



Фото: Людмила Заботина/НИИОЗММ

# ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ

ПРИМЕНЕНИЯ УЛЬТРАСОНОГРАФИИ У ПАЦИЕНТОВ  
С ОСТРЫМ ПОВРЕЖДЕНИЕМ ПОЧЕК В УСЛОВИЯХ  
ОТДЕЛЕНИЯ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ

Учебное пособие для практикующих  
врачей и ординаторов

18+



Фото: НИИОЗММ

Кафедра анестезиологии и реаниматологии  
ИНОПР ФГАОУ ВО РНИМУ им Н. И. Пирогова  
ГБУЗ «ММКЦ "Коммунарка" ДЗМ»

# **ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ**

**ПРИМЕНЕНИЯ УЛЬТРАСОНОГРАФИИ У ПАЦИЕНТОВ  
С ОСТРЫМ ПОВРЕЖДЕНИЕМ ПОЧЕК В УСЛОВИЯХ  
ОТДЕЛЕНИЯ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ**

Учебное пособие для практикующих  
врачей и ординаторов

Москва  
2026

УДК 616-71; 611.6  
ББК 53.7

**Рецензенты:**

Остапченко Дмитрий Анатольевич, д.м.н., профессор НИИ общей реаниматологии им. В.А. Неговского ФНКЦ РР, заведующий отделением реанимации ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова.

Шарипов Равшан Хатамович, к.м.н., ассистент кафедры анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии имени профессора В.Д. Малышева, ИХ РНИМУ им. Н.И. Пирогова.

**Авторский коллектив:**

Д.В. Лосев, Д.Н. Проценко, Е.М. Шифман, М.А. Магомедов, А.О. Быков,  
Л.А. Гришина, Е.Ю. Калинин, С.В. Масолитин

**Практические аспекты применения ультразвукографии у пациентов с острым повреждением почек в условиях отделения реанимации и интенсивной терапии: учебное пособие для практикующих врачей и ординаторов/ Д.В. Лосев, Д.Н. Проценко, Е.М. Шифман и др. – М.: ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ», 2026. – 56 с.**

Учебное пособие посвящено актуальной и клинически значимой проблеме современной медицины – применению ультразвуковых методов диагностики (УЗМД) у пациентов с острым повреждением почек (ОПП) в условиях отделения реанимации и интенсивной терапии (ОРИТ). Актуальность работы обусловлена широким распространением ОПП у пациентов в критическом состоянии, склонностью дифференциальной диагностики его причин (преренальных, ренальных, постренальных) и необходимостью своевременной коррекции гемодинамических нарушений. Пособие выполнено на высоком методическом уровне, ориентировано на практикующих врачей и врачей-ординаторов, что соответствует современной концепции point-of-care ultrasound (POCUS) – неинвазивной, повторяемой визуализации у постели больного.

УДК 616-71; 611.6  
ББК 53.7

- © Департамент здравоохранения города Москвы, 2026
- © ГБУЗ «ММКЦ “Коммунарка” ДЗМ», 2026
- © Коллектив авторов, 2026
- © ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ» оформление, печать 2026

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**Лосев Даниил Владимирович** – заведующий отделением реанимации и интенсивной терапии для больных психосоматического профиля ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова

**Проценко Денис Николаевич** – д.м.н., доцент, главный внештатный специалист по анестезиологии-реаниматологии ДЗМ, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии ИНОПР РНИМУ им. Н.И. Пирогова, директор ГБУЗ «ММКЦ “Коммунарка” ДЗМ»

**Шифман Ефим Муневич** – д.м.н., профессор кафедры анестезиологии и реаниматологии ИНОПР РНИМУ им. Н.И. Пирогова

**Магомедов Марат Адессович** – к.м.н., доцент кафедры анестезиологии и реаниматологии ИНОПР РНИМУ им. Н.И. Пирогова, заместитель главного врача по urgentной помощи, анестезиологии и реаниматологии ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова

**Быков Андрей Олегович** – ассистент кафедры анестезиологии и реаниматологии ИНОПР РНИМУ им. Н.И. Пирогова, член экспертного совета Федерации анестезиологов и реаниматологов по нозокомиальным инфекциям и сепсису, ведущий специалист организационно-методического отдела по анестезиологии и реаниматологии ДЗМ, врач – анестезиолог-реаниматолог ГБУЗ «ММКЦ “Коммунарка” ДЗМ»

**Гришина Людмила Александровна** – заведующая отделением реанимации и интенсивной терапии № 2 ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова

**Калинин Евгений Юрьевич** – врач – анестезиолог-реаниматолог отделения реанимации и интенсивной терапии № 1 ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова

**Масолитин Сергей Викторович** – к.м.н., лаборант кафедры анестезиологии и реаниматологии ИНОПР РНИМУ им. Н.И. Пирогова, заведующий отделением реанимации и интенсивной терапии № 1 ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова

# ОГЛАВЛЕНИЕ

Список сокращений.....	5
Введение.....	6
<b>Часть 1</b>	
1.1. Краткая информация по терминологии и определению острого повреждения почек.....	7
1.2. Общая характеристика гемодинамического мониторинга в контексте клинической физиологии кровообращения.....	7
1.3. Виды функциональных гемодинамических тестов.....	7
1.4. Общая характеристика ультразвуковых методов исследования и используемых датчиков.....	7
<b>Часть 2</b>	
2.1. Оценка структурных изменений почек.....	7
2.2. Оценка наличия обструкции мочевыводящих путей.....	7
2.3. Исследование и оценка патологии сосудов почек.....	7
2.4. Исследование и оценка вариабельности диаметра нижней полой вены.....	7
2.5. Оценка динамических показателей на сонной артерии и выносящем тракте левого желудочка.....	7
2.6. Оценка сократительной функции сердца.....	7
2.7. Оценка наличия интерстициального синдрома легких.....	7
2.8. Оценка нарушения венозного оттока в рамках гиперволемии.....	7
Литература.....	6

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

**УЗМД** – ультразвуковые методы диагностики

**POCUS-point of care ultrasound** – ультразвуковое исследование, проводимое непосредственно у постели больного в месте оказания медицинской помощи специальными портативными аппаратами ультразвуковой диагностики

**KDIGO – Kidney Disease: Improving Global Outcomes** – Глобальная инициатива по улучшению исходов заболевания почек. Международная организация, занимающаяся разработкой и внедрением клинических рекомендаций по лечению заболеваний почек

**ХБП** – хроническая болезнь почек

**НПВС** – нестероидные противовоспалительные средства, группа лекарственных средств

**иАПФ/БРА** – ингибиторы ангиотензинпревращающего фермента / блокаторы рецепторов ангиотензина II, группы лекарственных препаратов, используемых для лечения артериальной гипертензии

**УО** – ударный объем, количество крови, выталкиваемое сердцем за одно сокращение

**СВ** – сердечный выброс, количество крови, выталкиваемое левым желудочком за одну минуту

**ЦВД** – центральное венозное давление

**ОЦК** – объем циркулирующей крови

**PLR-тест** – The passive leg raise-тест с пассивным подъемом нижних конечностей

**МГц – Мерагерц** – единица измерения частоты

**PSV – Peak systolic velocity** – пиковая систолическая скорость

**НПВ** – нижняя полая вена

**ПДКВ** – положительное давление конца выдоха

**ППТ** – площадь поверхности тела, измеряемая в квадратных метрах (м<sup>2</sup>)

**ccFT – corrected carotid flow time** – скорректированное время кровотока на сонной артерии

**ΔVpeakCar** – вариабельность пиковой скорости, измеренной на сонной артерии

**LVOT VTI – Left ventricular outflow tract velocity time integral** – интеграл линейной скорости потока в выносящем тракте левого желудочка

**EPSS – E-point septal separation** – митрально-септальная сепарация

**MAPSE-Motion of the Anulus of the Mitral Valve** – экскурсии кольца митрального клапана

**УЗИЛ** – ультразвуковое исследование легких

**VExUS – Venous Excess Ultrasound** – ультразвуковая диагностика венозного застоя

# Введение



При развитии клинико-лабораторной картины повреждения почек важно, как можно раньше распознать и устранить причины развивающихся расстройств, что делает применение ультразвуковых методов диагностики (УЗМД), проводимое в месте оказания медицинской помощи специальными портативными аппаратами (Point-of-Care ultrasound POCUS), незаменимым диагностическим инструментом. Хотя для эффективного УЗМД требуется обучение и практика, этот метод может быть успешно внедрен в повседневную клиническую работу. Важно, чтобы применение УЗМД было целенаправленным и отвечало конкретным диагностическим задачам, таким как выявление обструкции мочевыводящих путей, оценка причины нарушения дыхания, подбор оптимального сосудистого доступа для диализа у пациентов с нарушением функции почек, а также оценка функции левого желудочка, волемического статуса. Таким образом, УЗМД становится важным инструментом в комплексном ведении пациентов с нефрологическими заболеваниями, повышая точность диагностики и безопасность медицинских вмешательств.

Мониторинг волемического статуса – один из ключевых компонентов интенсивной терапии пациентов с органическими нарушениями, требующий комплексного подхода с учетом клинического контекста и специфики заболевания. Его основные цели – раннее выявление нарушений кровообращения до развития органических повреждений, а также получение специфических данных для уточнения диагноза, подбора терапии и оценки ответа на лечение.

Эффективность мониторинга зависит не только от технологических возможностей, но и от способности врачей правильно интерпретировать данные и применять их в клинической практике. При этом важно понимать, что даже самые современные устройства не смогут улучшить исходы лечения без слаженной работы мультидисциплинарной команды, непрерывного медицинского образования и клинического опыта. Интер-

претация данных должна проводиться в комплексе с клинической картиной, анамнезом, а также результатами лабораторных и данными иных инструментальных исследований.

В настоящее время все большее распространение получают неинвазивные методы оценки гемодинамики, такие как УЗМД, позволяющие определить волевический статус, сократительную функцию сердца и спрогнозировать реакцию пациента на объемную нагрузку. Однако их применение, как и любых других методов мониторинга, должно быть обоснованным и интегрированным в общую стратегию ведения пациента.

Таким образом, УЗМД – это не просто регистрация данных, а важный инструмент, который в сочетании с клиническим мышлением и командной работой позволяет оптимизировать терапию и улучшать исходы лечения.

# ЧАСТЬ 1



## 1.1. Краткая информация по терминологии и определению острого повреждения почек

Заболевания почек, ранее часто объединяемые под недифференцированными терминами, сегодня четко разграничиваются на острые и хронические формы на основе продолжительности, этиологии и тяжести функциональных нарушений. Так, острое повреждение почек (ОПП) – состояние, развивающееся вследствие непосредственного воздействия повреждающих факторов и ограничивающееся 7 сут.; характеризуется быстрым нарастанием признаков дисфункции почек и может быть обусловлено прerenальными, ренальными или постренальными причинами. Важно подчеркнуть: терминологически корректным является именно ОПП в соответствии с международными стандартами и консенсусом KDIGO, а не «острое почечное повреждение». Если ОПП не разрешается в течение 7 сут., оно трансформируется в острую болезнь почек продолжительностью от 7 до 90 сут. В случае если нарушение почечной функции длится 90 и более дней, диагностируется хроническая болезнь почек (ХБП). Такая дифференциация не только повышает точность диагностики, но и позволяет разрабатывать более персонализированные стратегии лечения.

Современное определение ОПП базируется на четких критериях, разработанных KDIGO, что позволяет стандартизировать диагностический подход и улучшить клиническое ведение пациентов. ОПП рассматривается как стремительное снижение функции почек, обусловленное непосредственным воздействием ренальных или экстраренальных повреждающих факторов. Важно отметить: временной критерий 48 ч служит не только для констатации факта устоявшегося ОПП, но и для дифференциации отдельных эпизодов ОПП. Если признаки ОПП возникают и полностью разрешаются в пределах 48 ч, следует говорить о полном и быстром разрешении ОПП. В клинической практике рекомендуется использовать исключительно классификацию KDIGO (2012) для определения тяжести ОПП.

Преренальное ОПП (рис. 1) возникает вследствие снижения почечной перфузии, обусловленного различными нарушениями системной гемодинамики. Гиповолемия, возникающая в результате массивной кровопотери, ожогов, диареи или рвоты, приводит к уменьшению объема циркулирующей крови и, как следствие, снижению почечного кровотока. Сердечная недостаточность, тампонада сердца и массивная тромбоэмболия легочной артерии, снижая сердечный выброс, также приводят к уменьшению почечной перфузии. Кроме того, внутривисочечная вазомодуляция, вызванная действием лекарственных препаратов (НПВС, иАПФ/БРА, циклоспорин, йодосодержащие контрасты), гиперкальциемии, гепаторенальным синдромом и абдоминальным компартмент-синдромом, нарушает нормальное кровоснабжение почек. Системная вазодилатация, характерная для сепсиса, синдрома системного воспалительного ответа и гепаторенального синдрома, также вносит свой вклад в снижение почечного кровотока. Наконец, макрососудистые нарушения, такие как стеноз почечной артерии или сдавление почечных сосудов, механически препятствуют нормальной почечной перфузии.

В отличие от преренальных причин, ренальное ОПП (см. рис. 1) обусловлено прямым повреждением различных компартментов почки. Микрососудистые поражения, наблюдаемые при тромботических микроангиопатиях, антифосфолипидном синдроме, злокачественной артериальной гипертензии и холестериновой эмболии, повреждают микроциркуляторное русло почек. Гломерулярные заболевания, такие как быстро прогрессирующий гломерулонефрит, иммунокомплексные заболевания и васкулиты, поражают клубочки почек, нарушая фильтрационную функцию. Тубулоинтерстициальные поражения, включающие острый интерстициальный нефрит, пигментную и кристаллическую нефропатию, а также острый канальцевый некроз, возникающие на фоне ишемии, воспаления или воздействия лекарственных препаратов, оказывают прямое токсическое воздействие на канальцы и интерстиций почек.

Постренальное ОПП (см. рис. 1) развивается вследствие обструкции оттока мочи на различных уровнях мочевыводящих путей. Доброкачественная гиперплазия предстательной железы, рак, стриктуры и блокада сгустками крови могут нарушать отток мочи на уровне мочевого пузыря. Обструкция мочеточников конкрементами, опухолями или ретроперитонеальным фиброзом вызывает нарушение оттока мочи из вышележащих отделов мочевыводящей системы. Наконец, папиллярный некроз и конкременты в почечной лоханке могут препятствовать оттоку мочи непосредственно из почки.

