

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОДПОВЕРХНОСТНЫХ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ УДАЛЕНИИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А.М. Уденеев

АО МИЛТА – Производственно-конструкторское
предприятие гуманитарных информационных технологий, Москва

Цель: Исследование возможности обнаружения подповерхностных кровеносных сосудов головного мозга методом эндоскопии в красной и ближней инфракрасной области спектра во время проведения операций по удалению опухолей головного мозга.

Материал и методы: В работе был применён экспериментальный макет, имитирующий геометрию эндоскопической операции по удалению опухоли головного мозга. Макет выполняет подсветку операционного поля излучением из “диагностического окна” спектра электромагнитного излучения (650–1000 нм) и фотографирует операционное поле, после чего осуществляется программное увеличение контраста изображения и поиск на нём кровеносных сосудов.

В качестве образцов тканей мозга применяются кусочки коровьего мозга, а в качестве кровеносного сосуда – отрезок тонкостенной прозрачной пластиковой трубочки с внутренним диаметром 1 мм, заполненный коровьей кровью и располагаемый на различных глубинах.

Результаты: В ходе экспериментов получена серия фотографий образцов коровьего мозга с расположенными на различных глубинах искусственными кровеносными сосудами. Для каждой фотографии программно увеличен контраст и проведено распознавание кровеносного сосуда.

Заключение: Серия экспериментов продемонстрировала возможность обнаружения кровеносного сосуда диаметром 1 мм на глубине 2 мм или 3 мм в тканях мозга методом эндоскопии в красной и ближней инфракрасной области спектра. Глубина 3 мм является достаточной для заблаговременного обнаружения сосуда при проведении эндоскопической операции по удалению опухолей головного мозга.

Ключевые слова: *мозг, опухоль, картирование, спектрофотометрия, кровеносный сосуд, эндоскопическая хирургия, хирургическая навигация*

DOI: 10.52775/1810-200X-2021-91-3-55-66

Введение

Опухолевые заболевания центральной нервной системы – актуальная проблема современной медицины. По данным статистики, ежегодно в США регистрируется около 350 тыс. новых случаев [1]. Превалирующие

типы опухолей – менингиома (36,6 % случаев) и глиома (24,7 % случаев). При этом на глиомы приходится 74,4 % случаев злокачественных опухолей мозга [1]. По другим данным, ежегодно регистрируется от 10 до 100 тыс. новых случаев глиом и 13 тыс. смертельных исходов [2, 3]. 18-месячный период выживаемо-

сти пациентов со степенью удаления опухоли 18–34 % делает глиому одним из самых летальных видов рака [4]. В настоящее время, несмотря на развитие химио- и лучевой терапии, хирургическое вмешательство остаётся главным методом лечения рака мозга [2, 5–8].

Обусловлено это неспособностью большинства химических препаратов проходить через функционирующий гематоэнцефалический барьер и побочными действиями лучевой терапии [9–11].

Главная цель хирургических вмешательств в лечении злокачественных новообразований: 1) максимально полное удаление опухолевой ткани при 2) максимальном сохранении окружающих здоровых тканей, в особенности – кровеносных сосудов [5, 7, 12–18].

Первый пункт обусловлен тем, что клетки неполностью удалённой опухоли продолжают размножаться, приводя к рецидивам [19–21]. Отметим, что задача полного удаления опухоли усложняется тем, что её границы нерегулярны и имеют прорастающий характер [22–24].

Второй пункт очевиден: интраоперативное повреждение крупных кровеносных сосудов может вызвать опасное для жизни кровотечение, а также лишить кровоснабжения тот или иной участок мозга, что тоже смертельно опасно, а в случае выживания снижает качество жизни пациента [22–24, 26].

Таким образом, конкурирующие задачи максимального удаления опухолевой ткани и максимального сохранения здоровых обуславливают необходимость хирургической навигации – зондирования тканей в процессе хирургических операций. Благодаря точному обнаружению локальных особенностей (неоднородностей) тканей (сосудов и опухолей) хирург сможет удалить максимальный объём злокачественного новообразования, не затронув при этом критические для организма сосуды.

Цель проведённой работы – проверить возможность обнаружения подповерхностных кровеносных сосудов в тканях головного мозга в геометрии эндоскопической операции с применением подсветки излучением из «диагностического окна» спектра электромагнитного излучения.

Для выполнения поставленной цели были решены следующие задачи:

1. Создать фантом тканей мозга с подповерхностными кровеносными сосудами.
2. Создать экспериментальный макет для обнаружения подповерхностных сосудов в

фантоме с дистальной частью, не превышающей в диаметре размеров коммерчески доступных нейрохирургических эндоскопов.

3. На полученных с макета фотографиях фантома обнаружить подповерхностные кровеносные сосуды.

Применяемые методы хирургической навигации

Для планирования и проведения нейрохирургических операций применяется множество технологий картирования и навигации. Данные методы, которые будут рассмотрены далее, бывают как предоперационными (КТ, МРТ, ангиография и другие виды томографии), так и интраоперационными. Преимущество интраоперационных методов состоит в получении информации хирургом в режиме реального времени: не нужно вспоминать предварительно полученную трёхмерную карту операционного поля или переводить на неё взгляд во время операции.

Интраоперационные методы делятся на 2 группы: оптические и неоптические.

- 1) Неоптические методы:
 - а) эндоскопическое УЗИ;
 - б) эндоскопическая МРТ.
- 2) Оптические методы:
 - а) традиционная оптическая эндоскопия;
 - б) флуоресцентная визуализация;
 - в) оптическая когерентная томография (ОКТ);
 - г) диффузионно-оптическая томография (ДОТ);
 - д) эндоскопия биотканей в красной и ближней инфракрасной области спектра (далее по тексту – КБИКС).

