

## Современная ультразвуковая диагностика: теория и практика

А.В. Зубарев

ФГУ «УНМЦ» УД Президента РФ

Ультразвуковое исследование в настоящее время является, как правило, обязательной и наиболее востребованной диагностической процедурой как на уровне простой поликлиники, так и на уровне специализированного стационара. Это объясняется высокой информативностью метода, его простотой и доступностью, отсутствием лучевой нагрузки и хорошей толерантностью к нему пациентов и врачей. Современное ультразвуковое исследование уже невозможно представить без использования самого широкого спектра методик сканирования. Новые компьютерные технологии значительно обогатили диагностические возможности ультразвукового метода. Появились уникальные методики цветового доплеровского картирования, тканевой гармоники, панорамного сканирования, трехмерной объемной реконструкции, эхоконтрастирования, эластографии. С их помощью стало возможным быстро и неинвазивно получать морфологическую и функциональную информацию об органах, сосудах, патологических образованиях. Постоянное развитие и совершенствование ультразвукового метода заставляет нас уделять все больше внимания появляющимся новым технологиям, чтобы своевременно внедрять их в клиническую практику. В предлагаемом читателю обзоре современных возможностей ультразвукового метода мы постарались придерживаться комплексного подхода к проведению современного ультразвукового исследования. Этот подход основан на выполнении в начале исследования базовых, традиционных методик В-режима, с последующим переходом к использованию методик цветового доплеровского картирования, трехмерной реконструкции, эхоконтрастирования и эластографии.

### Современные методики сканирования в В-режиме

Диагностические ультразвуковые приборы, работающие в В-режиме, вне зависимости от их класса позволяют врачам получать «серошкальные» диагностические изображения очень высокого качества. Это стало возможным благодаря достижениям компьютерной техники и совершенствованию элементной базы приборов. Однако большинство ультразвуковых сканеров оснащены стандартными программами для исследования различных органов и структур человеческого организма, которые позволяют значительно расширять диагностические возможности обычного сканирования в В-режиме. Речь идет о таких режимах сканирования, как нативная или тканевая гармоника, панорамное сканирование и трехмерная реконструкция. При получении диагностических изображений с помощью методики нативной гармоники используется более широкий спектр отраженных частот, что позволяет получать больше информации по всей глубине сканирования и сделать изображение более контрастным, чем при обычном сканировании, получить качественное изображение различных по плотности структур, сделать контуры исследуемого органа или дополнительного образования более четкими. Режим панорамного сканирования позволяет получить расширенное изображение сразу всего органа, отобразить его топографическое соотношение с близлежащими структурами (рис. 1). Трехмерная реконструкция обеспечивает получение не только волюметрической информации, но и дает возможность анализа многоплоскостных срезов исследуемого органа, в том числе и фронтальных (рис. 2). Принципиально новым является применение

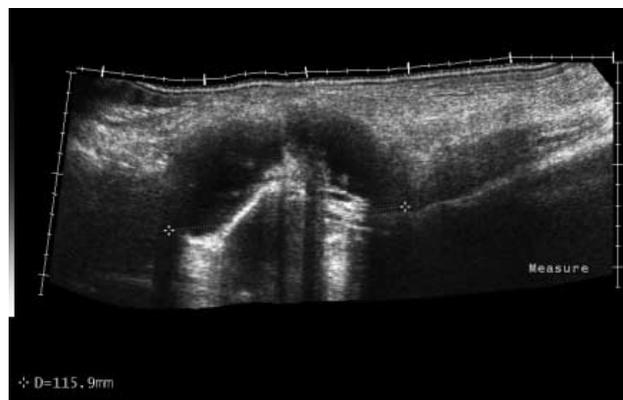
высокочастотных ультразвуковых датчиков, которые обеспечивают визуализацию различных по эхогенности и глубине залегания структур. Эти датчики значительно увеличили разрешающую способность в ближних зонах с одновременным повышением проникающей способности ультразвукового луча. В них используется узкий ультразвуковой луч, работающий в высокочастотном диапазоне и способствующий значительному повышению латеральной разрешающей способности в зоне ультразвукового фокуса, а внедрение мощных компьютеров обеспечивает одновременное действие нескольких передающих и принимающих фокальных зон, охватывающих все поле интереса, при сохранении адекватной частоты кадров.

Диагностические возможности В-режима значительно расширяются при включении в исследование методик ультразвуковой ангиографии.

### Методики ультразвуковой ангиографии

Мы рассматриваем ультразвуковую ангиографию как собирательное понятие, куда входит несколько способов получения УЗ-изображений сосудов: цветное доплеровское картирование, энергетическое картирование, искусственное контрастирование сосудов с помощью внутривенно вводимых контрастных веществ, трехмерная реконструкция сосудов. Все названные способы получения УЗ-изображений способствуют отображению сосудистых структур, но каждый из них отражает визуализацию и выделение стенок сосудов, несет информацию о характере гемодинамики.

С помощью методик УЗ-ангиографии можно неинвазивно или благодаря внутривенному введению небольшого количества эхоконтрастного препарата визуализировать различные сосудистые структуры и получить ранее недоступную для ультразвукового исследования информацию. При помощи методик УЗ-ангиографии можно изучать сосудистый рисунок, оценивать его характер, проследить фазы накопления и выведения контрастных препаратов, изучать гемодинамику. Информация, получаемая при ультразвуковой ангиографии, сопоставима с информацией, получаемой при КТ- и МР-ангиографии, классической рентгеновской ангиографии, и в большинстве случаев ее бывает достаточно для установления правильного диагноза.