Таким образом, ОПП представляет собой полиэтиологическое состояние, требующее комплексного подхода к диагностике и лечению. Распознавание преренальных, ренальных и постренальных факторов, понимание их патофизиологических механизмов и взаимосвязей между ними имеет первостепенное значение для адекватной медицинской помощи пациентам с ОПП (см. рис. 1). Своевременное выявление причины и ее устранение является ключом к предотвращению прогрессирования ОПП и развитию ХБП.



**Рис. 1.** Схема диагностических этапов при развитии клинико-лабораторной картины ОПП

## 1.2. Общая характеристика гемодинамического мониторинга в контексте клинической физиологии кровообращения

Система кровообращения представляет собой замкнутую сеть сосудов, заполненных кровью, которая приводится в движение насосной функцией сердца. Ее структуру можно разделить на два основных отдела. Первый отдел включает сердце, артерии, выполняющие буферную функцию, и вены, служащие емкостными сосудами. Второй отдел состоит из артериол и венул, регулирующих распределение и сопротивление, а также капилляров, обеспечивающих обмен веществ.

Сердце, центральный орган кровообращения, состоит из четырех камер. Предсердия представляют собой камеры низкого давления, отвечающие за накопление крови, тогда как желудочки выполняют насосную функцию, обеспечивая выброс крови в сосудистое русло. Эффективность работы сердца оценивается по сердечному выбросу СВ – объему крови, перекачиваемому за минуту. В состоянии покоя этот показатель в норме составляет от 4 до 8 л в минуту и зависит от частоты сердечных сокращений и ударного объема УО – количества крови, выбрасываемого за одно сокращение. Отражением УО является фракция выброса, показывающая процент крови, изгоняемой из желудочка во время систолы. Для левого желудочка нормальный показатель составляет 60–70%, для правого – 40–60%.

Объем циркулирующей крови (ОЦК) в организме в норме составляет около 7% массы тела у мужчин и 6,5% у женщин. Большая часть крови сосредоточена в венозном русле (70–75%), тогда как в артериях находится 15–20%, лишь 5–7,5% – в капиллярной сети. Несмотря на небольшой объем, именно капилляры играют ключевую роль в обеспечении тканевой перфузии. В критических состояниях активируются артериовенозные анастомозы, что приводит к сокращению капиллярного кровотока.

Движение крови в большом круге кровообращения сопровождается постепенным снижением давления от 60–100 мм рт.ст. в левом желудочке до 4–9 мм рт.ст. – в правом. Скорость кровотока определяется соотношением между средним артериальным давлением минус ЦВД, деленное на сопротивление сосудов. Этот механизм объясняет, почему даже при нормальных показателях артериального давления может наблюдаться гипоперфузия тканей вследствие повышенного сосудистого сопротивления.

Основными показателями, характеризующими состояние гемодинамики, являются ОЦК, общее периферическое сопротивление сосудов и сердечный выброс. На последний показатель влияют 5 ключевых факторов: преднагрузка, отражающая степень растяжения миокарда в конце диастолы; сократительная способность сердечной мышцы; частота сердечных сокращений; постнагрузка, представляющая сопротивление выбросу крови; функция клапанного аппарата сердца.

Преднагрузка определяется конечно-диастолическим объемом желудочков и зависит от растяжимости миокарда, которая обусловлена массой сердечной мышцы, частотой сокращений, температурой и другими факторами.

В клинической практике для оценки преднагрузки используют показатели ЦВД и давления заклинивания легочной артерии. Постнагрузка характеризуется сопротивлением, которое желудочек преодолевает при выбросе крови, и зависит главным образом от диастолического артериального давления и сосудистого сопротивления.

Сократительная способность миокарда подчиняется физиологическому закону, согласно которому сила сокращения пропорциональна степени растяжения мышечных волокон в диастолу. Однако при чрезмерном растяжении миокарда его сократительная способность снижается. На работу сердца также влияют состояние коронарного кровотока, водно-электролитный баланс и кислотно-основное состояние организма.

Таким образом, система кровообращения представляет собой сложный механизм, нормальное функционирование которого зависит от согласованной работы всех его компонентов. Нарушение любого из элементов этой системы (сердечного выброса, сосудистого сопротивления или ОЦК) приводит к развитию гемодинамических расстройств, требующих своевременной коррекции. Для комплексной оценки состояния кровообращения необходимо учитывать все факторы, влияющие на его работу.

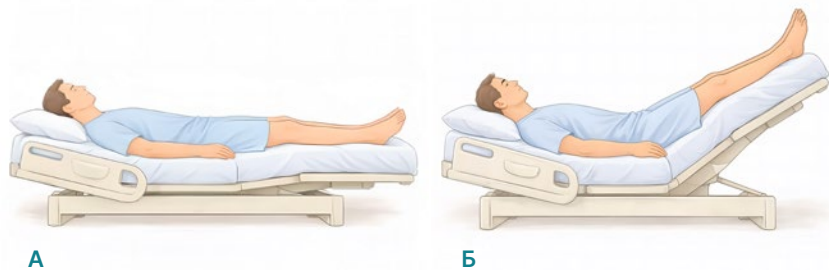
### **1.3. Виды функциональных гемодинамических тестов**

В клинической практике для определения чувствительности пациента к инфузионной терапии применяются различные функциональные тесты, позволяющие оценить реакцию сердечно-сосудистой системы на увеличение объема циркулирующей крови. Эти методы помогают избежать необоснованного введения жидкости, особенно у пациентов с высоким риском осложнений.

Одним из наиболее распространенных методов является стандартный тест с инфузионной нагрузкой. Его принцип основан на введении пробного объема жидкости с последующей оценкой гемодинамического ответа. Для проведения теста используют 250 мл кристаллоидного раствора (или 3 мл/кг), который вводят в течение 5–10 мин. Положительным результатом считается повышение ЦВД на 2 мм рт.ст. и более с одновременным увеличением ударного объема или сердечного выброса на более чем 15% от исходного значения. Несмотря на простоту выполнения, этот метод имеет существенный недостаток – риск гипергидратации у пациентов, не отвечающих на инфузию.

Альтернативным вариантом служит тест с минимальной инфузионной нагрузкой, при котором вводят всего 100 мл жидкости (около 1,5 мл/кг) в течение 1 мин. Этот подход позволяет предсказать восприимчивость к инфузионной нагрузке с высокой точностью (чувствительность 95%, специфичность 78%), одновременно минимизируя риск осложнений, связанных с избыточным введением жидкости. Ключевым преимуществом данного метода является возможность быстрой оценки динамических показателей гемодинамики без существенной нагрузки на организм.

Особое место среди функциональных проб занимает тест с пассивным подъемом ног (PLR-тест) (рис. 2). Этот неинвазивный метод имитирует эффект инфузии за счет естественного перераспределения венозной крови. При подъеме ног под углом 45° происходит перемещение крови из нижних конечностей и внутренних органов в центральный кровоток, что эквивалентно введению 300–500 мл жидкости. Для получения достоверных результатов необходимо строго соблюдать методику проведения: начинать тест при положении пациента с приподнятым головным концом, плавно изменять положение тела с помощью регулировки кровати, избегая прямого контакта с пациентом, и использовать методы непрерывного мониторинга сердечного выброса. Критерием положительной реакции считается увеличение кровотока не менее чем на 10%.



**Рис. 2.** Методика проведения PLR-теста. А – начинать выполнять тест с пассивным поднятием ног рекомендуется из низкого положения Фаулера (наклон спинки кровати около 30–45°); Б – для выполнения теста пациент переводится в положение, когда туловище расположено горизонтально, а нижние конечности пассивно подняты на 45°. Максимальная достоверность при проведении теста с поднятием ног достигается при исследовании параметров не ранее 1 мин. и не более 2 мин. с момента пассивного подъема ног

PLR-тест обладает рядом уникальных преимуществ: он полностью обратим, не связан с риском гипергидратации, может применяться даже у пациентов с острым респираторным дистресс-синдромом или на спонтанном дыхании. Его диагностическая ценность подтверждена клиническими исследованиями, демонстрирующими высокую специфичность (100%) при умеренной чувствительности (71%).

В заключение следует отметить: выбор конкретного метода оценки восприимчивости к инфузионной нагрузке должен основываться на индивидуальных особенностях пациента и доступных возможностях мониторинга. Современные подходы, такие как минимизированные инфузионные тесты и неинвазивные методики, позволяют оптимизировать инфузионную терапию, снижая риск осложнений при сохранении высокой диагностической эффективности.

#### **1.4. Общая характеристика ультразвуковых методов исследования и используемых датчиков**

В нефрологии ультразвуковое исследование (сонография) почек играет ключевую роль в диагностике как ОПП, так и ХБП. Этот метод медицинской визуализации использует ультразвук – звуковые волны с частотой от 1 до 20 МГц (рис. 3).



А

Б

В

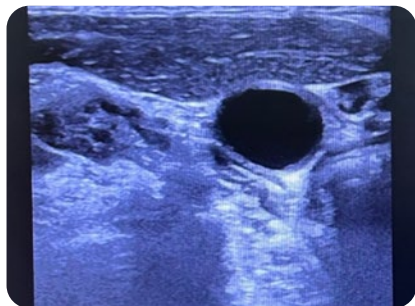
**Рис. 3.** Виды наиболее часто используемых датчиков. А – линейный датчик – прямоугольная, с расположением пьезоэлементов в линию. Высокая частота (7–15 МГц), что обеспечивает отличное разрешение на небольших глубинах. Глубина сканирования до 5–8 см (идеален для поверхностных структур). Из недостатков: это ограниченная глубина сканирования, артефакты при неровной поверхности кожи (требуется плотный контакт с гелем); Б – конвексный датчик – изогнутая (криволинейная) поверхность. Частота сканирования средняя или низкая (2–7,5 МГц). Глубина сканирования до 20–25 см (оптимально 8–15 см). Идеален для крупных пациентов и глубоко расположенных органов. Значительное снижение качества изображения на малых глубинах по сравнению с линейным датчиком; В – секторальный датчик – это ультразвуковой преобразователь с небольшим контактным пятном и веерообразным полем обзора, используемый для сканирования через узкие акустические окна (например, между ребрами).

Частота сканирования 2–5 МГц (для глубоких структур). Глубина сканирования до 20–30 см. Сниженная частота на малых глубинах (по сравнению с линейными датчиками)

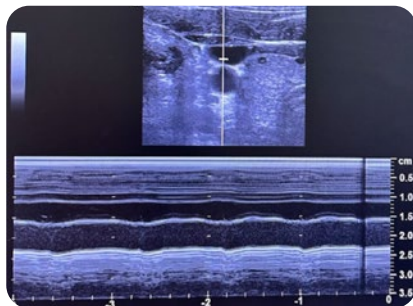
Суть работы ультразвукового аппарата заключается в использовании пьезоэлектрических кристаллов, обычно изготовленных из титаната свинца-циркония, размещенных в датчике. Когда на эти кристаллы подается электрический ток, они начинают вибрировать, генерируя ультразвуковые волны. Эти волны направляются в ткани, и датчик, по сути, становится слушающим устройством, воспринимающим отраженные ультразвуковые волны, или эхо. Возвращающиеся эхо преобразуются обратно в электрические сигналы этими же пьезоэлектрическими кристаллами. Этот процесс, известный как пьезоэлектрический эффект, когда механическая (звуковая) энергия превращается в электрическую, позволяет

создать изображение. Эти электрические сигналы обрабатываются и представляются в виде двухмерной черно-белой картинки на мониторе. Различные режимы ультразвукового отображения обеспечивают широкий спектр информации.

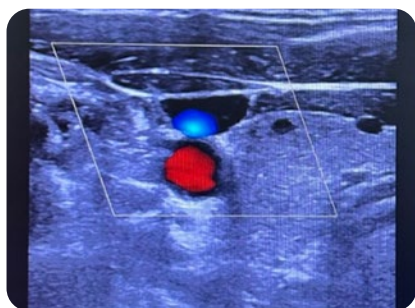
В-режим (рис. 4) является стандартным двухмерным отображением в оттенках серого, показывающим структуру тканей. М-режим, или режим движения, основан на В-режиме, но предоставляет динамичное представление изменений во времени, например смещение органов или изменение диаметра сосудов. Он одномерен и особенно полезен для анализа движущихся структур, отслеживая их перемещение в течение заданного промежутка времени. Это может включать изменения диаметра сосудов, сердечные сокращения, движение плевры. В режиме цветного доплера (см. рис. 4), анализируя сдвиги частоты отраженных ультразвуковых волн, можно определить скорость и направление потоков, таких как движение крови. Красный цвет обычно обозначает движение крови к датчику, а синий – от датчика. Импульсно-волновой доплер (см. рис. 4) предоставляет более детальную информацию о скорости и направлении потока, выводя ее на график и в звуковом формате. Увеличение или уменьшение частоты отраженного сигнала в этом случае непосредственно коррелирует с направлением потока крови (приближение или удаление от датчика). Этот режим предоставляет ценную информацию для оценки кровотока в сосудах и тканях.



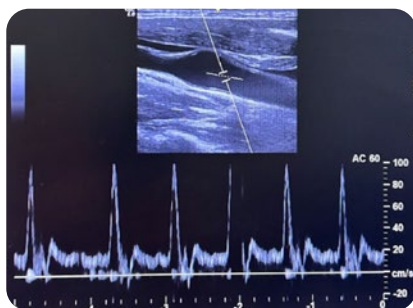
А



Б



В



Г

**Рис. 4.** Демонстрирует изображение получения при использовании основных методов ультразвукового исследования. А – В-режим – это основной режим ультразвукового исследования, обеспечивающий двухмерное серошкальное изображение тканей в реальном времени; Б – М-режим – это ультразвуковой метод, фиксирующий движение структур во времени вдоль одной линии сканирования. Он отображает динамику движущихся объектов (например, сердечных стенок или клапанов) в виде волнообразных линий; В – цветной доплер – это режим ультразвуковой визуализации, который позволяет оценить направление и скорость кровотока в сосудах и камерах сердца, кодируя эти данные в цвете; Г – импульсно-волновой доплер – это режим, позволяющий точно измерить скорость кровотока в конкретной точке сосуда или камеры сердца

Портативные ультразвуковые системы, используемые в формате POCUS, представляют собой компактные аппараты, которые легко перемещать внутри клиники и размещать в тех отделениях, где проведение ультразвукового исследования требуется максимально оперативно. Несмотря на различия в названии отдельных клавиш и расположении элементов

управления, большинство моделей построено по сходному принципу (рис. 5). Оснащение датчиками может варьировать в зависимости от профиля медицинской организации и задач структурного подразделения. Для работы в отделениях анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии оптимальным является наличие трех основных датчиков: для исследования поверхностно расположенных структур, глубоко расположенных структур и сердца.



