коллагена и может предрасполагать к разрыву аорты во время беременности [5]. Ранний послеродовый период – самое ответственное время для родильниц с патологией органов кровообращения, поскольку внезапное повышение сердечного выброса и периферического сосудистого сопротивления заставляет миокард работать очень интенсивно. Сердечный выброс увеличивается ещё раз немедленно после родоразрешения вследствие аутотрансфузии крови по причине сокращения матки и прекращения аортокавальной компрессии. Это может увеличить сердечный выброс на целых 60–80 %, а затем он быстро вернется к дородовым значениям в пределах 1 часа [6]. Эти изменения в сердечно-сосудистой системе, связанные с беременностью, исчезают примерно в течение 6 месяцев после родов, но большинство из них стойко регрессируют через 2 недели. Поэтому хирургические вмешательства и анестезия, которые можно отложить в этот период, в том числе и перевязка маточных труб, должны откладываться как минимум на 2 недели после родов.

1.6. Уравнение Старлинга и отёк лёгких во время беременности и родов

Во время беременности отмечается значительное увеличение объёма внутри- и внесосудистой жидкости. Нарушение баланса распределения жидкости в организме сопровождает все критические состояния в акушерской практике, и от этого в значительной мере зависит не только материнская, но и перинатальная смертность. Нам представляется важным рассмотреть специфику баланса жидкости как при нормальной, так и осложненной беременности, увязав это главным образом с проблемами дыхания, в частности с отёком лёгких.

Динамику баланса жидкости в организме описал Эрнест Генри Старлинг, и в уравнение, предложенное им еще в 1896 г., трудно даже сегодня добавить что-либо существенное. Беременность является удобной моделью для рассмотрения динамики сил фильтрации и абсорбции жидкости. Удобство состоит в том, что, будучи одним из вариантов нормального физиологического состояния, беременность всегда сопровождается значительным изменением всех составляющих известного уравнения Э. Старлинга.

Он представил свое уравнение в следующем виде:

$$Q=K(Pc-Pi)-r(pc-pi),$$

где

Q – транссосудистый ток жидкости, зависящий от равновесия сил, способствующих фильтрации (K(Pc-Pi)) (это первая составляющая), и реабсорбции-(r(pc-pi)) (это вторая составляющая). У небеременных женщин эти силы находятся в относительном равновесии (рис. 2, А).

К – коэффициент фильтрации. Это количество фильтрата, проходящего через 100 г ткани в минуту при увеличении давления на каждый мм рт.ст. Он зависит от площади мембран, участвующих в обмене жидкости. При беременности раскрывается более 16 % ранее не функционировавших капилляров (181), что увеличивает влияние первой составляющей уравнения Старлинга, способствующей фильтрации (рис. 2, Б).

Pc – гидростатическое давление в капиллярах, при беременности увеличивается приблизительно на одну треть. Основная причина – изменение соотношения пре- и посткапиллярного сопротивления (рис. 2, Б).

На артериальном конце капилляра гидростатическое давление преобладает над онкотическим, что служит основной причиной для перехода жидкости во внесосудистое пространство. В венозной части капилляра онкотическое давление преобладает над гидростатическим, способствуя реабсорбции. При беременности на артериальном конце капилляра гидростатическое давление увеличено. За счет этого увеличивается разница между гидростатическим давлением, способствующим фильтрации жидкости в интерстициальное пространство, и онкотическим, удерживающим жидкость в сосудистом русле. В венозной части капилляра онкотическое давление превышает гидростатическое, способствуя абсорбции жидкости в сосудистое русло. Однако при беременности эта разница также снижается за счет уменьшения коллоидного-осмотического давления (КОД) плазмы в результате гемодилюции. Таким образом, у здоровых беременных по сравнению с небеременными в венозной части капилляра силы абсорбции в меньшей степени преобладают над силами фильтрации. По-видимому, в этом кроется одна из причин увеличения внесосудистого объема жидкости во время беременности.

В нормальных условиях 10–15 % внутрисосудистого объема жидкости вмещают в себя лёгочные артерии, вены и капилляры, что составляет 500–750 мл. При беременности объем внутрисосудистой воды в лёгких увеличивается до 1200 мл, что значительно уменьшает существующий предел безопасности.

Pi – гидростатическое давление в интерстициальном пространстве, при беременности несколько увеличивается;

r – коэффициент отражения, характеризует, насколько эффективно стенка капилляра может противостоять току белков через неё. Существуют значительные различия коэффициента отражения в лёгких и других тканях. Поэтому критические состояния у беременных, провоцирующие уменьшение коэффициента отражения, должны, как правило, сопровождаться ещё большей интерстициальной гипергидратацией и увеличением жёсткости лёгких. Мы исследовали растяжимость системы грудная клетка-лёгкие у беременных с преэклампсией и убедились, что это действительно так;

pc – онкотическое давление плазмы, несмотря на увеличение общей массы циркулирующего альбумина, снижается даже при нормальной беременности, что уменьшает влияние второй составляющей уравнения Старлинга и усиливает фильтрацию;

pi – онкотическое давление в интерстиции, его точный уровень при беременности пока не определён. Вероятно, оно ниже онкотического давления плазмы.

Анализ всех этих изменений позволяет сделать вывод о том, что уже сама беременность способствует увеличению фильтрации жидкости в лёгочный интерстиций и приводит к увеличению объёма внесосудистой воды в лёгких, создавая тем самым идеальный фон для возникновения интерстициальной лёгочной гипергидратации.

Если вся система действительно так несовершенна, то почему при нормально протекающей беременности отёк лёгких всё-таки является исключительно редким событием?

Существует важный механизм компенсации, который противостоит возникновению у беременных женщин генерализованных отёков, в том числе и отёков лёгких. Уменьшение коллоидно-осмотического давления плазмы сопровождается компенсаторным уменьшением коллоидно-ос-

мотического давления в интерстиции, и этот фактор предупреждает возникновение отёка лёгких в третьем триместре беременности.

У здоровых беременных разница между Pc и Pi уменьшается (рис. 2, Б), и, следовательно, отёки беременных можно объяснить в большей степени нарушением коэффициента отражения, чем гемодилюцией и уменьшением КОД плазмы.

Преэклампсия начинается с относительного недозаполнения артериального русла. Естественным ответом на это состояние является гиперкатехоламинемия, которая приводит к артериолоспазму и увеличению тонуса прекапиллярных сфинктеров. Генерализованное поражение эндотелия сопровождается изменением r (рис. 2, В). Любой дисбаланс величин, составляющих уравнение Старлинга, в этой ситуации может привести к развитию у этой категории беременных отёка лёгких.

По какому пути в дальнейшем может развиться процесс? Клинико-физиологические механизмы отёка лёгких при беременности и родах зависят от того, какие составляющие (первая или вторая) уравнения Старлинга будут больше нарушены.

Существует по крайней мере три основных механизма отёка лёгких: увеличение гидростатического давления в лёгочных сосудах, изменение проницаемости капилляров и уменьшение КОД плазмы. Если левый желудочек не способен прокачать приходящую к нему кровь, давление в левом предсердии повышается. Это ведёт к росту Pc и повышенному поступлению жидкости в интерстициальное пространство.

При повышении проницаемости сосудистой стенки (гипоксия, повреждение эндотелия и др.) от степени нарушения коэффициента отражения (r) зависит, устремится ли инфузируемая жидкость в интерстиций или пойдёт на увеличение внутрисосудистого объёма.

Проникновение избыточного количества жидкости в интерстиций приводит к увеличению Pi. Если внешний компрессией повысить Pi, то жидкость должна устремиться обратно в сосудистое русло, и при нормально функционирующих почках её избыток будет успешно выведен. Несмотря на кажущуюся механистичность этих рассуждений, с отёчным синдромом успешно справляются при погружении в воду. Как показали наши исследования, при погружении в воду небеременных женщин и беременных в первом и во втором триместрах увеличение объёма циркулирующей плазмы (ОЦП) составляет 4–6 %, тогда как у беременных в третьем триместре ОЦП увеличивается на 8–16 %. Этим подтверждается предположение о том, что объём интерстициальной жидкости даже при нормальной беременности значительно повышен.

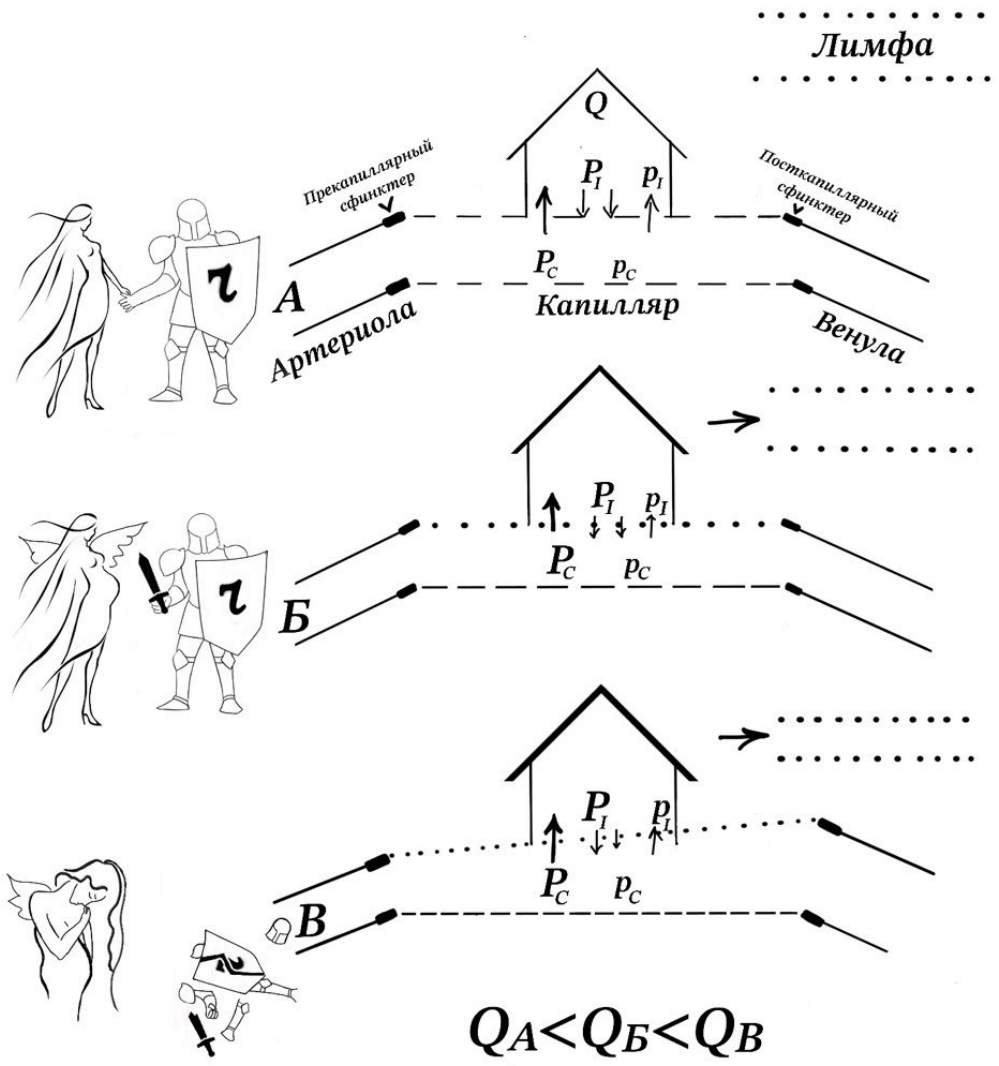

Рисунок 2. Изменения баланса жидкости при нормальной и осложненной беременности (пояснения в тексте)

Если удалось убедить читателя, что не только преэклампсия, но и даже нормальная беременность является прекрасным фоном для возникновения нарушений баланса распределения жидкости в организме, рассмотрим теперь условия для возникновения отёка лёгких при беременности и родах, которые, к сожалению, мы сами часто создаём.

