

DOI: 10.17650/1683-3295-2021-23-3-104-112



ИНТРАОПЕРАЦИОННАЯ СОНОГРАФИЯ В КРАНИАЛЬНОЙ НЕЙРОХИРУРГИИ: НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ И ИНТЕГРАЦИЯ С НЕЙРОНАВИГАЦИЕЙ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

А.Ю. Дмитриев^{1,2}, В.Г. Дашьян^{1,2}¹ГБУЗ «Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского Департамента здравоохранения г. Москвы»; Россия, 129010 Москва, Большая Сухаревская пл., 3;²ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Минздрава России; Россия, 127473 Москва, ул. Десятская, 20, стр. 1**Контакты:** Александр Юрьевич Дмитриев dmitriev@neurosklif.ru

В обзоре представлены новые возможности интраоперационной сонографии, внедренные в клиническую практику за последние 20 лет. Ультразвуковое исследование (УЗИ) с контрастированием и метод визуализации кровотока (BFI – blood flow imaging) предназначены для оценки церебральной гемодинамики. Эластография различает ткани по их плотности. Совмещение сонографии с навигацией направлено на купирование эффекта интраоперационного сдвига мозга. Комбинация УЗИ с эндоскопией оказалась эффективной при удалении внутрижелудочковых опухолей и аденом гипофиза. Внедренная трехмерная сонография предназначена для облегчения интерпретации результатов УЗИ и минимизации краниотомии.

Ключевые слова: интраоперационная сонография, УЗИ, УЗИ с контрастированием, BFI, эластография, 3D-УЗИ**Для цитирования:** Дмитриев А.Ю., Дашьян В.Г. Интраоперационная сонография в краниальной нейрохирургии: новые возможности и интеграция с нейронавигацией. Обзор литературы. Нейрохирургия 2021;23(3):104–12. DOI: 10.17650/1683-3295-2021-23-3-104-112.

Intraoperative sonography in cranial neurosurgery: new possibilities and integration with neuronavigation. Review

A. Yu. Dmitriev^{1,2}, V.G. Dashyan^{1,2}¹N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency, Moscow Healthcare Department; 3 Bolshaya Sukharevskaya Sq., Moscow 129010, Russia;²A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Ministry of Healthcare of Russia; Bld. 1, 20 Delegatskaya St., Moscow 127473, Russia**Contacts:** Alexander Yurievich Dmitriev dmitriev@neurosklif.ru

In current review we represented new possibilities of intraoperative sonography introduced into clinical practice for the last 20 years. Contrast-enhanced ultrasound and blood flow imaging (BFI) method are intended for assessment of cerebral hemodynamics. Elastasonography distinguishes tissues by differences of their density. Fusion of sonography with navigation is forwarded to brainshift reduction. Combination of ultrasound with endoscopy is effective in resection of intraventricular tumors and pituitary adenomas. Embedded three-dimensional sonography is intended to facilitate interpretation of ultrasound results and tailoring craniotomy.

Key words: intraoperative sonography, ultrasound, contrast-enhanced ultrasound, BFI, elastasonography, 3D ultrasound**For citation:** Dmitriev A.Yu., Dashyan V.G. Intraoperative sonography in cranial neurosurgery: new possibilities and integration with neuronavigation. Review. Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery 2021;23(3):104–12. (In Russ.). DOI: 10.17650/1683-3295-2021-23-3-104-112.

ВВЕДЕНИЕ

Интраоперационная сонография является простым, недорогим и информативным методом визуализации во время хирургического вмешательства. Ее внедрение в нейрохирургии началось с конца 1970-х годов, что было обусловлено повышением пространственного разрешения ультразвуковых (УЗ) аппаратов. За прошедшее время был накоплен богатый опыт ультразвуковых исследований (УЗИ) в нейроонкологии и сосудистой нейрохирургии. G. Unsgaard и соавт. (2002), С.А. Васильев и соавт. (2010) и I. Ivanov и соавт. (2010) в своих работах подробно осветили применение сонографии в хирургии объемных образований головного мозга [1–5].

Развитие технологий привело к внедрению в клиническую практику новых режимов УЗИ. В хирургии объемных образований начали применять сонографию с контрастированием, режим исследования тока крови (BFI — blood flow imaging) и эластографию. Интеграция УЗИ и нейронавигации позволила объединить преимущества обоих методов и явилась основой для построения трехмерных (3D, 3 dimensional) УЗ-изображений. Более подробно эти новые возможности рассмотрены на страницах обзора.

ИСТОРИЧЕСКИЙ ОЧЕРК

S. Lazzaro в XVIII в. в эксперименте на летучих мышах открыл УЗ-волны. J.C. Doppler в XIX в. установил, что частота звуковой волны зависит от скорости движения излучателя. Впоследствии этот эффект был назван его именем — эффект Доплера. В медицине он получил применение для оценки скорости кровотока.

В 1880 г. P. Curie и J. Curie открыли пьезоэлектрический эффект. Он заключается в возникновении напряжения при сдавлении некоторых твердых тел. Обратный пьезоэлектрический эффект заключается в возникновении механических деформаций и звуковых волн при воздействии на тело электрического поля. Он лежит в основе работы УЗ-датчиков.

K.T. Dussik в 1941 г. предложил применять УЗИ для диагностики в медицине и первым выполнил УЗ-сканирование головного мозга. В это же время было показано, что УЗИ может нести разрушительный эффект, и его применение было ограничено.

Первым УЗ-режимом явился А-режим (режим амплитудной модуляции), отображающий амплитуду отраженных волн на разной глубине. L.A. French и соавт. в 1950 г. впервые применили его в диагностике опухолей головного мозга на трупах [6]. W. Peyton в 1951 г. использовал интраоперационную сонографию для обнаружения глиобластомы теменной доли [7].

