

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕГИОНАРНОЙ АНЕСТЕЗИИ ПОД УЛЬТРАЗВУКОВЫМ КОНТРОЛЕМ С ПОМОЩЬЮ ИНТЕГРИРОВАННОГО ПРИМЕНЕНИЯ ТРЕХМЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И ФАНТОМОВ

Р. В. БУБНОВ

*Центр ультразвуковой диагностики и интервенционной сонографии клинической больницы
«Феофания» Государственного управлениями делами, Киев*

Описаны новые направления исследований различных видов применения УЗИ с использованием трехмерного моделирования, которые были внедрены в Центре ультразвуковой диагностики и интервенционной сонографии клинической больницы «Феофания» (г. Киев) для перспективных исследований с целью создания модельно-управляемой интервенционной медицины и общей модели знаний о пациенте. Представлены данные использования метода на примере изучения анатомии нервов нижних конечностей при проведении регионарной анестезии под УЗ контролем на трехмерных моделях и фантомах.

Ключевые слова: сонография, блок периферических нервов, регионарная анестезия под УЗ контролем, трехмерное моделирование, фантом, фотограмметрия, кривая обучаемости.

Ультразвуковое исследование (УЗИ, УЗ сканирование, эхография, сонография) — метод получения эхо-изображений отраженного УЗ сигнала от тканей человеческого организма с медицинской диагностической целью. УЗИ как метод медицинской визуализации начало применяться более 40 лет назад, и активно используется в современной медицине. УЗИ рекомендуется специалистами Всемирной организации здравоохранения в качестве основного и часто завершающего этапа в диагностике многих заболеваний.

В настоящее время происходит «тихая» революция, в результате которой все процессы в медицине принимают цифровой формат — дигитализируются [1]. При сравнении диагностической эффективности различных методов непрямого визуализации ультразвуковая стала приобретать качественно новое значение, связанное как с совершенствованием самого метода УЗ визуализации, так и с результатами трехмерной реконструкции, выполненной по сонографическим данным [2]. Наиболее перспективным считается применение данных трехмерного исследования в интраоперационной навигации и компьютерном моделировании инвазивных манипуляций.

Современная хирургия — это самый сложный комплекс составных элементов, где доминирует тенденция значительного снижения травматичности вмешательства, повышения надежности и косметических характеристик. В процессе подготовки к оперативному вмешательству активнее используются доступные визуальные материалы, чаще всего представленные в двухмерном изображении. Современные способы визуальной диагностики — УЗИ, компьютерная томография

(КТ), магниторезонансная томография (МРТ) — позволяют определить точную локализацию патологического очага.

Почти все инвазивные манипуляции могут быть разделены на два этапа: первый — получение доступа к ткани-мишени, а второй — собственно лечебный, с доставкой лечебного средства к цели. Большинство осложнений хирургических манипуляций чаще связано с дефектом прямого доступа, а не с самим вмешательством на объекте. Решение задач оптимизации доступа является наиболее эффективным способом качественного улучшения предоперационной диагностики и повышения точности хирургических манипуляций, который преследует следующие цели:

моделирование конкретных клинических ситуаций, предоперационное планирование;

планирование сложных, ранее не практикуемых интервенционных методик;

повышение доказательности интервенционных методик;

создание виртуальных тренажеров, базы для обучения, научных исследований.

Регионарная анестезия под УЗ контролем. Использование методов УЗ визуализации в регионарной анестезии (РА) вызывает все больший интерес исследователей. С момента выхода первых работ по использованию УЗИ в этой области (1994 г.) опубликовано более чем 1500 исследований в поддержку целесообразности его применения [3].

Последние технические разработки позволяют использовать более высокие частоты ультразвука с достижением лучшего разрешения УЗ изображения, а постпроцессинг повышает удобство для

пользователя. Однако наряду с распространением УЗ контроля в РА широкое использование различных блоков без надлежащей подготовки повышает риск последующих неадекватных результатов, поэтому качественное образование по применению методов РА имеет важное значение.