К неоптическим относятся эндоскопическая МРТ и эндоскопическое УЗИ. Диаметры эндоскопических МРТ-датчиков варьируются от 1,3 мм для внутрисосудистых исследований до 4 см для гастроэнтерологических [27]. Датчики, описанные в данных работах, имеют разрешение 150–200 мкм в плоскости осмотра и 2–3 мм по глубине. Неудобство метода состоит в том, что он требует работы внутри мощного электромагнита, что не всегда удобно и требует МРТ-совместимых эндоскопов и эндоскопических инструментов. Это объясняет высокую стоимость подобных операций. Эндоскопическое УЗИ обеспечивает получение двух- и трёхмерных изображений в режиме реального

Таблица 1

Сравнительная характеристика групп методов обнаружения локальных особенностей биотканей

Метод	Быстродействие	Возможность интеграция в хирургический эндоскоп	Опасные факторы
Неоптические			
Эндоскопическое УЗИ	В реальном времени	Есть, но изделие получается громоздким	Метод не добавляет опасных факторов
Эндоскопическая МРТ	В реальном времени	Есть, но изделие получается громоздким	Метод не добавляет опасных факторов
Оптические			
Традиционная оптическая эндоскопия*	В реальном времени	Есть	Метод не добавляет опасных факторов
Флуоресцентная визуализация*	В реальном времени	Есть	Риск анафилактического шока
ОКТ	В реальном времени	Есть	Метод не добавляет опасных факторов
Эндоскопия в КБИКС*	В реальном времени	Есть	Метод не добавляет опасных факторов

* Дополнительным преимуществом отмеченных звёздочкой методов является получение навигационных кадров от первого лица, что облегчает работу хирурга

времени с разрешением по глубине 110 мкм и 240 мкм в плоскости, перпендикулярной направлению распространения ультразвука [28, 29]. Необходимо также учитывать, что для корректной работы ультразвуковых датчиков требуется хороший акустический контакт, для чего датчики снабжаются ёмкостями с водой, что увеличивает их диаметр.

Среди оптических эндоскопических методов – традиционная оптическая эндоскопия в видимом диапазоне спектра, флуоресцентная визуализация, гиперспектральная визуализация и оптическая когерентная томография.

В табл. 1 приведена краткая сравнительная характеристика оптических и неоптических методов обнаружения локальных особенностей биотканей.

Анализ табл. 1 показывает, что для задач интраоперационного обнаружения локальных неоднородностей биотканей целесообразно использовать эндоскопические оптические методы, так как они просты, компактны, позволяют получить изображения в реальном времени и, кроме флуоресцентной визуализации, не добавляют опасных факторов.

В табл. 2 приведены сравнительные характеристики оптических эндоскопических методов обнаружения локальных особенностей биотканей.

После проведённого анализа существующих методов определения локальных особеннос-

тей биотканей и сравнения их характеристик было принято решение реализовать в разрабатываемом макете метод эндоскопии в КБИКС, так как он позволяет в режиме реального времени обнаружить кровеносные сосуды на глубине 2–3 мм, а также предоставляет возможность интеграции в современный хирургический эндоскоп.

Выбранный метод не исключает при необходимости внутривенного введения флуоресцентных препаратов для упрощения обнаружения или увеличения глубины обнаружения кровеносных сосудов.

Материал и методы

Экспериментальный макет

Экспериментальный макет, схема которого представлена на рис. 1, состоит из адаптера питания с выходным напряжением 12 В, блока управления светодиодами с длинами волн 660 нм, 850 нм и 940 нм, волоконных световодов, веб-камеры Defender C-110 с извлечённым инфракрасным фильтром для регистрации излучения с длинами волн 850 нм и 940 нм. Камера снабжена насадкой, фиксирующей волоконные световоды на расстоянии 10 мм. Данное расстояние соответствует внешнему диаметру

Таблица 2

Сравнение методов обнаружения локальных особенностей биотканей

Метод	Назначение	Физический принцип	Глубина зондирования	Пространственное разрешение
КБИК томография	Обнаружение сосудов и опухолей	Регистрация рассеяния и поглощения фотонов биотканями	При эндоскопической геометрии – 2–3 мм	~1 мм
ОКТ	Обнаружение сосудов и опухолей	Регистрация отражения излучения границами тканей с различными показателями преломления	0–2 мм	• Осевое: 2–10 мкм • Поперечное: 15–25 мкм
Гиперспектральная визуализация	Картирование оксигенации тканей, обнаружение сосудов	Регистрация различия в рассеянии и поглощении фотонов с разными длинами волны тканями с разной степенью оксигенации	< 1 мм	Зависит от разрешающей способности гиперспектральной камеры
Флуоресцентная визуализация	Обнаружение сосудов и опухолей	Регистрация флуоресценции эндогенного или экзогенного флуорофора	До 10 мм	~ 1–2 мм, в зависимости от глубины
Эндоскопия в КБИКС	Обнаружение опухолей и сосудов	Регистрация обратно рассеянных биотканями с различными коэффициентами поглощения и рассеяния фотонов	2–3 мм	~ 1–2 мм, в зависимости от глубины

коммерчески доступного вентрикулоскопа [30]. Камера с насадкой закреплены на штативе.

Медико-технические требования жёстко регламентируют лишь внешний диаметр, равный 10 мм.

Выбор источников излучения обусловлен тем, что все три применяемые длины волны входят в т. н. “диагностическое окно” спектра электромагнитного излучения, составляющее 650–1000 нм. Излучение из этого диапазона спектра максимально глубоко проникает в био-

ткани. На длинах волны меньше 650 нм высок коэффициент поглощения гемоглобина, а при длине волны больше 1000 нм высок коэффициент поглощения воды.

