

ПРИКЛАДНАЯ МИКРОСКОПИЯ

УДК 681.785

ОТОЖДЕСТВЛЕНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ПОМОЩЬЮ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫХ МИКРОСИСТЕМ

© 2011 г. С. М. Латыев*, доктор техн. наук; Д. В. Шпаков*, А. Г. Егоров*; С. А. Чугунов**;
В. А. Волчков***, доктор мед. наук

* Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий,
механики и оптики, Санкт-Петербург

** ООО “ЛОМО-ФОТОНИКА”, Санкт-Петербург

*** Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова,
Санкт-Петербург

E-mail: kipor@mail.ru

В статье рассматриваются телекоммуникационные способы и устройства, основанные на функциональных узлах микроскопов, для верификации (отождествления) расположения конца медицинской иглы в биологических тканях в процессе проведения медицинских операций.

Ключевые слова: биологические ткани, анестезия, эпидуральное пространство, пункционная игла, микрообъектив, световод, видеонасадка.

Коды OCIS: 170.3890

Поступила в редакцию 01.04.2010

Введение

В настоящий момент повышение информативности и безопасности диагностических манипуляций (пункция эпидурального пространства, взятие материала для морфологических исследований и прочее), проводимых вблизи жизненно важных органов (центральная нервная система, легкие, сердце, поджелудочная железа), требует применения современных, высокотехнологичных и малоинвазивных приборов. Получение интересующей достоверной информации возможно с помощью тонкой иглы без нанесения больших травм и разрезов обследуемого больного. Однако при этом существует проблема верификации расположения наконечника иглы в биологических тканях *in vivo*. Особенно актуальной она является при проведении эпидуральной анестезии.

Эпидуральным пространством (*Epidural space*) называется внутренняя полость, заключенная в позвоночном канале и в виде узкой щели окружающая твердую оболочку спинного мозга (*Dura mater*), рис. 1 [1]. Максимальный размер эпидуральное пространство имеет в поясничном

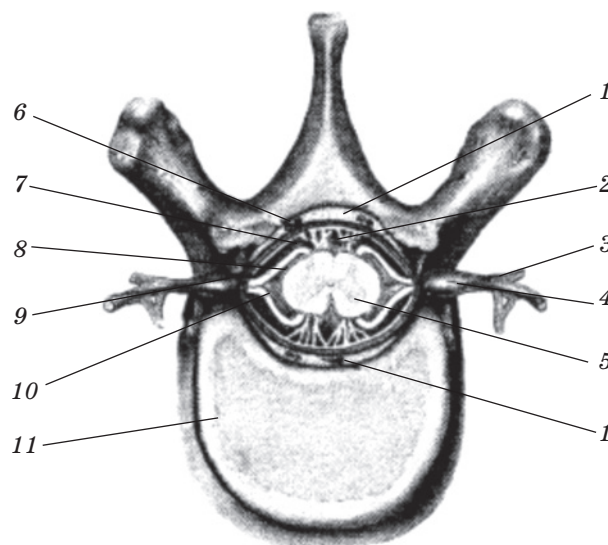


Рис. 1. Поперечное сечение позвоночного канала. 1 – эпидуральное пространство, 2 – субарахноидальное пространство, 3 – спинальный нерв, 4 – ганглий заднего корешка, 5 – спинной мозг, 6 – твердая мозговая оболочка; 7 – паукообразная мозговая оболочка, 8 – мягкая мозговая оболочка, 9 – задний корешок, 10 – передний корешок, 11 – кость позвонка.

отделе позвоночника в среднем 5–7 мм, а в шейном и грудном 2–4 мм.

При проведении анестезии необходимо пунктировать эпидуральное пространство так, чтобы не повредить твердую мозговую оболочку (ТМО). Опыт анестезиолога, владение мануальными навыками даже для многоопытных специалистов не позволяет исключить пункции ТМО, достигающей 0,6–0,8% [2], при существующих мануальных методах верификации эпидурального пространства [3].

В данной статье рассматриваются оптические методы и устройства верификации положения наконечника пункционной иглы в биологической ткани эпидурального пространства больных при проведении эпидуральной анестезии.