**Рис. 5.** Основные элементы управления аппаратом для ультразвукового исследования (могут отличаться у различных моделях и производителях): 1 – клавиша выбора датчиков для исследования; 2 – включение цветового доплера; 3 – клавиша включения импульсно-волнового доплера; 4 – клавиша включения М-режима; 5 – регулятор яркости изображения; 6 – трекбол для перемещения курсора по экрану; 7 – клавиша включения измерений; 8 – клавиша подтверждения выбора; 9 – регулятор глубины изображения; 10 – клавиша заморозки изображения

Для абдоминальной сонографии чаще всего используется криволинейный или выпуклый матричный датчик (см. рис. 3, Б). Этот тип датчика характеризуется более низкой рабочей частотой, как правило, от 2 до 7,5 МГц, что обеспечивает широкую веерообразную область сканирования на экране монитора. Частота датчика играет ключевую роль, определяя глубину проникновения ультразвуковых волн и разрешение получаемого изображения. Датчики с более высокой частотой (см. рис. 3, А) хотя и обеспечивают изображения с лучшим разрешением, имеют ограниченную глубину проникновения. Поэтому они применяются при исследовании поверхностных структур, например при установке катетера для диализа или оценке состояния артериовенозной фистулы. В таких случаях используются датчики с частотой от 6 до 15 МГц. Напротив, датчики с более низкой частотой способны проникать на большую глубину и лучше подходят для исследований органов брюшной полости и сердечно-сосудистой системы. Кардиологический датчик (см. рис. 3, В), или фазированный матричный датчик, также является низкочастотным, но имеет меньшую площадь контактной поверхности, что обеспечивает более точную манипуляцию в межреберных промежутках, что очень важно при кардиологических исследованиях. Таким образом, выбор датчика зависит от конкретной задачи и глубины исследуемых тканей, при этом частота определяет компромисс между разрешением и глубиной проникновения ультразвука.

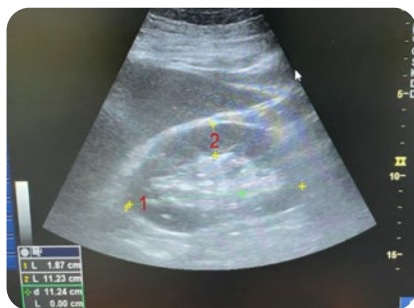
# ЧАСТЬ 2



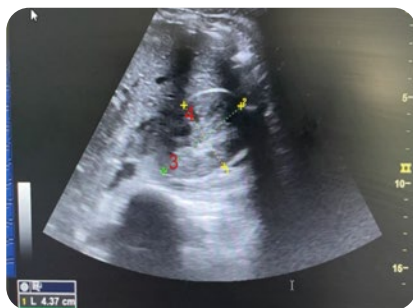
## 2.1. Оценка структурных изменений почек

Ультразвуковое исследование почек начинают с оценки их формы, размеров и структурных особенностей (рис. 6). В норме почки имеют характерную бобовидную конфигурацию с четкими, хотя и не всегда идеально ровными контурами, что обусловлено наличием фиброзной капсулы. Изменение формы органа, в частности, приобретение шарообразных очертаний, чаще всего свидетельствует о развитии воспалительного или инфильтративного процесса.

Стандартные размеры почек (рис. 6, А, Б) у взрослого человека варьируют в определенных пределах. Средние показатели для правой почки: длина  $9,8 \pm 0,9$  см, ширина  $4,9 \pm 0,7$  см, толщина  $4,0 \pm 0,7$  см. Левая почка обычно несколько длиннее ( $10,7 \pm 0,3$  см), но более узкая ( $3,5 \pm 0,7$  см) при сравнимой толщине ( $4,3 \pm 0,7$  см). Эти параметры могут изменяться в зависимости от антропометрических данных пациента, включая возраст, пол и индекс массы тела. Динамика размеров имеет важное диагностическое значение: уменьшение органа характерно для хронических процессов, тогда как увеличение чаще наблюдается при острых состояниях.



А



Б

**Рис. 6.** Оценка размеров почек. Выбирается конвексный датчик и абдоминальный режим. Положение пациента – лежа на спине или на боку. Датчик устанавливается в проекции почек (чаще используется доступ со спины или сбоку). А – измерение длины проводится в сагиттальном срезе (продольном). Оценивается максимальный полюс – полюсный размер (от верхнего до нижнего края – 1). Толщина паренхимы измеряется в продольном или поперечном срезе на уровне ворот почки (2); Б – на поперечном срезе проводится измерение ширины почки (3) и высоты почки (4)

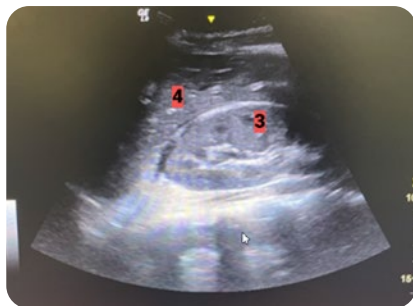
Толщина почечной паренхимы, измеряемая от капсулы до верхушек пирамид, в норме составляет 15–25 мм. У пациентов пожилого возраста этот показатель может физиологически уменьшаться до 11 мм. Изменения толщины паренхимы в сочетании с изменением размеров органа предоставляют ценную информацию о характере и динамике патологического процесса.

Эхогенность почечной ткани представляет собой важный диагностический критерий. В норме корковое вещество демонстрирует более низкую эхогенность по сравнению с паренхимой печени или селезенки (рис. 7), тогда как мозговое вещество еще менее эхогенно, чем корковый слой. Повышение эхогенности может указывать на различные патологические изменения, включая фиброзные процессы, канальцевую атрофию или воспаление, в то время как ее снижение чаще связано с отеком ткани.

У пациентов с ХБП отмечается прогрессирующее увеличение эхогенности коркового вещества.



А



Б

**Рис. 7.** Оценка эхогенности почек. А – визуализируется почка (1), демонстрирующая значительную гипоехогенность – более темный оттенок серого цвета по сравнению с паренхимой селезенки (2). Данное соотношение является физиологической нормой, поскольку селезенка в норме служит одним из наиболее эхогенных эталонов среди паренхиматозных органов; Б – в норме паренхима почки (3) менее эхогенна либо сравнима по эхогенности с печенью (4)

Особого внимания требует оценка эхогенности мозгового вещества, так как этот параметр может изменяться под влиянием различных факторов, включая наличие свободной жидкости в брюшной полости. Следует подчеркнуть: интерпретация ультразвуковых данных всегда должна проводиться комплексно с учетом всей клинической картины и результатов дополнительных методов исследования. Только такой подход позволяет получить достоверную диагностическую информацию и избежать ошибочных заключений.

## 2.2. Оценка наличия обструкции мочевыводящих путей

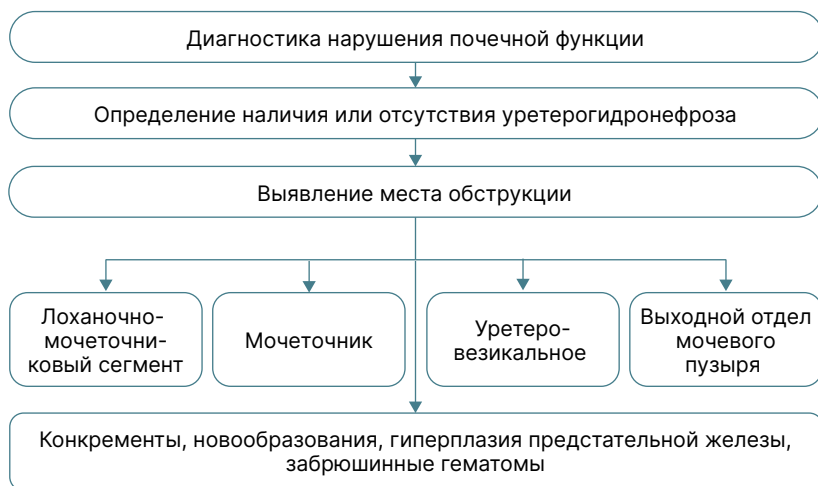
При проведении ультразвукового исследования пациентов с нарушением почечной функции обязательным этапом является оценка состояния верхних мочевыводящих путей для исключения гидронефроза – одной из наиболее частых причин ОПП. При выявлении расширения чашечно-лоханочной системы (гидронефроза) и возможного расширения мочеточника (гидроуретера) необходимо определить, является ли данное расширение физиологическим или патологическим, а также носит ли дилатация obstructивный характер.

В нормальных условиях при стандартном питьевом режиме и нормальном диурезе визуализация чашечно-лоханочной системы затруднена. Однако при гипергидратации или усиленном диурезе происходит физиоло-

гическое расширение коллекторной системы, при котором элементы чашечно-лоханочного комплекса приобретают характерный вид дерева или лилии. Степень визуализации прямо пропорциональна интенсивности диуреза, при этом экзогенность содержимого варьирует от гипо- до анэхогенной.

При обструктивном генезе расширения центральный эхокомплекс представлен менее выраженными анэхогенными структурами, которые по мере прогрессирования гидронефроза трансформируются в конгломерат кистозных полостей с характерным концентрическим расположением (мелкие чашечки вокруг расширенной лоханки). В острых случаях толщина паренхимы остается нормальной или даже увеличивается, тогда как при хроническом процессе наблюдается ее истончение с утратой кортико-медулярной дифференцировки.

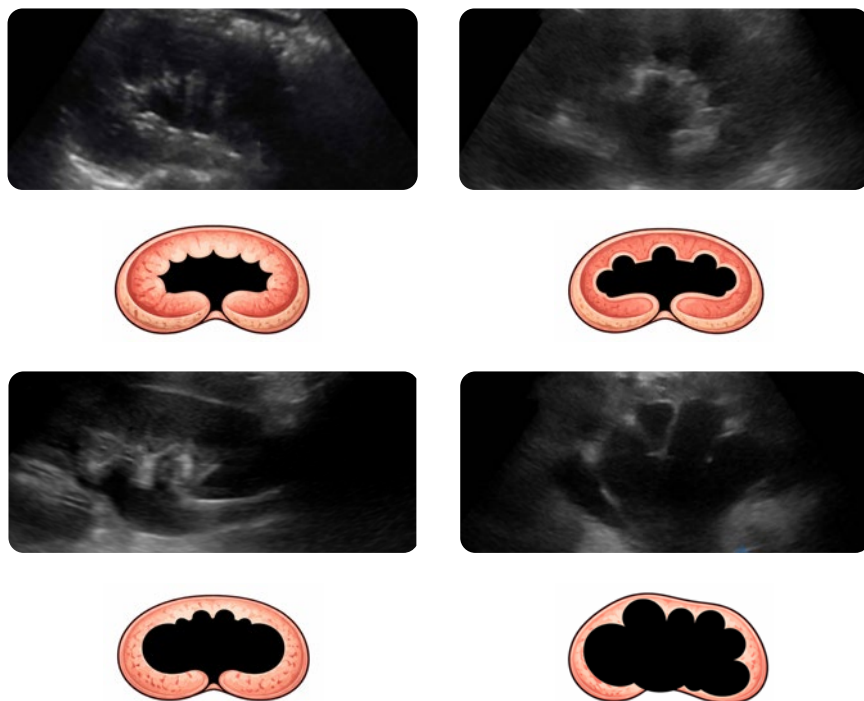
Этиологические факторы обструкции (рис. 8) можно разделить на две группы. К внутренним причинам относятся мочекаменная болезнь (наиболее частая причина), врожденные аномалии (стриктуры мочеточника, стеноз лоханочно-мочеточникового сегмента, уретероцеле). Внешние причины включают опухолевые процессы, ретроперитонеальный фиброз и забрюшинные гематомы.



**Рис.8.** Алгоритм ультразвукового исследования почек с целью исключения нарушения оттока мочи

Особое диагностическое значение имеет оценка состояния мочевого пузыря. У пациентов с уретральным катетером необходимо исключить его неправильную установку или пережатие дренажной системы. Среди пациентов без катетеризации особого внимания требуют больные с доброкачественной гиперплазией предстательной железы.

Для унификации описания выделяют 4 степени гидронефроза (рис. 9): степень 1 – изолированное расширение лоханки; степень 2 – расширение лоханки с вовлечением отдельных чашечек; степень 3 – выраженная пиелоэктазия с расширением всех групп чашечек при сохранной паренхиме; степень 4 – тотальное расширение коллекторной системы с истончением паренхимы. Данная классификация позволяет стандартизировать диагностические заключения и оптимизировать лечебную тактику.



**Рис.9.** Последовательность патофизиологических изменений, развивающихся в чашечно-лоханочной системе (ЧЛС) почки при прогрессирующем нарушении оттока мочи

## 2.3. Исследование и оценка патологии сосудов почек

При наличии клинико-лабораторных признаков нарушения почечной функции после оценки паренхимы и исключения обструкции мочевыводящих путей необходимо исследовать почечный кровоток. Основным источником кровоснабжения почек являются почечные артерии – парные ветви брюшной аорты, отходящие от ее латеральной поверхности примерно на 1 см ниже верхней брыжеечной артерии. Правая почечная артерия отходит от переднебоковой поверхности аорты, проходит позади нижней полой вены и направляется к воротам правой почки. Левая почечная артерия отходит на том же уровне или чуть ниже, от заднебоковой поверхности аорты, и идет в дорсолатеральном направлении к левой почке.

От основного ствола почечной артерии отходят передняя (более крупная) и задняя ветви, которые занимают вентральное и дорсальное положение относительно почечной лоханки. В почечном синусе от этих ветвей берут начало сегментарные артерии, количество и топография которых подвержены значительной индивидуальной вариабельности. Далее кровоснабжение осуществляется через междольковые, дуговые, междольковые и внутريدольковые артерии, завершаясь приносящими артериолами клубочков.