2. Понятие сердечного выброса и его основных компонентов

Сердечный выброс (СВ) определяется как количество крови, которое перекачивает сердце за 1 минуту, и традиционно выражается в литрах в минуту. Адекватный сердечный выброс обеспечивает ток крови по всем сосудам организма, обеспечивая доставку кислорода и питательных элементов к тканям с одной стороны и удаление углекислоты и продуктов метаболизма тканей в экскреторных органах. Таким образом нормальный СВ обеспечивает постоянство гемодинамического гомеостаза организма. Нормальный уровень СВ у среднестатистического здорового взрослого человека составляет от 4 до 6,5 л/мин. С механистической точки зрения СВ представляет собой произведение ударного объёма (УО) и частоты сердечных сокращений (ЧСС):

СВ = УО х ЧСС.

Ударный объём (УО) представляет собой объём крови, выбрасываемый сердцем при каждом сокращении желудочков в систолу. УО напрямую зависит от 3 важнейших компонентов, которые включают следующие:

1. Преднагрузка – это напряжение, которое испытывает миокард желудочков в конце диастолы, непосредственно перед систолой. Она определяет степень растяжения кардиомиоцитов и, соответственно, силу их сокращения. Преднагрузка напрямую связана с объемом наполнения желудочков кровью и давлением в них в конце диастолы. Отто Франк и Эрнест Старлинг первоначально продемонстрировали, что внутренним свойством клеток миокарда является зависимость силы их сокращения от длины на которую они растянуты. Таким образом, чем больше растяжение (до определенного предела), тем больше сила сокращения, которая приводит к увеличению УО и СВ соответственно. Становится очевидным, что преднагрузка во многом зависит от объёма наполнения желудочков. Однако нельзя путать преднагрузку с венозным возвратом, который представляет собой количество крови, возвращающееся к сердцу в любой период времени. Таким образом, нетрудно догадаться, что количество крови, притекающее к сердцу, должно соответствовать количеству крови, оттекающей от него, поскольку в сердце отсутствует депо для хранения любого объёма крови, и, следовательно, венозный возврат равен сердечному выбросу, а преднагрузка является компонентом сердечного выброса.

2. Миокардиальная функция характеризует способность сердечной мышцы к сокращению и расслаблению. Важнейшими показателями являются сократимость (способность к активному сокращению) и релаксация (способность к эффективному расслаблению). На миокардиальную функцию влияют различные факторы, включая ионный состав, гормоны и метаболические условия.

3. Постнагрузка – это сила сопротивления, которую должен преодолеть миокард во время сокращения желудочков для выброса порции крови в сосуды. Эта сила в значительной степени зависит от артериального давления и тонуса сосудов. При обеспечении мониторинга центральной гемодинамики показатель постнагрузки принято выражать числовым значением общего периферического сосудистого сопротивления (ОПСС).

4. Частота сердечных сокращений – наиболее простой показатель сердечного выброса, который можно визуализировать. Легко предположить, что, чем быстрее бьется сердце, тем больше сердечный выброс в определенный временной интервал. Однако не все так просто! Нормальная скорость сокращения миокарда у здорового взрослого человека составляет в среднем 60–80 ударов в минуту и определяется активностью атипичных кардиомиоцитов синусового узла. Важно понимать, что чрезмерно быстрые сокращения желудочков, когда значительно снижено время для адекватного диастолического наполнения камер сердца кровью, или, наоборот, при развитии выраженной брадикардии, а также нарушениях ритма сердца создаются условия для снижения сердечного выброса.

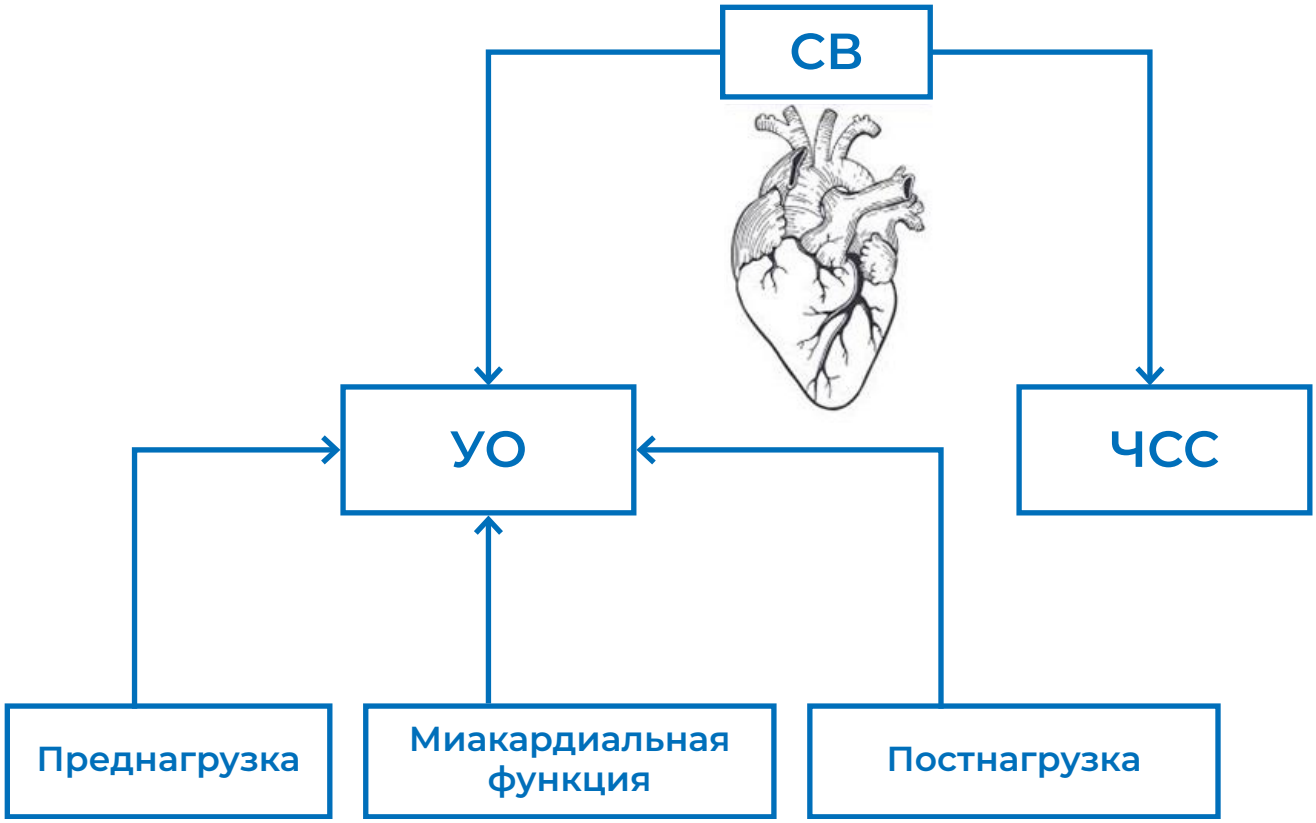

Рисунок 3. Детерминанты сердечного выброса:

СВ – сердечный выброс. УО – ударный объём. ЧСС – частота сердечных сокращений

ЧАСТЬ

2

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МОНИТОРИНГ ВОЛЕМИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ

Мониторинг волемического статуса при беременности с использованием ультразвука (УЗИ) становится всё более распространённой практикой благодаря своей безопасности и достаточно высокой информативности. Оценка волемического статуса имеет ключевое значение для управления инфузионной терапией и обеспечения безопасности во время беременности, особенно в условиях отделения интенсивной терапии. Тяжелые нарушения волемического статуса могут спровоцировать серьезные осложнения как для матери, так и для плода. Ультразвуковая диагностика (УЗИ) становится важным инструментом в этой оценке, обеспечивая неинвазивный способ мониторинга.

Ультразвуковой мониторинг обладает рядом преимуществ, которые делают этот метод предпочтительным во многих клинических ситуациях. Во-первых, безопасность метода определяется отсутствием инвазивности, что позволяет избежать негативного воздействия на организм матери и плода, а также снизить риски вторичных инфекционных осложнений, связанных с катетеризацией сосудов, что делает его особенно полезным в период беременности. Во-вторых, ультразвуковые методы подразумевают оценку динамических показателей гемодинамики, что, в свою очередь, позволяет в реальном времени отслеживать изменения в волемическом статусе. Это особенно важно в случае развития таких осложнений, как преэклампсия, сепсис и др. В-третьих, это воспроизводимость метода и скорость получения результатов, что позволяет быстро диагностировать нарушения и значительно сократить время принятия решений о лечебной тактике.

Во второй части учебного пособия представлены основные характеристики используемых датчиков для ультразвуковой диагностики, рекомендации по настройке аппарата УЗИ, а также пошаговые алгоритмы исследования показателей волемии с последующей интерпретацией полученных результатов.

2.1. Виды и характеристика ультразвуковых датчиков

Конвексный датчик

Рисунок 4. Конвексный датчик

Конвексные датчики (или выпуклые датчики) имеют выпуклую поверхность и широкую зону сканирования. Излучатели ультразвука располагаются на дугообразной поверхности, что обеспечивает широкое поле обзора (рис. 4).

Частота: обычно работают на частотах от 2 до 5 МГц.

Применение: используются для исследования органов брюшной полости (печень, почки, селезенка), сердца (эхокардиография), а также для акушерских и гинекологических исследований.

Преимущества: широкое поле зрения, хорошая глубина проникновения ультразвука.

Недостатки: меньшее разрешение на больших глубинах по сравнению с линейными датчиками.

Секторный датчик

Рисунок 5. Секторный датчик

Секторные датчики имеют треугольное или веерообразное поле зрения. Они излучают ультразвук в форме веера, что позволяет сканировать узкие области и получать изображения с больших глубин (рис. 5).

Частота: обычно работают на частотах от 2 до 7 МГц.

Применение: наиболее часто используются в кардиологии для эхокардиографии.

Преимущества: хорошая глубина проникновения, возможность исследования через межреберные промежутки и узкие пространства.

Недостатки: меньшее разрешение и поле зрения в ближней зоне по сравнению с линейными и конвексными датчиками.

Линейный датчик

Рисунок 6. Линейный датчик

Линейные датчики имеют плоскую поверхность и прямоугольное поле сканирования. Излучатели расположены в одной плоскости, что обеспечивает высокое разрешение изображений (рис. 6).

Частота: обычно работают на частотах от 5 до 15 МГц.

Применение: используются для исследований поверхностных структур (сосудов, мышц, сухожилий, щитовидной железы), в анестезиологии для выполнения блокад нервов, а также для исследований молочных желез.

Преимущества: высокое разрешение изображений, особенно на малых глубинах.

Недостатки: ограниченная глубина проникновения ультразвука, узкое поле зрения на больших глубинах.

Заключение. Каждый тип ультразвукового датчика имеет свои особенности и области применения, которые зависят от его конструкции и частоты работы. Выбор датчика определяется клинической задачей, требуемой глубиной и разрешением изображения.

2.2. Настройка аппарата и выбор датчика

1. Нажмите кнопку Exam (рис. 7).