Способы верификации положения конца иглы в эпидуральном пространстве

Оптические телекоммуникационные способы

В работе [4] были предложены оптические методы идентификации эпидурального пространства на основе оптического световода, вставляемого в просвет медицинской иглы. Дистальный полированный конец световода совпадает с концом иглы и имеет такую же форму среза. По этому световоду оптическое излучение подводится к концу иглы, а отраженный свет возвращается обратно для верификации расположения конца иглы в искомой биологической ткани.

Способы верификации могут быть различны и основаны на анализе изображения тканей, прилегающих к концу иглы, на анализе значения интенсивности отраженного излучения или на анализе его спектральных характеристик. Так как внутренние диаметры пункционных игл не превосходят 0,5–1,0 мм, то волоконно-оптические жгуты (граданы) также имеют небольшие диаметры, что предопределяет использование микрообъективов для проекции отраженного оптического излучения на ПЗС-матрицу или фотоприемник. Полученное изображение или графики интенсивности излучения по мере продвижения конца иглы в биологических тканях передаются на компьютерный или телевизионный монитор, установленный на удобном расстоянии от врача.

Использование оптических методов, переводящих субъективные ощущения врача в объективную информацию о положении на-

конечника иглы в биологических тканях, позволит избежать наиболее опасного осложнения – перфорации *dura mater* и повысить эффективность обучения анестезиологической практике.

Отображающие устройства верификации

Исследования макетов устройств, создающих изображение ткани, показали, что освещение ткани с помощью светоделительных элементов не позволяет получить удовлетворительное качество изображения из-за большого количества бликов от торца волокна и потерь света. Поэтому были разработаны функциональные схемы устройств с косым освещением, одна из которых представлена на рис. 2а.

О достижении концом иглы эпидурального пространства (или другой биологической ткани) врач судит по структуре и цвету изображения ткани, прилегающей к полированному торцу дистального конца световода, которое переносится световодом на полированный торец проксимального конца, с которого проектируется микрообъективом 4 на ПЗС-матрицу 7 и отображается на мониторе 8 компьютера или телевизора.

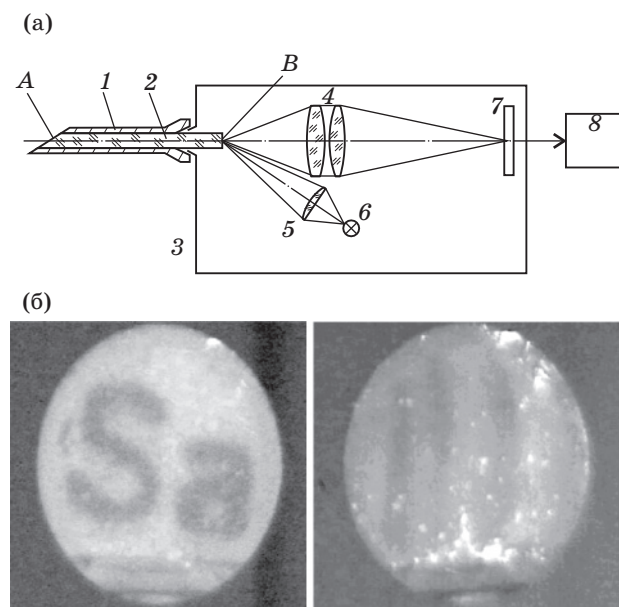


Рис. 2. Отображающее устройство: а – функциональная схема; б – изображение тест-объектов. А – дистальный торец иглы (оптического жгута), 1 – игла, 2 – волоконно-оптический жгут для передачи изображения с равномерной укладкой волокон, 3 – корпус, 4 – проекционный микрообъектив, 5 – конденсор, 6 – источник света (белый светодиод или миниатюрная лампа накаливания), 7 – ПЗС-матрица, 8 – монитор.

Используемый световод должен быть изображающим, то есть иметь регулярную укладку волокон и иметь возможность удаляться из павильона иглы после верификации ткани (субстрата), для того, чтобы к игле присоединить шприц, либо установить катетер.