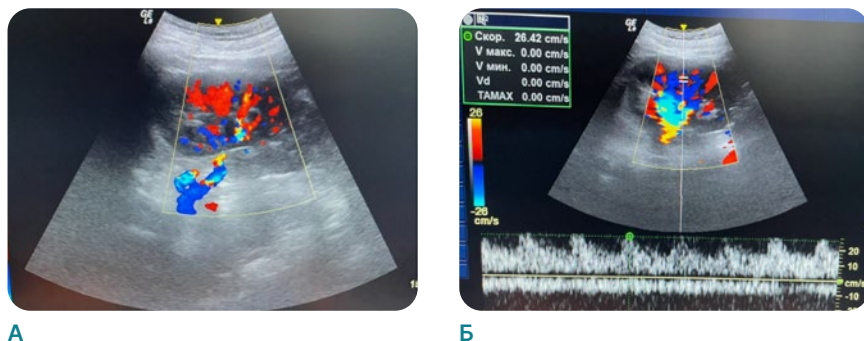
Венозный отток начинается с кортикальных вен, переходящих в междольковые и дуговые вены. В мозговом веществе прямые венулы также впадают в дуговые вены. На уровне почечных сосочков формируются форникальные вены, образующие сплетения вокруг чашек. Междольковые вены сливаются в сегментарные сосуды, которые образуют почечную вену. Правая почечная вена (длиной 1,5–2,5 см) впадает в нижнюю полую вену на уровне L1–L2, а левая (6–8 см) имеет горизонтальное или слегка восходящее направление.

Основными патологиями почечного кровотока являются стеноз и тромбоз почечной артерии, тромбоз почечной вены, артериовенозные фистулы и аневризмы. Для их диагностики применяют цветовую и импульсно-волновую доплерографию (рис. 10).

Стеноз почечной артерии чаще всего имеет атеросклеротическое происхождение. Прямые признаки включают повышение пиковой систолической скорости (PSV) более 200 см/с (при стенозе >60%), соотношение PSV почечной артерии к PSV аорты >3,5, отсутствие доплеровского сигнала при окклюзии, постстенотическую турбулентность. Косвенные признаки проявляются паттерном Parvus-Tardus в периферических арте-

риях: снижение скорости ( $<3$  м/с), увеличение времени ускорения до пика систолы ( $>70$  мс), уменьшение резистентности ( $<0,5$ ).

Тромбоз почечной артерии требует экстренного вмешательства, особенно при единственной артерии. УЗ-признаки: отсутствие кровотока, аномальная форма спектра без диастолического компонента, снижение амплитуды систолического сигнала.



**Рис. 10.** Оценка почечного кровотока. А – цветное доплеровское картирование (ЦДК). Визуализируется кровоток в сегментарных и дуговых артериях почки, распределение цветового сигнала относительно равномерное, без признаков выраженного дефекта перфузии в зоне исследования. Для почечной паренхимы в норме характерен однородный цветовой рисунок кровотока, соответствующий сохраненной васкуляризации; Б – импульсно-волновая доплерография. Регистрируется артериальный спектр в сегментарных и дуговых артериях с пульсирующим характером кровотока, что свидетельствует о наличии артериальной перфузии в исследуемых сосудах

Тромбоз почечной вены проявляется увеличением почки, дефектом наполнения или отсутствием кровотока при доплерографии, реверсией диастолического кровотока в артерии.

Ятрогенные осложнения (псевдоаневризмы после биопсий или операций) могут быть бессимптомными или проявляться болью и гематурией. При выполнении ультразвукового исследования в В-режиме псевдоаневризмы выглядят как кистозные образования, при цветном доплере определяется характерный признак инь-янь, а импульсный доплер выявляет маятниковый кровоток в шейке аневризмы.

## 2.4. Исследование и оценка вариабельности диаметра нижней полой вены

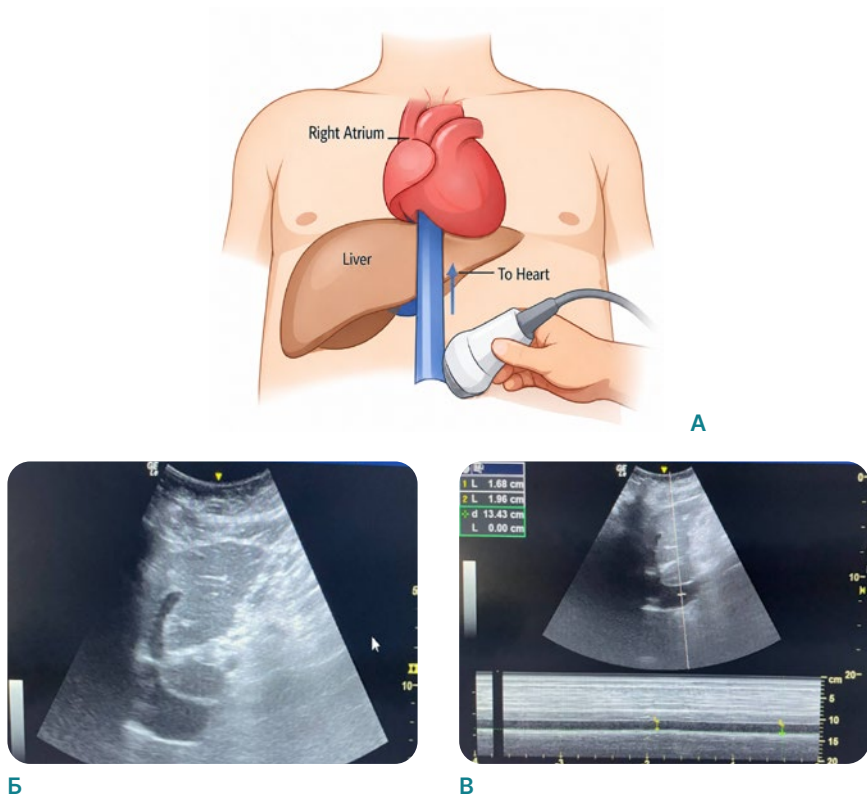
Диаметр нижней полой вены (НПВ) является важным диагностическим показателем, отражающим состояние венозного возврата, и может использоваться в качестве косвенного признака дефицита ОЦК. Этот крупный тонкостенный сосуд, не имеющий клапанов, служит основным коллектором венозной крови от нижней половины тела. Его диаметр варьирует в зависимости от множества факторов, включая положение тела, фазу дыхательного цикла и объем циркулирующей крови.

У пациентов в положении на левом боку отмечается физиологическое уменьшение диаметра НПВ, тогда как в положении на правом боку наблюдается его увеличение. Во время спонтанного дыхания вдох приводит к снижению внутригрудного давления и увеличению венозного возврата, что сопровождается уменьшением диаметра сосуда. Напротив, при выдохе диаметр НПВ увеличивается. Эти изменения особенно выражены при форсированном вдохе. У пациентов на искусственной вентиляции легких положительное давление в конце выдоха ПДКВ может существенно влиять на венозный возврат.

ОЦК также оказывает значительное влияние на диаметр НПВ. При гиповолемии отмечается уменьшение диаметра сосуда, вплоть до так называемого плоского вида (менее 9 мм в переднезаднем размере). Напротив, при гиперволемии может наблюдаться его увеличение. Внутрибрюшное давление играет важную роль в регуляции диаметра НПВ, причем его влияние может быть как положительным, так и отрицательным в зависимости от уровня трансмурального давления.

Для ультразвуковой оценки НПВ (рис. 11) используют низкочастотные датчики (2–5,5 МГц). Основным доступом является субкостальный продольный срез, альтернативным – транспеченочный доступ по задней подмышечной линии. Измерения рекомендуется проводить в 1,5–2,0 см дистальнее (ниже) места впадения печеночных вен в НПВ (рис. 11, Б, В), используя М-режим с частотой сканирования 25–50 мм/с. Стандартная оценка включает фиксацию минимум трех дыхательных циклов, при необходимости с выполнением маневра нохания для стандартизации.

Основные измеряемые параметры – максимальный диаметр в конце выдоха, минимальный диаметр на вдохе, индекс коллабируемости (разница между максимальным и минимальным диаметрами, деленная на максимальный диаметр).



**Рис. 11.** Методика исследования и оценки вариабельности диаметра нижней полой вены. Положение пациента – лежа на спине. Датчик: конвексный. Доступ: преимущественно субкостальный из продольной проекции (А, Б, В). В качестве альтернативы может быть использован транспеченочный доступ через правую боковую область. Ход исследования. Визуализируют нижнюю полую вену (НПВ) и печеночные вены (Б). Зона измерения располагается приблизительно на 2 см дистальнее (ниже) места впадения печеночных вен в НПВ. В М-режиме записывается кривая изменения диаметра НПВ в течение дыхательного цикла (В). Расчет вариабельности. Измеряют максимальный диаметр на выдохе (Dmax) и минимальный диаметр на вдохе (Dmin). Коллабируемость (вариабельность) рассчитывается по формуле:  $\text{вариабельность (\%)} = (D_{\text{max}} - D_{\text{min}}) / D_{\text{max}} \times 100$ .

Пример расчета на основе данных из рисунка 11В.:

$D_{\text{max}} = 1,96 \text{ см}, D_{\text{min}} = 1,68 \text{ см} (1,96 - 1,68) / 1,96 \times 100 = 14,2\%$ .

Результат: вариабельность составляет 14,2%

Метод имеет определенные ограничения, включая технические трудности у пациентов с патологией правых отделов сердца, внутрибрюшной гипертензией, известной легочной гипертензией, а также у пациентов с ожирением или беременных, наличие дренажей и трубок, дыхательную подвижность сосуда, а также значительную межоператорскую вариабельность. Тем не менее ультразвуковая оценка НПВ остается ценным инструментом в клинической практике.

## 2.5. Оценка динамических показателей на сонной артерии и выносящем тракте левого желудочка

В клинической практике оценка волемического статуса с использованием динамических методов приобретает особую значимость. Благодаря поверхностному расположению и хорошей доступности даже при проведении оперативных вмешательств общая сонная артерия является одной из наиболее удобных локаций для измерения важных гемодинамических параметров. Применение импульсно-волнового доплера позволяет оценить реакцию сердечного выброса на объемную нагрузку, при этом анализируются два ключевых показателя, таких как скорректированное время кровотока (ccFT, corrected carotid flow time) и вариабельность пиковой скорости ( $\Delta V_{\text{peakCar}}$ ).

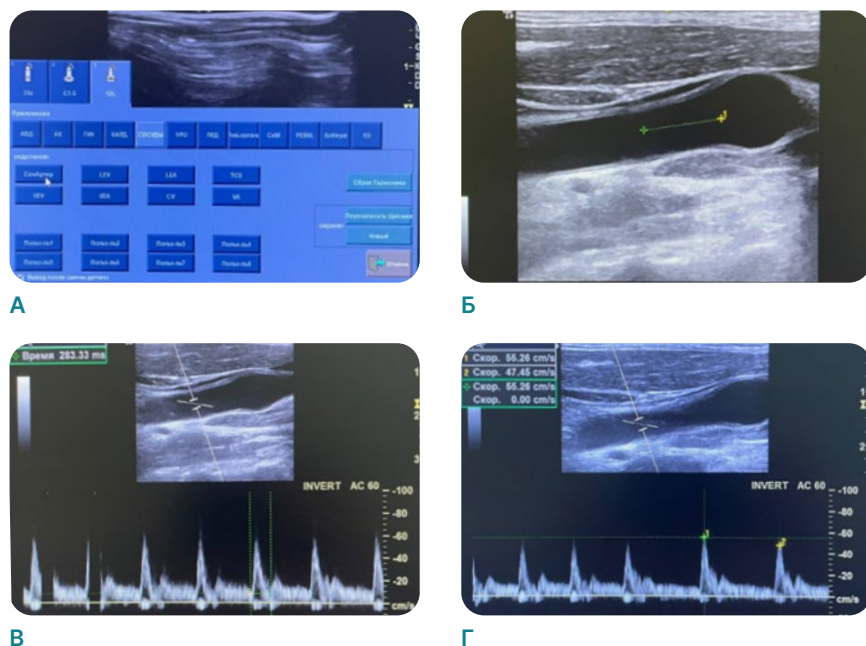
ccFT (рис. 12, В) представляет собой систолическое время кровотока, которое измеряется от начала подъема скорости до дикротической выемки на доплеровской кривой. Этот показатель корректируется с учетом частоты сердечных сокращений. Клинически значимым считается увеличение данного параметра на 15% и более после проведения динамических тестов (рис. 2), что свидетельствует о положительном ответе на волемическую нагрузку.

$\Delta V_{\text{peakCar}}$  (рис. 12, Г) отражает разницу между максимальными значениями скорости кровотока на вдохе и выдохе. Изменение этого параметра более чем на 15% расценивается как значимое и указывает на чувствительность пациента к инфузионной терапии.

Особое значение в клинической практике имеет оценка интеграла линейной скорости потока в выносящем тракте левого желудочка (LVOT VTI) (рис. 13). Этот показатель характеризует объем крови, проходящий через выносящий тракт левого желудочка за одну систолу. Для его измерения используется апикальная пятикамерная позиция в режиме импульсно-волнового доплера с последующим интегрированием кривой кровотока. Нормальные значения этого параметра составляют 18–22 см.

Клиническая интерпретация полученных данных имеет важное значение. Увеличение временного интеграла скорости на 15% и более после проведения динамических тестов (см. рис. 2) указывает на положительный гемодинамический ответ на инфузионную терапию. В то же время снижение этого показателя может свидетельствовать либо о перегрузке объемом, либо о нарушении сократительной способности миокарда.

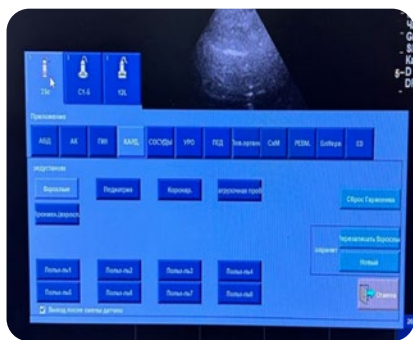
При сравнительной оценке эффективности различных методов следует учитывать их особенности. ссFT (рис. 12) отличается простотой измерения и хорошей воспроизводимостью, однако его значения зависят от частоты сердечных сокращений, ритма сердца, состояния аортального клапана.  $\Delta V_{peak Car}$  (см. рис. 12) демонстрирует хорошую чувствительность к дыхательным изменениям, но для его точного определения требуется стабильное дыхание пациента, регулярный ритм сердца и отсутствие грубой патологии аортального клапана. LVOT VTI позволяет непосредственно оценивать изменения УО, однако качество получаемых данных в значительной степени зависит от возможностей визуализации.