2. Выберите линейный датчик и режим Сонная артерия (рис. 8).

Рисунок 7. Выбор кнопки выбора датчика

Рисунок 8. Выбор режима сканирования

Рекомендуемое положение руки для удержания датчика УЗИ (рис. 9).

1. Используйте хват датчика, при котором большой и

указательный палец держат датчик, а остальные 3 пальца

находятся на теле пациента, фиксируя положение руки.

2. Ставьте сначала 3 пальца на тело пациента, затем позиционируйте датчик.

3. Используйте достаточное количество геля.

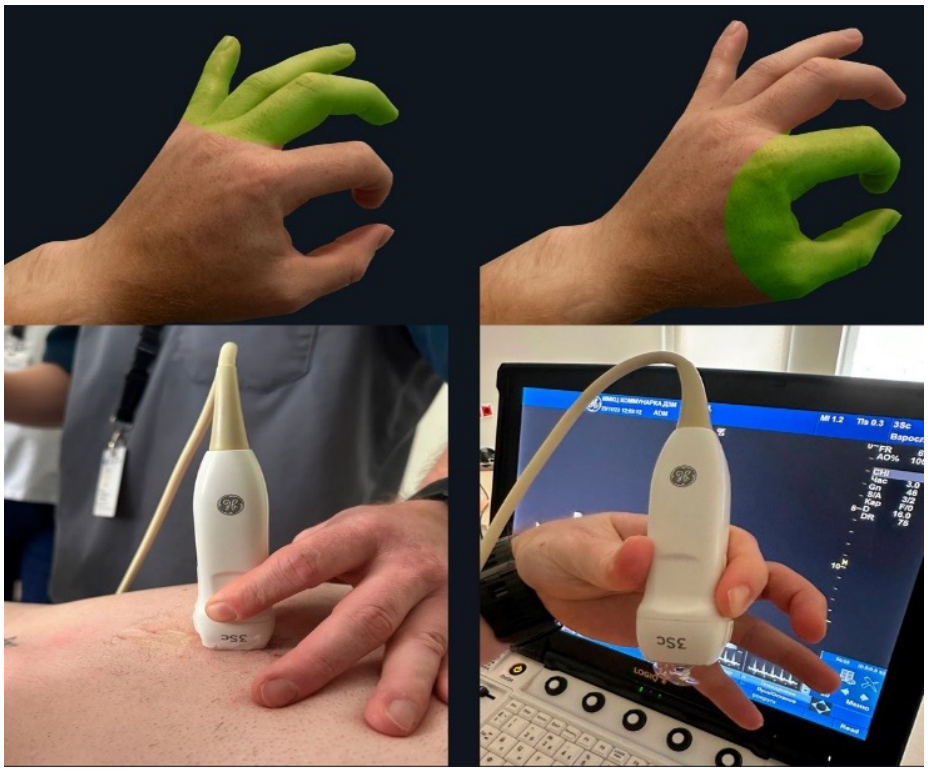

Рисунок 9. Удержание УЗ-датчика на теле пациента

2.3. Сосуды шеи в поперечной проекции

1. Уложите пациента строго горизонтально и поверните его голову набок.
2. Поставьте датчик на переднелатеральную поверхность шеи визуализируйте внутреннюю яремную вену и сонную артерию (рис. 10-1).
3. Если возникают сложности с техникой визуализации, поставьте датчик на переднюю поверхность шеи и скользите латерально до появления сосудов в поле зрения (рис. 10-2).
4. Не давите на шею при позиционировании датчика! Критерий правильной постановки – верхняя стенка яремной вены направлена в сторону датчика.
5. У части пациентов встречается врожденная гипоплазия вены. Если размер вены равен размеру артерии, перейдите на яремную вену с другой стороны.

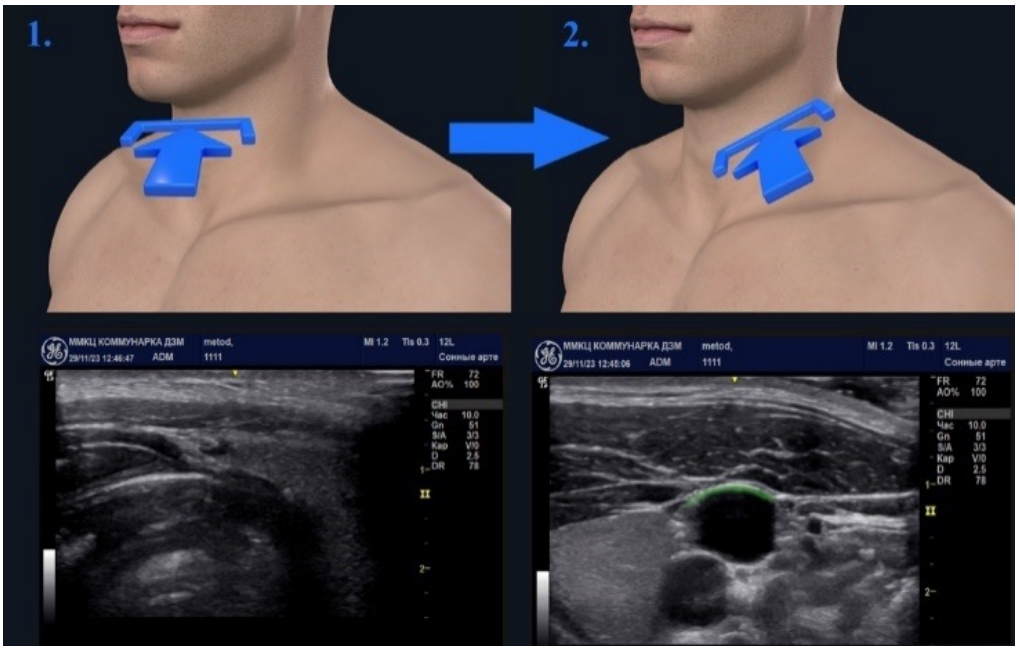

Рисунок 10: 1 – визуализация сосудов шеи в поперечной плоскости;
2 – постановка датчика в поперечной проекции по средней линии шеи

2.4. Измерения на внутренней яремной вене. Вариабельность размера при дыхании

1. Включите **М-режим** и наведите луч с меткой на просвет яремной вены в максимальном ее сечении (рис. 11-1).
2. Зафиксируйте рукой или взглядом цикл вдох-выдох и нажмите кнопку Freeze.
3. Нажмите кнопку **Measure** и измерьте максимальный и минимальный размер вены в цикле дыхания (рис. 11-2).
4. При необходимости очистить измерения нажмите кнопку Clear.
5. Для промотки записи **М-режима** используйте трекбол. Промотка возможна, когда меню измерений не отображается на экране. Для этого нажмите кнопку Clear нужное количество раз.
6. Вычислите вариабельность по формуле: *(Hmax-Hmin) / (Hmax+Hmin)⁄2*
7. Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости – 18 %.

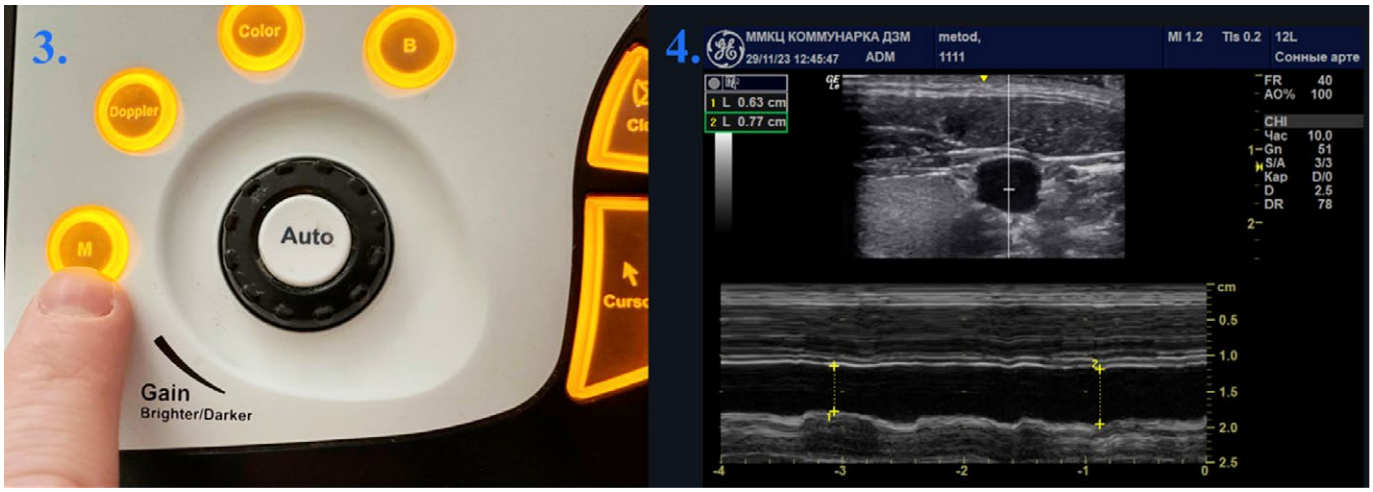

Рисунок 11: 1 – включение кнопки М-режима; 2 – установка луча М-режима и измерение размеров вены

Оценка волемического статуса с использованием ультразвуковых измерений внутренней яремной вены (ВЯВ) основывается на наблюдении за вариабельностью ее размера при дыхании. Этот метод может быть ограничен рядом факторов, которые влияют на кровоток и размеры вены:

- Синдром интраабдоминальной гипертензии (СИАГ) и абдоминальный компартмент-синдром (АКС). Повышенное внутрибрюшное давление приводит к увеличению венозного давления и снижению венозного возврата к сердцу. Это может уменьшить вариабельность размера ВЯВ при дыхании и тем самым в значительной степени снизить достоверность получаемых результатов.
- Респираторная терапия с высоким уровнем ПДКВ (PEEP). Высокий уровень ПДКВ увеличивает внутригрудное давление, что уменьшает венозный возврат и увеличивает центральное венозное давление. Это приводит к увеличению размера ВЯВ и снижению ее вариабельности при дыхании.
- Вертикальное положение тела. В вертикальном положении венозное давление в верхней половине тела уменьшается, что снижает размер ВЯВ и ее вариабельность при дыхании. Оценка волемического статуса становится менее точной, так как изменяется гидростатическое давление и кровоток в яремной вене.

2.5. Общая сонная артерия в продольной проекции

1. Поставьте датчик на среднюю линию шеи в продольной плоскости. Метка направлена краниально (рис. 12-1).
2. Отклоните луч датчика медиально (рис. 12-2). В зоне сканирования будут видны трахея и щитовидная железа (рис. 12-3).
3. Скользите датчиком по шее латерально, сохраняя заданный угол наклона до появления общей сонной артерии в продольном сечении (рис. 12-4).
4. Измерения проводятся примерно за 2,5 см до бифуркации.
5. Старайтесь вывести артерию так, чтобы она была параллельна датчику.