В 1956 г. L. Leksell описал эхоэнцефалоскопию для выявления смещения срединных структур как косвенного признака объемных образований головного мозга [8]. Низкое качество УЗИ того времени затрудняло его применение в нейрохирургии.

В-режим (brightness mode, режим яркости) УЗИ был изобретен в 1940-х годах, но не нашел широкого применения в медицине до конца 1970-х. Этот режим отображает двумерное изображение объекта в серой шкале.

Впервые УЗИ в сосудистой нейрохирургии применил H. Nornes в 1979 г. J. Koivukangas в 1982 г. предложил УЗ голографическую реконструкцию, ставшую основой для современного 3D-УЗИ. A. Gronningsaeter и соавт. в 2000 г. опубликовали первый опыт совмещения навигации и сонографии на аппарате Sonowand [9]. M. Scholz и соавт. (2005) впервые применил вибрографию для отличия опухоли от нормального мозга по плотности. Этот метод в дальнейшем эволюционировал в эластографию [10].

УЗИ С КОНТРАСТОМ

Контрастные вещества для УЗИ состоят из заполненных газом микропузырьков, обернутых в полимерную оболочку диаметром 2–6 мкм. Эти вещества вводятся внутривенно во время УЗИ и ведут себя как истинные внутрисосудистые контрастные вещества. Во избежание разрушения оболочки микропузырьков мощность сонографии ограничивают [11].

УЗ-аппарат должен иметь специальный контраст-специфический алгоритм обработки сигнала, чтобы подавить сигнал от окружающих тканей и оставить видимыми только сосуды с введенным контрастом [11]. Алгоритм обработки сигнала при сонографии с контрастированием автоматически уменьшает УЗ механический индекс, показывая лишь сигнал, отраженный от пузырьков воздуха в составе контраста [12]. Частота УЗ-волны должна соответствовать резонансной частоте контрастного вещества [11].

Контраст поставляется в лиофилизированной форме, разбавляется физиологическим раствором и энергично взбалтывается до гомогенной суспензии в виде белесоватой жидкости. Случайно попавшие нерастворимые элементы удаляют [11]. Препарат вводят в периферическую вену в дозировке 2,4 мл (5 мг/мл) с последующей внутривенной инъекцией 10 мл физиологического раствора. Контрастирование опухоли происходит через 25–30 с [12].

Изначально выполняют сканирование через твердую мозговую оболочку в В-режиме. Стандартная оценка включает обнаружение артерий, капилляров и вен, времени распределения и интенсивности накопления контрастного препарата. Его концентрация и распределение зависят от плотности капилляров в зоне сканирования [13].

УЗ-сканирование в контрастном режиме выполняют в течение 2–3 мин после введения препарата. Исследование записывают на видео и в случае необходимости пересматривают. УЗ-ангиографию можно повторять несколько раз [11, 13].

Контрастное УЗИ позволяет оценить кровоснабжение опухоли и ее взаиморасположение с крупными сосудами. Исследование хорошо визуализирует подкорковую артериовенозную мальформацию (АВМ), позволяет оценить ее аференты, эфференты и радикальность удаления. В хирургии аневризм данная методика позволяет оценить расположение аневризмы по отношению к рядом расположенным сосудам, радикальность ее клипирования и проходимость соседних артерий. Хотя клипса является мощным гиперэхогенным артефактом, аневризматический мешок и близлежащие сосуды обычно видны удовлетворительно. Можно выявить ангиоспазм и оценить перфузию головного мозга [11, 13].

УЗИ с контрастированием применяют для оценки радикальности резекции опухоли при невозможности это сделать в В-режиме. О тотальном удалении новообразования свидетельствует отсутствие накопления контраста и отсутствие патологического венозного дренирования [13].

При черепно-мозговой травме контрастная сонография позволяет более четко, чем В-режим и доплерография, дифференцировать нормальную и поврежденную церебральную паренхиму. Это повышает точность дифференциальной диагностики характера черепно-мозговой травмы, позволяет эффективно удалить гематому и очаг ушиба, сохраняя нормальный мозг [13].

УЗИ с контрастированием применяют для взятия биопсий из образований, сложно различимых в В-режиме. С его помощью дифференцируют зону некроза, что повышает информативность процедуры [13].

Противопоказаниями для введения УЗ-контрастных веществ являются тяжелые сердечные заболевания, грубая легочная гипертензия, неконтролируемая системная гипертония и респираторный дистресс-синдром у взрослых [11]. Побочные эффекты от введения препарата обычно возникают сразу и могут быть выявлены лишь у пациента в сознании. Специальное послеоперационное ведение пациента не показано [11].

Недостатком метода является вариабельность изображения в зависимости от фазы сканирования (ранняя, средняя или поздняя). УЗИ с контрастом еще более операторзависимый метод, чем обычная сонография, требует длительного обучения и аппарата экспертного класса. Из-за преимущественной визуализации сосудов при УЗИ с контрастированием деваскуляризация опухоли затрудняет ее обнаружение при сонографии [12].

Контрастирование при УЗИ отличается от накопления контраста при магнитно-резонансной томографии (МРТ). При выполнении сонографии происходит визуализация контраста лишь в сосудистом русле, тогда как при МРТ контраст накапливается преимущественно в паренхиме мозга в зонах нарушенного гематоэнцефалического барьера. Поэтому чем

больше сосудов в опухоли, тем более интенсивно она накапливает контраст при УЗИ. Кроме того, при МРТ с контрастированием изображение статичное, а при сонографии с контрастом изменяется в разные фазы (артериальная, капиллярная, венозная) [14, 15].