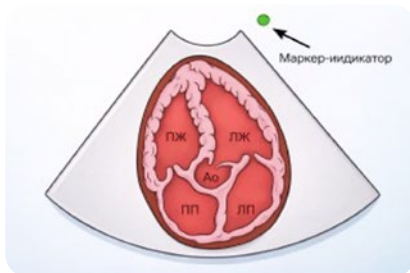
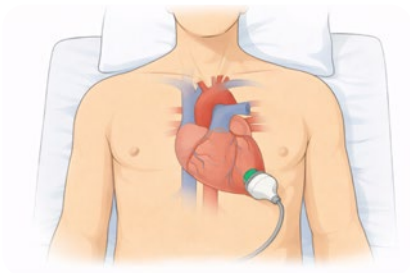
**Рис. 12.** На рисунке представлен алгоритм проведения оценки ссFT и  $\Delta V_{peak Car}$ .

В положении лежа на спине с поворотом головы (по возможности) в противоположную сторону, используя линейный датчик в режиме визуализации сонной артерии (А), производится выведение в продольной плоскости общей сонной артерии (Б). Используя режим импульсно-волнового доплера, устанавливают окно контрольного объема в центре сосуда на 1–2 см проксимальнее бифуркации (В). При оценке ссФТ оценивают время от начала систолы до начала диастолического зубца (В) (трехкратное нажатие клавиши MEASURE). Полученный результат необходимо скорректировать по формуле Вуди на фактический пульс:  $FT + 1,29 \times (HR - 60)$ , где FT – время (мс), полученное при измерении; HR – фактический пульс; 1,29 – постоянный индекс. Исследование выполняется до и после PLR-теста; варибельность >15% оценивается как положительная; Г – при измерении  $\Delta V_{peak} Car$  и ее респираторной варибельности оценивается показатель скорости кровотока. Оценивается максимальная и минимальная скорость (например, как показано на рисунке:  $V_{max} - 55$  см/сек. и  $V_{min} - 47$  см/сек.). Варибельность оценивается по формуле:  $(V_{max} - V_{min}) / V_{max} \times 100$  ( $55$  см/сек. –  $47$  см/сек.) /  $55$  см/сек.  $\times 100 = 14,5\%$ ). Респираторная варибельность более 15% расценивается как положительный результат

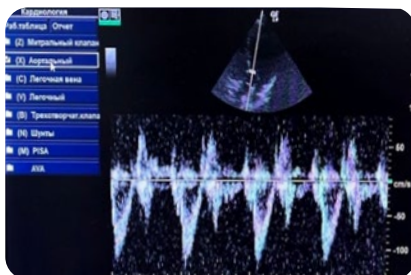
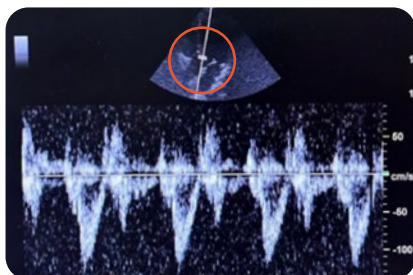
Современные динамические методы оценки кровотока, включая анализ скорректированного времени кровотока, варибельности пиковой скорости и временного интеграла скорости в выносящем тракте левого желудочка, обеспечивают более точное прогнозирование ответа на инфузионную терапию по сравнению с традиционными статическими измерениями диаметра нижней полой вены. Комбинированное применение этих методик значительно повышает диагностическую ценность исследования и помогает клиницистам избежать как избыточного введения жидкостей, так и развития гипоперфузии у пациентов в критическом состоянии. При этом важно подчеркнуть, что интерпретация полученных результатов должна всегда проводиться с обязательным учетом общей клинической картины и данных других методов мониторинга.



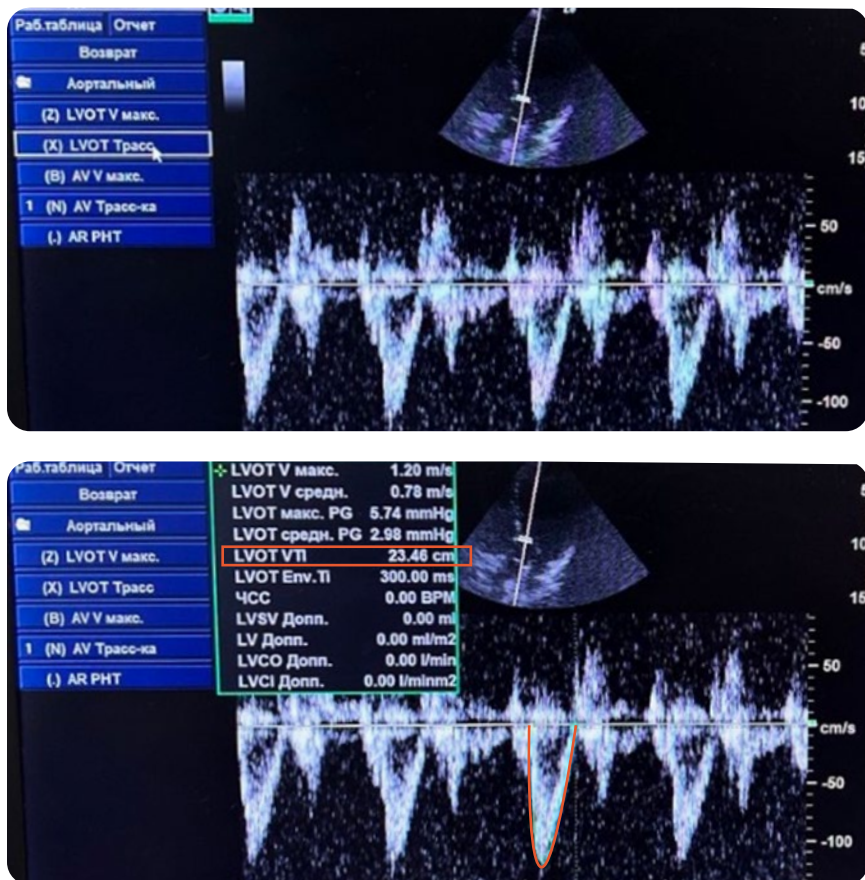
**А.**  
Выбор секторального датчика



**Б.** Выведение пятикамерной позиции (по возможности) в апикальной точке



**В.** Установка позиции области контрольного объема (вертикальная линия с параллельной горизонтальной линией протяженности) над аортальным клапаном



Г. Используя клавишу MESSURE курсором и клавишей ENTER выбрать АОРТАЛЬНЫЙ КАПАНА и далее LVOT Трасс провести трассировку полученного зубца. Результат в сантиметрах появится на экране. Далее провести PLR-тест и повторить измерения с расчетом разницы в процентах (вариабельность)

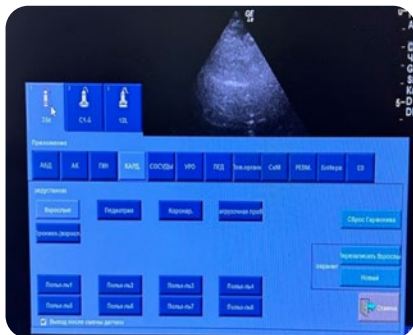
**Рис. 13.** Последовательность действий для расчета интеграла линейной скорости потока в выносящем тракте левого желудочка сердца. Процесс включает четыре основных шага. А: выбор ультразвукового датчика. Б: выведение апикальной пятикамерной позиции (по возможности) для лучшей визуализации структур сердца. В: установка области контрольного объема над аортальным клапаном. Г: выполнение измерений скорости кровотока

Ограничения к проведению динамических тестов включают патологию аортального клапана, так как стеноз или недостаточность изменяет ламинарный поток и градиент давления в выносящем тракте левого желудочка, что делает показатель LVOT VTI нерепрезентативным для оценки истинного ударного объема. Фибрилляция предсердий при оценке LVOT VTI приводит к выраженной нерегулярности сердечного ритма и вариабельности ударного объема от цикла к циклу. Это делает невозможным достоверное сравнение измерений, проведенных в разные моменты времени (например, до и после нагрузки или пробы с подъемом ног), поскольку различия могут быть обусловлены случайной вариацией ритма, а не реальными гемодинамическими изменениями. Для тестов на сонных артериях ограничением служат выраженный атеросклероз и фибрилляция предсердий (особенно при наличии гемодинамически значимых стенозов), нарушают нормальную форму кривой кровотока и его скоростные характеристики. Это делает невозможной корректную интерпретацию таких параметров, как вариабельность пиковой скорости ( $\Delta V_{peak}$ ) или скорректированное время кровотока (ccFT), так как изменения будут отражать прежде всего локальную патологию артерии, а не системную гемодинамику.

## 2.6. Оценка сократительной функции сердца

При комплексной оценке волемического статуса и возможного снижения внутрисосудистого объема особое внимание следует уделить анализу насосной функции сердца, в частности функциональным возможностям левого желудочка. Современная эхокардиография предлагает множество методик оценки сократительной функции миокарда, однако многие из них требуют высокой квалификации специалиста, значительных временных затрат и строгого соблюдения условий позиционирования пациента.

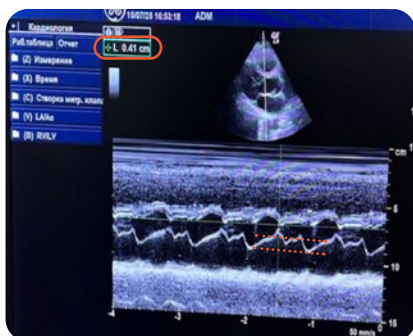
Среди быстрых и легко воспроизводимых методов особого внимания заслуживает измерение митрально-септальной сепарации (EPSS – E-point septal separation) (рис. 14). Данный параметр представляет собой минимальное расстояние между кончиком передней створки митрального клапана и межжелудочковой перегородкой, измеряемое в миллиметрах. Увеличение этого показателя может свидетельствовать о наличии систолической дисфункции при условии отсутствия выраженной клапанной патологии. Клинически значимым считается значение EPSS более 10 мм, что коррелирует со снижением фракции выброса левого желудочка ниже 50%. Важно отметить: данный метод обладает высокой чувствительностью при выявлении глобальной систолической дисфункции, однако может давать ложноотрицательные результаты при регионарных нарушениях сократимости.



А



Б



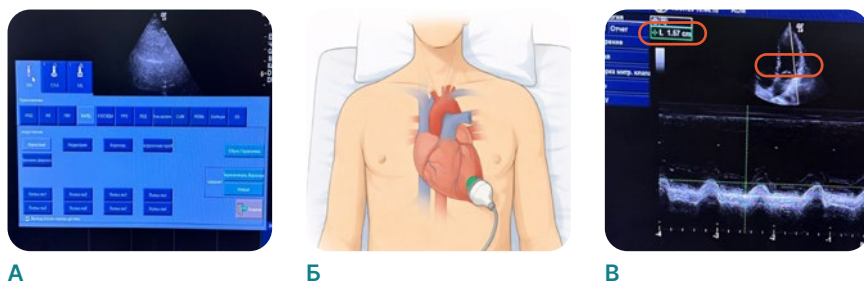
В



Г

**Рис. 14.** Алгоритм измерения показателя EPSS. Секторальным датчиком (А) в положении лежа на спине (Б) исследование проводится парастернальным доступом по длинной оси (PLAX). После визуализации структур, необходимых для оценки (В, Г), необходимо включить М-режим исследования (В, Г). Курсор устанавливают на уровень кончиков створок митрального клапана для регистрации их движения. Измеряют расстояние точки максимального сближения передней створки митрального клапана с межжелудочковой перегородкой (Е-пространство); В – исследование, выполненное у пациента с фракцией выброса по методике Симпсона 56%; Г – вариант исследования, выполненный у пациента с фракцией выброса по методике Симпсона 40%

Не менее информативным и технически простым показателем является измерение систолической экскурсии кольца митрального клапана (MAPSE) (рис. 15), которое отражает продольную сократительную способность левого желудочка. Этот параметр характеризует степень смещения фиброзного кольца в сторону верхушки сердца во время систолы. Снижение MAPSE менее 10 мм с высокой достоверностью (чувствительность 98%, специфичность 82%) указывает на уменьшение фракции выброса ниже 50%.



**Рис. 15.** Алгоритм измерения показателя MAPSE: А – исследование выполняется в положении пациента на спине (при возможности на левом боку) с использованием секторального датчика; Б – в апикальной четырехкамерной позиции визуализируется область митрального клапана; В – после активации М-режима курсор устанавливается на латеральный край фиброзного кольца митрального клапана. Путем нажатия клавиши MEASURE измеряют амплитуду движения кольца от самой нижней до самой верхней точки, как показано

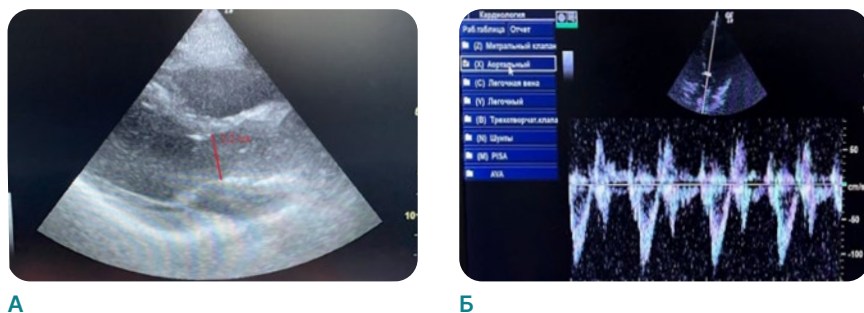
Особую ценность этим методам придает их высокая воспроизводимость и независимость от геометрических особенностей левого желудочка. В отличие от традиционного расчета фракции выброса по методу Симпсона, они не требуют идеальной визуализации эндокардиальных границ и могут быть выполнены даже при неоптимальном ультразвуковом окне. Однако следует учитывать, что точность измерений существенно зависит от правильности позиционирования М-модального луча строго перпендикулярно к длинной оси левого желудочка.