Выбор конкретной длины волн (660 нм, 850 нм и 940 нм) обусловлен хорошей доступностью соответствующих светодиодов.

Принцип действия макета

Дистальный конец макета с закреплёнными волоконными световодами без нажатия упирается в образец. Излучение от задействованных светодиодов через световоды освещает поверхность образца. Веб-камера, управляемая персональным компьютером, делает фотографии облучаемой поверхности. Полученные фотографии обрабатываются компьютерной программой, определяющей, имеется ли под освещённой поверхностью кровеносный сосуд.

Образцы

В качестве образца использовался кусок коровьего мозга, внутри которого на глубину 2 мм и 3 мм параллельно поверхности помещена тонкостенная прозрачная пластиковая

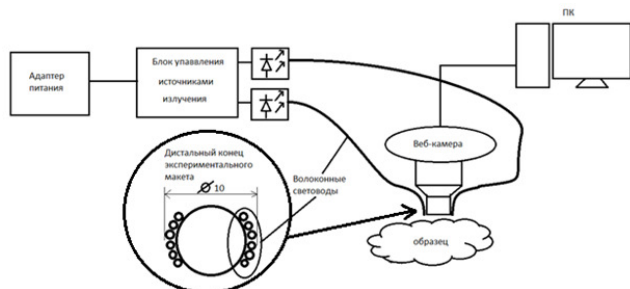


Рис. 1. Схема экспериментальной установки

трубочка с внутренним диаметром 1 мм, наполненная коровьей кровью. Трубочка играет роль сосуда диаметром 1 мм.

Методика проведения эксперимента

Эксперимент был проведён по следующей методике:

1. Разморожен образец коровьего мозга.
2. Для подсветки на каждой длине волны (внешняя засветка образца отсутствовала) получены фотографии поверхности мозга при отсутствии искусственного сосуда. Это опорные, фоновые изображения.
3. В образец на глубину, сначала 2 мм, а затем – 3 мм параллельно поверхности вставлена оптическая прозрачная тонкостенная трубочка с внутренним диаметром 1 мм, наполненная коровьей кровью.
4. Для каждой длины волны и для каждой глубины искусственного сосуда получены фотографии фрагмента мозга, на которых предстоит обнаружить подповерхностный сосуд. Внешняя засветка образца отсутствовала.
5. Проведена обработка данных по описанному далее алгоритму.

Результаты

Фотографии, полученные в результате эксперимента, представлены в табл. 3.

На изображениях табл. 3 и последующих изображениях пунктиром обозначено истинное положение фантома сосуда.

На фотографии попало операционное поле внутри окружности и стенки насадки (вне окружности). Справа и слева от трубки-насадки на расстоянии 10 мм друг от друга расположены волоконные световоды, подводящие зондирующее излучение к фантому. Расстояние 10 мм соответствует внешнему диаметру коммерчески доступного вентрикулоскопа.

С удалением от волоконных источников поверхность образца темнеет вне зависимости от того, есть ли под поверхностью искусственный кровеносный сосуд.

Стандартный подход для обнаружения полезной информации на изображении (в данном случае – сосуда) – вычесть из изображения с сосудом (далее – информативное изображение) фоновое изображение, без сосуда. Однако, поскольку фоновое изображение ярче инфор-

мативного, удобнее провести вычитание информативного изображения из фонового.

Данная процедура позволит однозначно интерпретировать тёмный участок в центре операционного поля как сосуд или другую светопоглощающую неоднородность.

В табл. 4 представлены изображения, полученные после вычитания информативных изображений из фоновых.

Обработка изображений

Из рисунков табл. 4 видно, что контраст сосуда невелик.

Поэтому перед автоматизированным обнаружением сосудов (сегментацией изображений на сосуды и фон) необходима обработка изображений, заключающаяся в повышении контраста.

Пиксели изображения образцов имеют яркость, распределённую в диапазоне [0; 255], причём зачастую яркость участка сосуда отличается от яркости участка фона всего лишь на несколько единиц.

Для повышения контраста производится расширение динамического диапазона интересующего региона на изображении.

Принято решение использовать функцию `imadjust()`, встроенную в `toolbar` кода `Image Processing toolbox` пакета `MATLAB`.

Из рисунков табл. 5 видно, что контраст сосудов на фоне окружающих тканей значительно повысился. Отметим, что невооружённым глазом подповерхностный сосуд неразличим даже на глубине 2 мм.

Автоматическое обнаружение сосуда (сегментация изображений сосуда)

Для сегментации изображения на сосуды и фон была применена морфологическая сегментация.

Смысл сегментации изображения состоит в автоматическом определении среди пикселей кадра тех пикселей, под которыми залегает кровеносный сосуд.

Было принято решение применить сегментацию по порогу яркости пикселей. Все пиксели с яркостью меньше пороговой будут распознаны как фон, а пиксели с яркостью выше пороговой – как сосуд. В конце сегментации пиксели обнаруженного сосуда перекрашиваются в белый цвет и накладываются на исходный кадр.

Алгоритм сегментации и применяемые функции пакета `MATLAB` приведены в табл. 6.