Есть ряд задач, которые необходимо решить, чтобы РА под УЗ контролем (РАУЗ) стала стандартным методом в будущем. Во-первых, это разработка ряда руководящих принципов для создания учебных программ в ранних сферах практического применения РА, определение уровня навыков и минимальной подготовки, необходимых для достижения определенного уровня компетентности для РАУЗ. Во-вторых, дальнейшее совершенствование технологий УЗИ, необходимых для повышения визуализации мелких нервов, например бокового кожного нерва бедра, глубоко расположенных нервов и т. п.

Визуализация иглы остается проблемой, поэтому следует надеяться на дальнейшее развитие ее сонографических свойств. Вместе с тем, появляется все больше научных исследований для улучшения результатов проведения различных блоков. При РАУЗ остается нерешенным технический вопрос ее выполнения, поскольку процедура требует участия трех рук (одна — для введения иглы, другая — для датчика и третья — для введения катетера). Предлагают специальные ультразвуковые фиксаторы для датчика в условиях операционной, например UltraStand™.

Остается неизученной тема трехмерного моделирования периферических нервов для проведения РА. С. J. С. Cash et al. [4] было проведено УЗ пространственное отображение плечевого сплетения, где в качестве ориентиров использовали сканы подключичной артерии и первого ребра. Есть публикация о виртуальном моделировании РА на основании нарисованных трехмерных моделей и данных МРТ [5]. Сообщается и об использовании РА под контролем трехмерного УЗИ [6].

Трехмерное УЗИ. Метод трехмерной реконструкции УЗ данных на основании пресетов УЗ сканеров широко внедрен в практику, постоянно применяется, в том числе и автором, для визуализации периферических нервов. Но такой способ вряд ли можно рассматривать как полноценный метод получения трехмерного изображения, скорее это способ усовершенствованного представления двумерных данных, над которыми выполняются так называемые «растровые преобразования» (рис. 1). Очевидно, что построение истинных трехмерных изображений возможно только при корректной текстурной сегментации исходных ультрасонограмм [7].

Моделирование интервенционных процедур под контролем УЗИ на фантомах. В клинике «Феофания» созданы специальные фантомы для обучения интервенционным методикам под УЗ контролем, в том числе РАУЗ [8], где точное дифференцирование тубулярных структур является

основой метода. Фантом может быть эффективным как на начальных этапах овладения методикой, так и для экспертов, в том числе при выполнении научно-исследовательских работ [3]. При проведении РАУЗ, кроме усвоения соноанатомии РА, анестезиолог должен отработать два основных практических навыка: возможность согласования иглы для УЗ луча и правильное определение доступа при условии постоянной визуализации иглы. Такие навыки можно получить при выполнении пункций на специально созданных фантомах для интервенционного ультразвука, приспособленных для РА. Обучение на фантомах является первым шагом в учебных программах для усвоения методик интервенционной сонографии.

Цель настоящего исследования заключается в изучении УЗ топографической анатомии нервов нижних конечностей на трехмерных моделях, а также в получении минимальных навыков и подготовки, необходимых для достижения определенного уровня компетентности для регионарной РАУЗ; разработке ряда руководящих принципов для решения учебных программ и сферы практического применения РАУЗ.

В поставленные задачи входят определение воспроизводимой модели ошибок, которые потенциально могли бы помочь в предотвращении ятрогенных повреждений в реальных ситуациях, а также некоторых методологических аспектов при проведении РАУЗ и сравнение результатов различных способов в учебном процессе с применением тренажеров.

Исследование проходило в два этапа.

Первый этап — изучение анатомии нижних конечностей на трехмерных моделях. Был обследован 31 доброволец: 18 женщин и 13 мужчин (средний возраст 34 года, диапазон 21–56 лет). Обследование проводили с помощью портативного УЗ аппарата «Sonosite M-Turbo» с использованием мультисекторных линейного и конвексного датчиков, а также на аппаратах «Hitachi HV900» с функцией соноэластографии с применением линейных и конвексных датчиков. Оценивали УЗ параметры нервов нижних конечностей. Были получены ультрасонографические данные области проведения основных блоков — паховой области (бедренный блок) и области бедра (блок седалищного нерва). Использовали программное обеспечение Mimics 13, 3D doctor и др. для трехмерного моделирования различной направленности — обработки данных, регистрации и сегментации данных УЗИ, КТ, МРТ, фото-, эндоскопических изображений и т. д. с их последующей интеграцией в единую реалистичную виртуальную среду и дальнейшей анимацией по собственной методике [9]. В некоторых случаях не было особой необходимости создавать множество миллиметровых срезов, для создания модели достаточно несколько ракурсов и центрального среза.