Несмотря на различные принципы, лежащие в основе двух методов, очаги накопления контраста при глиобластомах совпадают в 90 % случаев. Края опухоли хорошо отграничены как при МРТ, так и при УЗИ, а различия в размере опухоли не превышают 2 мм. Указанные преимущества в сочетании с купированием смещения мозга позволяют применять сонографию с контрастированием в качестве основного метода навигации при резекции глиобластом [15].

Многие глиомы II–III степени злокачественности не контрастируются при МРТ, но накапливают контраст при сонографии из-за гипervasкуляризации. В таких случаях УЗИ имеет преимущество перед МРТ [16].

Контрастирование при сонографии позволяет оценить перфузию опухоли, более четко определить ее границы, даже при наличии перифокального отека. Особенности накопления контраста, время контрастирования, наличие кистозных и некротических полостей позволяет проводить дифференциальный диагноз между опухолями во время операции. В некоторых случаях при доброкачественных глиомах УЗИ позволяет определить тип опухоли точнее МРТ. При диффузных астроцитомах, не контрастируемых при МРТ, при сонографии выявляют рассеянное точечное накопление контраста [14].

УЗИ с контрастированием эффективно для дифференцировки продолженного роста опухоли и лучевого некроза. После облучения в зоне нарушенного гематоэнцефалического барьера формируются поры диаметром 12 нм, через которые легко проникают молекулы МР-контраста размером 1 нм, но не способны пройти пузырьки УЗ-контраста диаметром 5 мкм. Поэтому участки продолженного роста опухоли накапливают УЗ-контраст, а радионекроз — нет [17].

При УЗ-контрастировании все опухоли контрастируются. В глиобластомах происходит быстрое накопление контраста, через 20–30 с после введения. В первые 2–3 с возникает контрастирование артерий, пик накопления контраста опухолью отмечается в течение последующих 3–5 с с характерным его хаотичным движением через опухоль и распределением по периферии. Внутри глиобластомы хорошо видны крупные артериальные сосуды. Вены заполняются через 5–10 с, имеют диффузное строение [14, 15]. Накопление контраста негетогенное и имеет неправильную форму. Чаще представлено в виде кольца, реже — по типу узлов. Контрастирование помогает лучше визуализировать края опухоли [15].

Анапластические астроцитомы накапливают контраст позднее, через 30–40 с. Пик контрастирования наблюдают через 10–15 с после попадания препарата

в артерии. Вены видны через 20–25 с. Крупных артерий внутри опухоли мало, вены визуализируются нечетко. Анапластические астроцитомы накапливают контраст более гомогенно, а их края видны хуже, чем у глиобластом [14].

В доброкачественных глиомах появление контраста в артериях происходит в то же время, что и в анапластических астроцитомах, но пик накопления контраста более поздний, через 15–20 с после его попадания в артерии; венозная фаза видна спустя 30 с. Артерии и вены не всегда четко определяются. После введения контраста гиперэхогенность опухолей увеличивается, распределение контраста происходит гомогенно, микрокисты встречаются редко [14].

Эпендимомы характеризуются ранней артериальной фазой (5 с) и очень быстрым пиком контрастирования (5–10 с после введения препарата). Артерии крупные, хорошо видны, направлены к центру. Венозная фаза наступает на 20–25-й секундах, вены имеют диффузное строение. Для эпендимом характерно неравномерное гетерогенное накопление контраста с гипоехогенными кистозными бесперфузионными участками [14].

Менингиомы быстро и интенсивно накапливают контраст, имеют четкие края. Артериальная фаза наступает через 20–30 с после введения препарата. Чем злокачественнее менингиома, тем интенсивнее она контрастируется. Заполнение контрастом сосудов опухоли происходит со стороны матрикса твердой мозговой оболочки. Распределение контраста плотное и постоянное, более гомогенное при менингиомах grade I. Венозная фаза заполнялась спустя 30 с после введения контраста, но отдельные вены не дифференцируются. В менингиомах grade II и III можно обнаружить крупные сосуды и участки некроза [14].

Метастазы демонстрируют быстрое накопление контраста, через 20–30 с после его введения. Длительность артериальной фазы всего 2–3 с, пик накопления контраста составляет 5–10 с. Венозную фазу наблюдают спустя 30 с, но отдельные вены четко не визуализируются. Метастазы интенсивно гетерогенно накапливают контраст: определяются участки интенсивного контрастирования, крупные сосуды, гипоперфузионные очаги некроза и аперфузионные кисты. Метастазы при контрастировании имеют четкие края. В очагах радионекроза не происходит накопление контраста [14].

Абсцессы при контрастировании накапливают контраст тонким слоем по периферии с обширным бесконтрастным центром некроза [14].

УЗИ с контрастированием позволяет дополнительно выявить остаточную опухоль в 29 % случаев. Чувствительность сонографии в обнаружении резидуальных новообразований составляет 85 %. Меньшая мощность УЗ при исследовании с контрастированием уменьшает артефакты и усиливает демаркацию опухоли [16].

МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ КРОВОТОКА ВFI

BFI представляет собой новый метод УЗ-оценки церебральной гемодинамики. Его разработка связана с тем, что традиционные методы, такие как цветное доплеровское картирование (ЦДК) и энергетическая доплерография (ЭД), неинформативно отображают направление тока крови из-за эффекта наложения. Способ BFI устраняет этот недостаток. Метод основан на визуализации множества точечных изображений от кровотока. В обычном УЗ-режиме они не видны, так как сигнал от крови слабее сигнала от окружающих тканей. В BFI-режиме сигнал от крови усиливается при низкой доплеровской частоте, а сигнал от рядом расположенных неподвижных тканей отсекается [18].