Таблица 3

Фотографии образцов при подсветке излучением из “диагностического окна”

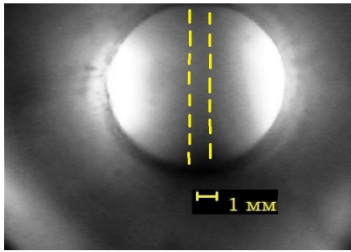
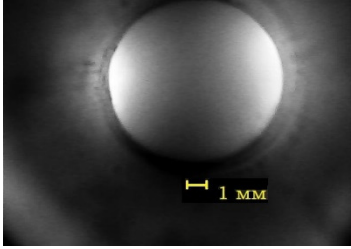
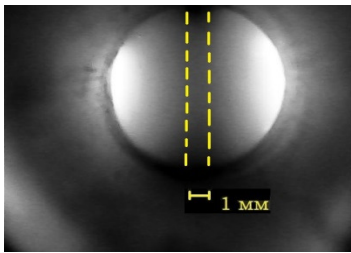
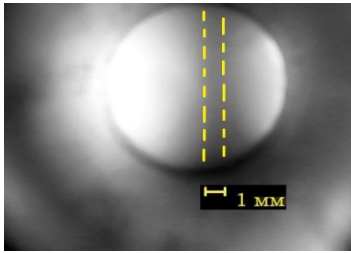
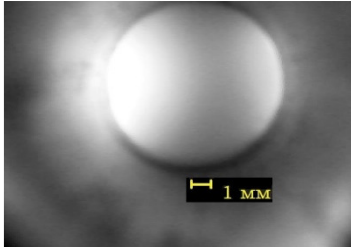
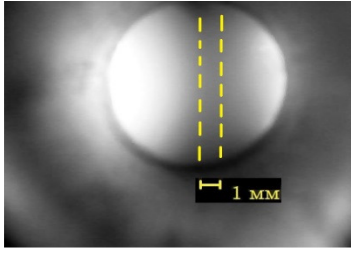
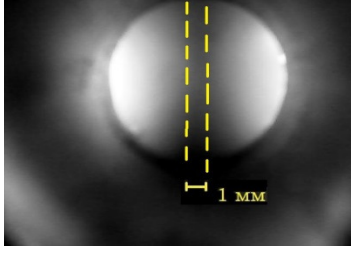
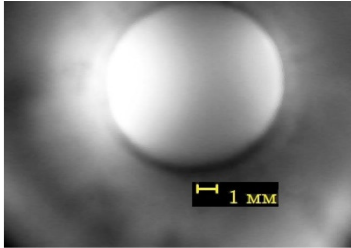
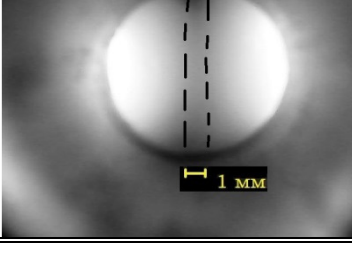
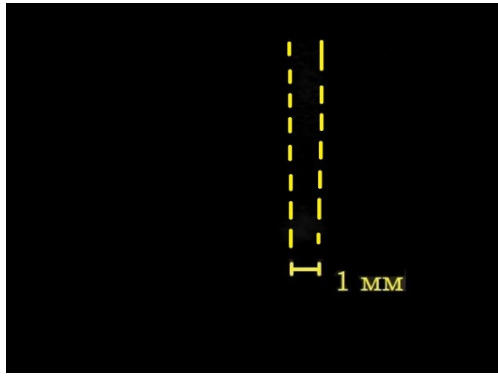
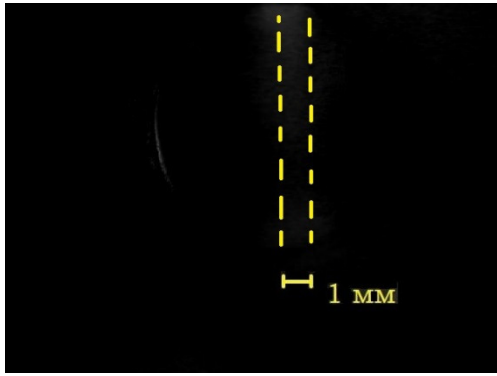
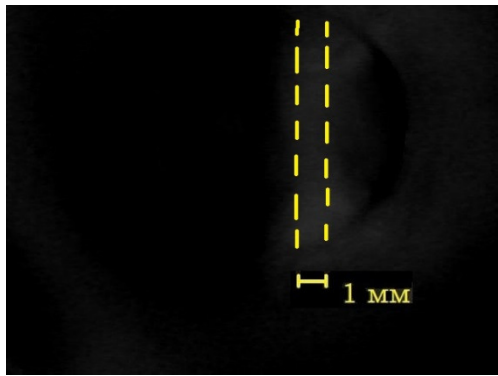
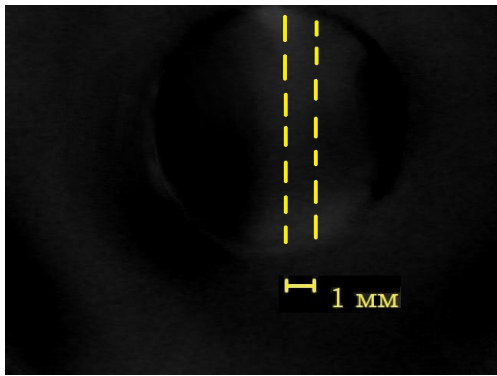
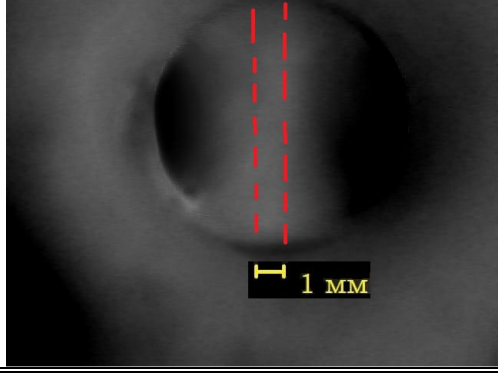
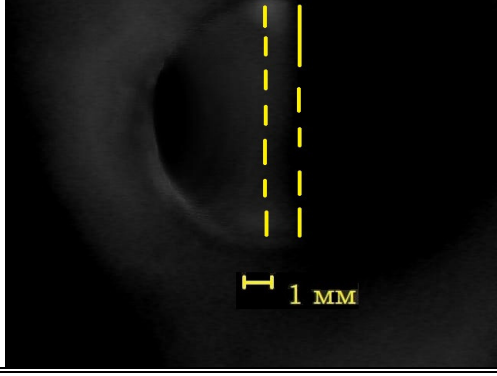
Длина волны подсвечивающего излучения, нм	Глубина обнаружения, мм	Изображение операционного поля с кровеносным сосудом	
		Сосуд	Фон
660	2		
	3		
850	2		
	3		
940	2		
	3		