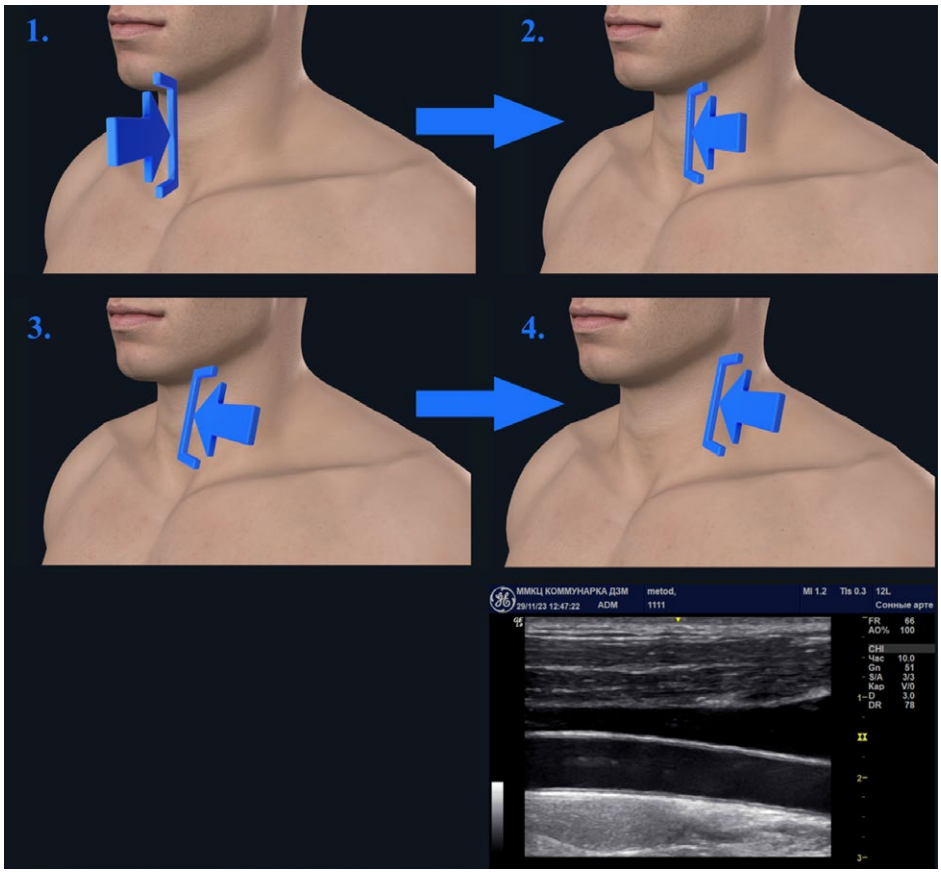

Рисунок 12: 1 – установка датчика на среднюю линию шеи в продольной плоскости; 2 – отклонение луча датчика медиально; 3 – скольжение с сохранением угла датчика латерально; 4 – скольжение датчиком по шее латерально, сохраняя заданный угол наклона до появления общей сонной артерии в продольном сечении

2.6. Измерения на общей сонной артерии. Вариабельность пиковой скорости при дыхании

1. Включите режим импульсно-волнового доплера (кнопка Doppler) (рис. 13-1).
2. Поместите метку на середину просвета артерии.
3. Вновь нажмите кнопку Doppler.
4. Подберите параметры доплера для получения адекватного изображения кривой кровотока:

- Нажмите на белую кнопку у левого регулятора в верхнем ряду, затем вращайте регулятор до того момента, пока метка не займет 2/3 просвета артерии (рис. 13-2).
- Нажмите на белую кнопку у второго регулятора, слева, в верхнем ряду, затем вращайте регулятор до значения 30.
- Вращайте третий регулятор слева до момента, пока горизонтальная полоса внутри метки не будет параллельна стенкам артерии и ее значение будет НЕ красного цвета. Либо нажмите на белую кнопку внутри регулятора для получения быстрых параметров.
- Если кривые потока направлены вниз экрана, нажмите на белую кнопку у четвертого регулятора, слева, в верхнем ряду для инверсии изображения, затем вращайте регулятор до момента, пока базовая линия не окажется внизу экрана.

- Если кривая потока не помещается в экран, вращайте пятый регулятор, слева, в верхнем ряду до получения нужного масштаба кривой потока.
- Зафиксируйте рукой или взглядом цикл вдох-выдох и нажмите кнопку **Freeze**.
- Нажмите кнопку **Measure** и подведите пунктирную изолинию к самому высокому и самому низкому пику в цикле дыхания.
- Вычислите вариабельность по формуле:

5. Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости – 12 %.

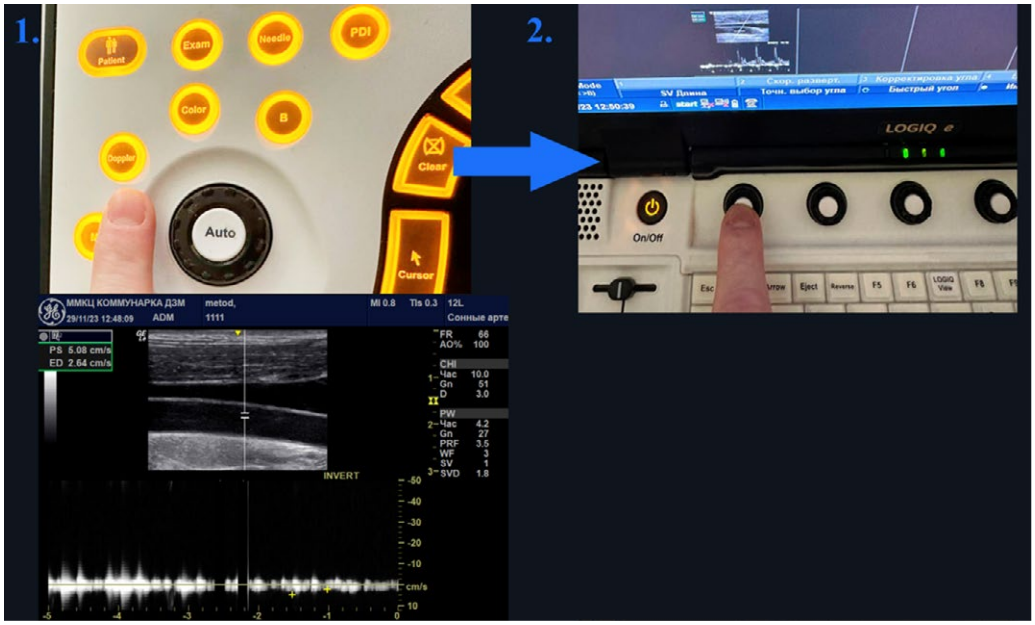

Рис. 13: 1 – включение допплеровского режима и установка метки на просвет артерии; 2 – регулировка размера метки

Требования к качеству полученной допплеровской кривой потока:

- все комплексы имеют одинаковую окраску в процессе дыхания.
- четко видна структура комплексов: начало систолы, начало диастолы и пик.
- имеется черный блок внутри комплексов.
- если полученные комплексы не соответствуют требованиям, подберите настройку углов допплера.

Влияние факторов на кровоток во внутренней сонной артерии:

- **Искусственная вентиляция легких (ИВЛ).** ИВЛ, особенно с высоким уровнем ПДКВ (положительного давления в конце выдоха), увеличивает внутригрудное давление. Это приводит к снижению венозного возврата к сердцу, что, в свою очередь, уменьшает ударный объем и сердечный выброс. Повышенное внутригрудное давление также может сдавливать крупные сосуды, включая яремные вены и сонные артерии, что изменяет гемодинамику и параметры допплеровской кривой.
- **Нарушение ритма сердца.** Аритмии, такие как фибрилляция предсердий или экстрасистолы, вызывают нерегулярные сокращения сердца. Это приводит к изменению ударного объ-

ема и нерегулярным колебаниям артериального давления. Таким образом, вариабельный и непредсказуемый кровоток в сонной артерии отражается на допплеровской кривой. Это усложняет интерпретацию данных и снижает надежность оценки волемического статуса.

- **Легочная гипертензия.** Повышенное давление в легочных артериях увеличивает нагрузку на правый желудочек, что может привести к его недостаточности. Это снижает способность правого желудочка перекачивать кровь через систему малого круга кровообращения, уменьшая возврат оксигенированной крови в левое предсердие и далее в системный кровоток. Снижение правожелудочкового выброса уменьшает общий сердечный выброс, что приводит к снижению кровотока в сонной артерии и изменению допплеровской кривой.

- **Сердечная недостаточность.** При сердечной недостаточности сердце не может эффективно перекачивать кровь, что приводит к снижению сердечного выброса. Это также вызывает задержку жидкости и повышение венозного давления. Снижение сердечного выброса и повышенное венозное давление изменяют кровоток в сонной артерии, уменьшая вариабельность пиковой скорости. Это делает оценку волемического статуса менее точной.

- **Торакотомия.** Оперативное вмешательство на органах грудной полости изменяет нормальное анатомическое расположение структур и давление в грудной полости, что влияет на кровообращение. Эти изменения непосредственно отражаются на допплеровской кривой сонной артерии и затрудняют использование метода для оценки волемического статуса.

- **Использование катехоламинов.** Катехоламины (например, адреналин, норадреналин) увеличивают частоту сердечных сокращений и сердечный выброс, а также повышают тонус сосудов. Это увеличивает скорость кровотока в сонной артерии, что изменяет нормальную вариабельность пиковой скорости и таким образом затрудняет интерпретацию данных при оценке волемического статуса, так как результаты могут быть искажены.

2.7. Измерения на общей сонной артерии. Корректированное время потока

1. Проводите измерения на изображении допплеровской кривой в режиме **Freeze**. Нажмите кнопку **Measure**.

2. Нажмите кнопку **“Вниз”** на меню в правом верхнем краю клавиатуры (рис. 14-1).

3. Выберите режим измерений **“Общие”** и подтвердите выбор.

4. Проведите трекболом курсор через нижний край экран к меню слева и выберите вкладку **“Отношение A/B”** (рис. 14-2) и нажмите **Enter**.

5. Внутри вкладки выберите **“Отношение время”** (рис. 14-3).

6. Выберите комплекс на вдохе и на выдохе, измерьте на каждом время от начала систолы до ее конца. Помните, что на сонной артерии систола может быть двухфазной (рис. 15).

7. Полученные значения вставьте в формулу Wodey и найдите среднее значение. **FT_c = Время потока (мс) + (1,29 * (ЧСС - 60)).**

8. Оптимальная точка отсечения, менее которой пациент вероятно ответит на введение жидкости – **325 мс (до 65 лет) и 340 мс (более 65 лет)**, для лапароскопий в положении вниз головой – 356 мс.

