



УДК 535.36

## ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДОМ МОНТЕ–КАРЛО РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В МНОГОСЛОЙНОЙ СРЕДЕ, ИМИТИРУЮЩЕЙ ТКАНИ ГОЛОВЫ В НОРМЕ И ПРИ ВНУТРИЧЕРЕПНОЙ ГЕМАТОМЕ



А. В. Беликов, А. В. Скрипник, М. М. Антропова

Беликов Андрей Вячеславович, доктор физико-математических наук, профессор кафедры лазерных технологий и систем, Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, avbelikov@gmail.com

Скрипник Алексей Владимирович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры лазерных технологий и систем, Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, alesch\_skrupnik@mail.ru

Антропова Мария Михайловна, магистр кафедры лазерных технологий и систем, Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, antropovamm@mail.ru

Разработана оптическая модель тканей головы и головного мозга в норме и при внутричерепной гематоме. Выполнено компьютерное моделирование (по методу Монте–Карло) распространения лазерного излучения с длиной волны 0.730, 0.805 и 0.980 мкм. Обнаружено, что при гематоме в распределении интенсивности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы формируется «кольцевая» структура. Исследовано влияние толщины кожи головы (скальпа), кости черепа и толщины гематомы на величину разности мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при гематоме. Показано, что разность мощности в норме и при наличии гематомы максимальна на длине волны лазерного излучения 0.805 мкм и тем больше, чем меньше толщина кожи головы (скальпа) и кости черепа, а при увеличении толщины гематомы разность мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при наличии гематомы нелинейно увеличивается.

**Ключевые слова:** оптическая модель, поглощение, рассеяние, лазерное излучение, гематома, кровь, кожа, череп, серое вещество, белое вещество.

DOI: 10.18500/1817-3020-2017-17-3-158-170

### Введение

Голова и головной мозг в норме состоят из множества тканей, к которым прежде всего следует отнести кожу (скальп), кости черепа, твёрдую, паутинную и мягкую оболочки головного мозга; серое и белое вещества головного мозга [1]. Различают также эпидуральное, субдуральное и субарахноидальное пространства. Эпи-

дуральное пространство располагается между костью черепа и твёрдой мозговой оболочкой. В норме оно отсутствует, так как в области свода и основания черепа твёрдая мозговая оболочка сращена с костью, однако сращение является рыхлым, что делает возможным образование эпидурального пространства при повреждении костей и ушибах. Субдуральное пространство располагается между твёрдой и паутинной мозговыми оболочками. Оно содержит небольшое количество цереброспинальной жидкости (ликвора), которая предохраняет головной мозг от механических воздействий, обеспечивает поддержание постоянного внутричерепного давления и водно-электролитного баланса, поддерживает трофические и обменные процессы между кровью и мозгом [2, 3]. Субарахноидальное пространство отделяет паутинную оболочку от мягкой и также содержит ликвор [2].

Внутричерепная гематома образуется в результате травмы или при разрыве сосудов головного мозга и представляет собой скопление крови в полости черепа [4]. По объёму крови выделяют гематомы: малых (до 50 мл), средних (50–150 мл) и больших объёмов (более 150 мл) [5, 6]. В зависимости от локализации гематомы подразделяются на эпидуральные, субдуральные, внутримозговые и внутримозжечковые. В работе [5] сообщается, что данные виды внутричерепных гематом соотносятся по частоте возникновения следующим образом: 4 : 8 : 3 : 1.

Эпидуральная гематома представляет собой ограниченное скопление крови, располагающееся между внутренней поверхностью костей черепа и твёрдой мозговой оболочкой, т. е. в эпидуральном пространстве. Согласно [7] эпидуральные гематомы составляют 0.6–5.0% всех черепно-мозговых травм. В 73–75% случаев эти гематомы расположены в височной области. Как уже было отмечено, в норме твёрдая мозговая оболочка плотно прилежит к костям черепа и по линии швов сращена с ними, вследствие чего размер эпидуральных гематом ограничен и наиболее



часто составляет 60–80 мм в диаметре. Объём эпидуральной гематомы составляет 80–120 мл. Стоит отметить, что локальное скопление крови объёмом 30–50 мл приводит к компрессии головного мозга. При своевременной диагностике и лечении летальность составляет 5–10%. Приблизительно у 20% пациентов эпидуральной гематоме сопутствует субдуральная [7]. Субдуральная гематома располагается между твёрдой мозговой оболочкой и поверхностью мозга и составляет 1–13% от всех черепно-мозговых травм. Объём субдуральных гематом может достигать 250–300 мл, но чаще всего составляет 80–150 мл. В 60% случаев гематомы имеют толщину 10–15 мм. В большинстве случаев при острой субдуральной гематоме необходимо экстренное оперативное вмешательство: абсолютным показанием к операции считают гематому толщиной более 10 мм. Летальность составляет 50–90% [7].

В настоящее время известно множество методов диагностики внутричерепных гематом: рентгенография, ангиография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография и эхоэнцефалография [8–13]. Эти методы сложно отнести к экспресс-методам, так как они требуют доставки пациента в клинику, хотя очень часто от правильной и быстрой постановки диагноза именно на месте получения травмы, например при дорожно-транспортном происшествии, зависит судьба пациента.

Существуют оптические методы диагностики внутричерепных гематом [14–16], основанные на способности тканей головы и головного мозга в норме и при гематоме по-разному ослаблять свет. Для зондирования используют свет ближнего инфракрасного диапазона (0.75–1.40 мкм).

В работе [14] обсуждаются ограничения, которые возникают при оптическом детектировании гематомы методом *near infrared spectroscopy* (NIRS). В качестве существенных ограничений этого метода приводятся малый динамический диапазон обнаружения, высокое поглощение света волосами, нестабильность оптического контакта, многослойность структуры головы и малую глубину обнаружения гематомы. Для решения этих проблем предложено использовать импульсный источник света, излучающий на длине волны 0.805 мкм, и специальный зонд (*elastic optical probe*). В работе приводятся результаты измерений на имитаторе (фантоме) и на животных.

Для экспресс-диагностики внутричерепных гематом разработан портативный прибор «In-

frascanner Model 2000» (InfraScan Inc., США) [15], в котором в качестве источника излучения используется лазер, работающий на длине волны 0.805 мкм, и приёмник этого излучения, контактирующий посредством оптического волновода с кожей головы и расположенный на расстоянии 30–40 мм от точки ввода излучения в ткани головы. Прибор сравнивает поглощение излучения на длине волны 0.805 мкм левого и правого полушарий мозга в четырёх различных зонах головы (лобная, височная, теменная и затылочная). Поглощение излучения больше в том полушарии мозга, где находится гематома. В ходе клинических испытаний было выяснено, что прибор может выявить наличие внутричерепной гематомы с вероятностью 91%, но не позволяет определить параметры самой гематомы (объём, площадь, глубина залегания, форма гематомы, её точная локализация и т. д.), которые имеют важное диагностическое значение для дальнейших реанимационно-реабилитационных мероприятий [16]. Кроме того, «Infrascanner Model 2000» непосредственно контактирует с тканями головы, что существенно ограничивает его использование, так как в ряде случаев непосредственный контакт с головой пациента может нанести ему дополнительную травму. Таким образом, несмотря на существенный прогресс, разработка новых неконтактных оптических методов экспресс-диагностики внутричерепных гематом остаётся весьма актуальной задачей.