На рис. 2б представлены изображения объектов (текста и биологической ткани), прилегающих к концу иглы и совмещенному с ним полированному торцу дистального конца световода (диаметром 1 мм), полученным с помощью построенного по этой схеме макета.

Схема с косым освещением позволяет избавиться от бликов, но в ней невозможно эффективно реализовать апертуры системы подсветки и микрообъектива. В связи с этим была разработана функциональная схема устройства с темнопольным освещением торца световода с помощью эпиобъектива и осветителя отраженного света. Для макетирования устройства использовалась видеонасадка от микровизора μ Vizo-103 [5].

На рис. 3а представлена функциональная схема устройства, на рис. 3б – ее действующий макет. Все основные функциональные устройства и элементы макета серийно производятся фирмой ОАО “ЛОМО”.

Исследования макета с использованием технических объектов наблюдения и биологических тканей показали, что он обладает доста-

точной разрешающей способностью и хорошо передает цвета исследуемых образцов.

Устройства верификации на основе анализа отраженного излучения

Устройства верификации, основанные на анализе интенсивности излучения, отраженного от ткани (субстрата) или анализе его спектральных характеристик, не требуют изображающего световода с хорошей разрешающей способностью. Световод может иметь нерегулярную укладку волокон и быть выполнен из полимера. Это существенно уменьшает стоимость и упрощает оптическую схему устройства.

Так как различные биологические ткани имеют различные коэффициенты поглощения, отражения и другие спектральные характеристики оптического излучения для различных длин волн света [6], то интенсивность и спектральный состав отраженного излучения будут для них различны, при последовательном прохождении эпидуральной иглой.

По данной схеме был собран и испытан макет для верификации эпидурального пространства на животных (рис. 4).

На рис. 5 представлены графики изменения уровня сигнала с фотоприемника 8 при последовательном прохождении иглой кожи, жировой ткани, мышечной ткани, межкостистой связ-

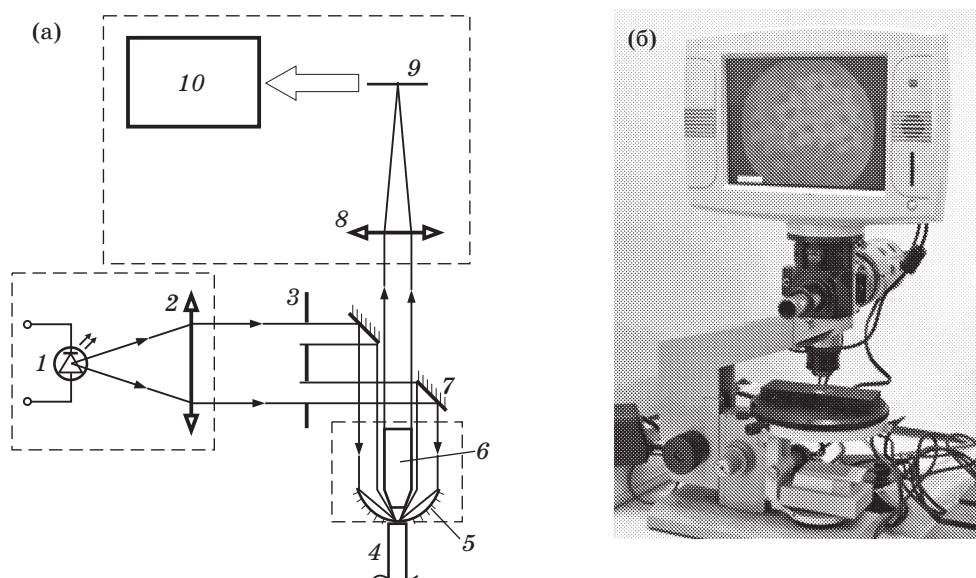


Рис. 3 Устройство верификации: а – функциональная схема; б – макет устройства. 1 – светодиод, 2 – конденсор, 3 – диафрагма темного поля, 4 – оптический жгут с регулярной укладкой, 5 – эпиобъектив, 6 – микрообъектив, 7 – кольцевое зеркало, 8 – тубусная линза, 9 – ПЗС-матрица, 10 – блок обработки и вывода изображения.