Отслеживание тока крови требует очень частого сканирования. В режиме BFI это достигается сканированием только небольшого участка из всего объема, за счет чего достигается частота обновления 1–2,5 кГц (аналогично ЦДК). Итоговое изображение формируется за счет слияния множества полученных последовательных изображений. Полученные результаты накладываются на режим ЦДК или ЭД. Полученное совмещенное точечное изображение и является окончательным результатом. Т. е. у режима BFI есть 2 разновидности: совмещенная с ЦДК и ЭД. Для возможности детализации изображения оно прокручивается со сниженной скоростью (1–5 % естественной), позволяя хирургу оценить направление тока крови, ее скорость и турбулентность [18].

При резекции АВМ данный УЗ-метод позволяет оценить направление тока крови по мальформации и тем самым первоочередно выключить из кровотока афференты. В хирургии аневризм BFI дает возможность оценить полноту их клипирования, проходимость несущей и рядом отходящих артерий. Совмещение данного режима с навигацией позволяет определить оптимальное место установки УЗ-датчика для правильной визуализации сосудов при их наложении друг на друга [18]. Недостатком метода является падение качества изображения при глубинном расположении сосудов [18].

ЭЛАСТОГРАФИЯ

Эластография отражает механическую упругость ткани в виде отношения между приложенной силой и ее пропорциональной деформацией [19, 20].

Существуют 2 разновидности метода: эластография сдвиговой волны (shear-wave elastography) и компрессионная эластография (axial-strain elastography). Оба метода основаны на приложении внешней силы, вызывающей деформацию тканей, и на оценке последующего их возвращения в нормальное состояние [19].

При эластографии сдвиговой волны приложенная сила представлена сфокусированным УЗ в течение короткого времени (около 100 мс), вызывающим крошечные смещения ткани. Это приводит к сдвигу волны,

распространяющейся перпендикулярно плоскости смещения. Распространение волн сдвига регистрируется с частотой 20 000 кадров в секунду. Карты жесткости формируются на основании скорости сдвиговой волны, так как она связана с плотностью среды. Результат может быть представлен качественно и количественно. Качественная оценка выглядит как цветное изображение, наложенное на черно-белый В-режим. Синий цвет характеризует мягкую упругость, красный — жесткую. Количественный результат представлен в виде цифр, отражающих скорость распространения ультразвуковых волн в ткани (измеряется в м/с) или ее напряжение (измеряется в кПа) [19, 21].

Компрессионная эластография — это качественный метод, основанный на регистрации УЗ-изображения до и после приложения деформации, повторяющейся многократно. Способ похож на пальпацию, но только более чувствительный и с лучшим пространственным разрешением. В этом методе нет количественной оценки, отсутствуют абсолютные значения, все показатели относительные [19].

В обычной клинической практике оба метода эластографии показывают одинаковые результаты. При компрессионной эластографии данные в виде цветного изображения сразу же выводятся на экран для визуальной оценки. Эластография сдвиговой волны больше подходит для отсроченной оценки. Компрессионная методика более зависима от оператора [19].

Более плотные ткани меньше деформируются, чем мягкие. Меньшая амплитуда их сжатия повышает контрастность [20]. Поэтому для создания напряжения при компрессионной эластографии достаточно просто приложить УЗ-датчик к головному мозгу и использовать пульсовую волну, возникающую в нем за счет пульсации сосудов. Оценка результата основана на относительных различиях в деформации тканей опухоли и нормального головного мозга [19].

Структура опухоли по данным эластографии и В-режима совпадает всегда, а края опухоли — в 90 % случаев (в оставшихся 10 % различия незначительные). У 64 % пациентов границы опухоли при эластографии более четкие, чем в В-режиме, у 28 % имеют одинаковую четкость, у 8 % — меньшую. Данное правило характерно как для доброкачественных, так и для злокачественных опухолей [19].

Высокодифференцированные глиомы при эластографии чаще плотнее неизмененного головного мозга, а низкодифференцированные — мягче. Более высокая плотность доброкачественных нейроэпителиом обусловлена их более медленным ростом и эффектом инфильтрации со слабо организованной цитоархитектоникой. При эластографии это напоминает фиброз в сравнении с нормальной мозговой паренхимой. В злокачественных глиомах, напротив, рост ткани быстрый, дезорганизованный, с участками некроза и смещения

головного мозга вместо инфильтрации, что делает опухоль более мягкой [19].

Эластография различает доброкачественные и злокачественные глиомы с чувствительностью 78–86 % и специфичностью 64–95 % [19, 21]. Их можно дифференцировать по цвету. Красная, желтая и циановая окраска характерны для доброкачественных опухолей, темно-синяя — для злокачественных. Доброкачественные глиомы отличаются от нормального мозга. Это позволяет более точно различить их края. Дифференциация между злокачественными глиомами и метастазами затруднена [21].

Средняя жесткость (модуль Юнга) менингиом составляет 33 кПа, доброкачественных глиом — 24 кПа, злокачественных глиом — 11 кПа, метастазов — 17 кПа [21].

Кистозные опухоли хуже видны при эластографии. Это происходит из-за того, что жидкость динамична и напряжение плохо распространяется через кистозную полость. Но стенка кисты более плотная. Изменение степени сжатия кистозной опухоли не изменяет качества изображения при эластографии [20].

Другие опухоли изучены недостаточно и описаны лишь в единичных наблюдениях. Плотнее головного мозга при эластографии выглядят тератомы, лимфомы, дизэмбриогенетические нейроэпителиальные опухоли, метастазы почки и кишечника. Мягче мозга по плотности — гемангиобластомы, абсцессы, метастазы эндометрия и легкого. Аденомы гипофиза имеют одинаковую с мозгом плотность.