Таблица 4

Изображения образцов после удаления фона

Длина волны подсвечивающего излучения, нм	Изображение операционного поля с кровеносным сосудом	
	Глубина обнаружения, мм	
	2	3
660		
850		
940		

Вначале на изображении с расширенным динамическим диапазоном выбирается информативный регион интереса, в котором присутствует подповерхностный сосуд и окружающие ткани.

Усреднение помогает устранить излишнюю зернистость изображения.

Порог бинаризации изображений подобран эмпирически. В реальном эндоскопе по-

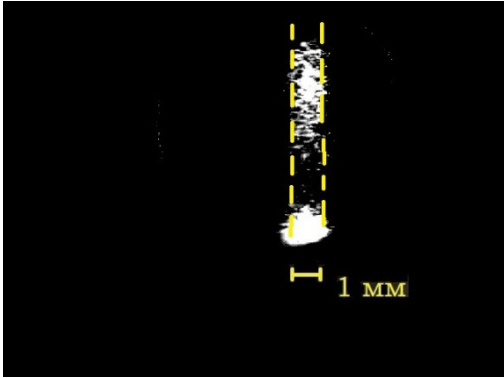
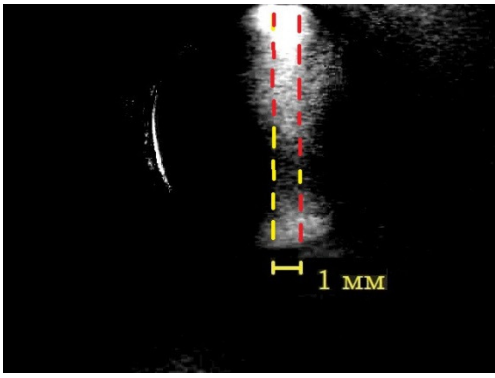
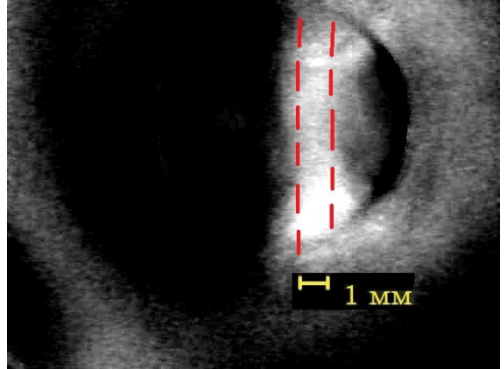
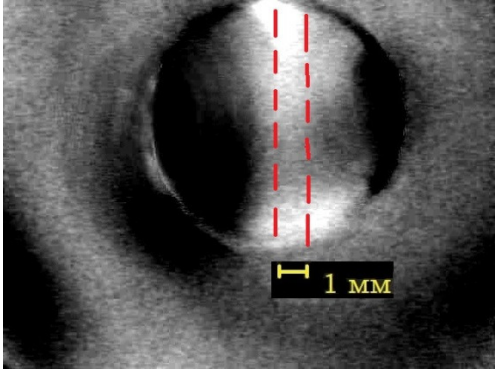
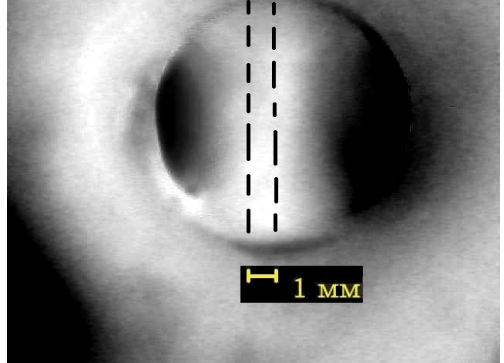
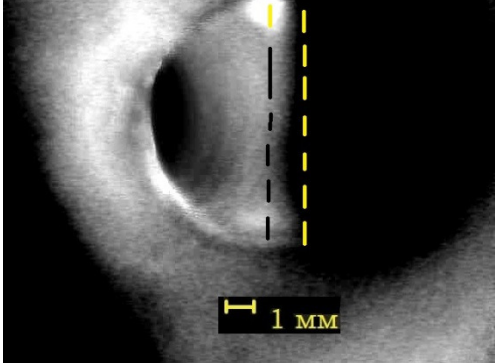
рог может корректироваться хирургом или автоматическим алгоритмом.

Морфологическое закрытие позволяет объединить близко лежащие пикселы с надпороговой яркостью в изображение сосуда, а наложение закрытого бинарного изображения позволяет легко визуализировать сосуд.

Параметр *se 'disk' N*, обозначающий анализ *N* пикселов с ненулевой яркостью вокруг

Таблица 5

Фотографии образцов после расширения динамического диапазона

Длина волны подсвечивающего излучения, нм	Изображение операционного поля с кровеносным сосудом	
	Глубина обнаружения, мм	
	2	3
660		
850		
940		

островка пикселей с надпороговой яркостью, также подбирается эмпирически.

При обработке видеосигнала операции в реальном времени порог бинаризации и параметр se следует корректировать, чтобы соблюсти условия минимальности проекции ширины сосуда и неразрывности его изображения.