*Рис. 1. Режим панорамного сканирования. Внутри-суставной выпот в искусственном тазобедренном суставе. Четко визуализируются жидкость, окружающая сустав, отечность периартикулярных тканей.*



*Рис. 2. ТВУЗИ. Трехмерная реконструкция. Аномалия развития матки. Полная внутриматочная перегородка. Полип эндометрия в правом маточном роге. Фронтальный срез.*

### Цветовое доплеровское картирование (ЦДК)

Известно, что с помощью цветового доплеровского картирования можно получить ультразвуковое изображение тока крови в сосудах за счет отображения движения красных кровяных телец, то есть эритроцитов. Метод ориентирован на определение скорости движения эритроцитов и направления этого движения. В основе метода лежит отображение с помощью цвета частотного сдвига движущихся эритроцитов (эффект Доплера). Эритроциты, направляющиеся к датчику, окрашиваются в красный цвет (положительный



Рис. 3. ЦДК сосудов левой почки. Четкая дифференциация почечной артерии и вены по направлению тока крови.

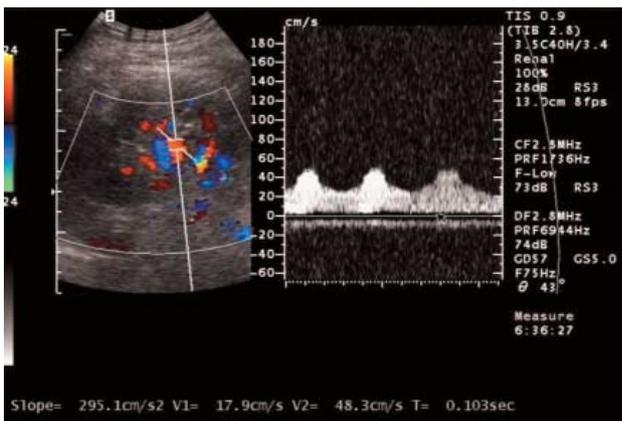


Рис. 4. Допплерография на уровне сегментарной артерии почки. Тип доплеровской кривой (*tardus-parvus*) и высокая систолическая скорость указывают на гемодинамически значимый стеноз почечной артерии.

сдвиг), а от датчика — в синий (отрицательный сдвиг) (рис. 3). При этом более светлые тона цвета указывают на более высокую скорость движения эритроцитов и обычно присутствуют в зонах выраженного стеноза, а также в центре ламинарного потока крови. Цвет сам по себе не может четко представлять артериальный или венозный кровоток, то есть красный сосуд не обязательно является артериальным. Но с помощью импульсного доплера или доплерографии мы можем получить информацию в виде доплеровской кривой, которая несет информацию о характере сосуда. Эта информация может быть проанализирована количественно. Доплеровская кривая содержит информацию как о типе сосуда — артерия или вена, так и о состоянии этого сосуда — систолическая и диастолическая скорость, индекс резистентности. Последний отражает

состояние стенок сосуда, их сопротивляемость (рис. 4).

Метод ЦДК имеет ряд ограничений, которые существенно снижают его диагностические возможности. Так, информация о потоке крови зависит от угла ультразвукового сканирования, а сосуды, располагающиеся перпендикулярно к датчику, вообще не визуализируются. Довольно часто при ЦДК возникают артефакты в виде *aliasing effect*, которые путают цветовую картинку. Но наиболее значимым ограничением следует считать невозможность при ЦДК получать изображения мелких сосудов с очень малой скоростью кровотока в них. Известно, что в очень мелких сосудах уловить различия в доплеровском сдвиге частот от медленно движущейся крови и от движений стенки сосуда и окружающих тканей практически невозможно, так как это стоит на пороге технических возможностей прибора и законов физики. Рентгеновская ангиография преодолевает трудности в отображении мелких сосудов с помощью субтракции, то есть вычитания одной картинки из другой, когда на рентгенограмме можно оставить только изображения сосудистых структур.

### Энергетическое картирование (ЭК)

Для повышения чувствительности цветового картирования в отображении извитых и мелких сосудов было предложено использовать не частотный сдвиг, а амплитуду сигналов. Если при ЦДК используется частотный сдвиг, отражающий скорость движения эритроцитов, то при энергетическом картировании используется амплитуда эхосигнала, которая отражает плотность эритроцитов в заданном объеме. С помощью ЭК можно получать угол-независимые изображения сосудистых структур, и практически любой сосуд, идущий под любым углом и направлением, отображается на экране монитора (рис. 5). При сопоставлении изображений сосудов, полученных с помощью ЦДК и ЭК, последние имеют ряд преимуществ по чувствительности и точности передачи информации, особенно о мелких сосудах [7]. Новые компьютерные технологии обеспечивают даже панорамные изображения сосудов. Правда, при этом у нас отсутствует возможность определить направление тока крови в нем. К недостаткам ЭК следует отнести высокую зависимость от движения окружающих структур и возникновение так называемых артефактов движения.

## Нативное контрастирование

Известно, что движущиеся эритроциты могут получать свое отображение в просвете сосуда и при сканировании в В-режиме, так называемое спонтанное контрастирование (естественное контрастирование). Применение специальных программных средств и высокочувствительных широкополосных датчиков, использующих матричную технологию сбора информации, позволяет получать диагностически значимое естественное (нативное) контрастирование тока крови в просвете сосудов без использования эхоконтрастных препаратов и цветового картирования (методики В-Flow, Sic-Flow, Dynamic-Flow). Основными преимуществами таких методик являются угол-независимость при сканировании и отсутствие артефактов. Все эти методики способны хорошо отображать естественный ток крови, как правило, в поверхностно расположенных сосудах. Возможности вышеупомянутых методик значительно расширяются при применении совместно с ними доплеровских методик и технологии широкополосного сканирования. Например, для качественного изображения мелких сосудов с низкоскоростным кровотоком и на различных глубинах их расположения применяют комбинированные или сочетанные технологии ультразвукового сканирования, когда одновременно используются возможности ЦДК и ЭК. Так, приборы многих производителей уже оборудованы технологиями ультразвуковой ангиографии, использующими одновременно как частотный сдвиг, так и амплитуду отраженного сигнала. Эти новые методики обеспечивают высокое качество отображения тока крови вне зависимости от диаметра, глубины залегания и хода сосуда. Следует подчеркнуть, что новые методики ультразвуковой ангиографии позволяют визуализировать кровотоки в зоне опухолевых и воспалительных изменений. Особенно эффективны методики ультразвуковой ангиографии в сочетании с трехмерной реконструкцией, обеспечивающей изображение как крупных, так и мелких сосудов даже без дополнительного контрастного усиления. Трехмерная реконструкция сосудов в режиме энергетического картирования высокоинформативна в оценке характера васкуляризации образования и органа в целом и все шире используется в клинической практике для диагностики и мониторинга лечения различных патологических состояний [1–6].