Рисунок 14: 1 – переход из режима расчетов “Сонная артерия” в “Общие”; 2, 3 – выбор кнопки измерения времени потока

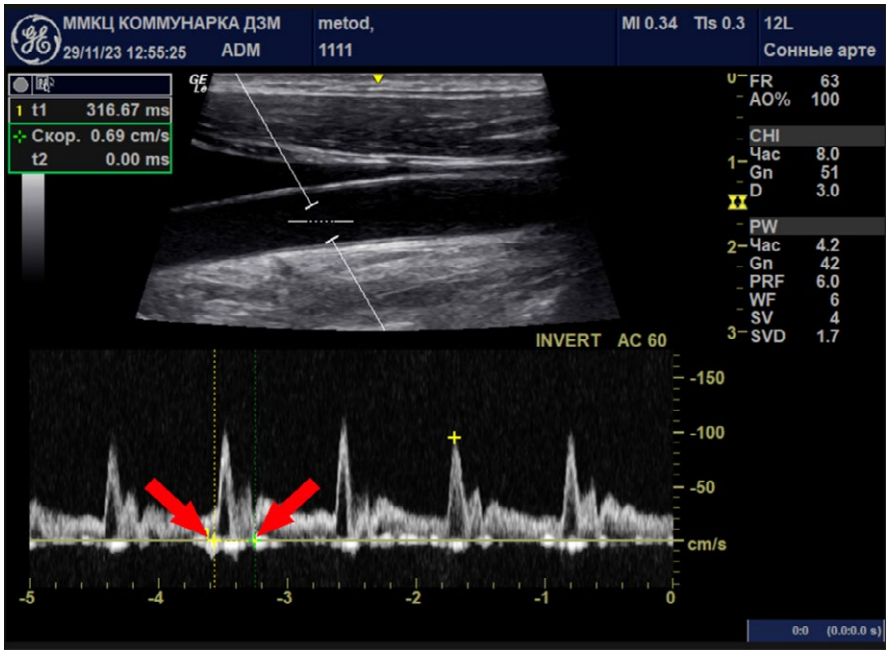

Рисунок 15. Установка меток на начало и конец систолы для получения показателя времени

Ограничения метода, особенно у беременных женщин, включают:

- **Уменьшение эластичности сонной артерии.** Во время беременности наблюдается снижение эластичности сонной артерии, что изменяет параметры сосудистого сопротивления и дистензии (растяжимости) артерий. Это может повлиять на показатели FTc.
- **Гипертрофия эндотелиальных и гладкомышечных клеток**. Гипертрофия стенок артерий во время беременности может снижать диаметр и изменять структуру сосудов, что влияет на кровоток в сонной артерии.
- **Изменения в кровообращении**. С увеличением срока беременности наблюдается рост объема крови и снижение периферического сопротивления, что также влияет на параметры кровотока.
- **Измерение угла и геометрические факторы**. Правильное измерение угла инсонации ультразвукового луча относительно сосуда критически важно. Ошибка в установке угла может привести к значительным искажениям в вычислении скоростей и объемного потока.
- **Необходимость усреднения данных**. Для получения статистически достоверных данных необходимо усреднять результаты по меньшей мере за шесть сердечных циклов.
- **Дыхательные циклы**. Изменения давления во время дыхания могут влиять на измерения FTc. Это особенно актуально для пациентов на искусственной вентиляции легких с низкими дыхательными объемами.
- **Положение тела**. Положение тела и изменение внутрибрюшного и внутригрудного давления могут влиять на точность измерений FTc.
- **Изменения у пациентов с нестабильной гемодинамикой**. Гемодинамические параметры могут значительно изменяться у пациентов с нестабильным состоянием, что требует частого пересмотра и повторных измерений для точной оценки волемического статуса.

2.8. Плечевая артерия в продольной проекции

1. Поставьте датчик на головку плечевой кости под 45 градусов к ключице перпендикулярно поверхности тела (рис. 16-1).
2. Скользите по головке плечевой кости медиально, сохраняя вертикальное направление датчика (рис. 16-2).
3. Вдавите датчик в мягкие ткани, при необходимости направьте луч датчика латерально (рис. 16-3) и визуализируйте артерию.
4. При получении поперечного сечения артерии разверните датчик (рис. 16-4).

Правила допплеровского исследования идентичны сонной артерии:

- Дополнительный критерий качества допплеровской кривой – после систолы короткий кровоток ниже изолинии перед диастолой (рис. 17).
- Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости – 12 %.

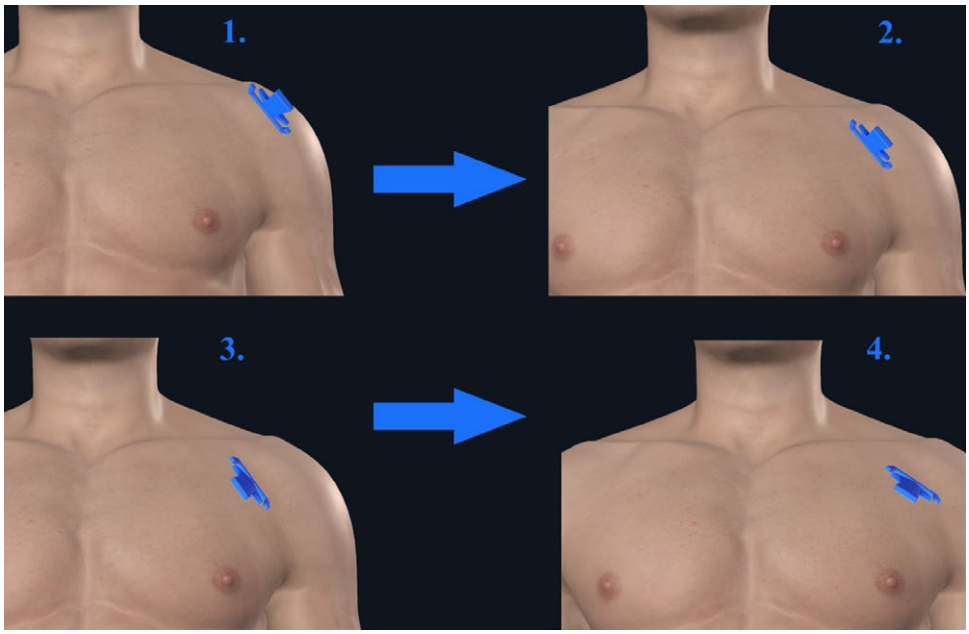

Рисунок 16: 1 – установка датчика на головку плечевой кости; 2 – соскальзывание датчика с головки кости; 3 – отклонение луча латерально; 4 – разворот датчика

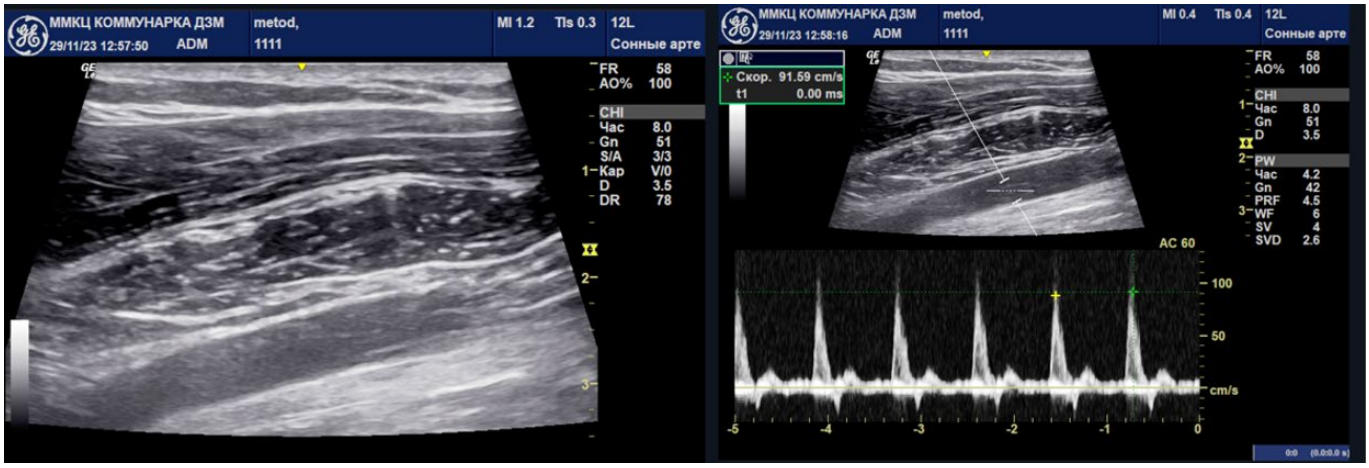

Рисунок 17. Визуализация кровотока при помощи допплера

Факторы, потенциально ограничивающие использование данного метода:

- **Искусственная вентиляция легких (ИВЛ).** ИВЛ, особенно с высоким уровнем ПДКВ, увеличивает внутригрудное давление, что влияет на венозный возврат к сердцу и артериальный кровоток. Это может значительно искажать результаты исследования в виде уменьшения вариабельности пиковой скорости кровотока в плечевой артерии, поскольку изменения внутригрудного давления и сердечного выброса не связаны напрямую с объемным статусом пациента.
- Влияние на кровоток: увеличение внутригрудного давления снижает венозный возврат и ударный объем.
- **Нарушения ритма сердца.** Аритмии, такие как фибрилляция предсердий или экстрасистолы, вызывают нерегулярные сердечные сокращения, что приводит к колебаниям артериального давления и изменению кровотока. Нарушение ритма сердца делает интерпретацию вариабельности пиковой скорости сложнее и менее надежной.
- **Влияние на кровоток.** Нерегулярные сокращения сердца вызывают вариабельный и непредсказуемый кровоток в плечевой артерии, что отражается на допплеровской кривой.
- **Легочная гипертензия.** Повышенное давление в легочной артерии увеличивает нагрузку на правый желудочек, что может привести к его недостаточности и снижению эффективности кровообращения. Легочная гипертензия может искажать данные о вариабельности кровотока, что затрудняет оценку волемического статуса. Таким образом, снижение правожелудочкового выброса уменьшает общий сердечный выброс, что приводит к снижению кровотока в плечевой артерии и изменению допплеровской кривой.
- **Сердечная недостаточность.** Сердечная недостаточность снижает насосную функцию сердца, что уменьшает сердечный выброс и влияет на системное кровообращение. Снижение сердечного выброса приводит к уменьшению вариабельности пиковой скорости кровотока в плечевой артерии.

2.9. Выбор кардиального датчика

1. Нажмите кнопку Exam.
2. Выберите кардиальный датчик и режим Кардиальный (рис. 18).

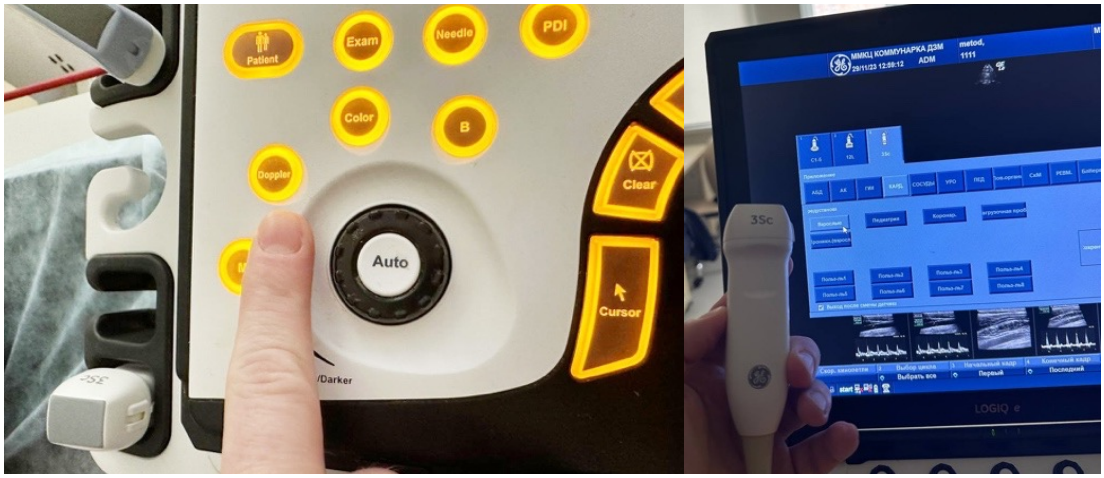

Рисунок 18. Выбор датчика и режима сканирования

2.10. Парастернальная позиция по длинной и короткой оси

1. Служит прицельной позицией перед переходом на парастернальную позицию по короткой оси, на которой проводятся измерения.
2. Для лучшей визуализации положите пациента на левый бок.
3. Установите датчик слева от грудины примерно на уровне 3-го межреберья, максимально близко к ней, таким образом, чтобы светящаяся метка датчика смотрела на головку правой плечевой кости (рис. 19-1).
4. При недостаточной визуализации скользите вниз по межреберьям, сохраняя направление метки на головку правой плечевой кости.
5. Визуализируйте стандартную эхокардиографическую картину.
6. Разверните датчик на 90 градусов по часовой стрелке и направьте луч под грудину до визуализации стандартной эхокардиографической картины позиции аортального клапана.
7. Необходимые для визуализации структуры: выносящий тракт правого желудочка, клапан легочной артерии и легочная артерия (отмечена стрелкой) (рис. 19-2).