При интерпретации результатов важно учитывать возможные артефакты и ограничения методов. На показатели EPSS могут влиять гипертрофия межжелудочковой перегородки, аортальная регургитация и нарушения ритма сердца. MAPSE менее информативен при изолированной дисфункции базальных сегментов и может давать завышенные значения при ги-

перкинетических состояниях. Для повышения диагностической точности рекомендуется проводить измерения в нескольких сердечных циклах и учитывать клинический контекст.

В практической работе сочетание этих простых методов с динамической оценкой волемического статуса позволяет быстро получить комплексную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы. Особенно ценны эти методики в условиях неотложных состояний, когда требуется оперативное принятие клинических решений. Тем не менее при выявлении отклонений рекомендуется проводить более детальную эхокардиографическую оценку для уточнения характера и степени выявленных нарушений.

Данные, полученные при исследовании EPSS и MAPSE, можно использовать для вычисления таких важных показателей, как сердечный выброс (СВ) и сердечный индекс (СИ) (рис. 16).



**Рис. 16.** Методика расчета параметров кровотока на основе диаметра LVOT и LVOT VTI.

В проекции парастеральной длинной оси (PLAX) измеряется диаметр выносящего тракта левого желудочка (ЛЖ), обозначенный как А.

Площадь выносящего тракта (LVOT area) рассчитывается по формуле площади круга ( $\pi r^2$ ). При полученном значении диаметра, равном 2,2 см, расчет проводится следующим образом.

1. Находим радиус:  $2,2 \text{ см} / 2 = 1,1 \text{ см}$ .
2. Возводим радиус в квадрат:  $1,1 \text{ см} \times 1,1 \text{ см} = 1,21 \text{ см}^2$ .

3. Умножаем на число  $\pi$  ( $\approx 3,14$ ):  $3,14 \times 1,21 \text{ см}^2 \approx 3,79 \text{ см}^2$ . Это площадь выносящего тракта.

Затем измеряется интеграл скорости кровотока в выносящем тракте ЛЖ (LVOT VTI). Например, полученное значение составляет 16,03 см.

Далее рассчитывается ударный объем (УО):

$$\text{УО} = \text{площадь LVOT} \times \text{LVOT VTI} = 3,79 \text{ см}^2 \times 16,03 \text{ см} \approx 60,75 \text{ мл.}$$

Для определения сердечного выброса (СВ) ударный объем умножается на частоту сердечных сокращений (ЧСС). Например, при ЧСС 98 уд./мин:

$$\text{СВ} = 60,75 \text{ мл} \times 98 \text{ уд./мин} = 5953,5 \text{ мл/мин} \approx 5,95 \text{ л/мин.}$$

Чтобы получить сердечный индекс (СИ), значение сердечного выброса делится на площадь поверхности тела (ППТ). Например, для пациента весом 80 кг и ростом 180 см ППТ составляет примерно  $2,0 \text{ м}^2$ :

$$\text{СИ} = 5,95 \text{ л/мин.} / 2,0 \text{ м}^2 \approx 2,98 \text{ л/мин./м}^2$$

## 2.7. Оценка наличия интерстициального синдрома легких

Ультразвуковое исследование легких (УЗИЛ), традиционно применявшееся для диагностики плеврального выпота, объемных образований и консолидации легочной ткани, в последние годы активно используется для оценки внесосудистой жидкости в легких посредством анализа В-линий (рис. 17). Эволюция терминологии привела к появлению различных обозначений этого феномена – «хвосты кометы», «ультразвуковые легочные кометы» и «В-линии», которые в современной литературе используются как синонимы. Согласно международному консенсусу, В-линии определяются как дискретные вертикальные гиперэхогенные артефакты реверберационного характера, визуализирующиеся в виде лазерных лучей, которые берут начало от плевральной линии, распространяются до нижнего края экрана без затухания и синхронно движутся с легочным скольжением.

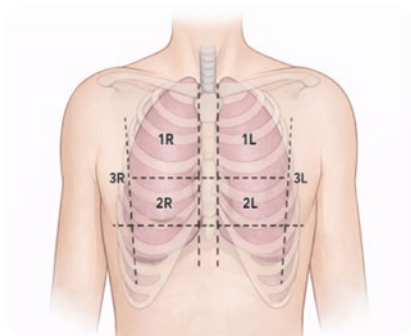
Хотя многочисленные исследования, включая компьютерную томографию и методы термодилуции, подтвердили корреляцию между количеством В-линий и объемом внесосудистой жидкости в легких, точный физический механизм их образования остается предметом научных дискуссий. Первоначально предполагалось, что их источником служат утолщенные субплевральные междольковые перегородки, окруженные

воздушными структурами с высоким акустическим сопротивлением. Эта гипотеза получила подтверждение в исследованиях, демонстрирующих связь В-линий с зонами матового стекла и утолщением междольковых перегородок на томограммах. Альтернативная теория объясняет возникновение В-линий резонансными явлениями в системе «жидкость – газ», где вибрирующей структурой выступает жидкостная пленка между воздушными пузырьками. Современные данные свидетельствуют: в большинстве случаев В-линии отражают изменения соотношения аэрированных и жидкостных компонентов легочной ткани, а не только утолщение междольковых перегородок.

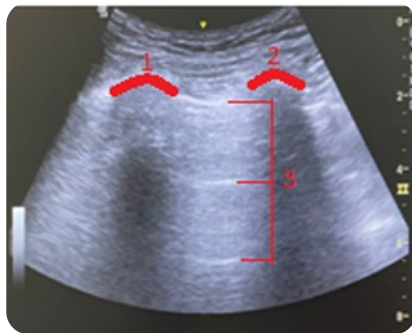
Методические аспекты исследования продолжают уточняться. Хотя принципиальная возможность обнаружения В-линий не зависит от типа ультразвукового аппарата, их визуализация может существенно варьировать в зависимости от технических параметров. Некоторые исследования отмечают преимущество низко- и среднечастотных (3,5–5,0 МГц) конвексных датчиков перед высокочастотными (8,0–12,5 МГц) линейными (см. рис. 3, А, Б) в плане количества регистрируемых В-линий, тогда как другие работы не выявили значимых различий между разными типами датчиков. Важно учитывать, что при использовании линейного датчика В-линии визуализируются как параллельные линии, в то время как конвексный датчик дает характерное веерообразное распределение артефактов от плевральной линии. Для оптимизации исследования рекомендуется устанавливать глубину сканирования в диапазоне 4–8 см от плевральной линии и фокусировать изображение на уровне плевры. Применение тканевой гармоники не оказывает существенного влияния на количество обнаруживаемых В-линий (см. рис. 17).

В клинической практике сформировались два основных подхода к количественной оценке внесосудистой жидкости с помощью УЗИЛ. В условиях неотложной помощи применяют упрощенную методику, при которой грудная клетка условно делится на 8–12 зон с выполнением одного сканирования в каждой области (рис. 17, А). Положительным результатом считают обнаружение трех и более В-линий в межреберном промежутке (рис. 18). Более детализированный протокол предполагает сканирование

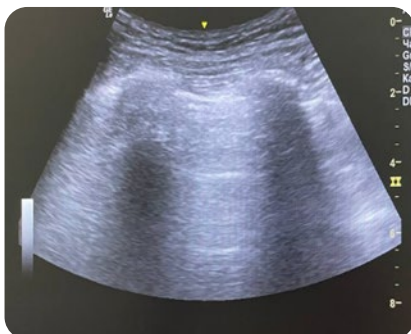
28 точек на передней и боковой поверхностях грудной клетки от второго до четвертого-пятого межреберий с последующим подсчетом общего количества В-линий (от 0 до 10 в каждой точке). Современные модификации метода включают также оценку задних отделов легких. Преимуществами методики являются простота выполнения, короткий период обучения и высокая воспроизводимость результатов.



А



Б



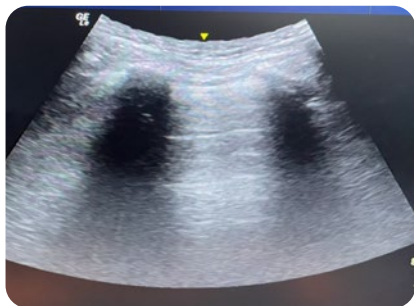
В



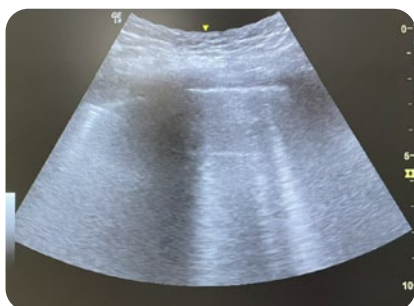
Г

**Рис. 17.** Алгоритм ультразвукового исследования легких

Исследование проводится в положении пациента лежа на спине с использованием конвексного датчика при установке глубины сканирования 8–10 см. Поверхность грудной клетки условно разделяют на 8 зон (по 4 с каждой стороны) (А). При отсутствии интерстициального синдрома (А-паттерн) визуализируются горизонтальные А-линии (Б3), акустическая тень от ребер и изображение самих ребер (Б1,2); В и Г – демонстрируются различия между А-паттерном и В-паттерном; Г – В-линия, визуализируемая как артефакт «хвост кометы»



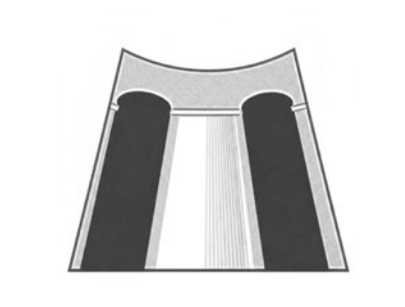
**A**



**Б**



**В**



**Рис. 18.** Визуальные и схематические признаки различных степеней выраженности интерстициального синдрома. А – соответствует нормальной картине. Она характеризуется наличием горизонтальных А-линий или не более двух изолированных В-линий. Такая картина оценивается в 0 баллов; Б – отражает начальные патологические изменения в виде множественных разделенных В-линий, количество которых превышает две. Данная степень выраженности синдрома оценивается в 1 балл; В – представляет собой наиболее выраженные

изменения. К ним относятся сливающиеся утолщенные В-линии либо состояние, обозначаемое как полностью белое легкое. Эта картина оценивается в 2 балла. В ходе обследования баллы, присвоенные каждому исследуемому полю (квадрату), суммируются. Полученная итоговая балльная оценка позволяет объективно отслеживать динамику интерстициальных изменений в легких

## 2.8. Оценка нарушения венозного оттока в рамках гипervолемии

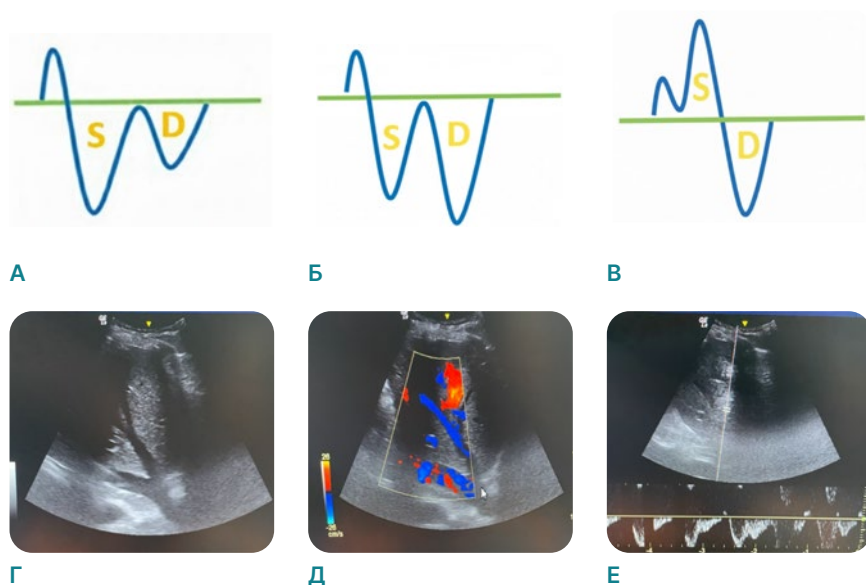
Еще одним методом, позволяющим определить избыток жидкости, является ультразвуковая диагностика венозного застоя (VExUS), которая может быть использована непосредственно в месте оказания медицинской помощи. Этот подход основан на анализе доплеровских характеристик кровотока в печеночных, портальной и внутривенных венах, что позволяет объективно оценить степень системного венозного застоя. Возникающий вследствие повышения давления в правом предсердии и снижения венозной эластичности, венозный застой проявляется специфическими изменениями в ультразвуковой картине, которые классифицируются по трем степеням тяжести.

Ключевым преимуществом VExUS является его динамический характер, обеспечивающий не только диагностику венозного переполнения, но и возможность мониторинга эффективности терапии, направленной на коррекцию гипергидратации. Это особенно актуально для пациентов, получающих заместительную почечную терапию, где точный контроль водного баланса имеет важное значение.

Интеграция VExUS в комплексный ультразвуковой мониторинг пациентов с нарушением функции почек расширяет диагностические возможности, предоставляя клиницистам дополнительный инструмент для принятия обоснованных решений. Метод отличается высокой воспроизводимостью и доступностью, что делает его ценным компонентом современной интенсивной терапии.

При доплерографическом исследовании печеночных вен (рис. 19) регистрируется характерная волновая картина, состоящая из двух ретроградных (волны а и v) и двух антеградных компонентов (волны S и D), отражающих направление кровотока соответственно от сердца и к сердцу. Синхронная запись ЭКГ позволяет точно идентифицировать каждый компонент: волна «а» соответствует зубцу P, S – комплексу QRS, «v» регистрируется в конце систолы, а D – после зубца T.