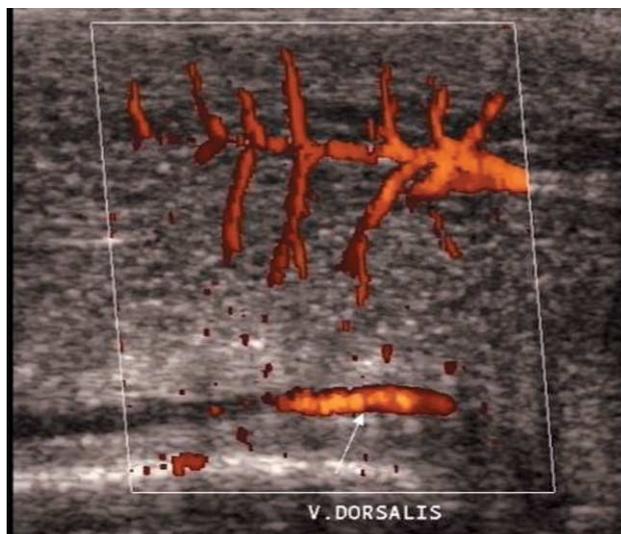
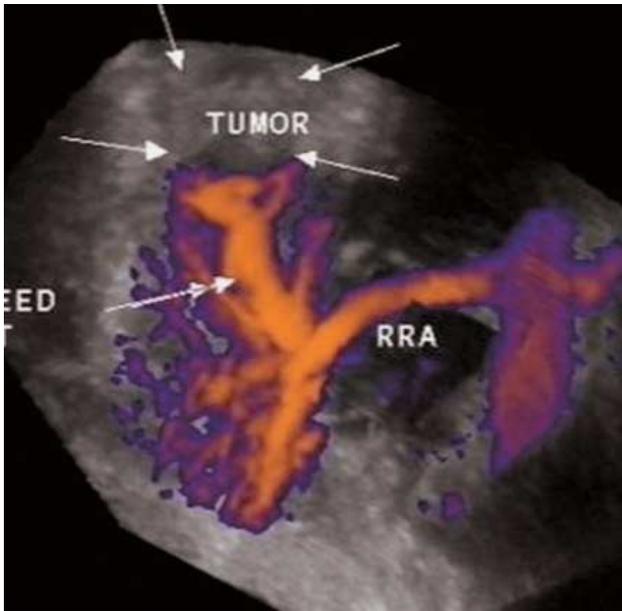


Рис. 5. Режим ЭДК. Эхограммы полового члена. Продольный срез полового члена. Кавернозная артерия и спиралевидные артерии в фазе наполнения. Дорсальная вена.

## Трехмерная эхография

Сегодня почти половина диагностических изображений, получаемых с помощью КТ и МРТ, представлены в трехмерном режиме и обрабатываются на компьютерных рабочих станциях [17]. Обозначенные тенденции в равной мере можно отнести и к ультразвуковому методу. Тем более что для обработки ультразвуковых трехмерных изображений используются апробированные при КТ и МРТ компьютерные технологии: многоплановая реконструкция – *Multiplanar Reconstruction* (MPR), проекция максимальной и минимальной интенсивности – *Maximum Intensity Projection* (MIP), *MinIP*, поверхностная реконструкция объекта – *Surface shading rendering* или *3D Volume Rendering*. Преимуществами трехмерной эхографии являются:

- 1) получение объемного представления об органе и его послойной структуре во всех 3 плоскостях с возможностью анализа фронтальных (корональных) срезов, получение которых невозможно при двухмерном сканировании;
- 2) возможность хранения и воспроизведения волюметрической информации;
- 3) возможность независимого ретроспективного анализа всего объема информации другими исследователями;
- 4) компьютерная обработка полученных объемных изображений в различных режимах: *многоплановая реконструкция, проекция макси-*



**Рис. 6.** Опухоль правой почки. Режим трехмерной УЗ-ангиографии. Сегментарный сосуд, питающий опухоль.



**Рис. 7.** 2 опухоли в шейке мочевого пузыря. 3D-волюметрическая реконструкция. Трансректальное сканирование. Режим поверхностной обработки изображения.

мальной и минимальной интенсивности, поверхностная реконструкция объекта;