В табл. 7 представлены сегментированные изображения обнаруженных сосудов. Пик-

сели изображения, соответствующие местам образца, под которыми обнаружен сосуд, имеют белый цвет, а прямоугольник указывает на регион интереса, выбранный для поиска в нём кровеносного сосуда. В работе регион интереса для каждого изображения выбран произвольный, но заведомо включающий в себя проекцию фантома-сосуда на поверхность образца и область окружающих тканей мозга.

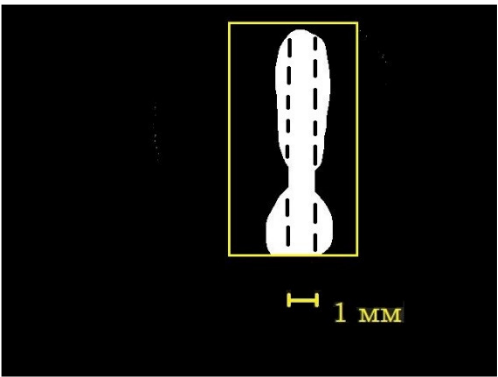
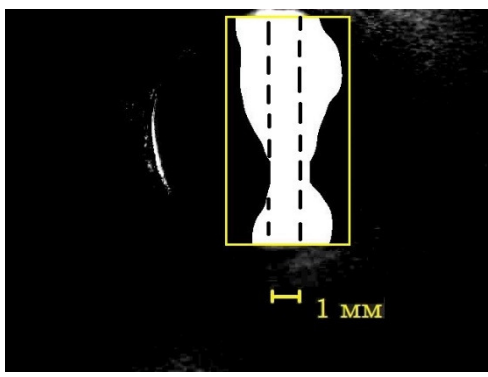
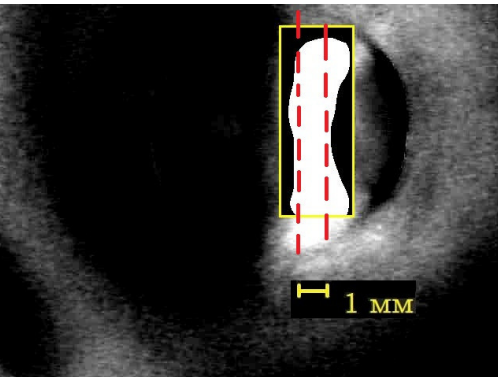
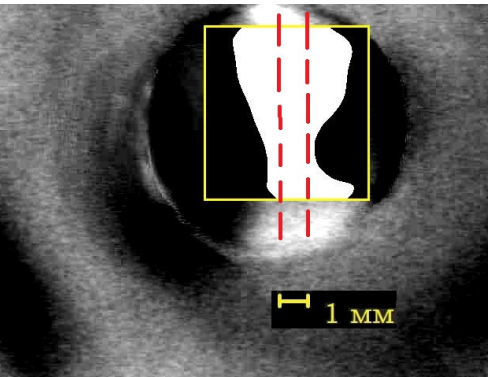
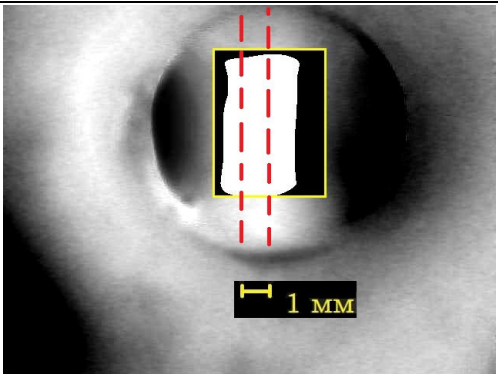
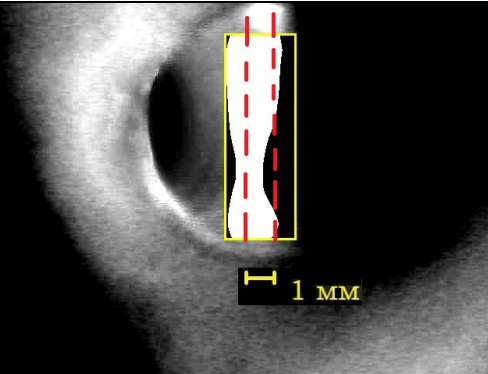
Таблица 6

Алгоритм сегментации изображений

№ операции	Операция	Функция MATLAB
1	Выбор региона интереса (обрезка изображения)	imcrop(image)
2	Усреднение изображения по 15 точкам по координатам x, y	fspecial('average', [15 15])
3	Бинаризация изображения с адаптивным порогом по уровню 0,5 от средней яркости пикселов	adaptthresh(image); imbinarize(image);
4	Операция морфологического закрытия изображения	se = strel('disk',N); imclose(image,se);
5	Наложение бинарного изображения на исходное	imoverlay(image), здесь image – обрабатываемое изображение

Таблица 7

Изображения обнаруженных подповерхностных сосудов

Длина волны подсвечивающего излучения, нм	Изображение операционного поля с кровеносным сосудом	
	Глубина обнаружения, мм	
	2	3
660		
850		
940		

Обсуждение

Изображения в табл. 2 показывают, что при подсветке излучением из “диагностического окна” электромагнитного спектра возможно обнаружить подповерхностные кровеносные сосуды, залегающие на глубине 2 мм и 3 мм. Сосуд обнаруживается при освещении всеми применёнными источниками излучения.

Как видно из изображений табл. 5, расширение динамического диапазона полученных кадров позволяет визуально легче обнаружить сосуды.