Недостатком компрессионной эластографии является узкая область исследования, что позволяет изучать большие опухоли лишь по частям [19]. Другой недочет метода — рассеяние напряжения в глубинных отделах, что снижает качество изображения [20].

СОВМЕЩЕНИЕ УЗИ И НЕЙРОНАВИГАЦИИ

МРТ позволяет создавать качественное изображение головного мозга, его корковые и подкорковые функционально значимые центры. Но эти данные становятся неактуальными при сдвиге мозга. Сонография, наоборот, обладает худшим разрешением, но видит структуры мозга в режиме реального времени. Слияние 2 методов устраняет эти недостатки. На начальном этапе операции погрешность при объединении 2 методов не превышает 3 мм [22–24]. Совмещение выполняют по мозговым структурам, сосудам или гиперэхогенным костным ориентирам [25]. Средняя точность локализации цели при совмещении УЗИ и навигации составляет 2,3 мм, что находится в пределах ошибки навигационной системы [26].

Совместное применение сонографии и навигации позволяет выявлять и корректировать смещение мозга, а регистрация хирургических инструментов по комбинированным данным позволяет более точно определять их расположение относительно мозговых структур [27, 28]. Но сдвиг мозга — нелинейный процесс.

Иногда это приводит к серьезным искажениям предоперационных данных МРТ, из-за чего их дальнейшее использование становится невозможным. В этом случае следует полагаться только на УЗИ [29].

Совмещение навигации и сонографии повышает радикальность резекции доброкачественных глиом с 76 до 87 % [30]. При злокачественных глиомах совместное применение обоих методов увеличивает полноту удаления опухоли с 45 до 61 %, а средний объем остаточной опухоли уменьшается с 1,8 до 0,5 мл. Объединение навигации и УЗИ позволяет дополнительно обнаружить резидуальную глиому в 42 % случаев по сравнению с применением только нейронавигации [29]. Такая интеграция наиболее эффективна при небольших краниотомиях [31].

При совмещении УЗИ с данными навигации (наиболее часто — с данными МРТ) следует помнить о разных физических принципах, положенных в основу обоих методов. Это влияет на размеры, структуру и края образований. А. Hartov и соавт. (2008) сравнили точность совмещения интраоперационной сонографии и предоперационной МРТ у 35 больных с опухолями в самом начале операции до возникновения смещения мозга. Авторы выявили несоответствие размера опухоли, ее структуры и контрастности краев между двумя методами. По их данным, в 86 % наблюдений контур опухоли при МРТ имел большие размеры, чем при УЗИ, в среднем на 19 %. У 14 % больных, наоборот, размер опухоли был больше при сонографии, в среднем на 39 %. При МРТ превалировали размеры большинства менингиом и всех метастазов, что может быть связано с их четкими краями. Структура опухоли (гомогенная или гетерогенная) совпала при МРТ и УЗИ лишь в 40 % случаев. В стольких же наблюдениях совпала контрастность ее краев [32]. Несоответствие между данными навигации и сонографии нарастает при расстоянии от датчика до цели более 5 см и при отклонении центра датчика от центра мишени. Это происходит из-за сложности визуализации краев лоцируемых непрозрачных объектов [33].

Многие современные системы навигации позволяют комбинировать данные УЗИ и МРТ. О частом несоответствии между ними следует помнить, интерпретируя полученные результаты.

СОВМЕЩЕНИЕ С ЭНДОСКОПИЕЙ

Сонографию можно применять совместно с эндоскопией при хирургии внутрижелудочковых опухолей и удалении аденом гипофиза. Для этого датчики УЗИ имплантируют в рабочий канал эндоскопа. Применение данного метода позволяет выявить рядом расположенные сосуды, оценить в них кровоток, отличить опухоль от стенки желудочка и отследить изменение размеров желудочков на протяжении операции. Несмотря на глубинное расположение опухоли, ее визуализация при сонографии удовлетворительная, так

как УЗ-датчик располагался рядом с ней. УЗИ позволяет видеть сквозь стенку желудочков, улучшает ориентацию при затененном обзоре в эндоскопе и при измененной нормальной анатомии. Недостатками метода являются небольшая глубина и радиус обзора (3 см), артефакты от воздуха и крови и низкое качество изображения в сравнении с интраоперационной МРТ [34, 35].

При эндоназальной хирургии УЗИ позволяет лоцировать опухоль и кавернозные сегменты внутренних сонных артерий, что важно при латероселлярном расположении аденом гипофиза и ревизионных операциях [36, 37]. Дополнительно возможно оценить хиазму, зрительные нервы и А1-сегменты передних мозговых артерий. Инсонацию упрощают большие размеры турецкого седла, образование полости после удаления опухоли и небольшое расстояние от датчика до цели. Затрудняют интерпретацию УЗИ артефакты от воздуха, сгустков крови, гемостатического материала и схожая эхогенность опухоли и гипофиза [38]. Смещение сгустков крови хирургическим инструментом позволяет отличить их от остаточной опухоли [39]. Чувствительность сонографии в обнаружении остаточной аденомы составляет 57 %, специфичность — 91 %, положительная прогностическая ценность — 75 %, отрицательная — 81 % [38].