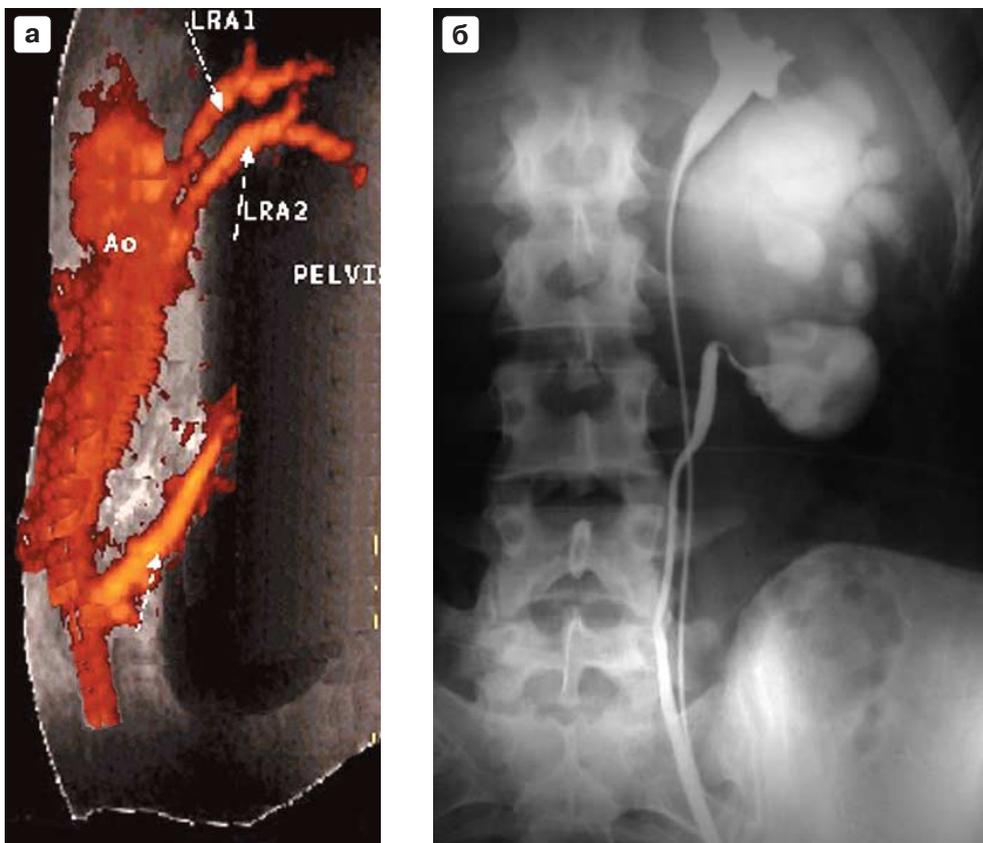
5) сокращение время обследования пациента.

Получение с помощью методик УЗ-ангиографии качественных изображений сосудистых структур разного калибра и направления позволило перейти к новой оценке этих сосудов, а именно к построению пространственной карты сосудистого дерева. Это стало воз-

можным с новыми компьютерными программами обработки изображений сосудов в трехмерном режиме (3D). 3D-изображения сосудов можно получать практически в реальном времени, затратив на весь процесс не более 10 с. При этом сканирование ведется как в В-режиме, так и в режиме УЗ-ангиографии, а получаемые изображения отслеживаются или на мониторе ультразвукового сканера, или на экране дополнительного компьютера.

При построении трехмерных изображений применяют либо автоматический сбор объемной информации при использовании специального трехмерного ультразвукового датчика, либо поступательное перемещение исследователем обычного датчика с последующей компьютерной реконструкцией объема. Более сложные и качественные изображения исследуемых структур можно получать после обработки всех собранных данных на компьютерной станции. Возможность пространственной или объемной оценки хода сосудов, изучение взаимоотношения сосудов органа и опухоли являются определяющими для хирурга при планировании операции (рис. 6). Новые диагностические возможности ультразвукового метода, связанные с 3D-реконструкцией сосудов, обуславливают большой интерес к новому методу и способствуют быстрейшему внедрению его в практику.

Нами уже накоплен определенный опыт использования 3D-эхо-ангиографии при исследовании печени, почек, органов мошонки, предстательной железы и мочевого пузыря [18–24]. Мы имеем возможность использовать при построении ультразвуковых трехмерных изображений хорошо апробированные при КТ и МРТ компьютерные технологии. В их число входят многоплановая реконструкция (MPR), проекция максимальной интенсивности (MIP), поверхностная реконструкция объекта (Surface shading rendering или 3D Volume Rendering). Применение вышеназванных технологий обеспечивает создание объемных высокоинформативных виртуальных изображений различных органов и структур (рис. 7). Использование мощных компьютерных возможностей сканера во время проведения ультразвукового исследования обеспечивает получение уникальных “живых” изображений. Трехмерная эхография обладает несомненным преимуществом перед двухмерным сканированием, что отмечалось в многочисленных публикациях [12–30]. Визуализация исследуемых структур на фронтальных срезах при трех-



*Рис. 8. Аномалия развития левой почки. Полное удвоение ЧЛС и мочеточников. Гидронефротическая трансформация нижней половины удвоенной левой почки. Уретеровазальный конфликт: а – ретроградная уретеропиелография, сужение в зоне ЛМС нижней половины удвоенной левой почки; б – трехмерная УЗ-ангиография с комбинацией проекций MIP и MinIP. Аберрантная левая почечная артерия, отходящая от левой подвздошной артерии, пересекается с мочеточником в зоне ЛМС.*

мерной реконструкции является хорошим дополнением к информации, получаемой при обычном двухмерном исследовании.

Часто двухмерная ультразвуковая ангиография не позволяет выявить взаимоотношения почечных сосудов, лоханки и мочеточника. 3D-виртуальная эхо-ангиография с использованием мультипланарной реконструкции, режима Maximum Intensity Projection помогает установить уровень отхождения почечных сосудов от аорты, возможное наличие добавочного сосуда, а последующий анализ изображений в режиме MIP дополнительно обеспечивает визуализацию чашечно-лоханочной системы с мочеточником и показывает их взаимоотношение (рис. 8).

К преимуществам нового метода следует также отнести возможность проведения ретроспективного анализа всего объема информации другими исследователями, что значительно сокращает время на обследование па-

циентов и может быть использовано для стандартизации подхода к диагностике при ультразвуковом исследовании.