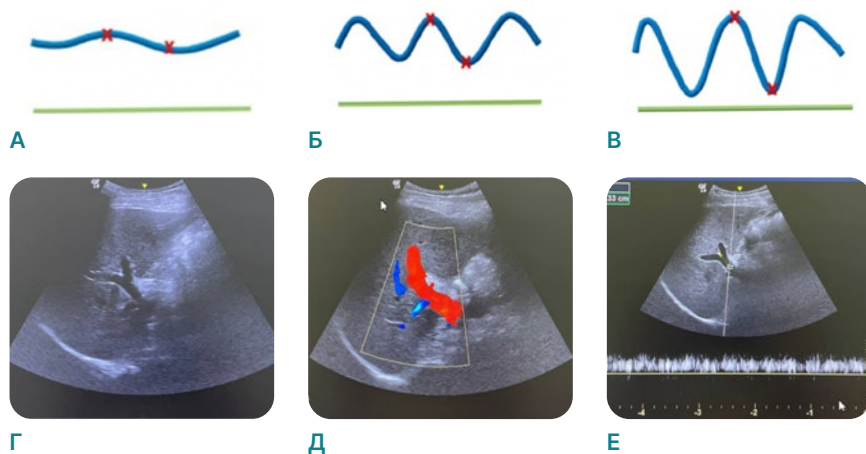
Гемодинамические механизмы формирования волн имеют четкую физиологическую основу. Волна А возникает вследствие систолического сокращения правого предсердия, вызывающего повышение давления и ретроградный кровоток. Волна S формируется в желудочковую систолу при смещении фиброзного кольца трикуспидального клапана к верхушке, что способствует антеградному току крови из верхней полую вены. Волна «v», регистрируемая в конце систолы, представляет переходную фазу, связанную с возвращением клапанного кольца в исходное положение. Волна D возникает в диастолу при открытии трикуспидального клапана, обеспечивая антеградный кровоток из печеночных вен.



**Рис. 19.** Допплерографическая оценка кровотока в печеночной вене в норме и при развитии нарушений. Методика проведения измерений.

В положении пациента лежа на спине выполняют исследование конвексным датчиком. Визуализируют нижнюю полую вену и впадающую в нее печеночную вену (Г). С использованием цветового доплера верифицируют наличие кровотока (Д). Затем включают импульсно-волновой доплер и устанавливают контрольный объем на расстоянии 3–6 см проксимальнее места впадения печеночной вены в нижнюю полую вену (Е). Интерпретация результатов основана на анализе формы доплеровской кривой и имеет три градации: норма (А), умеренные изменения (Б) и выраженные изменения (В)

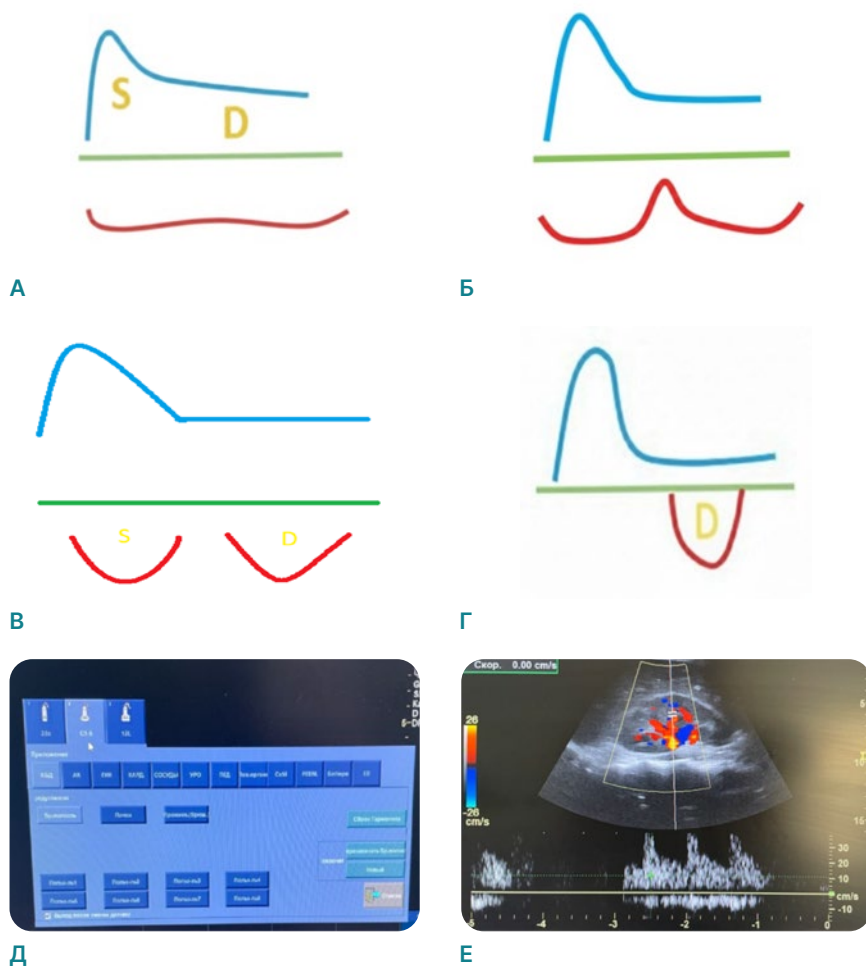
При исследовании воротной вены (рис. 20) в норме регистрируется непрерывный кровоток с умеренной пульсацией (фракция пульсации <30%), что обусловлено демпфирующим эффектом печеночных синусоидов. Повышение давления в правом предсердии и нарушение функции правого желудочка приводят к усилению пульсации: значения 30–50% свидетельствуют об умеренном, а превышение 50% – о выраженном венозном застое.



**Рис. 20.** Допплерографическая оценка кровотока в воротной вене в норме и при развитии нарушений. Методика проведения измерений.

В положении лежа на спине выполняется исследование конвексным датчиком. После визуализации портальной вены с использованием цветового доплера идентифицируют воротную вену, которая кодируется красным цветом спектра. Следующим шагом включают импульсно-волновой доплер, устанавливая контрольный объем на воротную вену на расстоянии – 2 см от места ее бифуркации. В норме полученный спектр представляет собой непрерывный монофазный поток. Отклонения от нормы оцениваются по степени изменения пульсативности, выделяют нормальный показатель (А), умеренные нарушения (Б) и выраженные нарушения (В). Расчет индекса пульсативности производится по формуле:  $(V_{max} - V_{min}) / V_{max}$ . Значения менее 30% соответствуют норме, от 30 до 50% – указывают на умеренные нарушения, а более 50% – свидетельствуют о выраженных нарушениях. Параметр  $V_{max}$  определяется как расстояние от базовой линии до пика систолической скорости,  $V_{min}$  – от базовой линии до минимальной диастолической скорости. Г, Д и Е – алгоритм оценки кровотока в воротной вене

Допплерография внутривенных вен (рис. 21) в физиологических условиях демонстрирует непрерывный поток с минимальной пульсацией. При развитии венозного застоя появляется выраженная пульсация с формированием систолического (S) и диастолического (D) компонентов. Тяжелый застой характеризуется инверсией систолической волны при сохранении диастолического компонента ниже базовой линии.



**Рис. 21.** Допплерографическая оценка кровотока в почечных венах в норме и при развитии нарушений. Методика проведения измерений.

В положении лежа на спине выполняется исследование конвексным датчиком. С помощью цветового доплера визуализируют междольковые и дуговые сосуды почки, после чего устанавливают на них контрольный объем. Полученный результат представляет собой артериальный кровоток (над базовой линией) и венозный (под ней). Степени нарушений почечной гемодинамики представлены (А, Б, В, Г) и варьируют от нормы до тяжелых нарушений

Исследование венозного кровотока по протоколу VExUS имеет ряд клинических ограничений. К основным из них относятся наличие значительной трикуспитальной регургитации (патологии трехстворчатого клапана), цирроз печени и выраженная легочная гипертензия. Эти состояния могут искажать гемодинамическую картину, приводя к ложноположительным результатам или затрудняя интерпретацию данных.

1. Basmaji J, Arntfield R, Desai K., Lau V.I., Lewis K, Rochweg B., Fiorini K, Honarmand K., Slessarev M., Leligdowicz A., Park B., Prager R., Wong M.Y.S., Jones P.M., Ball I.M., Orozco N., Meade M., Thabane L., Guyatt G. The Impact Of Point-Of-Care Ultrasound-Guided Resuscitation On Clinical Outcomes In Patients With Shock: A Systematic Review And Meta-Analysis. *Crit Care Med.* 2024 Nov 1;52(11):1661-1673. Doi: 10.1097/CCM.0000000000006399. Epub 2024 Sep 18. PMID: 39298556.
2. Rajamani A., Shetty K., Parmar J., Huang S., Ng J., Gunawan S., Gunawan G. SPARTAN Collaborative (Small Projects, Audits And Research Projects – Australia/New Zealand). Longitudinal Competence Programs For Basic Point-Of-Care Ultrasound In Critical Care: A Systematic Review. *Chest.* 2020 Sep;158(3):1079-1089. Doi: 10.1016/J.Chest.2020.03.071. Epub 2020 Apr 25. PMID: 32343964.
3. Guevarra K., Greenstein Y. Ultrasonography In The Critical Care Unit. *Curr Cardiol Rep.* 2020 Sep 10;22(11):145. Doi: 10.1007/S11886-020-01393-Z. PMID: 32910332; PMCID: PMC7481757.
4. Рей С.И., Бердников Г.А., Васина Н.В. Острое почечное повреждение. 2020: Эпидемиология, критерии диагностики, показания, сроки начала и модальность заместительной почечной терапии // *Анестезиология и реаниматология.* 2020. № 5.
5. Connor-Schuler R., Suarez J. POCUS In Intensive Care Nephrology. *POCUS J.* 2022;7(Kidney):51-58. Published 2022 Feb 1. Doi:10.24908/Pocus.V7ikidney.15016
6. Ross D.W., Moses A.A., Niyyar V.D. Point-Of-Care Ultrasonography In Nephrology Comes Of Age. *Clin Kidney J.* 2022;15(12):2220-2227. Published 2022 Jun 22. Doi:10.1093/Ckj/Sfac160

7. Кузьков В.В., Киров М.Ю. Инвазивный мониторинг гемодинамики в интенсивной терапии и анестезиологии. – Архангельск: Северный гос. мед. ун-т, 2015.
8. Magder S. Volume And Its Relationship To Cardiac Output And Venous Return [Published Correction Appears In Crit Care. 2017 Jan 26;21(1):16. Doi: 10.1186/S13054-016-1571-3.]. Crit Care. 2016;20(1):271. Published 2016 Sep 10. Doi:10.1186/S13054-016-1438-7
9. Старостин Д.О., Кузовлев А.Н. Роль ультразвука в оценке волемического статуса пациентов в критических состояниях. Вестник интенсивной терапии имени А.И. Салтанова. 2018;4:42–50.
10. Elwan M.H., Roshdy A., Elsharkawy E.M., Eltahan S.M., Coats T.J. Can Passive Leg Raise Predict The Response To Fluid Resuscitation In ED? BMC Emerg Med. 2022;22(1):172. Published 2022 Oct 26. Doi:10.1186/S12873-022-00721-6
11. Smorenberg A., Cherpanath T.G.V., Geerts B.F. et al. A Mini-Fluid Challenge Of 150ml Predicts Fluid Responsiveness Using Modelflowr Pulse Contour Cardiac Output Directly After Cardiac Surgery. J Clin Anesth. 2018; 46:17-22. Doi:10.1016/J.Jclinane.2017.12.022
12. Andrijauskas A., Svensen C.H., Porvaneckas N. et al. A Mini Volume Loading Test (Mvlt) Using 2.5-Mlkg-1 Boluses Of Crystalloid For Indication Of Perioperative Changes In Hydration Status. Medicina (Kaunas). 2016;52(6):354-365. Doi:10.1016/J.Medici.2016.11.004
13. Carsetti A., Cecconi M., Rhodes A. Fluid Bolus Therapy: Monitoring And Predicting Fluid Responsiveness. Curr Opin Crit Care. 2015;21(5):388-394. Doi:10.1097/MCC.0000000000000240
14. Берикашвили Л.Б., Кузнецов И.В., Поляков П.А., Ядгаров М.Я., Рыжков П.В., Яковлев А.А., Короленок Е.М., Лихванцев В. Тест с пассивным подъемом нижних конечностей – оптимальная методика проведения. Систематический обзор и метаанализ (обзор литературы) // Вестник анестезиологии и реаниматологии. 2025. Т. 22, № 1. С. 129–150. <https://doi.org/10.24884/2078-5658-2025-22-1-129-150>.
15. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Общая ультразвуковая диагностика / под ред. В.В. Митькова. 3-е изд., перераб. и доп. М.: Издательский Дом Видар М., 2019.

16. Corradi F., Bell M., De Rosa S. Kidney Doppler Ultrasonography In Critical Care Nephrology. *Nephrol Dial Transplant.* 2024;39(9):1416-1425. Doi:10.1093/Ndt/Gfae103
17. Al Salmi I., Al Hajriy M., Hannawi S. Ultrasound Measurement And Kidney Development: A Mini-Review For Nephrologists. *Saudi J Kidney Dis Transpl.* 2021;32(1):174-182. Doi:10.4103/1319-2442.318520
18. David N., Horrow M.M. Pitfalls In Renal Ultrasound. *Ultrasound Q.* 2020; 36(4):300-313. Doi:10.1097/RUQ.0000000000000519
19. Gulati M., Cheng J., Loo J.T., Skalski M., Malhi H., Duddalwar V. Pictorial Review: Renal Ultrasound. *Clin Imaging.* 2018;51:133-154. Doi:10.1016/J.Clinimag.2018.02.012
20. Turk M., Catanese B., Lefler B., Sparks M.A., Bronshteyn Y.S., Bowman A. Point-Of-Care Kidney And Genitourinary Ultrasound In Adults: Image Acquisition. *J Vis Exp.* 2024;(208):10.3791/66802. Published 2024 Jun 21. Doi:10.3791/66802
21. Vester U., Kranz B., Hoyer P.F. The Diagnostic Value Of Ultrasound In Cystic Kidney Diseases. *Pediatr Nephrol.* 2010;25(2):231-240. Doi:10.1007/S00467-008-0981-0
22. Valiente Engelhorn A.L., Engelhorn C.A., Salles-Cunha S.X., Ehlert R., Akiyoshi F.K., Assad K.W. Ultrasound Tissue Characterization Of The Normal Kidney. *Ultrasound Q.* 2012;28(4):275-280. Doi:10.1097/RUQ.0b013e318276f12b
23. Hassanzadeh Rad A, Badeli H. Point-Of-Care Ultrasonography: Is It Time Nephrologists Were Equipped With The 21th Century's Stethoscope?. *Iran J Kidney Dis.* 2017;11(4):259-262.
24. Просянных М.Ю., Казаченко А.В., Войтко Д.А., Константинова О.В., Анохин Н.В., Громов А.И., Сивков А.В., Аполихин О.И., Каприн А.Д. Инструментальные методы оценки функциональной способности почек. Экспериментальная и клиническая урология 2023;16(2):76-85; [https://Doi.Org/10.29188/2222\\_8543\\_2023\\_16\\_2\\_76\\_85](https://doi.org/10.29188/2222_8543_2023_16_2_76_85)
25. Laquerre J. Hydronephrosis: Diagnosis, Grading, And Treatment. *Radiol Technol.* 2020;92(2):135-151.