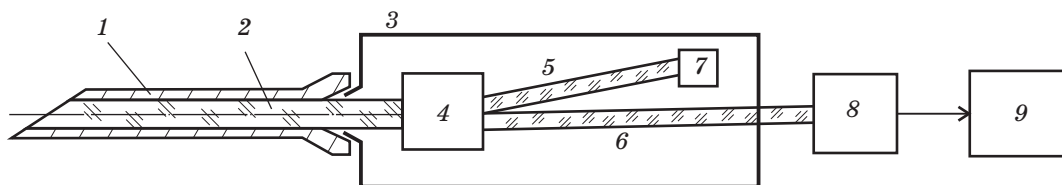


Рис. 4. Функциональная схема устройства основанного на анализе интенсивности излучения. Здесь световод 2 выполнен из полимера и имеет разветвитель 4, по одному жгуту которого 5 производится подсветка от белого или цветных коммутируемых светодиодов 7, а по другому жгуту 6 отраженное излучение попадает на фотоприемник 8. Результат измерений обрабатывается с помощью компьютерной программы и поступает в виде графиков на дисплей 9 в реальном масштабе времени.

ки, желтой связки, достижении эпидурального пространства, твердой мозговой оболочки. Как видно из графиков, уровень сигнала фотоприемника при работе в различных спектральных диапазонах излучения (красный, зеленый, синий светодиоды) существенно различен.

Падение уровня сигнала с фотоприемника при нахождении конца иглы в эпидуральном пространстве (53 мм) обусловлено тем, что ткань эпидурального пространства представляет собой субстрат, обладающий большим коэффициентом поглощения излучения.

В настоящее время проходит испытания макет устройства на основе малогабаритного спектрометра USB 650 компании *Ocean Optics*.

Для верификации жидких и желеобразных биологических тканей (субстратов) может быть использован эффект нарушения угла полного внутреннего отражения от полированного торца световода. Угол полного внутреннего от-

ражения ω_0 , определяется для падающего на торец световода оптического излучения (рис. 6) известным соотношением:

$$\sin \omega_0 = n_1/n_2,$$

где n_1 – показатель преломления внешней среды, n_2 – показатель преломления световода. Для случая, когда торец световода находится в воздухе $n_1 = 1$, угол полного внутреннего отражения для световода, выполненного из полимера с $n_2 = 1,49$, будет равен значению $\omega_0 \approx 42^\circ$.

Биологическая ткань эпидурального пространства включает соединительную ткань, жир, сосуды и имеет показатель преломления в диапазоне $n_1 \approx 1,3-1,4$, поэтому для световода, выполненного из полимера с $n_2 = 1,49$, угол полного внутреннего отражения находится в пределах $\omega_0 \approx 60^\circ-70^\circ$.

Таким образом, если торец световода выполнить под углом α в диапазоне большим угла полного внутреннего отражения в случае, когда он находится в воздухе, и меньшим угла полного внутреннего отражения в случае, когда он находится в ткани эпидурального пространства, то есть:

$$\arcsin(1/n_2) < \alpha < \arcsin(n_1/n_2),$$

то из-за нарушения угла полного внутреннего отражения в момент вхождения конца иглы (световода) в эту ткань (жидкость), значительная часть света будет распространяться в эту ткань, доля отраженного излучения резко уменьшается и амплитуда сигнала с фотоприемника падает до минимального значения.

Биологическая ткань, по ходу иглы находящаяся перед эпидуральным пространством (мышечная, надостистая, межкостистая, желтая связка), имеет более плотную консистенцию, в меньшей степени смачивает полированный торец световода, например кровью, является прак-