Также из рисунков видно, что с увеличением глубины расширяется тень сосуда на операционном поле. Это связано с увеличением длины пути, которые проходят фотоны в сильно рассеивающем веществе, коим является мозг. Поэтому разрешающая способность метода падает с глубиной залегания сосуда. Наилучший контраст при освещении красным светом с длиной волны 660 нм (см. табл. 5) объясняется удачным удалением фонового изображения.

Отсюда следует вывод, что применение фотографий пространственно однородного фантома с оптическими параметрами, близкими к оптическим параметрам тканей головного мозга, в качестве фоновых изображений позволит проводить более точное удаление фона и повысит резкость изображения обнаруженного сосуда, что в свою очередь упростит работу алгоритма автоматической сегментации. Пример удачной сегментации сосуда можно видеть при длинах волны облучения 650 и 850 нм на глубине 2 мм, а неудачной сегментации – при длине волны 850 нм на глубине 3 мм и на длине волны 940 нм на глубине 2 мм.

К недостаткам метода относится невозможность прямого измерения глубины залегающего сосуда. Однако при вырезании тканей и приближении к сосуду он становится всё более заметным, вплоть до визуального обнаружения в белом освещении.

Заключение

Проведенная экспериментальная работа подтвердила гипотезу о возможности обнаружения подповерхностных кровеносных сосудов, залегающих на глубине 2 мм и 3 мм в тканях головного мозга в геометрии эндоскопической операции при подсветке операционного поля излучением с длинами волн 660, 850 и 940 нм.

Список литературы

1. Ostrom Q, Gittleman H, Fulop J, Liu M, Blanda R, Kromer C, et al. CBTRUS Statistical Report: Primary Brain and Central Nervous System Tumors Diagnosed in the United States in 2008-2012. *Neuro-Oncology*. 2015;17(suppl 4):iv1-iv62. DOI: 10.1093/neuonc/nov189.
2. Butte P, Mamelak A, Parrish-Novak J, Drazin D, Shweikeh F, Gangalum P, et al. Near-infrared imaging of brain tumors using the Tumor Paint BLZ-100 to achieve near-complete resection of brain tumors. *Neurosurg Focus*. 2014;36(2):E1. DOI: 10.3171/2013.11.focus13497.
3. Eljamel M. Fluorescence image-guided surgery of brain tumors: Explained step-by-step. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2008;5(4):260-3. DOI: 10.1016/j.pdpdt.2008.11.003.
4. Brandes A A, Tosoni A, Franceschi E, et al. Glioblastoma in adults [Текст] *Crit. Rev. Oncol Hematol*. 2008; 67: 139-52.
5. Canpolat M, Akyuez M, Geokhan G, Guerer E, Tuncer R. Intra-operative brain tumor detection using elastic light single-scattering spectroscopy: a feasibility study. *Journal of Biomedical Optics*. 2009;14(5):054021. DOI: 10.1117/1.3247151.
6. Pichette J, Goyette A, Picot F, Tremblay M, Soulez G, Wilson B, et al. Sensitivity analysis aimed at blood vessels detection using interstitial optical tomography during brain needle biopsy procedures. *Biomed Optics Express*. 2015;6(11):4238. DOI: 10.1364/boe.6.004238.
7. Jermyn M, Kolste K, Pichette J, Sheehy G, Angulo-Rodriguez L, Paulsen K et al. Macroscopic-imaging technique for subsurface quantification of near-infrared markers during surgery. *J Biomed Optics*. 2015;20(3):036014. DOI: 10.1117/1.jbo.20.3.036014.
8. De Grand A, Frangioni J. An Operational Near-Infrared Fluorescence Imaging System Prototype for Large Animal Surgery. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2003;2(6):553-62. DOI: 10.1177/153303460300200607.
9. Ducray F, Dutertre G, Ricard D, et al. Advances in adults' gliomas biology, imaging and treatment [Текст] *Bull Cancer*. 2010; 97: 17-36.
10. Fazekas J. Treatment of grades I and II brain astrocytomas. the role of radiotherapy. *Int Radiat Oncol Biol Phys*. 1977;2(7-8):661-6. DOI: 10.1016/0360-3016(77)90045-1.