### Контрастное усиление

Чувствительность ЦДК, ЭК и методик нативного контрастирования в отображении сосудов может быть значительно повышена при использовании внутривенно вводимых контрастных препаратов. Такие препараты уже активно внедряются в клиническую практику и обеспечивают возможность проведения контрастного усиления по аналогии с методиками контрастного усиления при КТ и МРТ. До недавнего времени ультразвуковой метод исследования был единственным, в котором не рассматривалось применение контрастных препаратов. Ультразвуковая цветовая доплерография считалась уникальной неинвазивной методикой исследования сосудов. Но не-

возможность визуализации мелких и глубоко расположенных сосудов при обычных режимах сканирования стала основным недостатком этого метода. Общеизвестно, что в очень мелких сосудах уловить различия в доплеровском сдвиге частот от медленно движущейся крови и движений стенки сосуда и окружающих тканей практически невозможно. Так, пока это нельзя выполнить технически в соответствии с законами физики. Кроме того, существует определенный предел, за которым визуализации сосуда и регистрация его доплеровского сигнала не представляются возможными и который обусловлен 2 факторами.

1. Скорость кровотока в сосуде должна быть достаточной для анализа ее доплеровской частоты или амплитуды и отличной от частоты колебаний окружающих тканей.

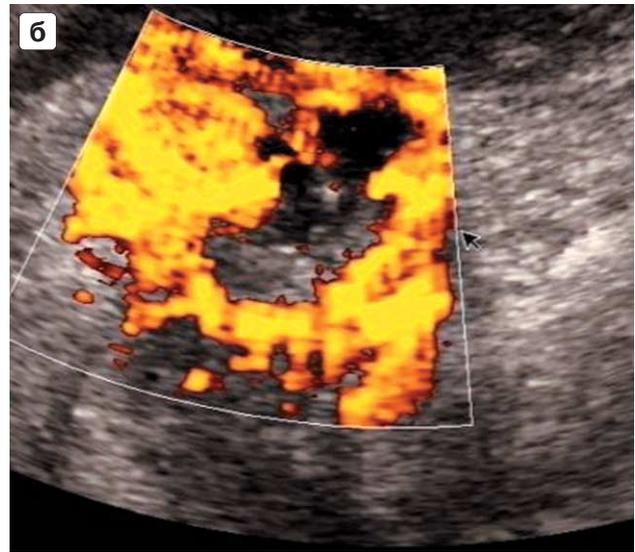
2. Отраженный сигнал должен быть достаточно сильным, чтобы его мог принимать датчик. Он должен быть выше фоновых шумов от самого аппарата.

Использование для этих целей аппаратов с высокочастотными датчиками оправдывает себя и с физической точки зрения. С увеличением частоты посылаемого сигнала пропорционально увеличивается и частота доплеровского сигнала. При этом сила возвращающегося сигнала – отраженная частота – увеличивается в 4 раза по отношению к исходной излученной частоте. Теоретически, повышая частоту датчика, мы улучшаем его разрешающую способность. На практике, повышая частоту сканирования, мы снижаем проникающую способность ультразвукового сигнала. Поэтому проникающая способность ультразвукового луча ограничена максимальным пределом допустимых к использованию частот.

Устранить эти основные помехи помогли эхоконтрастные вещества, обеспечившие усиление отраженного ультразвукового сигнала от элементов крови. Принцип резонирующего действия эхоконтрастных препаратов (ЭКП) основан на циркуляции в крови ничтожно малых частиц, обладающих акустическими свойствами. Наиболее важными из этих акустических эффектов считают:

- 1) усиление отраженного эхо-сигнала;
- 2) уменьшение затухания эхо-сигнала;
- 3) скорость распространения акустического эффекта;
- 4) циркуляцию ЭКП в сосудистой системе или их избирательный захват определенными тканями.

Микропузырьки взаимодействуют с ультразвуковым сигналом двояким образом: энергия ультразвукового излучения разрушает микропузырьки, при высокочастотном ультразвуковом излучении микропузырьки начинают резонировать и лопаться. Так, в основу использования первого поколения эхоконтрастов был положен физический принцип линейного преобразования отраженного ультразвукового сигнала от микрочастиц (*“linear” microbubble backscatter response*). При этом методе используется излучаемая частота низких и средних значений. К недостаткам линейной модели ответа относится быстрое разрушение микрочастиц контраста, что является препятствием для качественной оценки их эффекта. В последнее время в разработке ЭКП доминирующее положение занимает нелинейная модель ответа (*“non-linear” backscatter response*), то есть повышение амплитуды ультразвукового сигнала до средних значений приводит к появлению энергии субгармоники, второй, третьей гармоники т. д. Этот эффект контрастного усиления можно считать аналогичным феномену осцилляции или “вспышки”. Начало осцилляции происходит, когда микропузырьки перед разрывом увеличиваются примерно в 2 раза. Эффективность изображений при второй гармонике находится в сложной зависимости от дозы используемого контраста и параметров оборудования. Под воздействием высокоамплитудного ультразвукового сигнала происходит разрыв микропузырьков и начинает генерироваться своеобразный акустический сигнал. Эта нелинейная преходящая временная реакция получила название “стимулированная акустическая эмиссия”, которая стала новым направлением развития ЭКП. Особые акустические резонансные свойства микропузырьков позволяют создавать специальные, ориентированные на эти свойства методы сканирования. Как уже упоминалось в предыдущих работах, этот метод сканирования получил название второй гармоники [6–12]. Он основан на феномене нелинейной осцилляции резонирующих микропузырьков и позволяет повысить чувствительность обнаружения мелких сосудов. Комбинация контрастного усиления и методики второй гармоники способна значительно улучшить визуализацию мелких сосудов. Сильное новое отраженное эхо с удвоенной частотой носит название второй гармоники. С помощью компьютерной обработки подавляются сигналы от окружающих тканей и даже эритроци-



**Рис. 9.** Рак правой почки: а — до контрастного усиления визуализируется единственный питающий опухоль сосуд (стрелка) в режиме ЭДК; б — эхоконтрастная ангиография в режиме второй гармоники в артериальную фазу — контрастирование опухолевых сосудов.