3D-УЗИ

Представляет собой изображения сразу в трех взаимно перпендикулярных проекциях: аксиальной, сагиттальной и коронарной. Получаемые плоскости изображений идентичны получаемым при МРТ. Это облегчает восприятие мозговых структур. Технически это возможно за счет совмещения с нейронавигацией. При вращении датчика в одной точке под углом 80° формируется 100–200 УЗ-изображений головного мозга. Навигационная система отслеживает положение референтной рамки и формирует 3D-образ. После этого датчик УЗИ больше не нужен, и УЗ-изображения в 3 проекциях можно увидеть на основании положения навигационной указки или другого откалиброванного хирургического инструмента. В результате массивный УЗ-датчик больше не мешает в ране. При необходимости существует возможность переключения в обычный УЗ-режим [9, 40, 41].

Изначально снимки МРТ и сонографии выводили на разные мониторы в операционной. В результате было затруднительно сопоставить их между собой. В процессе развития технологии появилась возможность наслаивания изображений друг на друга на одном экране, что упростило их восприятие и расчет сдвига мозга. Так как оба изображения представлены в черно-белом режиме, для их отличия УЗ-снимки окрашивают зеленым цветом [42].

Совмещение предоперационной МРТ и интраоперационной сонографии в навигации особенно полезно

для хирургов, мало работавших с УЗИ. Снимки МРТ облегчают выполнение краниотомии. Метод показывает целиком весь мозг, а сонография — конкретный его небольшой участок. Но 3D-УЗИ может проводиться и без предоперационной МРТ на основании лишь интраоперационных данных [41].

Применение 3D-УЗИ позволяет обнаружить оставшееся новообразование в 53 % наблюдений. Особенно это актуально при его расположении под нормальным мозгом, что невозможно увидеть в обычный микроскоп. Совмещение сонографии и МРТ в одинаковых проекциях облегчает интерпретацию УЗ-изображений и обучает работе с этим методом [40].

КЛАССИФИКАЦИЯ УЗ-ИЗОБРАЖЕНИЙ

R. Maig и соавт. в 2013 г. предложили классификацию внутримозговых объемных образований по данным УЗИ. Авторы выделили 4 типа. При 0-м типе образование не видно при сонографии, при 1-м цель видна плохо, края слабо дифференцируются. Для 2-го типа характерна хорошая визуализация объекта с нечеткими краями, при 3-м образование и его края четко различимы [43].

При образованиях 1-го и 2-го типов сонография оценивает локализацию, позволяет планировать доступ, но мало эффективна для оценки радикальности резекции. Полноту удаления при УЗИ возможно оценить лишь при 3-м типе отображения.

К новообразованиям 3-го типа относят гемангиобластомы, анапластические глиомы, коллоидные кисты и ганглиоцитомы. Образования 2 и 3-го типов: каверномы, метастазы, гематомы, менингиомы, глиобластомы и абсцессы. Образования 2-го типа: эпендимомы, пилоситарные астроцитомы, ганглиоглиомы, анапластические олигодендроглиомы и лимфомы. Образования 1-го и 2-го типов — это диффузные глиомы низкой степени злокачественности. К 1-му типу относят гранулемы [43].

АВМ в В-режиме выглядят как образования 1-го типа, но в режиме ЦДК и ЭД их градиация повышается до 3-го типа из-за улучшения качества изображения [43].

Указанная классификация позволяет перед операцией оценить возможности и необходимость применения сонографии. Также немалое значение имеет опыт хирурга [43].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

УЗИ является оператор-зависимым методом. Эффективность его применения зависит от качества прибора и опыта нейрохирурга. Использование сонографии во многом обусловлено традициями клиники. При ее частом применении информативность сканирования не уступает интраоперационной МРТ. Но, несмотря на это, классическое УЗИ имеет объективные ограничения.

Новые режимы сканирования созданы для повышения диагностической ценности метода. УЗИ с контрастированием позволяет более точно оценить кровоснабжение опухолей головного мозга, дифференцировать глиомы, исключить их остаточную часть. Эластографию применяют для дифференциального диагноза и демаркации внутримозговых опухолей. Интеграция сонографии с нейронавигацией и 3D-УЗИ облегчают пространственную ориентацию, позволяют купировать сдвиг мозга, повышают удобство работы хирурга и позволяют уменьшить размер краниотомии.

Новые методы УЗ-визуализации применяют нечасто. Их узкое внедрение обусловлено сложностью интерпретации результатов, отсутствием аппаратов, программного обеспечения и применением альтернативных методов интраоперационной визуализации. Знание всех возможностей современной сонографии может повысить ее востребованность в краниальной нейрохирургии.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Unsgaard G., Gronningsaeter A., Ommedal S., Hernes T.A.N. Brain operations guided by real-time two-dimensional ultrasound: new possibilities as a result of improved image quality. *Neurosurgery* 2002;51(2):402–11. DOI: 10.1227/01.NEU.000019873.66709.0D.
2. Васильев С.А., Зуев А.А. Ультразвуковая навигация в хирургии опухолей головного мозга. Часть 1. Нейрохирургия 2010;3:9–13. [Vasiljev S.A., Zuev A.A. Ultrasound navigation in surgery of brain tumors. Part 1. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery* 2010;3:9–13. (In Russ.)].
3. Васильев С.А., Зуев А.А. Ультразвуковая навигация в хирургии опухолей головного мозга. Часть 2. Нейрохирургия 2010;4:16–23. [Vasiljev S.A., Zuev A.A. Ultrasound navigation in surgery of brain tumors. Part 2. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery* 2010;4:16–23. (In Russ.)].
4. Васильев С.А., Сандриков В.А., Зуев А.А. и др. Интраоперационная сонография в хирургии опухолей головного мозга. Нейрохирургия 2009;1:36–43. [Vasiljev S.A., Sandrikov V.A., Zuev A.A. et al. Intraoperative ultrasonography in brain tumors surgery. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery* 2009;1:36–43. (In Russ.)].
5. Ivanov M., Wilkins S., Poeta I., Brodbelt A. Intraoperative ultrasound in neurosurgery — a practical guide. *Br J Neurosurg* 2010;24(5):510–7. DOI: 10.3109/02688697.2010.495165.
6. French L.A., Wild J.J., Neal D. Detection of cerebral tumors by ultrasonic pulses; pilot studies on postmortem material. *Cancer* 1950;3(4):705–8. DOI: 10.1002/1097-0142.
7. Wild J.J., Reid J.M. The effects on biological tissue of 15-mc pulsed ultrasound. *J Acoust Soc Am* 1953;25(2):270–80. DOI: 10.1121/1.1907031.
8. Leksell L. Echo-encephalography. I. Detection of intracranial complications following head injury. *Acta Chir Scand* 1956;110(4):301–15.
9. Gronningsaeter A., Kleven A., Ommedal S. et al. Sonowand, an ultrasound-based