В настоящей работе разработана оптическая модель тканей головы и головного мозга в норме и при внутричерепной гематоме, которая позволяет получить распределение интенсивности света на поверхности кожи головы на расстоянии, превышающем размер пятна зондирующего лазерного излучения. Это распределение формируется фотонами, прошедшими внутрь головы и вернувшимися назад после рассеяния и поглощения её тканями с и без гематомы. В модели рассмотрена сочетанная эпидуральная и субдуральная гематома, занимающая пространство между внутренней поверхностью костей черепа и поверхностью мозга, как наиболее часто встречающаяся [5, 7]. В результате компьютерного моделирования получены распределения интенсивности света с длинами волн 0.730, 0.805 и 0.980 мкм на поверхности кожи головы в норме и при гематоме. Выбор длин волн обусловлен особенностями поглощения света кровью, из которой состоит гематома. Длина волны 0.730 мкм эффективнее поглощается ненасыщенной (с повышенным



содержанием гемоглобина) кислородом кровью, длина волны 0.980 мкм – насыщенной (с повышенным содержанием оксигемоглобина) кислородом кровью, а длина волны 0.805 мкм соответствует изобестической точке крови. В результате расчётом будет определена длина волны, на которой присутствие гематомы наиболее существенно влияет на распределение. В работе также исследуется влияние толщины кожи головы (скальпа), кости черепа и толщины гематомы на величину разности мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при гематоме.

### 1. Оптическая модель тканей головы и головного мозга

Создание оптической модели всегда требует определённой аккуратности при выборе геометрии и оптических свойств. Для построения оптической модели головы и головного мозга необходимо использовать наиболее значимые с точки зрения оптики ткани. В настоящее время известно несколько оптических моделей головы и головного мозга.

В работе [17] описаны две модели головы, состоящие из пяти слоёв: кожа, череп, ликвор, серое вещество и белое вещество. Первая модель выполнена в виде плоских блоков, а вторая повторяет рельеф головного мозга, черепа и кожи. Лазерный источник с длиной волны зондирующего излучения 0.9 мкм располагается непосредственно на верхнем слое (коже). Приёмник излучения располагается на коже на расстоянии 20, 25, 30 и 40 мм от источника. Авторы приходят к выводу, что модель в виде плоских блоков адекватно описывает распространение света в тканях головы.

В работе [18] описана модель головы, состоящая из четырёх слоёв: скальп, череп, серое вещество и белое вещество.

В работе [19] рассматривают несколько моделей головы. Первая из них состоит из трёх слоёв: скальп/череп (объединены в один слой толщиной 12 мм), серое вещество (4 мм), белое вещество. Вторая модель отличается наличием четвёртого слоя (ликвор) толщиной 2 мм, лежащего непосредственно под слоем скальп/череп. Две другие модели состоят из четырёх слоёв, но по-разному имитируют борозды головного мозга. Лазерный источник с длиной волны зондирующего излучения 0.8 мкм и приёмник располагаются непосредственно на верхнем слое (скальп/череп). Отмечается, что при расстояниях

источник-приёмник больших 15 мм слой спинно-мозговой жидкости в модели необходим, так как излучение проходит на большие расстояния именно через него. Сложная геометрия борозд и границы между серым и белым веществом практически не влияет на распространение света.

В работе [20] рассмотрена оптическая модель головы, состоящая из трёх слоёв (скальп/череп, серое вещество, белое вещество), изогнутых с радиусом 90 мм. Толщина первого слоя изменяется дискретно: 7, 9, 11, 13 и 15 мм. Авторы используют десять приёмников излучения, отстоящих от источника на расстояние до 50 мм. Используется длина волны зондирующего излучения 0.78 мкм.

В статье [21] описана модель головы с плоской геометрией слоёв. Источниками зондирующего излучения являются светодиоды с длинами волн 0.592, 0.660, 0.830 и 0.915 мкм. Диаметр зондирующего пучка был взят равным 3 мм, а сам пучок считался коллимированным. Авторы пришли к выводу, что использование зондирующего излучения с длиной волны 0.592 мкм нецелесообразно из-за сильного ослабления при распространении в биоткани, а для проведения измерений на длине волны 0.660 мкм требуется большая мощность излучения, что может быть небезопасно.

В работе [22] описана компьютерная процедура (code) для 3D расчёта распространения (миграции) фотонов в высокорассеивающих средах, в том числе в тканях головы. В работе отмечается, что совместное использование этой процедуры с другими методами визуализации (МРТ, рентгеновская томография и т. д.) позволяет существенно повысить разрешающую способность диффузной оптической томографии. При расчётах авторы полагали, что для скальпа и черепа  $\mu_s'(\text{приведённый}) = 1 \text{ мм}^{-1}$ ,  $\mu_a = 0.04 \text{ мм}^{-1}$ ; для ликвора  $\mu_s' = 0.01 \text{ мм}^{-1}$ ,  $\mu_a = 0.001 \text{ мм}^{-1}$ ; для серого/белого вещества головного мозга  $\mu_s' = 1.25 \text{ мм}^{-1}$ ,  $\mu_a = 0.025 \text{ мм}^{-1}$ . В работе также отмечается, что для выполнения расчёта только в височной области 3D модели головы авторам потребовалось порядка десяти часов.

В работе [23] описан алгоритм, ускоряющий вычисления при Монте-Карло моделировании миграции фотонов в 3D мутных средах. Показано, что при параллельных вычислениях можно увеличить скорость до 300 раз.

Работа [24] посвящена совместному *in vivo* использованию МРТ и NIRS. Показано, что для оптимального детектирования состояния тканей



головного мозга источник и приёмник должны быть разнесены на 3.0–3.5 см. В работе отмечается, что этот метод может быть использован для детектирования травм головного мозга.

В работе [25] отмечается, что учёт особенностей анатомии при оптическом детектировании и моделировании тканей головы NIRS методом крайне важен. Влияние продемонстрировано на примере фронтального синуса, состояние которого существенным образом влияет на пространственное распределение света в тканях головы вплоть до глубины 20–25 мм, на которой залегает серое вещество головного мозга.

В работе [26] описана четырёхслойная модель головы в норме и при гематоме. Моделирование выполнено на длинах волн 0.75, 0.85, 0.95 и 1.05 мкм. Показано, что регистрация сигнала по времени позволяет повысить контрастность. Однако описанный в этой работе метод (TD NIRS) требует использования пикосекундных лазерных импульсов, что существенно усложняет аппаратную часть при практической реализации.

кундных лазерных импульсов, что существенно усложняет аппаратную часть при практической реализации.

На основании материалов, представленных выше в настоящей работе, в программном пакете «TracePro Expert-7.0.1 Release» (Lambda Research Corp., США) была разработана оригинальная трёхмерная геометрическая и оптическая модель головы и головного мозга человека в норме (рис. 1, а) и при гематоме (рис. 1, б). Модель состоит из пяти плоских слоёв (ширина×длина: 150 мм×150 мм): скальп (толщина от 0.5 до 3.0 мм), череп (толщина от 1 до 10 мм), ликвор (толщина 2 мм), серое вещество (толщина 4 мм) и белое вещество (толщина 20 мм). Внутречерепная гематома малого и среднего объёма – 0.5, 5, 25 и 50 мл – представлена в виде цилиндра диаметром 80 мм и высотой 0.1, 1, 5 и 10 мм соответственно, имеющего оптические свойства цельной крови.