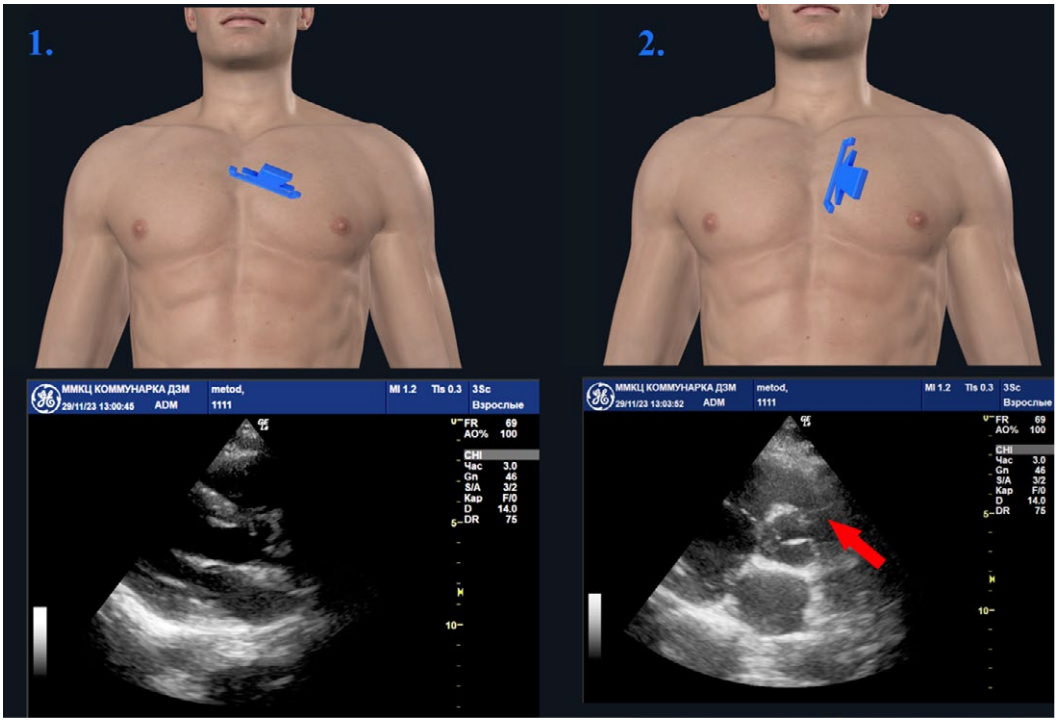

Рисунок 19: 1 – Выведение парастернальной позиции по длинной оси; 2 – выведение парастернальной позиции по короткой оси с визуализацией аортального клапана

2.11. Измерения на легочной артерии. Вариабельность временного интеграла скорости (VTI) при дыхании

1. Включите режим импульсно-волнового допплера (кнопка Doppler).

2. Поместите метку на середину просвета артерии на 0,5 см за клапаном.

3. Вновь нажмите кнопку Doppler (рис. 20).

4. Подберите параметры допплера для получения адекватного изображения кривой кровотока:

А) Если кривые потока направлены вниз экрана, нажмите на белую кнопку у четвертого слева регулятора в верхнем ряду для инверсии изображения, затем вращайте регулятор до момента, пока базовая линия не окажется внизу экрана.

Б) Если кривая потока не помещается в экран, вращайте пятый слева регулятор в верхнем ряду до получения нужного масштаба кривой потока.

В) Зафиксируйте рукой или взглядом цикл вдох-выдох и нажмите кнопку Freeze.

Г) Нажмите кнопку Measure 2 раза подряд, чтобы курсор стал круглой формы (включение режима ручной трассировки) (рис. 21).

Д) Подведите курсор к началу систолы у изолинии, нажмите Enter и трекболом обведите контур кривой до конца систолы. Аппарат автоматически рассчитает значение VTI (рис. 22).

Е) Обведите 2 комплекса на пике вдоха и выдоха. Не используйте соседние комплексы.

Ж) Вычислите вариабельность по формуле:

$$VTI_{max}-VTI_{min} / (VTI_{max}+VTI_{min})/2$$

5. Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости, – 14 %.

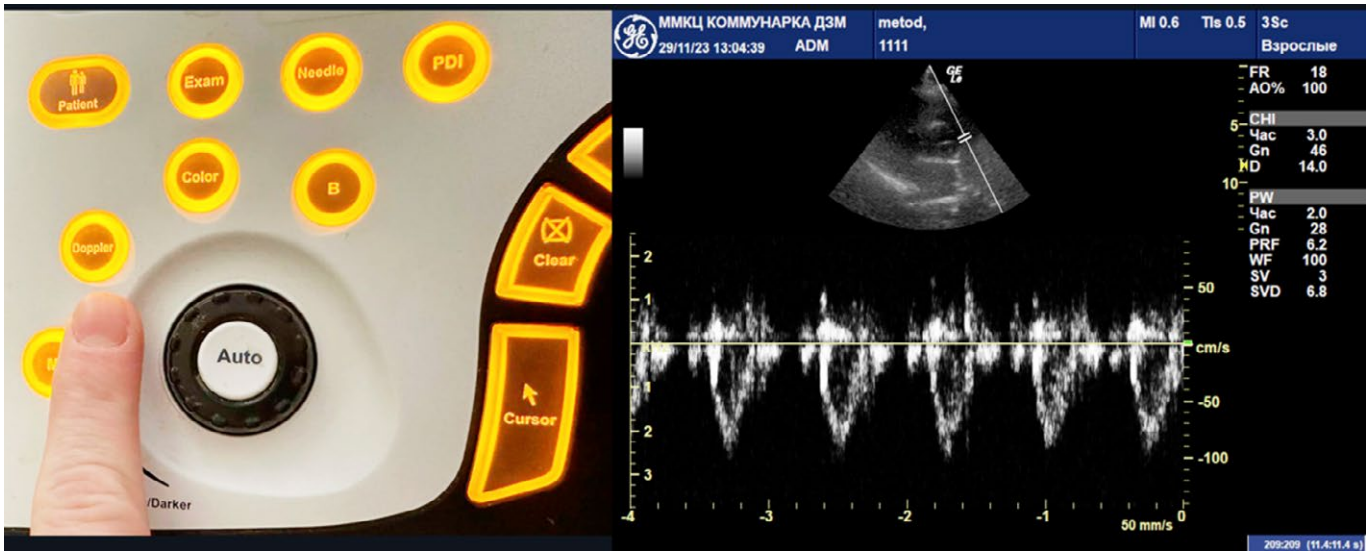

Рисунок 20. Получение изображения кровотока при помощи допплеровского режима

Рисунок 21. Включение режима ручной трассировки

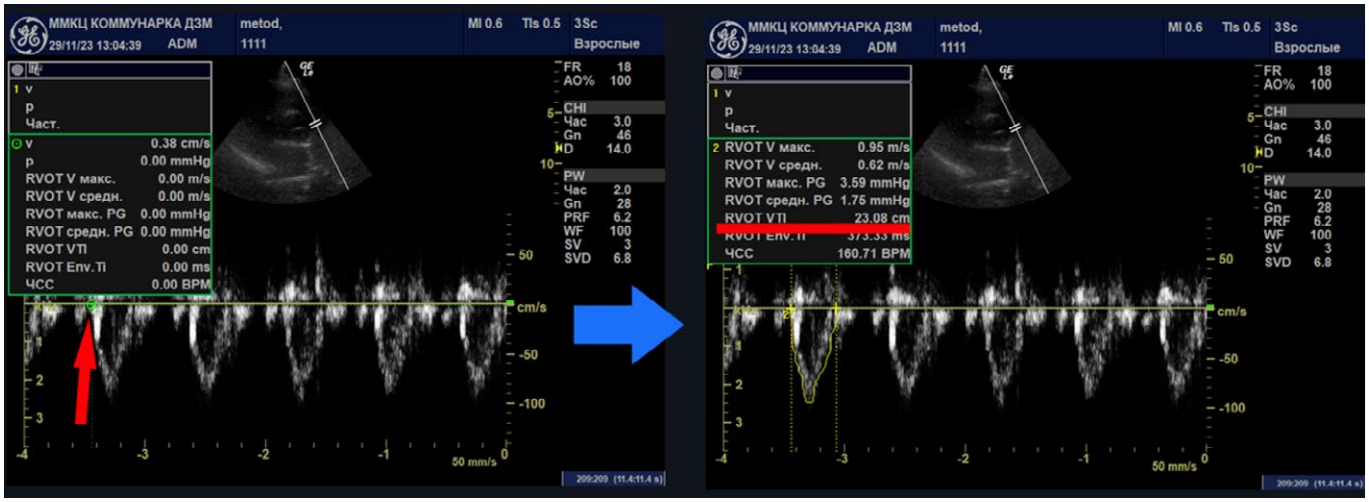

Рисунок 22. Ручная трассировка комплекса и расчет аппаратом параметра VTI

Требования к качеству полученной допплеровской кривой потока

1. Все комплексы имеют одинаковую окраску в процессе дыхания.
2. Четко видна структура комплексов: начало систолы, начало диастолы и контур.
3. Имеется черный блок внутри комплексов.
4. Если полученные комплексы не соответствуют требованиям, подберите угол сканирования легочной артерии.

Ограничения использования методики для оценки волемического статуса включают следующее:

- **Искусственная вентиляция легких (ИВЛ).** ИВЛ, особенно с высоким уровнем ПДКВ (положительного давления в конце выдоха), увеличивает внутригрудное давление, что влияет на венозный возврат к сердцу и артериальный кровоток. Повышенное внутригрудное давление уменьшает венозный возврат, снижая преднагрузку и ударный объем правого желудочка. Это изменяет VTI на легочной артерии, так как сниженный венозный возврат уменьшает колебания скорости кровотока.
- **Нарушение ритма сердца.** Аритмии, такие как фибрилляция предсердий или экстрасистолы, вызывают нерегулярные сокращения сердца, что приводит к изменению ударного объема и артериального давления. Нерегулярные сердечные сокращения вызывают вариабельный и непредсказуемый кровоток в легочной артерии, что отражается на допплеровской кривой и VTI.
- **Легочная гипертензия.** Повышенное давление в легочной артерии увеличивает нагрузку на правый желудочек, что может привести к его недостаточности и снижению эффективности кровообращения. Сниженный правожелудочковый выброс может изменить форму допплеровской кривой и VTI, уменьшая колебания скорости кровотока. Легочная гипертензия искажает данные о вариабельности VTI, что затрудняет оценку волемического статуса.
- **Сердечная недостаточность.** Сердечная недостаточность снижает насосную функцию сердца, что уменьшает сердечный выброс и влияет на системное кровообращение. Снижение сердечного выброса приводит к уменьшению вариабельности VTI на легочной артерии.
- **Торакотомия.** Оперативное вмешательство на грудной клетке изменяет нормальное анатомическое расположение органов в грудной полости, что оказывает влияние на изменение кровообращения, это отражается на допплеровской кривой и VTI и снижает точность метода.
- **Использование катехоламинов.** Катехоламины (например, адреналин, норадреналин) увеличивают частоту сердечных сокращений и сердечный выброс, а также повышают сосудистый тонус. Фармакологические эффекты катехоламинов могут изменять скорость кровотока в легочной артерии, что влияет на допплеровскую кривую и нормальную вариабельность VTI.