На втором этапе в исследование включили 2 группы врачей-анестезиологов по 8 человек.

Участники не имели предыдущего опыта использования интервенционного ультразвука. Проводилась объективная регистрация усвоения навыков путем оценки успешных попыток визуализации нервной структуры куратором и адекватного правильного выполнения пункционного вмешательства под контролем УЗИ с помощью электронного датчика на фантоме. Вычисляли коэффициенты ранговой корреляции Спирмена между двумя группами при визуализации нервов нижних конечностей и выполнении пункции на фантомах разными способами.

Текстурная сегментация ультрасонограмм.

Наиболее сложной с методологической точки зрения в трехмерной УЗ диагностике является проблема автоматизированной текстурной сегментации ультрасонограмм. Именно корректностью выделения на УЗ изображении экспертно значимых зон определяется общая пригодность трехмерных диагностических данных. В то же

время, результаты автоматизированной сегментации УЗ изображений являются весьма скромными и, возможно, недостаточными для построения полноценных векторно-объектных трехмерных сцен. Применение «ручной» экспертной сегментации для получения таких объектов может дать приемлемые результаты, если ее целью является, например, выделение одного объекта, а число двухмерных сечений относительно невелико [10].

Фотограмметрия — это метод, предлагающий новый подход к трехмерному моделированию для создания трехмерных объектов на основе фотографий. Использовались инструменты ImageModeler, 3D Photo Builder Professional и трехмерный лазерный сканер для создания CAD/CAM моделей мелких объектов (рис. 2).

В отдельных случаях, когда не нужна четкость и детализация, считается допустимым создавать модели или отдельные детали в таких программных средствах, как 3DS Max, с последующей интеграцией их с полученными моделями на основании сонографической и с другой медицинской визуальной информацией.

Анимация и захват движения.

Достигнутый аппаратно-программный уровень в дистанционном позиционировании УЗ датчика, накопленный отрицательный и положительный опыт автоматизированной сегментации ультрасонограмм, бурное развитие программ трехмерной анимации, доступных для использования на персональном компьютере средней графической и вычислительной мощности, позволяют обоснованно ставить вопрос о необходимости разработки и клинической апробации приемлемых с практической точки зрения и унифицированных методов трехмерной параметрической анимации на основании УЗ данных.

Захват движения (motion capture — MoCap). Программа REALVIZ Movimento способна захватывать движение нетвердых объектов (человеческое тело, инструменты, движение УЗ изображения) на стадии постобработки, используя для этого синхронизированные изображения. При этом необходимо всего две камеры, которые могут быть как подвижными, так и неподвижными, работать с разной скоростью съемки. Материал можно снимать в любых условиях, а не только в MoCap-студии. Вычисляемые данные, например отслеженное движение точки в разных ракурсах, данные для калибровки камеры, экспортируются в инструментарию 3Ds MAX, Maya, MotionBuilder и другие.