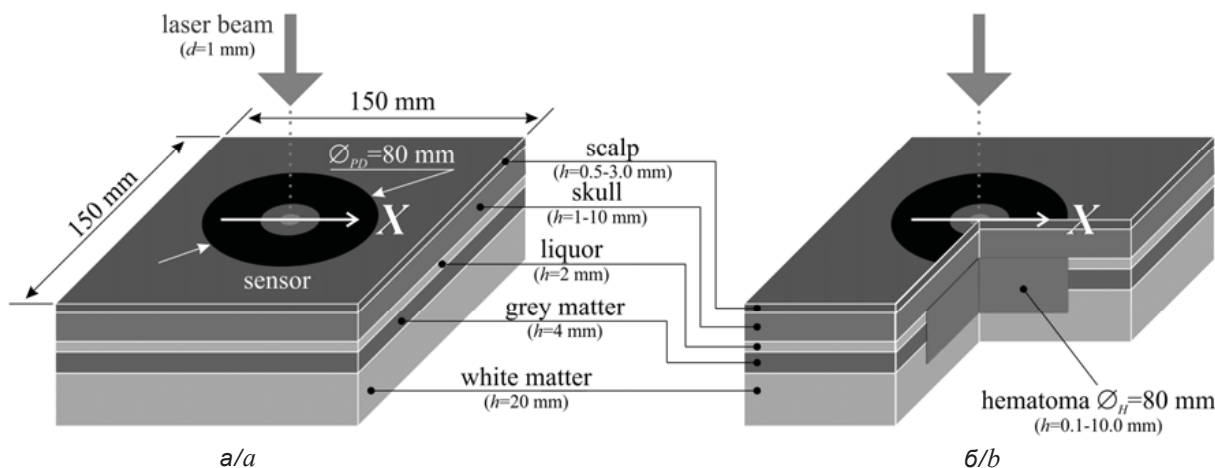


Рис. 1. Модель тканей головы и головного мозга в норме (а) и при гематоме (б) ( $h$  – толщина биоткани,  $d$  – диаметр лазерного пучка,  $\varnothing_{PD}$  – диаметр приёмника,  $\varnothing_H$  – диаметр гематомы,  $X$  – координатная ось)

Fig. 1. Model of the head (brain) tissues in norm (a) and in hematoma (b) ( $h$  – thickness of tissue,  $d$  – laser beam diameter,  $\varnothing_{PD}$  – sensor diameter,  $\varnothing_H$  – hematoma diameter,  $X$  – coordinate axis)

Значения коэффициентов поглощения и рассеяния тканей головы были выбраны из представленных в работах [17–19, 21, 27–31], значения коэффициента преломления – в работах [18, 32–35], фактора анизотропии – в работах [18, 21, 30, 36]. Оптические характеристики гематомы соответствуют оптическим характеристикам цельной крови, которые представлены в работах [37–39].

Оптические характеристики тканей головы и гематомы, используемые при моделировании в настоящей работе, приведены в таблице.

Источник лазерного излучения был расположен на расстоянии 1 м от первого слоя (скальпа), а его излучение представлено в виде коллимированного пучка диаметром 1 мм (см. рис. 1). Длины волн источника – 0.730, 0.805 и 0.980 мкм. Мощность излучения источника на всех длинах волн была одинаковой и составляла 10 мВт. Распределение энергии в пучке было равномерным. При моделировании использовано  $5 \cdot 10^9$  лучей. В качестве фазовой функции была использована функция Хеньи–Гринштейна. Пороговый вес фотона принимался равным  $10^{-8}$ .



**Оптические характеристики тканей головы и гематомы на длинах волн 0.730/0.805/0.980 мкм**  
**Optical properties of the head (brain) tissues and hematoma (wavelengths – 0.730/0.805/0.980 μm)**

Ткань Tissue	Оптические характеристики / Optical properties			
	$\mu_a$ , mm <sup>-1</sup>	$\mu_s$ , приведенный (reduced), mm <sup>-1</sup>	$g$	$n$
Скальп Skin (scalp)	0.035/0.03/0.03	3.2/2.3/1.5	0.72	1.44/1.43/1.42
Череп Bone (skull)	0.015/0.01/0.02	2.3/1.7/1.2	0.89/0.9/0.9	1.56
Ликвор Liquor	0.001	0.01	0.999	1.39
Серое вещество Grey matter	0.07/0.025/0.08	2.7/2.5/2.5	0.9	1.36
Белое вещество White matter	0.03/0.005/0.04	9.0/8.0/7.0	0.82	1.38
Гематома Hematoma	0.1/0.3/0.7	3.4/2.5/2.0	0.99	1.39

Приёмник диаметром 80 мм располагался на поверхности скальпа и поглощал весь падающий на него свет (см. рис. 1). Для беспрепятственного прохождения излучения от источника к скальпу в центре приёмника было сделано отверстие (диафрагма) диаметром 14 мм, в центр которого перпендикулярно поверхности скальпа падал пучок от источника лазерного излучения. В программном пакете «TracePro Expert-7.0.1 Release» была использована возможность отображения распределения интенсивности света на приёмной площадке приёмника, которое было тождественно распределению на поверхности кожи (скальпа) головы.

Полученные в результате компьютерного моделирования распределения интенсивности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы с и без гематомы для разных толщин кожи (скальпа), кости черепа были использованы для расчёта (в пределах площади, ограниченной размером приёмной площадки приёмника) мощности излучения на поверхности кожи головы в норме ( $W_1$ ) и мощности излучения на поверхности кожи головы при гематоме ( $W_2$ ), а также для вычисления их разности  $\Delta W$ .

**2. Моделирование распространения лазерного излучения в оптической модели тканей головы и головного мозга в норме и при внутричерепной гематоме**

На рис. 2, а – 4, а представлены распределения интенсивности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи (скальпа) головы в норме и при гематоме, полученные в результате расчётов с использованием описанной выше оптической модели для источников с длинами волн 0.730, 0.805 и 0.980 мкм соответственно.

Распределения представлены вдоль «координаты X», которая проходит через точку падения лазерного излучения на поверхность скальпа. На рис. 2, б – 4, б представлены зависимости разности мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности головы в норме и при гематоме, характерные для перечисленных выше длин волн, от толщины кожи (скальпа) и кости черепа при толщине гематомы 10 мм. На этих графиках интенсивность  $I'$  (отн. ед.) и  $\Delta W'$  (отн. ед.) получены в результате деления текущих значений интенсивности и  $\Delta W$  соответственно на максимальное значение интенсивности для данной длины волны без гематомы и на значение  $\Delta W$  на длине волны 0.805 мкм для толщины скальпа 2 мм, толщины черепа 1 мм и толщины гематомы 10 мм (при этих геометрических параметрах  $\Delta W$  максимальна).

Следует отметить, что в результате распространения в тканях головы интенсивность света существенно падает. В нашем случае интенсивность регистрируемого на поверхности кожи головы рассеянного назад света в  $10^6$ – $10^8$  раз ниже интенсивности света, падающего на поверхность скальпа от источника, что коррелирует с данными, представленными в работе [26]. Очевидно, что при таком ослаблении из 10 мВт падающей мощности поверхности скальпа достигнет только 0.1–10.0 мкВт, что на практике, возможно, требует использования фотоэлектронного умножителя или сверхчувствительных лавинных фотодиодов для регистрации, а также наносекундных лазеров в качестве источника света.

Из представленных зависимостей следует, что внутричерепная гематома вносит существенные искажения в форму распределения интенсивности света на поверхности скальпа.