11. Pogue B, Gibbs-Strauss S, Valdes P, Samkoe K, Roberts D, Paulsen K. Correction to "Review of Neurosurgical Fluorescence Imaging Methodologies". *IEEE J Selected Topics in Quantum Electronics*. 2010;16(6):1847-7. DOI: 10.1109/jstqe.2010.2084074.
12. McGirt M, Chaichana K, Attenello F, Weingart J, Than K, Burger P, et al. Extent of surgical resection is independently associated with survival in patients with hemispheric infiltrating low-grade gliomas. *Neurosurgery*. 2008; 63(4):700-8. DOI: 10.1227/01.neu.0000325729.41085.73.
13. Stummer W, Meinel T, Ewelt C, Martus P, Jakobs O, Felsberg J, et al. Prospective cohort study of radiotherapy with concomitant and adjuvant temozolomide chemotherapy for glioblastoma patients with no or minimal residual enhancing tumor load after surgery. *J Neuro-Oncol*. 2012;108(1):89-97. DOI: 10.1007/s11060-012-0798-3.
14. Smith J, Chang E, Lamborn K, Chang S, Prados M, Cha S, et al. Role of Extent of Resection in the Long-Term Outcome of Low-Grade Hemispheric Gliomas. *J Clin Oncol*. 2008;26(8):1338-45. DOI 10.1200/jco.2007.13.9337.
15. Capelle L, Fontaine D, Mandonnet E, Taillandier L, Golmard J, Bauchet L, et al. Spontaneous and therapeutic prognostic factors in adult hemispheric World Health Organization Grade II gliomas: a series of 1097 cases. *Journal of Neurosurgery*. 2013;118(6):1157-1168. DOI: 10.3171/2013.1.jns121.
16. Valdes P, Jacobs V, Wilson B, Leblond F, Roberts D, Paulsen K. System and methods for wide-field quantitative fluorescence imaging during neurosurgery. *Optics Letters*. 2013;38(15):2786. DOI: 10.1364/ol.38.002786.
17. Valdes P, Leblond F, Wilson B, Paulsen K, Roberts D. Quantitative fluorescence for neurosurgical guidance. *SPIE Newsroom*. 2014. DOI: 10.1117/2.1201411.005676.
18. Valdes P, Leblond F, Jacobs V, Wilson B, Paulsen K, Roberts D. Quantitative, spectrally-resolved intraoperative fluorescence imaging. *Sci Rep*. 2012;2(1). DOI:10.1038/srep00798 (2012).
19. Frangioni J. New Technologies for Human Cancer Imaging. *J Clin Oncol*. 2008;26(24):4012-21. DOI: 10.1200/jco.2007.14.3065.
20. Norton L, Simon R, Brereton H, Bogden A. Predicting the course of Gompertzian growth. *Nature*. 1976;264(5586):542-5. DOI: 10.1038/264542a0.
21. Sanai N, Berger M. Glioma extent of resection and its impact on patient outcome. *Neurosurgery*. 2008;62(4):753-66. DOI: 10.1227/01.neu.0000318159.21731.cf.
22. Li C, Cao L, Zhang Y, Yi P, Wang M, Tan B, et al. Preoperative Detection and Intraoperative Visualization of Brain Tumors for More Precise Surgery: A New Dual-Modality MRI and NIR Nanoprobe. *Small*. 2015;11(35):4517-25. DOI: 10.1002/smll.201500997.
23. Toms S, Lin W, Weil R, Johnson M, Jansen E, Mahadevan-Jansen A. Intraoperative Optical Spectroscopy Identifies Infiltrating Glioma Margins with High Sensitivity. *Oper Neurosurg*. 2005;57:382-91. DOI: 10.1227/01.neu.000176855.39826.2d.
24. Kircher M, de la Zerda A, Jokerst J, Zavaleta C, Kempen P, Mittra E, et al. A brain tumor molecular imaging strategy using a new triple-modality MRI-photoacoustic-Raman nanoparticle. *Nature Med*. 2012;18(5):829-34. DOI: 10.1038/nm.2721.
25. Holt D, Okusanya O, Judy R, Venegas O, Jiang J, DeJesus E, et al. Intraoperative Near-Infrared Imaging Can Distinguish Cancer from Normal Tissue but Not Inflammation. *PLoS ONE*. 2014;9(7):e103342. DOI: 10.1371/journal.pone.0103342.
26. de Groot J, Lamborn K, Chang S, Gilbert M, Cloughesy T, Aldape K, et al. Phase II Study of Aflibercept in Recurrent Malignant Glioma: A North American Brain Tumor Consortium Study. *J Clin Oncol*. 2011;29(19):2689-95. DOI: 10.1200/jco.2010.34.1636.
27. Yamada I, Saito N, Takeshita K, Yoshino N, Tetsumura A, Kumagai J, Shibuya H. Early Gastric Carcinoma: Evaluation with High-Spatial-Resolution MR Imaging in Vitro. *Radiology*. 2001;220(1):115-21. DOI: 10.1148/radiology.220.1.r01jl10115.
28. Wiersema M and Wiersema L. High-resolution 25-megahertz ultrasonography of the gastrointestinal wall: histologic correlates. *Gastrointestinal Endoscopy*. 1993;39(4):499-504. DOI: 10.1016/s0016-5107(93)70159-5.
29. Botet J, Lightdale C, Zauber A, Gerdes H, Urmacher C, Brennan M. Preoperative staging of esophageal cancer: comparison of endoscopic US and dynamic CT. *Radiology*.

- 1991;181(2):419-25. DOI: 10.1148/radiology.181.2.1924783.
30. Каталог нейрохирургических эндоскопов Аскерманн. [Электронный ресурс]. URL: <http://ackermannmedical.ru/assets/files/catalog/russ/Neuroendoskopi.pdf> (дата обращения 16.05.2021).

HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR DETECTION AND VISUALIZATION OF SUBSURFACE BLOOD VESSELS DURING BRAIN TUMORS RESECTION

A.M. Udeneev

Joint Stock Company MILTA-Industrial and Design Enterprise of Humanitarian Information Technologies, Moscow

Purpose: The purpose of this work is to prove the possibility of subsurface blood vessels detection during endoscopic resection of brain tumors using the method of endoscopy in red and near infrared light.

Material and methods: This work was accomplished with an experimental setup, simulating the geometry of endoscopic resection of brain tumor. The setup realizes the backlight of operational field with light from diagnostic window of electromagnetic spectrum (650-1000 nm) and takes photos of operational field. After that special algorithm increases the contrast of the photos and detect subsurface blood vessels.

The pieces of bovine brain have served as brain samples. And thin-walled transparent plastic tube with an internal diameter 1 mm filled with bovine blood has served as a blood vessel. The tube was placed into brain samples on different depths.

Results: During the experiments the series of photos of bovine brain with artificial blood vessels located on different depths was received. For every photo contrast was increased and blood vessel was recognized.

Conclusion: The series of experiments has showed the possibility to detect the blood vessels with outer diameter 1 mm in the depth of 2 mm and 3 mm in brain tissues using the method of endoscopy in red and near infrared light. The depth of 3 mm is enough for preliminary detection of blood vessel during the endoscopic resection of brain tumor.

Key words: *brain, tumor, mapping, spectrophotometry, blood vessel, endoscope surgery, surgical navigation*

E-mail: andrey.udeneew@mail.ru