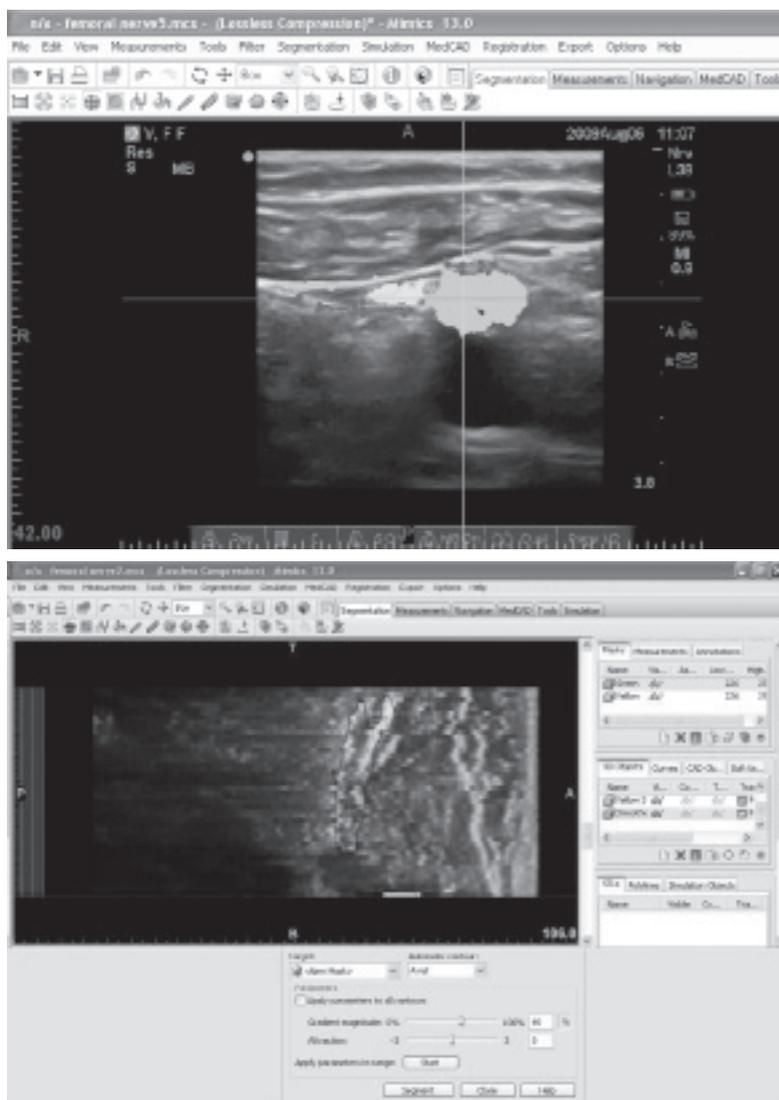


Рис. 1. Трехмерное моделирование бедренного нерва (а, б — многоплоскостное сегментирование УЗ сканов)

Данные анимированной трехмерной среды, полученные вследствие захвата движения, используются для создания виртуального тренажера для РА, а также для исследования стереотипа движений оператора.

Стереоскопические (анаглифные) УЗ изображения. С целью более полного представления визуальной информации был использован разработанный авторами [11] метод создания анаглифных УЗ изображений для представления стереоскопического трехмерного эффекта. Стандартный способ формирования изображений на экране компьютера обеспечивает только 2½D формат. Перспективная проекция, окклюзии и теневые эффекты дают достаточно сильную глубину, но изображение все еще 2D. Для обеспечения более реалистичной 3D перспективы стереографика может использоваться там, где созданы два изображения: для левого глаза и для правого.

В результате проведенных исследований и работ были созданы трехмерные модели бедренного нерва, артерии, вены и их веток, мышц, фасций и других частей тела на основании УЗ данных. В среднем получено 436 срезов для моделирования бедренного нерва и 523 — для седалищного. Модели кожи, некоторых мышц были получены с помощью фотограмметрии и обработки данных КТ и МРТ, инструментов — на основании фотограмметрии; модели объединены в единой трехмерной среде. Были использованы основные приемы анимации, в том числе принцип захвата движения. Также в работе проведена антропометрия и исследована синтопия [12].

Площадь поперечного среза нерва измерялась с использованием формулы:

$$\begin{aligned} \text{площадь нерва} &= \\ &= \text{толщина (мм)} \times \text{ширина (мм)} \times \pi/4 \text{ (мм}^2\text{)}. \end{aligned}$$

Площадь нерва можно также измерять методом трассирования при неправильной форме нерва.

Седалищный нерв. Средние параметры седалищного нерва были следующими. Диаметр — $7,3 \pm 1$ мм (диапазон 5–8 мм) в правой конечности и $6,9 \pm 0,8$ мм (диапазон 6–8 мм) в левой; площадь нерва — $36,5 \pm 7$ мм² на уровне средней трети бедра; расстояние от нервов (средняя треть бедра) из кожи с заднего доступа бедра — $3,4 \pm 0,7$ см, (диапазон 2–5 см); диаметр тиббиальной порции — 5,4 мм (диапазон 4,5–6,2 мм), перонеальной порции — 3,5 мм (диапазон 3–4,1 мм); фасцикул — 0,1–0,9 мм, что достаточно для визуализации аппаратами среднего класса. Среднее расстояние до нерва с латерального доступа в дистальном сегменте (чаще место для блока) составляло 28 мм (диапазон 23–40 мм).