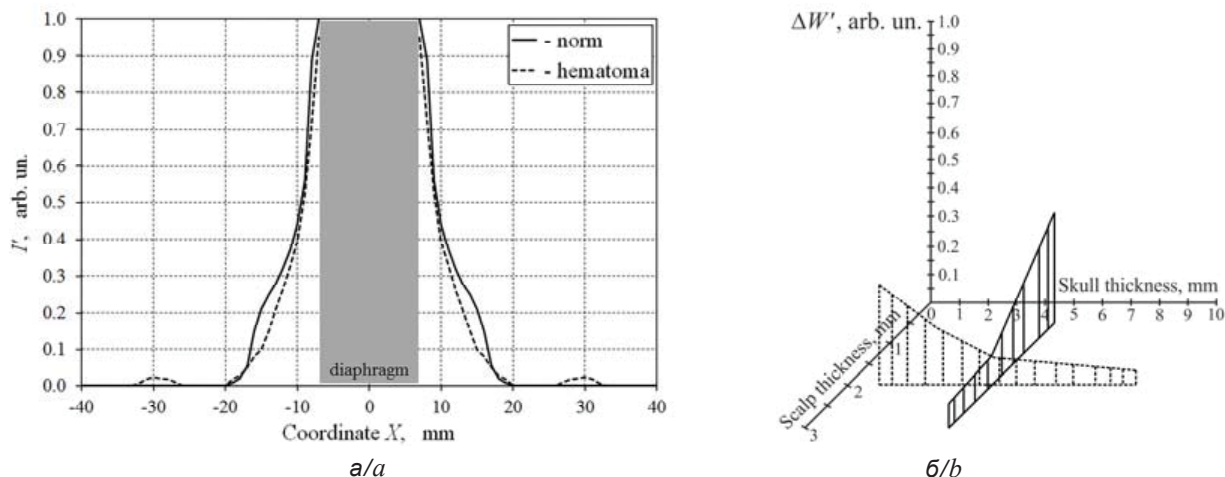


Рис. 2. Распределение интенсивности рассеянного назад лазерного излучения с длиной волны 0.730 мкм на поверхности кожи (скальпа) головы в норме и при гематоме (а) (толщина скальпа 2 мм, толщина черепа 5 мм, толщина гематомы 10 мм) и зависимость  $\Delta W'$  от толщины кожи (скальпа) и кости черепа (б) при толщине гематомы 10 мм

Fig. 2. Backscattered laser light intensity distribution with a wavelength of 0.730  $\mu\text{m}$  on the surface of the skin (scalp) in norm and in hematoma (a) (scalp thickness 2 mm, skull thickness 5 mm, hematoma thickness 10 mm) and the dependence of the  $\Delta W'$  from the thickness of the skin (scalp) and the bones of the skull (b) (hematoma thickness 10 mm)

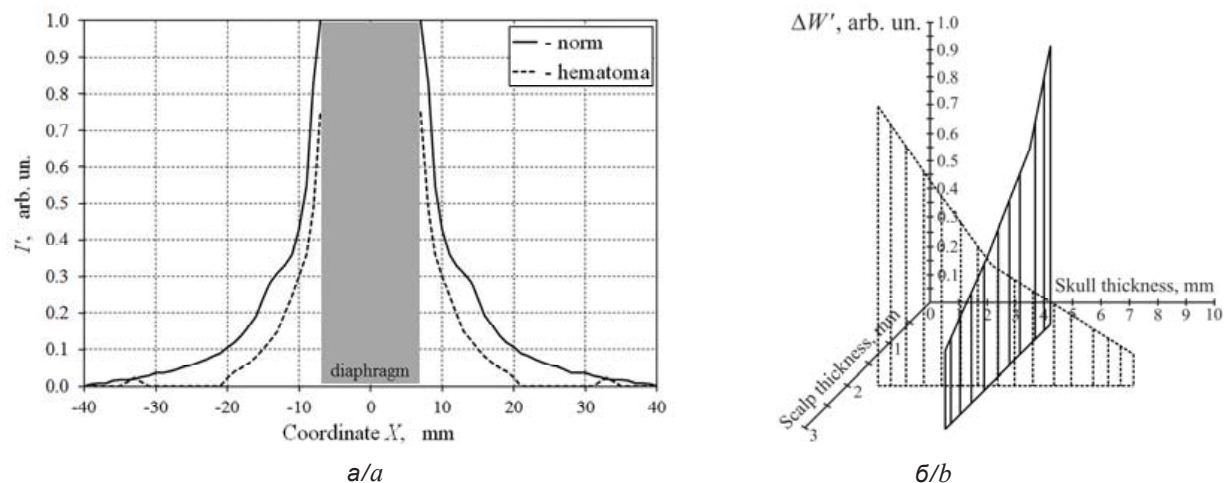


Рис. 3. Распределение интенсивности рассеянного назад лазерного излучения с длиной волны 0.805 мкм на поверхности кожи (скальпа) головы в норме и при гематоме (а) (толщина скальпа 2 мм, толщина черепа 5 мм, толщина гематомы 10 мм) и зависимость  $\Delta W'$  от толщины кожи (скальпа) и кости черепа (б) при толщине гематомы 10 мм

Fig. 3. Backscattered laser light intensity distribution with a wavelength of 0.805  $\mu\text{m}$  on the surface of the skin (scalp) in norm and in hematoma (a) (scalp thickness 2 mm, skull thickness 5 mm, hematoma thickness 10 mm) and the dependence of the  $\Delta W'$  from the thickness of the skin (scalp) and the bones of the skull (b) (hematoma thickness 10 mm)

В норме на длинах волн 0.730 мкм и 0.805 мкм распределение имеет форму круга («круговая» структура), часть которого не показана, так как не попадает на приёмник. На длине волн 0.980 мкм в норме и на всех длинах волн при гематоме распределение в центре имеет форму круга, а по краям – форму кольца (максимумы на некотором расстоянии от точки воздействия) – «кольцевая» структура. Эта «кольцевая» структура может

быть сформирована за счёт отражения ( $\Delta n = 0.17$ ) и поглощения света в гематоме. Можно предположить, что гематома выступает как своего рода поглощающий пространственный фильтр, т. е. поглощённые гематомой фотоны не достигают поверхности именно в этой её области, которая соответствует минимуму интенсивности в распределении. В этой связи чем толще гематома, тем сильнее эффект фильтрации и тем контрастнее

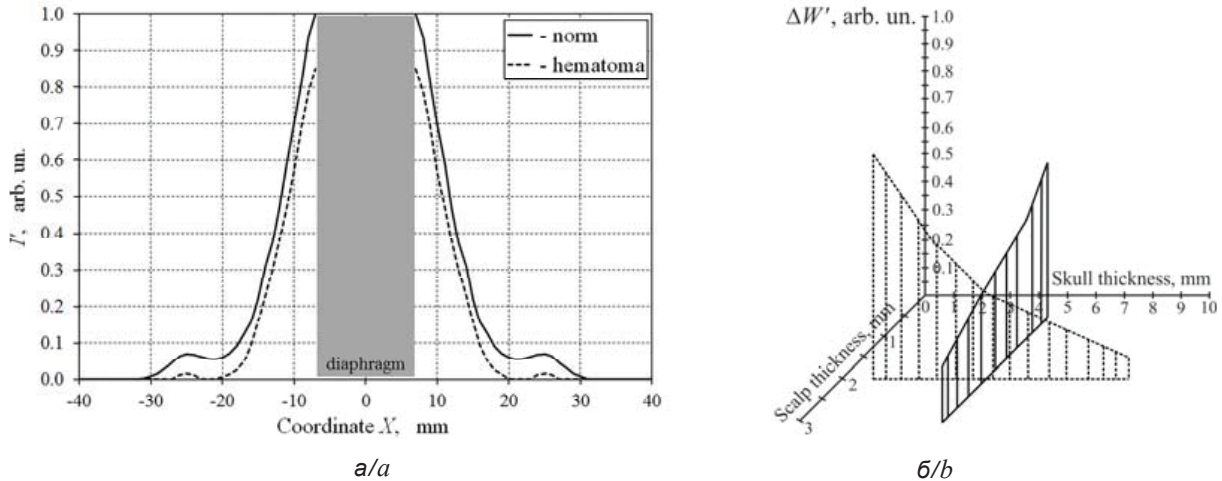


Рис. 4. Распределение интенсивности рассеянного назад лазерного излучения с длиной волны 0.980 мкм на поверхности кожи (скальпа) головы в норме и при гематоме (а) (толщина скальпа 2 мм, толщина черепа 5 мм, толщина гематомы 10 мм) и зависимость  $\Delta W'$  от толщины кожи (скальпа) и кости черепа (б) при толщине гематомы 10 мм