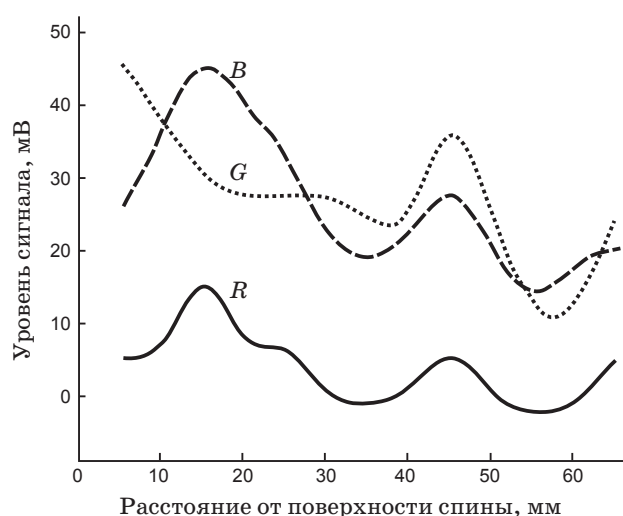


Рис. 5. Результат верификации эпидурального пространства животного. Спектральные области: R – красная, G – зеленая, B – синяя.

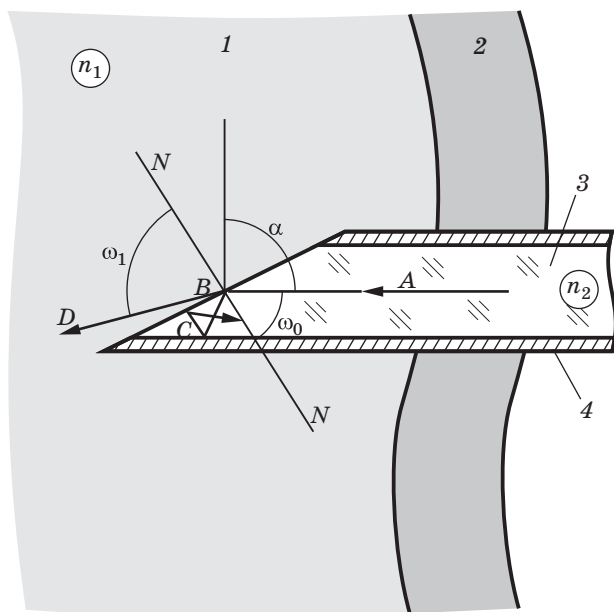


Рис. 6. Метод, основанный на потере полного внутреннего отражения.

тически непрозрачной для видимого диапазона длин волн света.

Поэтому (рис. 6), пока конец иглы находится, например, в тканях межкостистой и желтой связок 2, световой луч AB , падающий на торец световода, выполненный под углом α , претерпевает полное внутреннее отражение, отклоняется по направлению BC и далее значительная его часть после многократных отражений от стенок и торца световода возвращается обратно и попадает на фотоприемник. Когда конец иглы попадает в эпидуральное пространство, полного внутреннего отражения не происходит и сигнал с фотоприемника резко уменьшается. Это и

определяет местонахождение конца введенной иглы.

Заключение

Исследование оптических методов и макетов устройств для верификации эпидурального пространства на биомоделях показало их работоспособность и возможность использования для других аналогичных случаев в медицинской практике. Планируется продолжение исследований с целью определения оптимального спектрального диапазона излучения для различных биотканей и жидкостей, а также оптимизация конструкций устройств.

ЛИТЕРАТУРА

1. www.med.azeriweb.com
2. Светлов В.А., Козлов С.П. Опасности и осложнения центральных сегментарных блоков // Анестезиология и реаниматология. 2000. № 5. 82 с.
3. Морган мл. Д.Э., Мэгис С. Михаил. Клиническая анестезиология. М., СПб. 1998. С. 303–304.
4. Латышев С.М., Шпаков Д.В., Волчков В.А., Пуйша Э.А., Молленхауер О. О возможности идентификации эпидурального пространства в анестезиологической практике оптическими методами // Оптический журнал. 2002. Т. 69. № 4. С. 85–87.
5. Белашенков Н.Р., Калинина Т.Ф., Лопатин А.И., Скобелева Н.Б., Тютрюмова Т.В. Микровизоры – новое поколение цифровых микроскопов // Оптический журнал. 2009. Т. 76. № 10. С. 52–57.
6. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Буй Л.М., Артишевская Н.И., Пригун И.П., Севковский Я.И., Мохорт Т.В., Ломоносова И.А., Савченко М.А. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК областях спектра // Оптический журнал. 1997. Т. 64. № 3. С. 34–38.