Бедренный нерв. Площадь бедренного нерва ниже пупартовой связки в среднем была 23 мм², выше — 21 мм². Разница, вероятно, обусловлена большим количеством окружающих мягких тканей. Диаметр фасцикул находился в пределах



Рис. 2. Реалистичное трехмерное моделирование поверхности тела с помощью метода фотограмметрии для создания каркаса модели и сонотопирования

0,1–0,7 мм. Среднее расстояние до нерва из переднего доступа на 10 мм ниже пупартовой связки (место для блока) — 16 мм (диапазон 10–38 мм). Бедренный нерв у бедренной артерии имеет в поперечном сечении веретено-, яйцевидную или треугольную форму. Овальная форма нерва наблюдалась в 67,5% случаев в супраингвинальном отделе и в 95% — в инфраингвинальном, треугольная форма — соответственно в 32,5 и 5%. При компрессии нерва трансдюсером он изменял форму за счет гетерогенного строения (формируется несколькими нервными пучками и ветвями). Нерв непосредственно прилегал к артерии в 15% случаев, был отделен от нее максимально на 5 мм в 62,5% случаев и более 5 мм — в 17,5%.

УЗ отличие нерва от прилегающих структур, таких как крупные сухожилия поясничной мышцы и сухожильные структуры на медиальной границе дистального отдела подвздошной мышцы, можно проводить благодаря анализу топографической конфигурации и использованию УЗ приемов дифференцирования нерва и сухожилия [12]. Анизотропия при наклоне датчика используется для подтверждения структуры нерва. Эхогенность внешней оболочки нерва визуализируется более четко, когда она непосредственно прилегает к более гипоэхогенным тканям, таким как мышцы и сосуды, и уменьшается при окружении жировой тканью за счет снижения контрастности и повышения звукопоглощения.

Прямая визуализация нерва может осложняться вследствие феномена анизотропии, который выявляется и в поясничной фасции, покрывающей нерв и поясничную мышцу, а также за счет прилегающей жировой ткани, наличия латеральной огибающей артерии бедра (*a. lateralis femoris circumflexa*), глубины залегания нерва. Эта особенность осложняет УЗ дифференциацию нерва и сегментирование в программах трехмерного

моделирования. Визуализация в трехмерной среде и разноплоскостное сегментирование помогают выделять нерв в течении и создавать его модель (рис. 1).

В бедренном треугольнике проходит латеральная огибающая артерия бедра, которая часто лежит между ветвями бедренного нерва в проекции места пункции для бедренного блока. Учет анатомии этой артерии является полезным для повышения безопасности бедренного блока [13]. Хотя пункции артерии редки, есть документированные случаи пункции артерии с нежелательным системным действием анестетика. Исходя из этого S. M. Klein et al. [14] рекомендуют выполнять блок выше прохождения латеральной огибающей артерии бедра, т. е. на уровне паховой складки или несколько выше (рис. 3). Преимущественно артерия проходит на уровне разделения бедренной артерии на поверхностную и глубокую ветви. Есть разные варианты расположения артерии, например, она может лежать очень близко к бедренному нерву и пересекать его на уровне паховой складки. На основании собственных моделей можно оценить типичное положение латеральной огибающей артерии бедра на уровне разделения бедренной артерии на поверхностную и глубокую ветви, расположенные дорзальнее бедренного нерва, плотно прилегающие к нему и пересекающие нерв на уровне паховой складки. Существуют варианты отхождения артерии: непосредственно от бедренной артерии, ниже глубокой артерии бедра или удвоение артерии от поверхностной и глубокой артерий бедра. Артерия в типичных случаях распадается на две или три ветви глубже портняжной мышцы, затем проходит латеральнее, кровоснабжая верхние отделы латеральных мышц

бедра. Латеральная огибающая артерия бедра залегает на глубине в среднем 1,7 см. По нашим данным, диаметр артерии в среднем составляет треть от диаметра бедренной артерии. В 80% случаев артерия проходит между поверхностными и глубокими ветвями бедренного нерва, в других случаях — глубже всех ветвей бедренного нерва.