Fig. 4. Backscattered laser light intensity distribution with a wavelength of 0.980  $\mu\text{m}$  on the surface of the skin (scalp) in norm and in hematoma (a) (scalp thickness 2 mm, skull thickness 5 mm, hematoma thickness 10 mm) and the dependence of the  $\Delta W'$  from the thickness of the skin (scalp) and the bones of the skull (b) (hematoma thickness 10 mm)

«кольцевая» структура. Максимумы этих колец смещаются от центра распределения (точки воздействия лазерного излучения) в зависимости от длины волны. На длине волны 0.730 мкм максимумы расположены на расстоянии 30 мм, на длине волны 0.805 мкм – на расстоянии 33 мм, на длине волны 0.980 мкм – на расстоянии 25 мм. Максимальное отличие в интенсивностях этих «кольцевых» максимумов в норме и при гематоме наблюдается на длине волны 0.730 мкм. На основании представленных результатов можно заключить, что анализ распределения на длинах волн 0.730 мкм и 0.805 мкм может быть весьма перспективным для экспресс-диагностики гематомы, так как появление в распределении «колец» само по себе может служить сигналом о наличии гематомы.

Наибольшие отличия в «круговых» структурах с и без гематомы наблюдаются на длине волны 0.805 мкм, для которой интенсивности этих сигналов вблизи диафрагмы различают на 25%, в то время как на длине волны 0.980 мкм эта разница составляет 15%, а на длине волны 0.730 мкм – 5%.

Похожую на представленную в настоящей работе «кольцевую» структуру в распределении интенсивности рассеянного назад излучения на поверхности скальпа получили авторы [26]. В этой работе показано, что при гематоме в распределении интенсивности рассеянного назад сигнала появляется пространственная модуляция,

а глубина этой модуляции возрастает по мере увеличения объема гематомы. Максимальный объем гематомы в работе [26] составил 7.7 мл, что практически на порядок меньше объема гематомы (50 мл), результаты моделирования которой представлены на рис. 2–4 в настоящей работе. Следует отметить, что так же, как и авторы [26], мы наблюдали связь амплитуды модуляции с объемом гематомы, а именно чем больше был этот объем, тем выше была глубина модуляции, которая при 50 мл выродилась в «кольцевую» структуру. Вместе с тем дополнительные расчеты показали, что на «кольцевую» структуру, кроме объема, существенное влияние оказывает также форма гематомы. Если представить гематому в виде шара, то «кольцевая» структура исчезает. При попытке смещения места падения лазерного пучка относительно центра симметрии гематомы, представленной цилиндром, распределение на поверхности кожи головы становится несимметричным, и «кольцевая» структура сначала становится несимметричной, а в конечном итоге исчезает по мере удаления от границы гематомы. Следует обратить внимание на тот факт, что на рис. 2–4 «кольцевая» структура смещена от центра распределения к границе гематомы. Подобное поведение позволяет предположить, что эффект «кольцевой» структуры связан с вкладом границы гематомы, а именно образующей цилиндра. Этот вклад тем больше, чем толще гематома, а значит, тем больше её объем при постоянном диаметре.



Анализ мощности рассеянного назад сигнала показывает, что она различается в норме и при гематоме. Наибольшее различие наблюдается на длине волны 0.805 мкм. Так, например, при толщине скальпа 2 мм и толщине черепа 5 мм мощность рассеянного назад сигнала на длине волны 0.805 мкм при гематоме толщиной 10 мм составляет 50% от мощности сигнала в норме. На длине волны 0.980 мкм в этом случае разница составляет 40%, а на длине волны 0.730 мкм – 10%.

Также следует обратить внимание на существенное влияние, которое оказывают толщины тканей головы на мощность рассеянного назад света. С ростом толщины скальпа и черепа мощность рассеянного назад сигнала уменьшается как в норме, так и при гематоме. На всех рассмотренных длинах волн при этом изменение толщины скальпа оказывает более заметное влияние, чем изменение толщины черепа. Уменьшение мощности рассеянного назад сигнала в норме может быть связано с увеличением по мере увеличения толщины скальпа и черепа оптического хода лучей в них. Уменьшение при гематоме можно связать с тем, что при изменении толщины расположенных над ней тканей скальпа и черепа изменяется пространственное распределение падающих на гематому лучей, т. е. появляются

лучи, падающие на гематому под такими углами, под которыми они более эффективно, чем при меньших толщинах кожи и черепа, поглощаются в гематоме. Скорость уменьшения мощности рассеянного назад сигнала с ростом толщины кожи и черепа различается для тканей головы без и с гематомой. Однако, в конечном итоге, на всех рассмотренных длинах волн увеличение толщины скальпа и черепа приводит к уменьшению  $\Delta W'$ . Данный эффект может быть использован при диагностике глубины залегания гематомы, так как очевидно, что чем меньше  $\Delta W'$ , тем глубже расположена гематома.

Полученный в результате расчётов массив данных о поведении интенсивности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при гематоме позволил построить зависимость относительной разности мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при гематоме ( $\Delta W''$ ) от толщины гематомы. Данная зависимость при толщине скальпа 2 мм и толщине черепа 5 мм представлена на рис. 5. Величина  $\Delta W''$  получена при делении текущего значения  $\Delta W'$  на максимальное значение  $\Delta W'$  для представленных выше толщин тканей головы на длине волны 0.805 мкм.

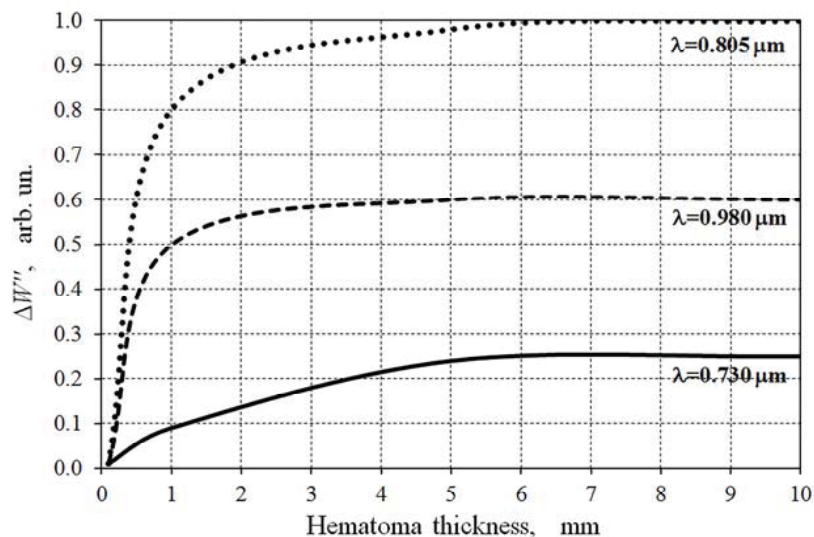


Рис. 5. Зависимость относительной разности  $\Delta W''$  рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при гематоме от толщины гематомы (толщина скальпа 2 мм, толщина черепа 5 мм)

Fig. 5. The dependence of the  $\Delta W''$  from hematoma thickness (scalp thickness 2 mm, skull thickness 5 mm)

Видно, что наибольшая разность  $\Delta W''$  наблюдается на длине волны 0.805 мкм, а наименьшая – на длине волны 0.730 мкм. Очевидно, это

связано с более низким, чем на других длинах волн, поглощением черепом излучения на длине волны 0.805 мкм ( $\mu_a=0.01 \text{ мм}^{-1}$ ) и кровью излу-





чения на длине волны 0.730 мкм ( $\mu_a=0.1 \text{ мм}^{-1}$ ). Следует также обратить внимание на нелинейный характер представленной зависимости. На первоначальном участке, до тех пор, пока толщина гематомы не превысила  $6\pm 1$  мм, разность  $\Delta W''$  увеличивается с ростом толщины гематомы. При дальнейшем возрастании толщины гематомы разность  $\Delta W''$  перестаёт изменяться. На длинах волн 0.805 мкм и 0.980 мкм разность  $\Delta W''$  достигает 90% от максимального значения при толщине гематомы равной 2 мм, а на длине волны 0.730 мкм – при толщине 4 мм. Этот факт можно объяснить более высоким, чем на других длинах волн, рассеянием кровью излучения на длине волны 0.730 мкм ( $\mu_s'=3.4 \text{ мм}^{-1}$ ).