тов, но сохраняются сигналы от микропузырьков газа в сосудистом русле (рис. 9). Происходит явление, аналогичное субтракции при рентгеновской ангиографии. Сочетанное использование методики второй гармоники и энергетического доплера позволяет получать четкое изображение сосудов, располагающихся рядом сдвигающимся или пульсирующим органом, так как исчезают артефакты движения. При работе с широкополосными многочастотными датчиками в отличие от классической второй гармоники, когда посылается одна частота и принимается только удвоенная, может быть получена широкополосная гармоника, так как сканирование идет в диапазоне различных частот. Поскольку микропузырьки контрастного вещества генерируют больше гармоник, чем ткань исследуемого органа, то возникает сигнал, перекрывающий сигнал от ткани органа. Этот сигнал можно изучать в широком спектре частот, обеспечивая сбор всех отраженных сигналов. Принципиально отличной является методика инверсионной гармоники, когда в режиме серой шкалы одновременно посылаются 2 ультразвуковых импульса: первый обычный, а второй — его перевернутая копия. Суммарный отраженный сигнал от ткани органа можно представить в виде прямой, так как каждая ее точка имеет положительный и отрицательный ответ, которые как бы отрицают друг друга. Микропузырьки же контрастного вещества по-разному реагируют на положительный и отрицательный им-

пульсы и выглядят как более светлые точки, чем ткань органа между двумя импульсами.

Наиболее клинически апробированным эхоконтрастным препаратом является **левовист**, который прошел широкие клинические испытания, в том числе и в России, и зарекомендовал себя как абсолютно безопасный, неэмбриотоксичный, неканцерогенный, не обладающий тератогенными свойствами и не вызывающий генных мутаций препарат. Наш опыт применения левовиста показал, что он обеспечивает достаточно хорошее контрастирование небольших по диаметру сосудов, в том числе опухолевых, визуализация которых без эхоконтраста невозможна. Входящие в состав левовиста галактоза и пальмитиновая кислота являются веществами природного происхождения, присутствующими в пищевых продуктах, таких, например, как молоко. Галактоза в используемом диапазоне доз и концентраций не оказывает влияния на функции центральной нервной, сердечно-сосудистой, дыхательной и других систем организма. В организме препарат быстро метаболизируется. Период полужизни галактозы составляет 10–11 мин у взрослых и 7–9 мин у детей. В печени D-галактоза превращается в галактозо-1-фосфат или метаболизируется с выделением CO<sub>2</sub> после изомеризации до глюкозо-1-фосфата. При наличии заболеваний печени до 60% введенной галактозы элиминируется почками, а остальные 40% утилизируются внепочечными механизмами; кумулятивным эф-

фектом она не обладает. Применение левовиста у пациентов с печеночной недостаточностью не оказывает никаких побочных реакций. Широкие клинические испытания у пациентов с ишемической болезнью сердца продемонстрировали абсолютную безвредность левовиста даже у пациентов с серьезной коронарной патологией [16]. Специальные тесты на микроэмболизацию показали отсутствие этого риска. Эффект разрыва микропузырьков (их резонирование) не вызывает никаких ощутимых физиологических эффектов.

Акустические свойства левовиста дозозависимы. Чем больше концентрация препарата, тем сильнее контрастирование. Надо отметить, что более концентрированные растворы левовиста стабильнее, чем менее концентрированные. Для контрастного усиления используют концентрации левовиста от 200 до 400 мг. Большинство исследований проводится с двукратным введением раствора контрастного вещества каждому пациенту – 300 мг/мл в первый раз и в концентрации 400 мг/мл во второй раз – от 4 до 10 мл. Но можно вводить препарат и более 2 раз – для получения более стойкого и четкого эффекта усиления. Максимальная разрешенная доза левовиста 70 мл в концентрации 400 мг/мл, что соответствует восьмикратной диагностической дозировке.

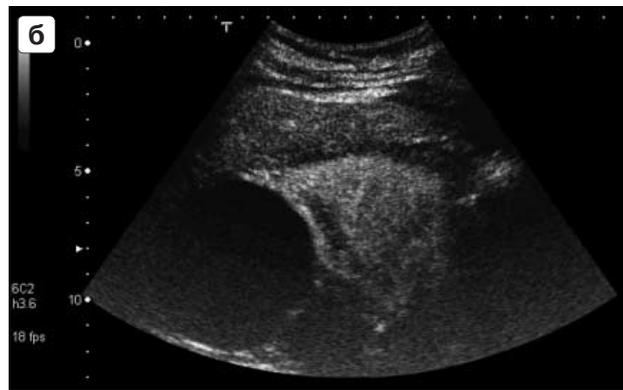
Готовят раствор непосредственно перед применением. Для этого от 4 до 10 мл стерильной воды, прилагаемой к каждой упаковке, набирают в шприц и с помощью пластиковой канюли переносят во флакон, содержащий порошок контрастного вещества. Затем, очень быстро и энергично, встряхивают флакон в течение 10 с для образования раствора. Полученная однородная суспензия молочно-белого цвета должна постоять 2 мин, после чего она готова к использованию. Гранулят и раствор контрастного препарата должны иметь комнатную температуру. По возможности следует избегать нагревания суспензии во время приготовления (например, при длительном держании флакона в руках). Через канюлю набирают готовый препарат в шприц и с помощью иглы для внутривенных инъекций вводят болюсно или инфузионно.

Однако в настоящее время в большинстве клиник мира более широко используется эхоконтрастный препарат “Соновью” (BR1, Sono Vue, Врассо), который состоит из микропузырьков, наполненных газом сульфургексафлюоридом, которому отдают предпочтение из-за высокой устойчивости к давлению.