2.12. Модифицированная парастернальная позиция по короткой оси

1. От позиции аортального клапана (рис. 23.1) сместитесь на межреберье ниже, сохраняя углы наклона датчика.
2. При необходимости направьте датчик еще больше под грудину.
3. Визуализируйте верхнюю полую вену с местом ее впадения (отмечено стрелкой) в правое предсердие (рис. 23-2).

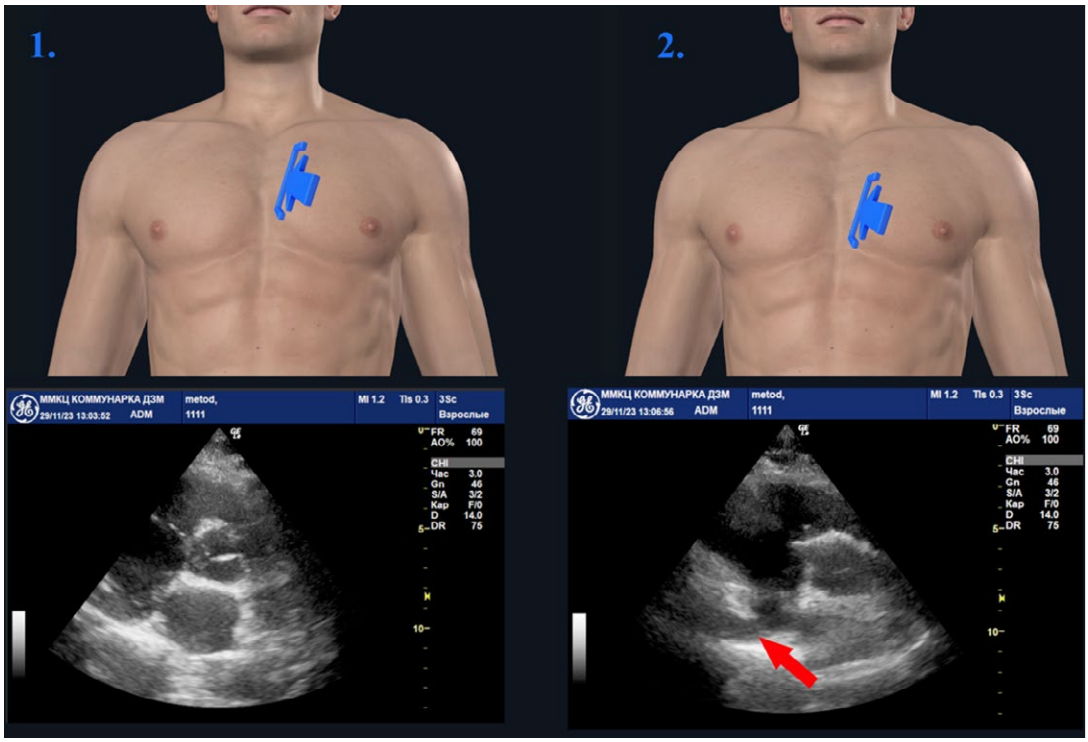

Рисунок 23: 1 – установка датчика в парастернальную позицию по короткой оси с визуализацией аортального клапана; 2 – скольжение на одно межреберье вниз, сохраняя исходные углы сканирования, и визуализация верхней полой вены

2.13. Измерения на верхней полой вене. Вариабельность размера при дыхании

1. Включите М-режим и наведите луч с меткой на просвет верхней полой вены перед впадением в правое предсердие (рис. 24).
2. Зафиксируйте рукой или взглядом цикл вдох-выдох и нажмите кнопку **Freeze**.
3. Нажмите кнопку **Measure** и измерьте максимальный и минимальный размер вены в цикле дыхания.
4. При необходимости очистить измерения нажмите кнопку **Clear**.
5. Для промотки записи М-режима используйте трекбол. Промотка возможна, когда меню измерений не отображается на экране. Для этого нажмите кнопку Clear нужное количество раз.
6. Вычислите вариабельность по формуле: $(H_{max} - H_{min}) / (H_{max}+H_{min})/2$
7. Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости, – 21 %.

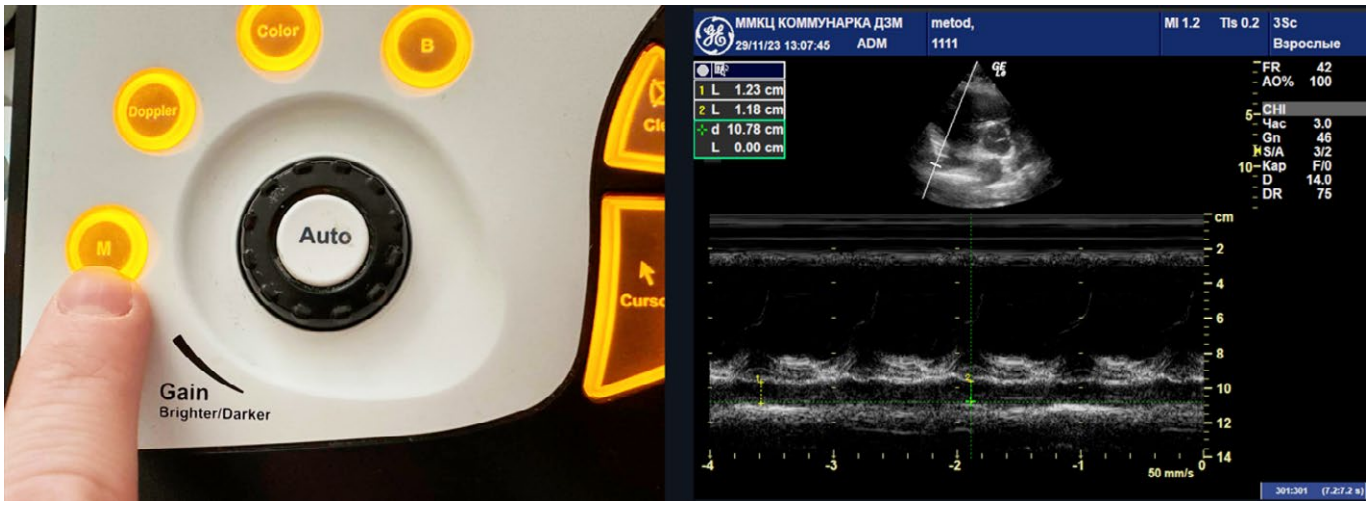

Рисунок 24: включение М-режима и установка метки на верхнюю полую вену

Факторы, потенциально ограничивающие использование методики, следующие:

- **Искусственная вентиляция легких (ИВЛ).** ИВЛ, особенно с высоким уровнем ПДКВ, увеличивает внутригрудное давление, что приводит к уменьшению венозного возврата к сердцу. Повышенное внутригрудное давление может расширять ВПВ, уменьшая вариабельность ее размеров при дыхании. Это затрудняет оценку волемического статуса, так как изменения размеров вены становятся менее выраженными.

- **Нарушение ритма сердца.** Аритмии вызывают нерегулярные сердечные сокращения, что приводит к изменению венозного возврата и флуктуациям размеров ВПВ. Следовательно, нерегулярные колебания венозного возврата вызывают непредсказуемые изменения размеров ВПВ, что усложняет интерпретацию данных, значимо снижая надежность метода.

- **Легочная гипертензия.** Повышенное давление в легочной артерии увеличивает нагрузку на правый желудочек и снижает эффективность его работы. В такой ситуации могут увеличиваться размеры ВПВ за счет повышенного давления в правом предсердии и затрудненного венозного возврата. Это, в свою очередь, ведет к неправильной оценке волемического статуса по вариабельности размеров ВПВ.

- **Сердечная недостаточность.** При сердечной недостаточности снижена насосная функция сердца, это приводит к задержке крови в венозной системе, снижению сердечного выброса и увеличению размеров ВПВ, что снижает ее вариабельность и достоверность получаемых параметров.

- **Торакотомия.** Хирургические вмешательства на органах грудной полости изменяют внутригрудное давление, что может повлиять на размеры ВПВ.

- **Использование катехоламинов.** Фармакологические эффекты катехоламинов проявляются в изменении тонуса сосудов и, соответственно, сердечного выброса. Это приводит к снижению вариабельности ВПВ и информативности показателя.

2.14. Пятикамерная позиция. Измерения на аорте. Вариабельность временного интеграла скорости (VTI) при дыхании

1. Поставьте датчик на точку верхушечного толчка. При этом метка датчика направлена латерально вдоль межреберья.

2. Получите изображение 4-камерной позиции (рис. 25-1) и отклоните луч более параллельно плоскости тела до появления пятой камеры – выхода в аорту с аортальным клапаном.

3. Допустимо, если будут визуализированы только следующие структуры: выносящий тракт левого желудочка, аортальный клапан и луковица аорты (отмечена стрелкой) (рис. 25-2).

4. Межжелудочковая перегородка должна располагаться в центре экрана и быть перпендикулярной плоскости датчика для максимально корректных результатов измерения.

5. Техника допплеровского измерения идентична измерению на легочной артерии. Требования к качеству допплеровской кривой также идентичны (рис. 26).

6. Оптимальная точка отсечения, выше которой пациент вероятно ответит на введение жидкости, – 15 %.

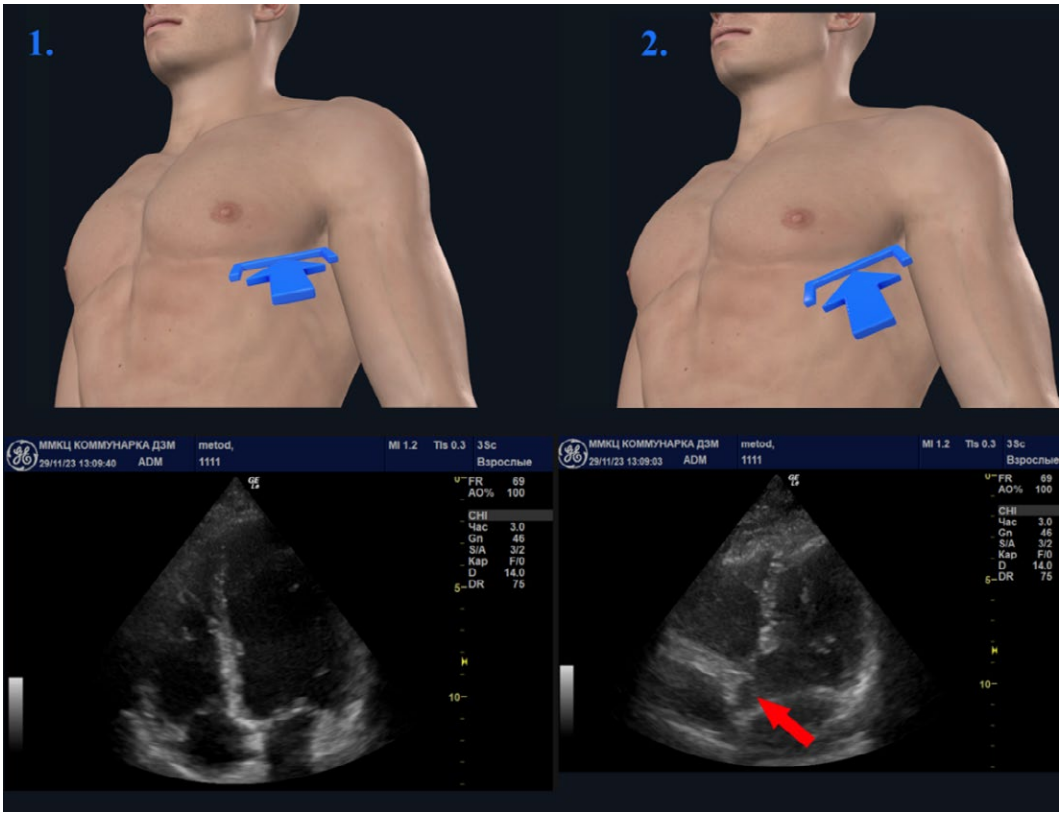

Рисунок 25: 1 – установка датчика в область верхушечного толчка и визуализация четырехкамерной позиции; 2 – отклонение луча датчика в сторону грудины с визуализацией выхода в аорту