Представленные в настоящей работе результаты весьма близки к результатам работы [26], авторы которой использовали четырёхслойную модель и не разделяли серого и белого вещества головного мозга. Использование пятислойной модели, очевидно, позволяет точнее описать распространение света в тканях головного мозга, но, так как гематома практически полностью блокирует доступ света к тканям коры головного мозга, учёт особенностей её строения в рамках послойного моделирования представляется не столь необходимым, как учёт толщины скальпа, черепа и самой гематомы. Таким образом, отмеченная выше близость результатов моделирования (корреляция формы и амплитуды пространственного распределения рассеянного назад сигнала на поверхности кожи в норме и при гематоме) очевидно показывает преемственность и позволяет надеяться на адекватность предложенной авторами настоящей работы пятислойной модели. Вместе с тем нет полного совпадения, так как в [26] моделирование выполнено на близких, но всё-таки отличных от использованных в настоящей работе длинах волн излучения.

К преимуществам анализа сигнала на длине волны 0.805 мкм по сравнению с другими, в том числе использованными в работе [26] длинами волн, кроме высокой чувствительности к присутствию гематомы можно отнести её изобестичность, которая исключает влияние на результаты измерений присутствия кислорода в крови. В работе [14] также в качестве источника света рекомендован светодиод, излучающий на длине волны 0.805 мкм (мощность 3.5 мВт), что исключает влияние на результаты детектирования гематомы насыщенности крови кислородом. Это обстоятельство весьма важно, так как при гематоме содержание кислорода в ней может

существенно изменяться в течение времени. Использование лазерного, а не светодиодного излучения позволит повысить яркость, что в совокупности с возможностью генерации наносекундных импульсов может существенно упростить систему детектирования и повысить соотношение сигнал/шум в приёмном тракте.

### Заключение

Разработана оптическая модель тканей головы и головного мозга в норме и при наличии гематомы. Модель состоит из пяти плоских слоёв. Сочетанная эпидуральная и субдуральная гематома малых и средних размеров смоделирована в виде цилиндра, полностью состоящего из крови. В результате компьютерного моделирования с использованием данной модели определено влияние толщины кожи головы (скальпа) и кости черепа на разность мощностей рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при наличии гематомы, а именно показано, что разность этих мощностей в норме и при наличии гематомы тем больше, чем меньше толщина кожи головы (скальпа) и кости черепа. Наибольшая для рассмотренных в работе длин волн разность мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при наличии гематомы наблюдалась на длине волны зондирующего лазерного излучения 0.805 мкм. Установлено, что при увеличении толщины гематомы разность мощности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы в норме и при наличии гематомы нелинейно увеличивается вплоть до достижения гематомой толщины  $6\pm 1$  мм, а затем не изменяется. Показано, что в норме на длинах волн 0.730 мкм и 0.805 мкм распределение интенсивности рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы имеет форму круга, на длине волны 0.980 мкм в норме и на всех длинах волн при гематоме распределение в центре имеет форму круга, а по краям – форму кольца.

Полученные результаты могут быть положены в основу нового неконтактного оптического метода экспресс-диагностики внутричерепной гематомы, заключающегося в фото- или видеорегистрациях распределения интенсивностей рассеянного назад лазерного излучения на поверхности кожи головы.

### Благодарности

Авторы благодарят Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оп-



тики (Университет ИТМО; Россия), компании «Medineqs Ltd.» (Кипр) и ООО «Нела» (Россия) за финансовую поддержку.

Авторы благодарят С. Н. Смирнова (Университет ИТМО) за помощь в редактировании рукописи.

### Список литературы

1. Шилкин В. В. Анатомия по Пирогову. Атлас анатомии человека. М. : Медицина, 2013. 724 с.
2. Сапин М. Р. Анатомия человека. М. : Медицина, 1993. 560 с.
3. Бурых М. П., Григорьева И. А. Клиническая анатомия мозгового отдела головы. Харьков : Каравелла, 2002. 240 с.
4. Большой медицинский словарь. URL: <http://www.medsiv.ru> (дата обращения: 17.02.2017).
5. Смышчёр В. Б., Пономарёва Е. Н. Черепно-мозговая травма. Минск : НИИ МЭ и Р, 2010. 430 с.
6. Кондаков Е. Н., Кривецкий В. В. Черепно-мозговая травма : руководство для врачей неспециализированных стационаров. СПб. : СпецЛит, 2002. 272 с.
7. Котельников Г. П., Миронов С. П. Травматология : национальное руководство. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. 820 с.
8. Кишковский А. Н., Тютин Л. А. Неотложная рентгенодиагностика. М. : Медицина, 1989. 238 с.
9. Марусина М. Я., Казначеева А. О. Современные виды томографии. СПб. : ИТМО, 2006. 131 с.
10. Верещагин Н. В., Брагина Л. К. Компьютерная томография головного мозга. М. : Медицина, 2002. 251 с.
11. Хорнак Д. П. Основы МРТ. URL: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside-r.htm> (дата обращения: 17.02.2017).
12. Труфанов Г. Е., Рамшивили Т. Е. Лучевая диагностика. Травмы головы и позвоночника. СПб. : ЭЛБИ-СПб, 2006. 195 с.
13. Дмитриева Т. Б., Краснов В. Н. Психиатрия. Национальное руководство. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2009. 993 с.
14. Zhang Q., Ma H., Nioka S., Chance B. Study of near infrared technology for intracranial hematoma detection // J. Biomed. Opt. 2000. Vol. 5, iss. 2. P. 206–213. DOI: 10.1117/1.429988.
15. InfraScanner model 2000. URL: [http://www.sintogroup.ru/infrascanner\\_2000/index.htm](http://www.sintogroup.ru/infrascanner_2000/index.htm) (дата обращения: 17.02.2017).
16. Кутергина Е. С., Аристов А. А. Ближняя инфракрасная спектроскопия для определения внутричерепных гематом // Современные техника и технологии : XIX междунар. науч.-практ. конф. Томск : Национальный исследовательский Томский политехнический университет, 2013. С. 397–398.
17. Korhonen V. O., Myllyla T. S., Kirillin M. Y., Popov A. P., Vykov A. V., Gorshkov A. V., Sergeeva E. A., Kinnunen M., Kiviniemi V. Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain // IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics. 2014. Vol. 20, iss. 2. P. 289–298. DOI: 10.1109/JSTQE.2013.2279313.
18. Herrera-Vega J., Orihuela-Espina F. Image Reconstruction in Functional Optical Neuroimaging the modelling and separation of the scalp blood flow : A research proposal. Division of Computational Sciences. National Institute of Astrophysics, Optics and Electronics, INAOE (Mexico) CCC-15-002, 2015. 47 p.
19. Okada E., Firbank M., Schweiger M., Arridge S. R., Cope M., Delpy D. T. Theoretical and experimental investigation of near-infrared light propagation in a model of the adult head // Applied Optics. 1997. Vol. 36, iss. 1. P. 21–31. DOI: 10.1364/AO.36.000021.
20. Leung T. S., Elwell C. E. Estimation of cerebral oxygen and deoxy-haemoglobin concentration changes in a layered adult head model using near-infrared spectroscopy and multivariate statistical analysis // Physics in Medicine and Biology. 2005. Vol. 50. P. 5783–5798. DOI: 10.1088/0031-9155/50/24/002.
21. Сорвойя Х. С. С., Мюллюля Т. С., Кириллин М. Ю., Сергеева Е. А., Мюллюля Р. А., Элесуд А. А., Никкинен Ю., Тервонен О., Кивиниеми В. Неинвазивный МРТ-совместимый волоконно-оптический прибор для функциональной рефлектометрии мозга человека в оптическом и ближнем ИК диапазонах // Квантовая электроника. 2010. Т. 40, № 12. С. 1067–1073. DOI: 10.1070/QE2010v040n12ABEH014503.
22. Boas D. A., Culver J. P., Stott J. J., Dunn A. K. Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head // Opt. Express. 2002. Vol. 10, iss. 3. P. 159–170. DOI: 10.1364/OE.10.000159.
23. Fang Q. Q., Boas D. A. Monte Carlo Simulation of Photon Migration in 3D Turbid Media Accelerated by Graphics Processing Units // Opt. Express. 2009. Vol. 17, iss. 22. P. 20178–20190. DOI: 10.1364/OE.17.020178.
24. Chuang C. C., Chen C. M., Hsieh Y. S., Liu T. C., Sun C. W. Brain structure and spatial sensitivity profile assessing by near-infrared spectroscopy modeling based on 3D MRI data // J. Biophotonics. 2013. Vol. 6, iss. 3. P. 267–274. DOI: 10.1002/jbio.201200025.
25. Kurihara K., Kawaguchi H., Obata T., Ito H., Sakatani K., Okada E. The influence of frontal sinus in brain activation measurements by near-infrared spectroscopy analyzed by realistic head models // Biomed. Opt. Express. 2012. Vol. 3, iss. 9. P. 2121–2130. DOI: 10.1364/BOE.3.002121.
26. Francis R., Khan B., Alexandrakis G., Florence J., MacFarlane D. NIR light propagation in a digital head model for traumatic brain injury (TBI) // Biomed. Opt. Express. 2015. Vol. 6, iss. 9. P. 3256–3267. DOI: 10.1364/BOE.6.003256.
27. Van der Zee P., Essenpreis M., Delpy D. T. Optical properties of brain tissue // Proc. of SPIE. 1993. Vol. 1888. P. 454–465. DOI: 10.1117/12.154665.
28. Sandell J. L., Zhu T. C. A review of *in-vivo* optical properties of human tissues and its impact on PDT // J. Biophotonics. 2011. Vol. 4, iss. 11–12. P. 773–787. DOI: 10.1002/jbio.201100062.