Препарат представлен в виде лиофилизированных частиц, содержащих фосфолипиды и полиэтиленгликоль 4000. Частицы содержатся в пробирке, заполненной газом сульфургексафлюоридом. Контраст готовят с помощью добавления 5 мл физиологического раствора к содержимому пузырька, который затем энергично встряхивают. Средний диаметр микропузырьков – 2–3 микрона. Препарат остается стабильным в течение 6 ч. Исследования токсичности показали, что в дозировке, в 30 раз превышающей рекомендуемую, он не вызывает никаких побочных реакций, не оказывает действия на центральную нервную и сердечно-сосудистую системы. Рекомендуемая дозировка – 2–4 мг. Возможно однократное повторение дозировки. Это препарат уже следующего поколения, который рассчитан на новые технические возможности современной ультразвуковой аппаратуры. Важным при работе с соновью является возможность прибора обеспечивать низкий механический индекс при сканировании ( $MI < 0,1$ ), что позволяет сохранить пузырьки препарата при сканировании и обеспечивает возможность непрерывной визуализации тока крови. Мы применили соновью для оценки почечной перфузии, а также характера васкуляризации опухолей печени и почек (рис. 10).

### Оценка гемодинамики и перфузии органа с помощью эхоконтрастирования

Описанные выше методики контрастного усиления обеспечивают возможность получения уникальной диагностической информации, основанной на изучении гемодинамики исследуемого органа, оценки его перфузии. Речь, прежде всего, идет о характере контрастирования сосудистых структур непосредственно в самом органе или в новообразовании и зависимости эхоконтрастирования от времени. Доказано, что по характеру накопления контрастного вещества в опухоли возможна их дифференциальная диагностика [11–16]. Динамическая контрастная эхография (ДКЭ) позволяет получать информацию, сопоставимую с контрастным усилением при КТ или МРТ. Более того, при ДКЭ имеется возможность наблюдать все фазы контрастирования при непосредственной “живой” визуализации органа, патологического очага или сосуда во время ультразвукового сканирования. Методика ДКЭ представляется мно-



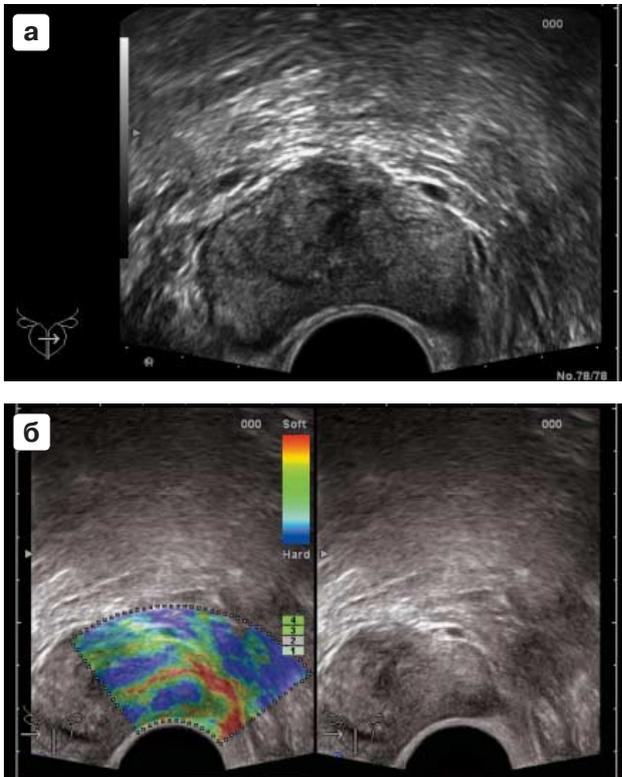
**Рис. 10.** Подозрение на 2 объемных солидных образования левой почки: а — до контрастного усиления в В-режиме; б — эхоконтрастное исследование с препаратом “Соноvue”. Через 33 с после введения соноvue в раннюю паренхиматозную фазу контрастирования подтверждается наличие в левой почке только простой кисты.

гообещающей при поиске и дифференциальной диагностике опухолей различных локализаций. С другой стороны, чрезвычайно важной является информация о перфузии органа, то есть о скорости прохождения крови через ткань органа. Изучение перфузии органа дает бесценную информацию о состоянии клеточных структур изучаемого органа. Так, с помощью эхоконтрастирования может быть получена информация о состоянии перфузии в миокарде, печеночной и почечной ткани. Диагностические возможности ультразвукового метода в этом случае трудно переоценить, так как информативность эхоконтрастирования чрезвычайно высока, а сама методика относится к безвредным и неинвазивным процедурам.

### Новое направление в УЗ-диагностике — эластография

Со времен Гиппократа известно, что высокая плотность или жесткость новообразования рассматривается как показатель его злокачественности. Именно этот принцип положен в основу нового ультразвукового метода — эластографии, при котором с помощью ультразвуковой волны и небольшой механической компрессии можно определять степень деформации ткани органа. При этом мягкие части ткани будут деформироваться в большей степени, а жесткие — меньшей. Качественные и количественные изменения нормальной или обычной структуры ткани органа под влиянием ультразвукового сигнала при эластографии отражаются в виде цветовой шкалы и могут быть подсчитаны при помощи количественных показателей. Данные эластографии явля-

ются важным дополнительным критерием оценки характера изменений в тканях различных органов и могут помочь в дифференциальной диагностике новообразований различных локализаций. Мы применили метод эластографии у специально отобранных пациентов, у которых по результатам ранее проведенных инструментальных исследований были заподозрены новообразования щитовидной железы, молочной железы, предстательной железы, патология полового члена, гепатит и цирроз печени. Все исследования выполнены на серийном ультразвуковом сканере фирмы “Хитачи” — HI Vison 900, оснащенном полным набором датчиков с программным обеспечением для проведения эластографии. Эластограммы оценивались по компьютеризированной цветовой шкале, где степень жесткости соответствовала определенному цвету (мягкие ткани — красный и зеленый цвета, жесткие — синий), а также по стандартной балльной шкале жесткости, которые разработаны применительно к исследуемому органу. В результате проведенного исследования были получены данные, свидетельствующие о высокой степени корреляции степени жесткости характеру структурных изменений в ткани исследуемого органа. Вне зависимости от локализации новообразования злокачественный процесс характеризовался высокой степенью жесткости ткани и находил свое отражение на цветовой шкале прибора в виде участка интенсивного синего цвета (рис. 11). Тогда как обычные или доброкачественные новообразования были представлены в виде участков зеленого или красного цвета. Первые полученные данные позволяют нам предположить, что эластография является



**Рис. 11.** Рак предстательной железы: а – в В-режиме невозможно дифференцировать опухолевый участок; б – в режиме соноэластографии мультифокальное поражение левой доли предстательной железы четко обозначено синим цветом.