- neuronavigation system. *Neurosurgery* 2000;47(6):1373–9. DOI: 10.1097/00006123-200012000-00021.
10. Scholz M., Noack V., Pechlivanis I. et al. Vibrography during tumor neurosurgery. *J Ultrasound Med Off J Am Inst Ultrasound Med* 2005;24(7):985–92. DOI: 10.7863/jum.2005.24.7.985.
11. Prada F., Bene M.D., Saini M. et al. Intraoperative cerebral angiosonography with ultrasound contrast agents: how I do it. *Acta Neurochir* 2015;157(6):1025–9. DOI: 10.1007/s00701-015-2412-x.
12. Della Pepa G.M., Ius T., La Rocca G. et al. 5-aminolevulinic acid and contrast-enhanced ultrasound: the combination of the two techniques to optimize the extent of resection in glioblastoma surgery. *Neurosurgery* 2020;86(6):E529–40. DOI: 10.1093/neuros/nyaa037.
13. Sidhu P.S., Cantisani V., Dietrich C.F. et al. The EFSUMB guidelines and recommendations for the clinical practice of contrast-enhanced ultrasound (CEUS) in non-hepatic applications: update 2017 (short version). *Ultraschall Med* 2018;39(2):e2–44. DOI: 10.1055/a-0586-1107.
14. Prada F., Perin A., Martegani A. et al. Intraoperative contrast-enhanced ultrasound for brain tumor surgery. *Neurosurgery* 2014;74(5):542–52. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000301.
15. Prada F., Vitale V., Bene M.D. et al. Contrast-enhanced MR imaging *versus* contrast-enhanced US: a comparison in glioblastoma surgery by using intraoperative fusion imaging. *Radiology* 2017;258(1):242–9. DOI: 10.1148/radiol.2017161206.
16. Arlt F., Chalopin C., Muns A. et al. Intraoperative 3D contrast-enhanced ultrasound (CEUS): a prospective study of 50 patients with brain tumours. *Acta Neurochir* 2016;158(4):685–94. DOI: 10.1007/s00701-016-2738-z.
17. Mattei L., Prada F., Marchetti M. et al. Differentiating brain radionecrosis from tumour recurrence: a role for contrast-enhanced ultrasound? *Acta Neurochir* 2017;159(12):2405–8. DOI: 10.1007/s00701-017-3306-x.
18. Lindseth F., Lovstakken L., Rygh O.M. et al. Blood flow imaging: an angle-independent ultrasound modality for intraoperative assessment of flow dynamics in neurovascular surgery. *Operative Neurosurgery* 2009;65(Suppl. 1):149–57. DOI: 10.1227/01.NEU.0000345945.92559.C5.
19. Prada F., Bene M.D., Rampini A. et al. Intraoperative strain elastosonography in brain tumor surgery. *Operative Neurosurgery* 2019;17(2):227–336. DOI: 10.1093/ons/opy323.
20. Chakraborty A., Bamber J.C., Dorward N.L. Preliminary investigation into the use of ultrasound elastography during brain tumour resection. *Ultrasound* 2012;20(1):33–40. DOI: 10.1258/ult.2011.011057.
21. Chauvet D., Imbault M., Capelle L. et al. *In vivo* measurement of brain tumor elasticity using intraoperative shear wave elastography. *Ultraschall Med* 2016;37(6):584–90. DOI: 10.1055/s-0034-1399152.
22. Reinertsen I., Lindseth F., Askeland C. et al. Intra-operative correction of brain-shift. *Acta Neurochir* 2014;156(7):1301–10. DOI: 10.1007/s00701-014-2052-6.
23. Prada F., Bene M.D., Mattei L. et al. Fusion imaging for intra-operative ultrasound-based navigation in neurosurgery. *J Ultrasound* 2014;17(3):243–51. DOI: 10.1007/s40477-014-0111-8.
24. Prada F., Bene M.D., Mattei L. et al. Preoperative magnetic resonance and intraoperative ultrasound fusion imaging for real-time neuronavigation in brain tumor surgery. *Ultraschall Med* 2015;36(2):174–86. DOI: 10.1055/s-0034-1385347.
25. Bal J., Camp S.J., Nandi D. The use of ultrasound in intracranial tumor surgery. *Acta Neurochir* 2016;158(6):1179–85. DOI: 10.1007/s00701-016-2803-7.
26. Jodicke A., Springer T., Boker D.K. Real-time integration of ultrasound into neuro-navigation: technical accuracy using a light-emitting-diode-based navigation system. *Acta Neurochir* 2004;146(11):1211–20. DOI: 10.1007/s00701-004-0352-y.
27. Unsgaard G., Solheim O., Lindseth F., Selbekk T. Intra-operative imaging with 3D ultrasound in neurosurgery. *Acta Neurochir Suppl* 2011;109:181–6. DOI: 10.1007/978-3-211-99651-5_28.
28. Bonsanto M.M., Staubert A., Wirtz C.R. et al. Initial experience with an ultrasound-integrated single-rack neuronavigation system. *Acta Neurochir* 2001;143(11):1127–32. DOI: 10.1007/s007010100003.