29. *Bashkatov A. N., Genina E. A., Kochubey V. I., Tuchin V. V.* Optical properties of human cranial bone in the spectral range from 800 to 2000 nm // Proc. of SPIE. 2006. Vol. 6163. P. 616310-1–616310-11. DOI: 10.1117/12.697305.
30. *Van der Zee P.* Measurement and modelling of the optical properties of human tissue in the near infrared. L.: University College London, 1992. 302 p.
31. *Delpy D. T., Cope M.* Quantification in tissue near-infrared spectroscopy // Phil. Trans. R. Soc. Lond. B. 1997. Vol. 352, iss. 1354. P. 649–659. DOI: 10.1098/rstb.1997.0046.
32. *Ding H., Lu J. Q., Wooden W. A., Kragel P. J., Hu X. H.* Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm // Phys. Med. Biol. 2006. Vol. 51. P. 1479–1489. DOI:10.1088/0031-9155/51/6/008.
33. *Binding J., Arous J. B., Leger J.-F., Gigan S., Voccaro C., Bourdieu L.* Brain refractive index measured *in vivo* with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy // Opt. Express. 2011. Vol. 19, iss. 6. P. 4833–4847. DOI: 10.1364/OE.19.004833.
34. *Ascenzi A., Fabry C.* Technique for dissection and measurement of refractive index of osteones // J. of Biophysical and Biochemical Cytology. 1959. Vol. 6, iss. 1. P. 139–143.
35. *Kertzscher U., Schneider T., Goubergrits L., Affeld K., Hanggi D., Spuler A.* *In Vitro* Study of Cerebrospinal Fluid Dynamics in a Shaken Basal Cistern after Experimental Subarachnoid Hemorrhage // PLoS One. 2012. Vol. 7, iss. 8. e41677. DOI: 10.1371/journal.pone.0041677.
36. *Van der Zee P., Essenpreis M., Delpy D. T.* Optical properties of brain tissue // Proc. of SPIE. 1993. Vol. 1888. P. 454–465. DOI: 10.1117/12.154665.
37. *Faber D. J., Aalders M. C. G., Mik E. G., Hooper B. A., van Gemert M. J. C., van Leeuwen T. G.* Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood // Phys. Rev. Lett. 2004. Vol. 93, iss. 2. P. 028102-1–028102-4. DOI: 10.1103/PhysRevLett.93.028102.
38. *Jacques S. L.* Optical properties of biological tissues: a review // Phys. Med. Biol. 2013. Vol. 58, № 11. P. R37–R61. DOI: 10.1088/0031-9155/58/11/R37.
39. *Friebel M., Roggan A., Muller G., Meinke M.* Determination of optical properties of human blood in the spectral range 250 to 1100 nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase functions // Journal of Biomedical Optics. 2006. Vol. 11, iss. 3. P. 034021-1–034021-10. DOI: 10.1117/1.2203659.

#### Образец для цитирования:

Беликов А. В., Скрипник А. В., Антропова М. М. Численное моделирование методом Монте–Карло распространения лазерного излучения в многослойной среде, имитирующей ткани головы в норме и при внутричерепной гематоме // Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика. 2017. Т. 17, вып. 3. С. 158–170. DOI: 10.18500/1817-3020-2017-17-3-158-170.

#### Monte Carlo Simulation of Laser Radiation Propagation in the Multilayers Model of Head and Brain Tissues in Health and in the Presence of Intracranial Hematoma

A. V. Belikov, A. V. Skrypnik, M. M. Antropova

Andrey V. Belikov, ORCID 0000-0001-8733-4860, Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics, 49, Kronverkskiy Av., Saint Petersburg, 197101, Russia, avbelikov@gmail.com

Alexei V. Skrypnik, ORCID 0000-0001-6424-2007, Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics, 49, Kronverkskiy Av., Saint Petersburg, 197101, Russia, alesch\_skrypnik@mail.ru

Maria M. Antropova, ORCID 0000-0003-1374-7990, Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics, 49, Kronverkskiy Av., Saint Petersburg, 197101, Russia, antropovamm@mail.ru

**Background and Objectives:** Development of new optical methods of non-contact express diagnostics of intracranial hematoma remains an actual task. The development of optical model of the head in norm and in the presence of intracranial hematoma is the aim of the present study. Influence of the dimensions of the head tissues with and without hematoma on distribution of the backscattered laser radiation intensity

is discussed. **Materials and Methods:** The optical model of the head and brain tissues in norm and in the presence of intracranial hematoma is developed. The computer simulations (Monte Carlo method) of the laser radiation propagation (wavelengths of 0.730  $\mu\text{m}$ , 0.805  $\mu\text{m}$  and 0.980  $\mu\text{m}$ ) were performed with the help of the developed model. **Results:** In case of hematoma the “ring” structure of the backscattered laser radiation intensity distribution is observed on the surface of the scalp. The influence of the skin thickness of the head (scalp), skull thickness and hematoma thickness on the difference in the power for backscattered laser radiation on the surface of the scalp in health and in the presence of hematoma is discussed. It is shown that this difference is maximal at the wavelength of laser radiation equal to 0.805  $\mu\text{m}$ . The smaller thickness of the scalp and the bones of the skull the greater this difference. It is shown that this difference is maximal at the wavelength of laser radiation of 0.805  $\mu\text{m}$ . The smaller the thickness of the skin of the head (scalp) and the bones of the skull the greater this difference. **Conclusion:** It was established that difference in the power of backscattered laser radiation on the surface of the scalp in health and in the presence of hematoma increases nonlinearly while increasing of the hematoma thickness. **Key words:** optical model, absorption, scattering, laser radiation, hematoma, blood, skin, skull, grey matter, white matter.