Фасциальный футляр вокруг нерва формируется сразу при выходе его из поясничной мышцы и продолжается до уровня, который несколько ниже паховой связки (рис. 4). Эта анатомическая особенность объясняет проксимальное распространение анестетика при дистальном введении, что позволяет блокировать и другие ветви поясничного сплетения, например, запирающий нерв и латеральный кожный нерв бедра (блок «3 в одном»). До 5–8 см ниже пупартовой связки нерв покрыт поясничной и широкой фасциями, ниже этого уровня — только широкой. Из опыта автора известно, что нерв и часто его отдельные пучки имеют собственные фасциальные оболочки, не входящие в анатомическую номенклатуру. Это проявляется при гидропрепарировании по собственной методике [15].

Все врачи успешно прошли 5 визуализационных и интервенционных испытаний (таблица). Один врач не смог визуализировать седалищный нерв. В обеих группах наблюдалось улучшение на второй и третьей попытке. Наиболее распространенной ошибкой, которая зарегистрирована у 5 из 8 врачей, была потеря визуализации иглы при продвижении. Это привело к чрезмерной глубине ее проникновения.

Таким образом в информационно зависимой практике интервенционной радиологии и, в частности, сонографии целесообразно стремиться

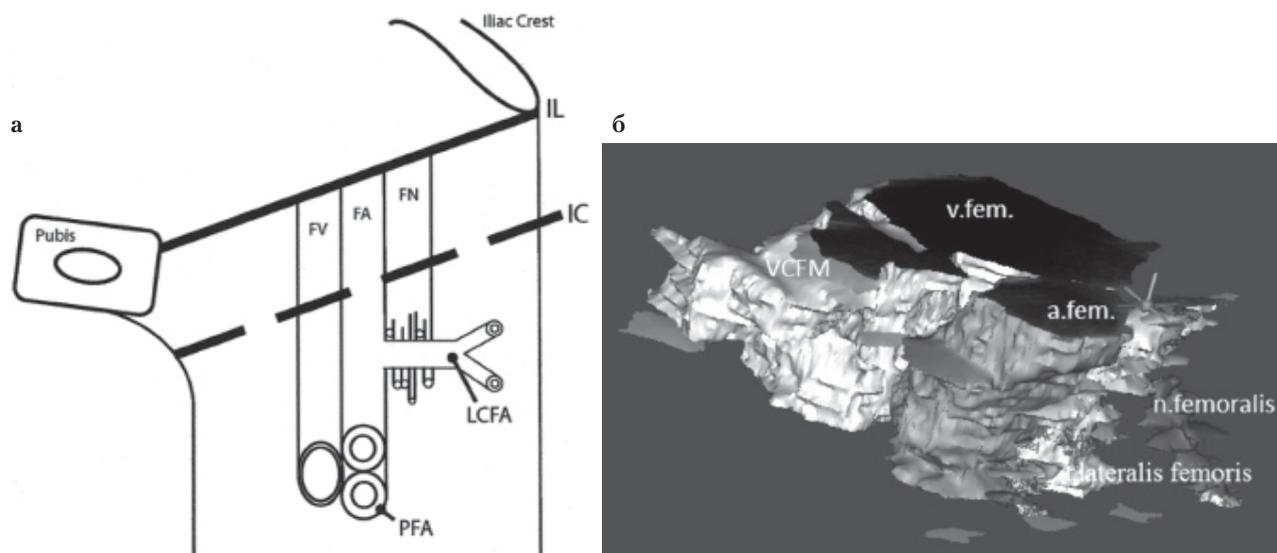


Рис. 3. Расположение сосудистых и нервных структур бедра: а — схема топографического расположения латеральной огибающей артерии бедра (LCFA): бедренный нерв (FN), бедренная артерия (FA), пупартова связка (IL), паховая складка (IC), бедренная вена (FV), глубокая артерия бедра (PFA); б — трехмерное моделирование расположения сосудистых и нервных структур при выполнении бедренного блока