29. Moiraghi A., Prada F., Delaidelli A. et al. Navigated intraoperative 2-dimensional ultrasound in high-grade glioma surgery: impact on extent of resection and patient outcome. *Operative Neurosurgery* 2020;18(4):363–73. DOI: 10.1093/ons/opz203.
30. Steno A., Holly V., Mendel P. et al. Navigated 3D-ultrasound *versus* conventional neuronavigation during awake resections of eloquent low-grade gliomas: a comparative study at a single institution. *Acta Neurochir* 2018;160(2):331–42. DOI: 10.1007/s00701-017-3377-8.
31. Muns A., Meixensberger J., Arnold S. et al. Integration of a 3D ultrasound probe into neuronavigation. *Acta Neurochir* 2007;153(7):1529–33. DOI: 10.1007/s00701-011-0994-5.
32. Hartov A., Roberts D.W., Paulsen K.D. A comparative analysis of coregistered ultrasound and magnetic resonance imaging in neurosurgery. *Operative Neurosurgery* 2008;62(Suppl. 1):91–101. DOI: 10.1227/01.NEU.0000296955.22901.8F.
33. Schlaier J.R., Wamnat J., Dorenbeck U. et al. Image fusion of MR images and real-time ultrasonography: evaluation of fusion accuracy combining two commercial instruments, a neuronavigation system and a ultrasound system. *Acta Neurochir* 2004;146(3):271–7. DOI: 10.1007/s00701-003-0155-6.
34. Resch K.D., Schroeder H.W. Endoneurosonography: technique and equipment, anatomy and imaging, and clinical application. *Operative Neurosurgery* 2007;61(Suppl.3):146–59. DOI: 10.1227/01.NEU.0000279994.65459.B5.
35. Motegi H., Kobayashi H., Terasaka S. et al. Application of endoscopic ultrasonography to intraventricular lesions. *Acta Neurochir* 2016;158(1):87–92. DOI: 10.1007/s00701-015-2617-z.
36. Шарипов О.И., Кутин М.А., Калинин П.Л. и др. Опыт применения интраоперационной ультразвуковой доплерографии в эндоскопической трансфеноидальной хирургии. *Вопросы нейрохирургии* 2016;80(2):15–20. [Sharipov O.I., Kutin M.A., Kalinin P.L. et al. Navigation in vascular neurosurgery. *Voprosy neirokhirurgii imeni N.N. Burdenko* 2016;80(2):15–20 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/neiro201680215-20.
37. Ishikawa M., Ota Y., Yoshida N. et al. Endonasal ultrasonography-assisted neuroendoscopic transsphenoidal surgery. *Acta Neurochir* 2015;157(5):863–8. DOI: 10.1007/s00701-015-2382-z.
38. Alomari A., Jaspers C., Reinbold W.D. et al. Use of intraoperative intracavity (direct-contact) ultrasound for resection control in transsphenoidal surgery for pituitary tumors: evaluation of a microsurgical series. *Acta Neurochir* 2019;161(1):109–17. DOI: 10.1007/s00701-018-3747-x.
39. Solheim O., Selbekk T., Lovstakken L. et al. Intracellar ultrasound in transsphenoidal surgery: a novel technique. *Neurosurgery* 2010;66(1):173–86. DOI: 10.1227/01.NEU.0000360571.11582.4F.
40. Unsgaard G., Ommedal S., Muller T. et al. Neuronavigation by intraoperative three-dimensional ultrasound: initial experience during brain tumor resection. *Neurosurgery* 2002;50(4):804–12. DOI: 10.1097/00006123-200204000-00022.
41. Unsgaard G., Rygh O.M., Selbekk T. et al. Intra-operative 3D ultrasound in neurosurgery. *Acta Neurochir* 2006;148(3):235–53. DOI: 10.1007/s00701-005-0688-y.
42. Tirakotai W., Miller D., Heinze S. et al. A novel platform for image-guided ultrasound. *Neurosurgery* 2006;58(4):710–8. DOI: 10.1227/01.NEU.0000204454.52414.7A.
43. Mair R., Heald J., Poeta I., Ivanov M. A practical grading system of ultrasonographic visibility for intracerebral lesions. *Acta Neurochir* 2013;155(12):2293–8. DOI: 10.1007/s00701-013-1868-9.

Вклад авторов

А.Ю. Дмитриев: разработка дизайна исследования, обзор публикаций по теме статьи, написание текста статьи;
В.Г. Дашьян: разработка дизайна исследования, редактирование статьи.

Authors' contributions

A.Yu. Dmitriev: developing the research design, reviewing publications of the article's theme, article writing;
V.G. Dashyan: developing the research design, article editing.

ORCID авторов / ORCID of authors

А.Ю. Дмитриев / A.Yu. Dmitriev: <https://orcid.org/0000-0002-7635-9701>
В.Г. Дашьян / V.G. Dashyan: <https://orcid.org/0000-0002-5847-9435>

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declares no conflict of interest.

Финансирование. Работа выполнена без спонсорской поддержки.

Financing. The work was performed without external funding.

Статья поступила: 29.04.2021. **Принята к публикации:** 15.08.2021.

Article submitted: 29.04.2021. **Accepted for publication:** 15.08.2021.