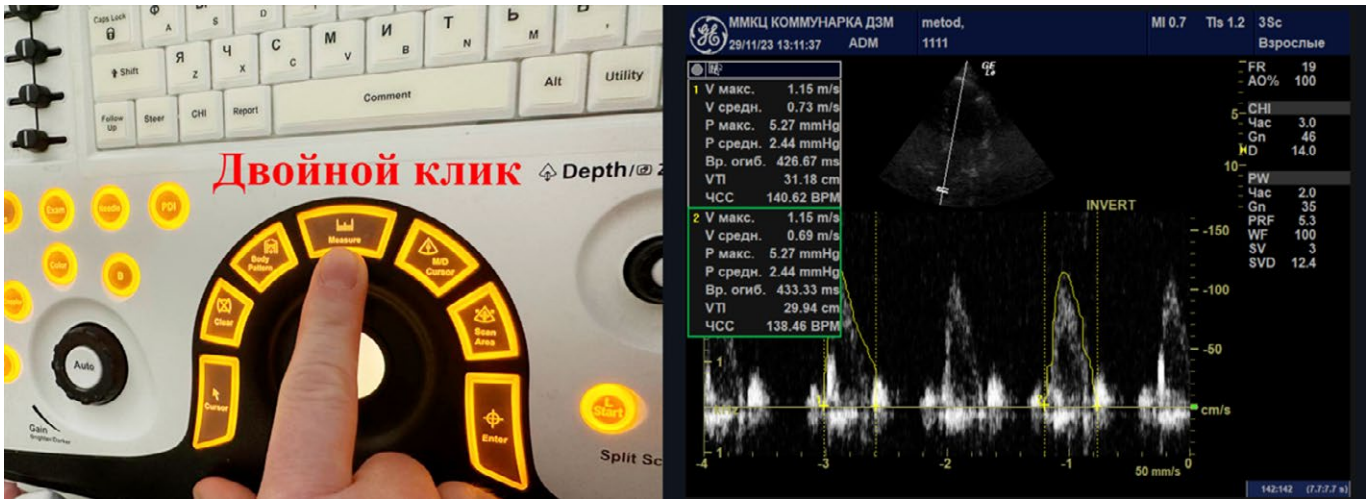

Рисунок 26. Переход в режим ручной трассировки и получение параметра VTI на аорте

Факторы, ограничивающие использование методики:

- **Искусственная вентиляция легких (ИВЛ).** ИВЛ, особенно с высоким уровнем ПДКВ, увеличивает внутригрудное давление, что уменьшает венозный возврат к сердцу и в значительной мере может искажать данные, снижая их точность, для оценки волемического статуса. Повышенное внутригрудное давление уменьшает вариабельность VTI при дыхании.
- **Нарушения ритма сердца.** Аритмии вызывают нерегулярные сердечные сокращения, приводящие к изменению ударного объема и артериального давления, которое служит причиной значительной вариабельности и непредсказуемости кровотока в аорте, что отражается на достоверности показателя VTI в данной клинической ситуации.
- **Легочная гипертензия.** Повышенное давление в легочной артерии увеличивает нагрузку на правый желудочек, что может привести к его недостаточности и снижению эффективности кровообращения.
- **Влияние на VTI.** Легочная гипертензия может изменять форму и величину VTI, уменьшая колебания скорости кровотока. Это искажает данные о вариабельности VTI, что затрудняет оценку волемического статуса.
- **Сердечная недостаточность.** При сердечной недостаточности снижена насосная функция сердца, что уменьшает сердечный выброс и влияет на системное кровообращение. Это приводит к уменьшению вариабельности VTI, что делает метод менее точным для оценки волемического статуса.
- **Торакотомия.** Хирургическое вмешательство на грудной клетке изменяет внутригрудное давление и кровообращение. Таким образом измененный кровоток в аорте искажает VTI.
- **Использование катехоламинов.** Катехоламины (например, адреналин, норадреналин) увеличивают частоту сердечных сокращений и сердечный выброс, а также повышают сосудистый тонус. Соответственно, изменение скорости кровотока в аорте оказывает влияние на нормальную вариабельность и достоверность значений VTI.

Заключение

Ультразвуковой мониторинг волемического статуса у беременных женщин становится все более востребованным инструментом в клинической практике благодаря своей высокой информативности, безопасности и неинвазивности. В рамках данного пособия были рассмотрены ключевые аспекты использования ультразвука для оценки состояния кровообращения и объема циркулирующей крови, а также особенности анатомических и физиологических изменений, характерных для беременности.

Использование ультразвука при беременности позволяет избежать многих рисков, связанных с инвазивными методами мониторинга, и уменьшить вероятность вторичных инфекционных осложнений, возникающих при катетеризации сосудов. Это особенно важно в акушерской практике, где быстрота принятия решений и точность диагностики играют решающую роль в предупреждении осложнений, угрожающих жизни матери и плода. Ультразвуковой мониторинг предоставляет уникальную возможность для врачей оперативно отслеживать изменения волемического статуса и реагировать на них в режиме реального времени.

Пособие включает в себя детализированные инструкции по использованию различных типов ультразвуковых датчиков и настройке аппарата, что позволяет врачам успешно проводить измерения даже в сложных клинических условиях. Включенные в пособие методики охватывают широкий спектр ультразвуковых исследований, от оценки сонной артерии до мониторинга легочной артерии и верхней полой вены. Эти исследования позволяют оценить сердечно-сосудистый статус пациентки и своевременно принять меры по коррекции нарушений.

Отдельное внимание в пособии уделено влиянию различных патологических состояний на результаты ультразвукового мониторинга. Например, при легочной гипертензии или сердечной недостаточности меняются параметры кровотока, что требует корректной интерпретации данных и повышенного внимания со стороны врача. Указания по работе с пациентками с такими состояниями помогут специалистам проводить качественную и безопасную диагностику, оптимизируя терапевтическое воздействие.

Ультразвуковой мониторинг волемии у беременных позволяет более точно оценить вентиляционно-перфузионные соотношения и улучшить оксигенацию, снижая риск гиповолемии или гиперволемии. Это, в свою очередь, способствует поддержанию нормального функционирования как материнского, так и фетального организма.

Методические материалы, изложенные в данном пособии, призваны облегчить процесс диагностики и лечения, обеспечив повышение качества медицинской помощи в условиях интенсивной терапии и акушерской практики. Надеемся, что данное руководство станет важным инструментом как для начинающих специалистов, так и для опытных врачей, стремящихся повысить свои профессиональные навыки и улучшить результаты своей практической деятельности.

Приложение.
Рекомендуемая последовательность оценки волемических показателей

Список литературы

[1] A. Tobias, B. D. Ballard and S. S. Mohiuddin. Physiology, Water Balance, StatPearls, Oct. 2022, Accessed: Sep. 24, 2024. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541059/

[2] J. E. Brinkman, B. Dorius, and S. Sharma. Physiology, Body Fluids, StatPearls, Jan. 2023, Accessed: Sep. 24, 2024. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482447/

[3] H. Kennedy, S. L. Haynes and C. L. Shelton. Maternal body weight and estimated circulating blood volume: a review and practical nonlinear approach. Br J Anaesth, vol. 129, no. 5, pp. 716–725, Nov. 2022, doi: 10.1016/J.BJA.2022.08.011/ATTACHMENT/FBF90830-B369-4050-8275-75A4392E562E/MMC1.DOCX.

[4] F. F. Immer et al. Aortic dissection in pregnancy: analysis of risk factors and outcome. Ann Thorac Surg, vol. 76, no. 1, pp. 309–314, Jul. 2003, doi: 10.1016/S0003-4975(03)00169-3.

[5] G. D. Bryant-Greenwood and C. Schwabe. Human Relaxins: Chemistry and Biology. Endocr Rev, vol. 15, no. 1, pp. 5–26, Feb. 1994, doi: 10.1210/EDRV-15-1-5.

[6] D. Zipes, P. Libby, R. Bonow, and E. Braunwald. Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 7th Edition, 2004, Elsevier Science. Accessed: Oct. 07, 2024. [Online]. Available: https://www.scholars.northwestern.edu/en/publications/heart-disease-a-textbook-of-cardiovascular-medicine-7th-edition-2

Рекомендуемая литература

Зильбер А. П., Шифман Е. М. Акушерство глазами анестезиолога. «Этюды критической медицины», т. 3. – Петрозаводск: Издательство ПГУ, 1997. – 397 с., илл., библ.

Практическая ультрасонография. Национальное руководство для врачей / Д. Н. Проценко, Ю. И. Логвинов, Е. П. Родионов [и др.]. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 280 с. – ISBN 978-5-9704-7333-7. – DOI 10.33029/9704-7333-7-PUSG-2022-1-280. – EDN PZZYGG.

Интенсивная терапия: национальное руководство / под ред. И. Б. Заболотских, Д. Н. Проценко. В 2 т. Т. I. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 1136 с.

Заболотских И. Б. Интенсивная терапия: национальное руководство/ под ред. И. Б. Заболотских, Д. Н. Проценко. В 2 т. Т. II. – 2-е изд., перераб. и доп. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2020. – 1072 с.

ДЛЯ ЗАМЕТОК

ДЛЯ ЗАМЕТОК

Научное электронное издание

Быков Андрей Олегович, **Чижмакова** Александра Евгеньевна,
Щепарев Иван Сергеевич и др.

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МОНИТОРИНГ ВОЛЕМИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ ПРИ КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЯХ У БЕРЕМЕННЫХ, РОЖЕНИЦ И РОДИЛЬНИЦ

учебно-методическое пособие
для практикующих врачей и ординаторов

Корректор И. Д. Баринская

Дизайнер-верстальщик А. В. Усанов

Заказ № 271
Формат печатного листа/издания: 60x84/8
Кол-во условных печ. листов: 5,60.
Тираж: 116+1 экз.
Подписано в печать: 29.11.2024.

ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ»,
115088, г. Москва, ул. Шарикоподшипниковская, д. 9
Тел.: +7 (495) 530-12-89
Электронная почта: niiozmm@zdrav.mos.ru

30 ЛЕТ НИИОЗММ
ЛЕТ В ЗДРАВООХРАНЕНИИ

НИИ
ОРГАНИЗАЦИИ
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
И МЕДИЦИНСКОГО
МЕНЕДЖМЕНТА

ДВИГАЕМ НАУКУ ВПЕРЕД!

НИИ
ОРГАНИЗАЦИИ
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
И МЕДИЦИНСКОГО
МЕНЕДЖМЕНТА

МОСКВА
2024