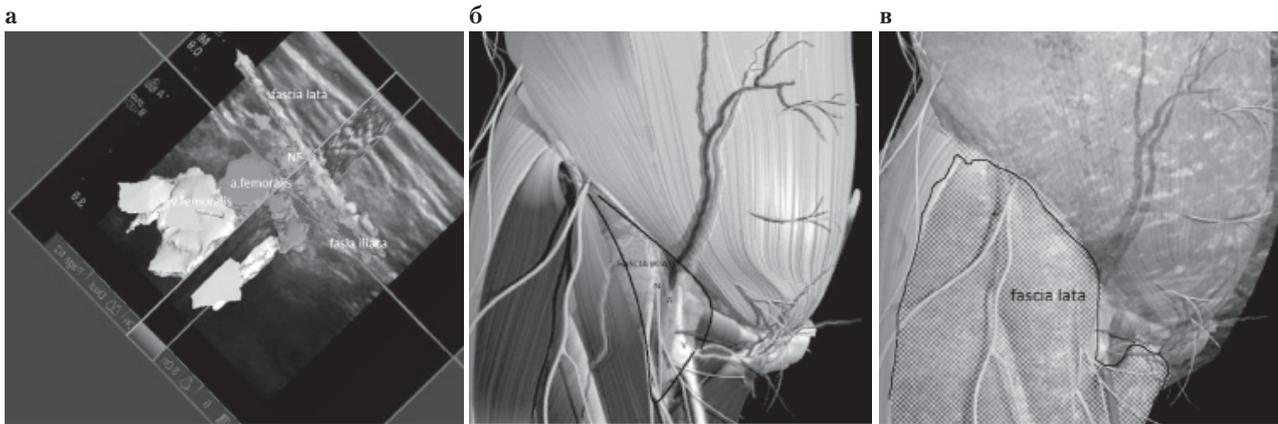


Рис. 4. Визуализация расположения нерва, сосудов и фасциальных листков: а — на созданной модели, б, в — на анатомических схемах

к модельно-управляемому принятию интеллектуальных решений в диагностике и терапии. Изготовление виртуальных трехмерных моделей эффективно для изучения индивидуальной анатомии при предманипуляционном планировании конкретных клинических ситуаций, а также для обучения и внедрения новых интервенционных методик, в том числе регионарной анестезии под УЗ контролем. Врачи анестезиологи без предварительного опыта в УЗ диагностике могут быстро освоить интервенционные манипуляции под УЗ контролем и повысить точность их выполнения в моделируемой ситуации с использованием фантомов. При сравнении результатов способов обучения статистически достоверно сложнее овладеть методикой визуализации седалищного нерва и выполнить пункции в продольном сканировании. У начинающих врачей основной ошибкой является продвижение иглы без должной визуализации с помощью УЗ луча, что приводит к ошибке пункции и может вызвать ятрогенную травму в клинических условиях.

Литература

1. Бубнов Р. В. Ультразвуковая диагностика: в майбутне через інноваційні технології // Винахідник.— 2009.— № 10.— С. 28–37.
2. Robb R. A. Three-Dimensional Biomedical Imaging. Principles and Practice.— N. Y.: VCH Publishers, 1995.— 213 p.
3. Бубнов Р. В. Ультразвуковой контроль проведения регионарной анестезии при операциях на нижних конечностях // Междунар. мед. журн.— 2010.— № 1.— С. 99–103.
4. Spatial mapping of the brachial plexus using three-dimensional ultrasound / C. J. C. Cash, M. Sardesai, L. H. Berman, M. J. Herrick et al. // Br. J. of Radiology.— 2005.— № 78.— P. 1086–1094.
5. Virtual reality-based simulator for training in regional anaesthesia / O. Grottke, A. Ntomba, S. Ullrich, W. Liao et al. // Br. J. of Anaesthesia.— 2009.— № 103 (4)— P. 594–600.
6. Real-time 3-dimensional ultrasound-assisted infraclavicular brachial plexus catheter placement: implications of a new technology anesthesiology research and practice / S. R. Clendenen, C. B. Robards, N. J. Clendenen et al. // Anesthesiol. Res. Pract.— 2010.— № 2.— P. 11–15.
7. Wang S. L., Sehgal C. M., Sutton M. S. Quantitation of organ symmetry by diagnostic ultrasonic imaging: a group theoretical approach // Med. Phys.— 1995.— Vol. 22 (10)— P. 1611–1618.
8. Экспериментальное определение основных характеристик ультразвуковых преобразователей / Ю. С. Синекоп, А. И. Мухомор, Р. В. Бубнов и др. // Электроника и связь.— 2010.— № 5.— С. 38–45.
9. Пат. № U2011 00988, Україна. Спосіб інтегрованого тривимірного моделювання біомедичних об'єктів / Бубнов Р. В.— Вх. № 775247 від 31.01.2011.
10. Диагностические возможности трехмерного ультразвукового исследования / С. А. Панфилов,