26. Lien W.C., Chang Y.C., Chou H.H. et al. Detecting Hydronephrosis Through Ultrasound Images Using State-Of-The-Art Deep Learning Models. *Ultrasound Med Biol.* 2023;49(3):723-733. Doi:10.1016/J. Ultrasmedbio.2022.10.001
27. Sternberg K.M., Pais V.M. Jr, Larson T., Han J., Hernandez N., Eisner B. Is Hydronephrosis On Ultrasound Predictive Of Ureterolithiasis In Patients With Renal Colic?. *J Urol.* 2016;196(4):1149-1152. Doi:10.1016/J. Juro.2016.04.076
28. Kim D.J., Bell C.R., Sheppard G. Genitourinary Ultrasound. *Emerg Med Clin North Am.* 2024;42(4):819-838. Doi:10.1016/J.Emc.2024.05.007
29. Wang M., Zhang J., Zhang B., Ma Q. Value Of Detected Hydronephrosis And Hydroureter On Ultrasound For Detecting A Ureteral Stone: A Retrospective Study. *Urolithiasis.* 2023;51(1):67. Published 2023 Apr 8. Doi:10.1007/S00240-023-01445-3
30. Wang M., Zhang J., Zhang B., Ma Q. Value Of Detected Hydronephrosis And Hydroureter On Ultrasound For Detecting A Ureteral Stone: A Retrospective Study. *Urolithiasis.* 2023;51(1):67. Published 2023 Apr 8. Doi:10.1007/S00240-023-01445-3
31. American Institute Of Ultrasound In Medicine. AIUM Practice Guideline For The Performance Of Native Renalartery Duplex Sonography. *J Ultrasound Med* 2013; 32: 1331-1340. Doi: 10.7863/Ultra.32.7. 1331
32. Spatola L., Andrulli S. Doppler Ultrasound In Kidney Diseases: A Key Parameter In Clinical Long-Term Follow-Up. *J Ultrasound.* 2016;19(4): 243-250. Published 2016 Apr 16. Doi:10.1007/S40477-016-0201-X
33. Boddi M. Renal Ultrasound (And Doppler Sonography) In Hypertension: An Update. *Adv Exp Med Biol.* 2017;956:191-208. Doi:10.1007/5584\_2016\_170
34. Quaia E., Correas J.M., Mehta M., Murchison J.T., Gennari A.G., Van Beek E.J.R. Gray Scale Ultrasound, Color Doppler Ultrasound, And Contrast-Enhanced Ultrasound In Renal Parenchymal Diseases. *Ultrasound Q.* 2018;34(4):250-267. Doi:10.1097/RUQ.0000000000000383
35. Platt J.F. Doppler Ultrasound Of The Kidney. *Semin Ultrasound CT MR.* 1997;18(1):22-32. Doi:10.1016/S0887-2171(97)90035-4

36. Fernández S.N., López J., González R. et al. Doppler Ultrasound In The Assessment Of Renal Perfusion Before And During Continuous Kidney Replacement Therapy In The Pediatric Intensive Care Unit. *Pediatr Nephrol.* 2022;37(12):3205-3213. Doi:10.1007/S00467-022-05428-1
37. Baxter G.M., Ireland H., Moss J.G. et al. Colour Doppler Ultrasound In Renal Transplant Artery Stenosis: Which Doppler Index? *Clin Radiol.* 1995;50(9):618-622. Doi:10.1016/S0009-9260(05)83291-X
38. Cui Y., Zhang Q., Yan J., Wu J. The Value Of Contrast-Enhanced Ultrasound Versus Doppler Ultrasound In Grading Renal Artery Stenosis. *Biomed Res Int.* 2020;2020:7145728. Published 2020 Sep 8. Doi:10.1155/2020/7145728
39. Di Nicolò P., Tavazzi G., Nannoni L., Corradi F. Inferior Vena Cava Ultrasonography For Volume Status Evaluation: An Intriguing Promise Never Fulfilled. *J Clin Med.* 2023 Mar 13;12(6):2217. Doi: 10.3390/Jcm12062217. PMID: 36983218; PMCID: PMC10053997.
40. Ghosh S., Padhi R., Sahu S. et al. Use Of Inferior Vena Cava Guided Fluid Therapy In The Treatment Of Septic Shock: A Randomised Controlled Trial. *J Infect Dev Ctries.* 2024;18(1):75-81. Published 2024 Jan 31. Doi:10.3855/Jidc.18489
41. Inci K., Gürsel G. Accuracy Of Pocket-Sized Ultrasound Devices To Evaluate Inferior Vena Cava Diameter And Variability In Critically Ill Patients. *Indian J Crit Care Med.* 2024;28(4):369-374. Doi:10.5005/Jp-Journals-10071-24674
42. Singla D., Gupta B., Varshney P., Mangla M., Walikar B.N., Jamir T. Role Of Carotid Corrected Flow Time And Peak Velocity Variation In Predicting Fluid Responsiveness: A Systematic Review And Meta-Analysis. *Korean J Anesthesiol.* 2023;76(3):183-193. Doi:10.4097/Kja.22385
43. Lin E.E., Glau C., Conlon T.W. et al. The Association Between Carotid Flow Time And Fluid Responsiveness In Children Under General Anesthesia. *Paediatr Anaesth.* 2022;32(9):1047-1053. Doi:10.1111/Pan.14510
44. Wang J, Li Y, Su H, Zhao J, Tu F. Carotid Artery Corrected Flow Time And Respiratory Variations Of Peak Blood Flow Velocity For Prediction Of Hypotension After Induction Of General Anesthesia In Elderly Patients. *BMC Geriatr.* 2022;22(1):882. Published 2022 Nov 19. Doi:10.1186/S12877-022-03619-X

45. Kenny J.S., Horner C., Elfarnawany M., Eibl A.M., Eibl J.K. Carotid Artery Corrected Flow Time Measured By Wearable Doppler Ultrasound Accurately Detects Changing Stroke Volume During The Passive Leg Raise In Ambulatory Volunteers. *Front Biosci (Elite Ed)*. 2023;15(2):12. Doi:10.31083/J.Fbe1502012
46. Chowdhury A.R., Thakuria R., Maitra S. et al. Carotid Artery Corrected Flow Time And Respiratory Variation Of Blood Flow Peak Velocity For Prediction Of Hypotension After Induction Of General Anesthesia In Adult Patients Undergoing Emergency Laparotomy For Peritonitis: A Prospective, Observational Study. *J Anaesthesiol Clin Pharmacol*. 2023;39(3):444-450. Doi:10.4103/Joacp.Joacp\_372\_21
47. Wang H., Chen W., Cheng H. et al. VALUE OF CORRECTED FLOW TIME IN COMMON CAROTID ARTERY IN PREDICTING VOLUME RESPONSIVENESS UNDER MECHANICAL VENTILATION. *Shock*. 2022;58(1):28-33. Doi:10.1097/SHK.0000000000001959
48. Kenny J.S., Barjaktarevic I., Mackenzie D.C. et al. Carotid Artery Velocity Time Integral And Corrected Flow Time Measured By A Wearable Doppler Ultrasound Detect Stroke Volume Rise From Simulated Hemorrhage To Transfusion. *BMC Res Notes*. 2022;15(1):7. Published 2022 Jan 10. Doi:10.1186/S13104-021-05896-Y
49. Martínez A.R., Luordo D., Rodríguez-Moreno J., De Pablo Esteban A., Torres-Arrese M. Point Of Care Ultrasound For Monitoring And Resuscitation In Patients With Shock. *Intern Emerg Med*. Published Online April 3, 2025. Doi:10.1007/S11739-025-03898-3
50. Roy A., Pachisia A.V., Govil D. et al. Fluid Responsiveness In Critically Ill Patients Using Carotid Peak Systolic Velocity Variability: A New Frontier. *Cureus*. 2023;15(7):E42083. Published 2023 Jul 18. Doi:10.7759/Cureus.42083
51. Núñez-Ramos J.A., Pana-Tolozza M.C., Palacio-Held S.C. E-Point Septal Separation Accuracy For The Diagnosis Of Mild And Severe Reduced Ejection Fraction In Emergency Department Patients. *POCUS J*. 2022; 7(1):160-165. Published 2022 Apr 21. Doi:10.24908/Pocus.V7i1.15220
52. Joshi P., Borde D., Asegaonkar B., Daunde V., Joshi S., Jaspara A. Utility Of E Point Septal Separation As Screening Tool For Left Ventricular Ejection Fraction In Perioperative Settings By Anesthetists. *Ann Card Anaesth*. 2022;25(3):304-310. Doi:10.4103/Aca.Aca\_128\_21

53. Park C.H., Yoon H., Jo I.J. et al. A Pilot Study Evaluating LV Diastolic Function With M-Mode Measurement Of Mitral Valve Movement In The Parasternal Long Axis View. *Diagnostics (Basel)*. 2023;13(14):2412. Published 2023 Jul 19. Doi:10.3390/Diagnostics13142412
54. Cirin L., Crişan S., Luca C.T. et al. Mitral Annular Plane Systolic Excursion (MAPSE): A Review Of A Simple And Forgotten Parameter For Assessing Left Ventricle Function. *J Clin Med*. 2024;13(17):5265. Published 2024 Sep 5. Doi:10.3390/Jcm13175265
55. Brault C., Zerbib Y., Mercado P. et al. Mitral Annular Plane Systolic Excursion For Assessing Left Ventricular Systolic Dysfunction In Patients With Septic Shock. *BJA Open*. 2023;7:100220. Published 2023 Aug 12. Doi:10.1016/J.Bjao.2023.100220
56. Zoccali C. Lung Ultrasound In The Management Of Fluid Volume In Dialysis Patients: Potential Usefulness. *Semin Dial*. 2017;30(1):6-9. Doi:10.1111/Sdi.12559
57. Alexandrou M.E., Theodorakopoulou M.P., Sarafidis P.A. Lung Ultrasound As A Tool To Evaluate Fluid Accumulation In Dialysis Patients. *Kidney Blood Press Res*. 2022;47(3):163-176. Doi:10.1159/000521691
58. Meissner V. The Use Of Lung Ultrasound For Detection Of Fluid Overload In Patients On Dialysis And Its Applicability To Routine Nursing Practice: A Literature Review. *Nephrol Nurs J*. 2022;49(5):451-456.
59. Suarez J., Niyar V.D. Lung Ultrasound: A "Biomarker" For Fluid Overload?. *Adv Chronic Kidney Dis*. 2021;28(3):200-207. Doi:10.1053/J.Ackd.2021.03.003
60. Экстракорпоральное очищение крови в интенсивной терапии / М.С. Мендибаев, В.Н. Лыхин, С.Е. Работинский, П.В. Агеев; под ред. С.И. Рея, А.Ю. Буланова. 2025.
61. Практическая ультразвукография. Национальное руководство для врачей / Д.Н. Проценко, Ю.И. Логвинов, Е.П. Родионов [и др.]. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2022. 280 с. ISBN 978-5-9704- 7333-7. DOI 10.33029/9704-7333-7-PUSG-2022-1-280. EDN PZZYGG

62. Assavapokey T., Rola P., Assavapokey N., Koratala A. Decoding Vexus: A Practical Guide For Excelling In Point-Of-Care Ultrasound Assessment Of Venous Congestion. *Ultrasound J.* 2024;16(1):48. Published 2024 Nov 19. Doi:10.1186/S13089-024-00396-Z
63. Rola P., Miralles-Aguilar F., Argaiz E. et al. Clinical Applications Of The Venous Excess Ultrasound (Vexus) Score: Conceptual Review And Case Series. *Ultrasound J.* 2021;13(1):32. Published 2021 Jun 19. Doi:10.1186/S13089-021-00232-8
64. Campos-Sáenz De Santamaría A., Albines Fiestas Z.S., Crespo-Aznarez S. et al. Vexus Protocol Along Cardiorenal Syndrome: An Updated Review. *J Clin Med.* 2025;14(4):1334. Published 2025 Feb 17. Doi:10.3390/Jcm14041334
65. Aslaner M.A., Helvacı Ö., Haycock K. The Vexus Score And Mortality In Patients With Acute Kidney Injury: Findings From A Multidisciplinary Prospective Study. *Med Ultrason.* 2024;26(4):356-361. Doi:10.11152/Mu-4418

*Учебное пособие для практикующих  
врачей и ординаторов*

# **ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ**

## **ПРИМЕНЕНИЯ УЛЬТРАСОНОГРАФИИ У ПАЦИЕНТОВ С ОСТРЫМ ПОВРЕЖДЕНИЕМ ПОЧЕК В УСЛОВИЯХ ОТДЕЛЕНИЯ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ**

### **Авторский коллектив:**

Д.В. Лосев, Д.Н. Проценко, Е.М. Шифман, М.А. Магомедов, А.О. Быков,  
Л.А. Гришина, Е.Ю. Калинин, С.В. Масолитин

*Корректор: Л.И. Базылевич*

*Дизайнер-верстальщик: И.А. Лукконен*

*Фото: Руслан Игамбердиев, Людмила Заботина/НИИОЗММ*

Подписано в печать.

Печать лазерная МФУ. Бумага мелованная матовая.

Формат издания.

Кол-во усл.печ.листов – .

Тираж экз. Заказ №.

Отпечатано в ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ»,  
г. Москва, ул. Шарикоподшипниковская, д. 9, пом. 5Ц  
Тел.: 8 (495) 530-12-89  
[www.niioz.ru](http://www.niioz.ru)



Фото: НИИОЗММ



НИИ  
ОРГАНИЗАЦИИ  
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ  
И МЕДИЦИНСКОГО  
МЕНЕДЖМЕНТА

МОСКВА  
2026