многообещающим методом дифференцирования новообразований в различных органах и тканях человеческого организма.

### Список литературы

1. Зубарев А.В. Новые ультразвуковые методики и эхоконтрастные препараты // Эхография. 2000. Т. 1. № 1. С. 41–44.
2. Зубарев А.В. Неинвазивная или малоинвазивная ультразвуковая ангиография. // Кремл. мед. клин. вест. 1998. № 4. С. 68–71.
3. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: Реальное Время, 1999. С. 288.
4. Campani R., Bottinelli O., Calliada F. et al. The latest in ultrasound: three-dimensional imaging // Eur. J. Radiol. 1998. V. 27. P. 183–187.
5. Downey D.B., Fenster A. Vascular imaging with a three-dimensional power Doppler system // A.J.R. 1995. V. 165. P. 665–668.
6. Зубарев А.В. Трехмерная и эхоконтрастная ангиография // Мед. виз. 1997. № 4. С. 3–8.
7. Rubin J.M., Bude R.O., Carson P.L. et al. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US // Radiology. 1994. V. 190. P. 853–856.
8. Cosgrove D. Ultrasound contrast agents // Reflections. 1995. V. 1. P. 6–7.

9. Blomley M., Cosgrove D. Microbubble echo-enhancers: a new direction for ultrasound? // The Lancet. 1997. V. 349. P. 1855–1856.
10. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Кислякова М.В. Контрастная эхография // Медицинская визуализация. 1998. № 1. С. 5–31.
11. Cosgrove D. Ultrasound contrast enhancement of tumors // Adv. Echo-Contrast. 1994. V. 3. P. 38–45.
12. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Насникова И.Ю. и др. Динамическая эхоконтрастная ангиография // Мед. виз. 1998. № 4. С. 24–30.
13. Gajonova V., Zoubarev A. Contrast enhanced 3-D Power Doppler Sonography in evaluation Prostate Cancer // Ultrasound Med. Biol. 2000. V. 26 (Suppl. 2).
14. Jakobsen J. Echo-enhancing agents in the renal tract // Clin. Radiol. 1996. V. 51. P. 40–43.
15. Halpern E.J., Verkl L., Forsberg B.B. et al. Initial experience with contrast-enhanced sonography of the prostate // Prostate. 1997. V. 32. P. 279–283.
16. Balen F.G., Allen C.M., Lees W.R. Review: ultrasound contrast agents // Clin. Radiol. 1994. V. 49. P. 77–82.
17. Lees W. 3- and 4-dimensional ultrasound imaging // Medica mundi. 1999. V. 43. (Suppl. 3). P. 23–30.
18. Gajonova V., Zubarev A., Kozlov V. 3D Power Doppler TRUS in the follow-up study of acute bacterial prostatitis and detection of prostatic abscess // Radiology. 2001. V. 221 (Suppl. 3). P. 364.
19. Zoubarev A., Gajonova V., Matyakin G. et al. 3-D Transrectal Power Doppler sonography in the follow up study of prostate cancer. М.: RSNA, 2000.
20. Kisliakova M., Gajonova V., Zoubarev A. 3-D Power Doppler TRUS in the follow-up study of acute prostatitis // Ultrasound Med. Biol. 2000. V. 26 (Suppl. 2).
21. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Панюшкин С.М. и др. Трехмерная виртуальная эхоангиография почек // Эхография. 2001. Т. 2. № 2. С. 124–130.
22. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Панюшкин С.М. Трехмерная виртуальная эхоангиография в выявлении добавочных почечных артерий // Мед. виз. 2001. № 2. С. 78–85.
23. A. Zubarev. Ultrasound of renal vessels // Eur. Radiol. 2001. V. 11. (Suppl. 10). P. 1902–1916.
24. Зубарев А.В., Насникова И.Ю., Козлов В.П. и др. УЗ-ангиография: новые возможности диагностики объемных образований почек // Тер. арх. 2001. Т. 73. № 8. С. 46–50.
25. Brinkley J.F., Muramatsu S.K., McCallum W.D. et al. In vitro evaluation of ultrasonic three dimensional imaging and volume system // Ultrasonic Imag. 1982. V. 4. P. 126–139.
26. Fenster A., Lee D., Sherebrin S. et al. Three-dimensional ultrasound imaging of the vasculature // Ultrasonics. 1998. V. 36 (Suppl. 1–5). P. 629–633.
27. Fenster A., Downey D., Rankin R. 3-D allows interactive slicing of sonograms // Diag. Imag. Eur. 1995. V. 5. P. 11–14.
28. Fredfelt K.E., Holm H.H., Pedersen J.F. Three dimensional ultrasonic scanning // Acta Radiol. Diagn. 1984. V. 25. P. 237–241.
29. Kelly I., Lees W.R. Three-dimensional imaging // Ad. Hosp. Technol. 1992. V. 1. P. 53–58.
30. Nelson T.R., Downey D.B., Pretorius D.H. et al. Three-dimensional ultrasound. Lippincott Williams & Wilkins, 1999. P. 11–69, 137–149.