Сравнительные результаты способов обучения при визуализации нервов нижних конечностей и выполнении пункции на фантомах

Этап обучения	Попытки испытаний				
	1-я	2-я	3-я	4-я	5-я
Визуализация бедренного нерва, $n = 8$ чел.	4	5	7	7	8
Визуализация седалищного нерва, $n = 8$ чел.	2	3	4	5	7
Пункция в поперечном сканировании (out of plane), $n = 8$ чел.	3	6	6	7	8
Пункция в продольном сканировании (in plane), $n = 8$ чел.	2	4	7	8	8

Примечание. Коэффициент ранговой корреляции Спирмена: $r = 0,9$ для визуализации, $r = 0,8$ для пункции ($p > 0,05$).

- О. М. Фомичев, М. В. Тарасов, Р. А. Магомедов // Визуализация в клинике.— 2000.— № 16.— С. 24–29.
11. Пат. № U 2011 02898, Україна. Спосіб стереоскопічних зображень біомедичних об'єктів / Бубнов Р. В., Кисельова О. Г.— Вх. № 790312 від 12.03.2011.
12. Пат. № 51375 U, Україна, МПКА61В 8/00. Спосіб візуалізації сідничного нерва / Абдуллаєв Р. Я., Бубнов Р. В.— № U 201001476, подана 12.02.2010. Опубл. 12.07.2010. Бюл. № 13.— 12 с.
13. Orebaugh S. L. The femoral nerve and its relationship to the lateral circumflex femoral artery // Anesth. Analg.— 2006.— Vol. 102.— P. 1859–1862.
14. Successful resuscitation after ropivacaine-induced ventricular fibrillation / S. M. Klein, T. Pierce, Y. Rubin et al. // Anesth. Analg.— 2003.— Vol. 97.— P. 901–903.
15. Пат. № 53237 U, Україна, МПК А61В 8/00 А61В 8/06. Спосіб візуалізації периферійної нервової системи для контролю регіонарної анестезії / Бубнов Р. В., Строкань А. М.— № U 2010004913, подана 23.04.2010. Опубл. 27.09.2010. Бюл. № 18.— 4 с.

МОДЕЛЮВАННЯ РЕГІОНАРНОЇ АНЕСТЕЗІЇ ПІД УЛЬТРАЗВУКОВИМ КОНТРОЛЕМ ЗА ДОПОМОГОЮ ІНТЕГРОВАНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ТРИВИМІРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ І ФАНТОМІВ

Р. В. БУБНОВ

Описано нові напрями досліджень різних видів застосування УЗД з використанням тривимірного моделювання, які були впроваджені в Центрі ультразвукової діагностики та інтервенційної сонографії клінічної лікарні «Феофанія» (м. Київ) для перспективних досліджень з метою створення модельно-керованої інтервенційної медицини та загальної моделі знань про пацієнта. Представлено дані використання методу на прикладі вивчення анатомії нервів нижніх кінцівок під час проведення регіонарної анестезії під УЗ контролем на тривимірних моделях і фантомах.

Ключові слова: сонографія, блок периферичних нервів, регіонарна анестезія під УЗ контролем, тривимірне моделювання, фантом, фотограмметрія, навчальна крива.

SIMULATION OF REGIONAL ANESTHESIA UNDER ULTRASOUND CONTROL USING INTEGRATED APPLICATION OF THREE DIMENSIONAL TECHNOLOGIES AND PHANTOMS

R. V. BUBNOV

New trends in investigation of various types of ultrasonography application with the use of three-dimensional simulation which were introduced in the Center of radiation diagnosis and interventional sonography of Feiofania Clinical Hospital (Kyiv) for prospective investigation with the purpose to created model-guided intervention medicine and general model of knowledge about the patient are described. The data about the use of the method by the example of the study of the anatomy of the nerves of lower extremities at regional anesthesia under ultrasound control are presented on three dimensional models and phantoms.

Key words: ultrasonography, peripheral nerve block, regional anesthesia under ultrasound control, three-dimensional simulation, phantom, photogrammetry, educability curve.

Поступила 16.03.2011