#### Acknowledgments

*This work was supported by the Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics (ITMO Uni-*



versity, Saint Petersburg, Russia), Nela Ltd. (Saint Petersburg, Russia) and Medineqs Ltd. (Nicosia, Cyprus) for equipment and support of this study.

The authors are also grateful to Sergey N. Smirnov (ITMO University, Saint Petersburg, Russia) for editing of this paper.

## References

1. Shilkin V. V. *Anatomiia po Pirogovu. Atlas anatomii cheloveka* [Anatomy by Pirogov. Atlas of human anatomy]. Moscow, Medicine, 2013. 724 p. (in Russian).
2. Sapin M. R. *Anatomiia cheloveka* [Human Anatomy]. Moscow, Medicine, 1993. 560 p. (in Russian).
3. Burykh M. P., Grigor'eva I. A. *Klinicheskaya anatomii mozgovogo otdela golovy* [Clinical anatomy of the cerebral part of the head]. Kharkov, Karavella, 2002. 240 p. (in Russian).
4. *Bol'shoi meditsinskii slovar'* [Large medical dictionary]. Available at: <http://www.medslv.ru> (accessed 17 February 2017) (in Russian).
5. Smychek V. B., Ponomareva E. N. *Cherepno mozgovaia travma* [Skull-brain injury]. Minsk, NII MJe i R, 2010. 430 p. (in Russian).
6. Kondakov E. N., Krivetskii V. V. *Cherepno mozgovaia travma: rukovodstvo dlia vrachei nespetsializirovannykh statsionarov* [Skull-brain injury: guide for unspecialized hospitals physicians]. St. Petersburg, SpetsLit, 2002. 272 p. (in Russian).
7. Kotel'nikov G. P., Mironov S. P. *Travmatologiya: natsional'noe rukovodstvo* [Traumatology: national guide]. Moscow, GEOTAR-Media, 2008. 820 p. (in Russian).
8. Kishkovskii A. N., Tiutin L. A. *Neotlozhnaya rentgenodiagnostika* [Emergency radiology]. Moscow, Medicine, 1989. 238 p. (in Russian).
9. Marusina M. Ia., Kaznacheeva A. O. *Sovremennyye vidy tomografii* [Modern types of tomography]. St. Petersburg, Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics, 2006. 131 p. (in Russian).
10. Vereshchagin N. V., Bragina L. K. *Komp'yuternaya tomografiya golovnogo mozga* [Computer tomography of the brain]. Moscow, Medicine, 2002. 251 p. (in Russian).
11. Khornak D. P. *Osnovy MRT* (Basis of MRI). Available at: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside-r.htm> (accessed 17 February 2017) (in Russian).
12. Trufanov G. E., Ramishvili T. E. *Luchevaya diagnostika. Travmy golovy i pozvonochnika* [Radiology. Head and spinal injuries]. St. Petersburg, ELBI-SPb, 2006. 195 p. (in Russian).
13. Dmitrieva T. B., Krasnov V. N. *Psikhiatriya: natsional'noe rukovodstvo* [Psychiatry: national guide]. Moscow, GEOTAR-Media, 2009. 993 p. (in Russian).
14. Zhang Q., Ma H., Nioka S., Chance B. Study of near infrared technology for intracranial hematoma detection. *J. Biomed. Opt.*, 2000. vol. 5, iss. 2, pp. 206–213. DOI: 10.1117/1.429988.
15. *InfraScanner model* (2000). Available at: [http://www.sintogroup.ru/infrascanner\\_2000/index.htm](http://www.sintogroup.ru/infrascanner_2000/index.htm) (accessed 17 February 2017) (in Russian).
16. Kutergina E. S., Aristov A. A. Near infrared spectroscopy for the determination of intracranial hematoma. In: *Modern technics and technologies: XIX international scientific-practical conference*. Tomsk, Tomsk National Research Polytech University, 2013, pp. 397–398 (in Russian).
17. Korhonen V. O., Myllyla T. S., Kirillin M. Y., Popov A. P., Bykov A. V., Gorshkov A. V., Sergeeva E. A., Kinnunen M., Kiviniemi V. Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2014, vol. 20, iss. 2, pp. 289–298. DOI: 10.1109/JSTQE.2013.2279313.
18. Herrera-Vega J., Orihuela-Espina F. *Image Reconstruction in Functional Optical Neuroimaging the Modelling and Separation of the Scalp Blood Flow: A research proposal*. Division of Computational Sciences. National Institute of Astrophysics, Optics and Electronics, INAOE (Mexico) CCC-15-002, 2015. 47 p.
19. Okada E., Firbank M., Schweiger M., Arridge S. R., Cope M., Delpy D. T. Theoretical and experimental investigation of near-infrared light propagation in a model of the adult head. *Applied Optics*, 1997, vol. 36, iss. 1, pp. 21–31. DOI: 10.1364/AO.36.000021.
20. Leung T. S., Elwell C. E. Estimation of cerebral oxygen and deoxy-haemoglobin concentration changes in a layered adult head model using near-infrared spectroscopy and multivariate statistical analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, vol. 50, pp. 5783–5798. DOI:10.1088/0031-9155/50/24/002.
21. Sorvoya H. S. S., Miulliulia T. S., Kirillin M. Iu., Sergeeva E. A., Miulliulia R. A., Elesud A. A., Nikkinen Iu., Tervonen O., Kiviniemi V. Non-invasive, MRI-compatible fiberoptic device for functional near-IR reflectometry of human brain. *Quantum Electronics*, 2010, vol. 40, no. 12, pp. 1067–1073. DOI: 10.1070/QE2010v040n12ABEH014503 (in Russian).
22. Boas D. A., Culver J. P., Stott J. J., Dunn A. K. Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head. *Opt. Express*, 2002, vol. 10, iss. 3, pp. 159–170. DOI: 10.1364/OE.10.000159.
23. Fang Q. Q., Boas D. A. Monte Carlo Simulation of Photon Migration in 3D Turbid Media Accelerated by Graphics Processing Units. *Opt. Express*, 2009, vol. 17, iss. 22, pp. 20178–20190. DOI: 10.1364/OE.17.020178.
24. Chuang C. C., Chen C. M., Hsieh Y. S., Liu T. C., Sun C. W. Brain structure and spatial sensitivity profile assessing by near-infrared spectroscopy modeling based on 3D MRI data. *J. Biophotonics*, 2013, vol. 6, iss. 3, pp. 267–274. DOI: 10.1002/jbio.201200025.
25. Kurihara K., Kawaguchi H., Obata T., Ito H., Sakatani K., Okada E. The influence of frontal sinus in brain activation measurements by near-infrared spectroscopy analyzed by realistic head models. *Biomed. Opt. Express*, 2012, vol. 3, iss. 9, pp. 2121–2130. DOI: 10.1364/BOE.3.002121.
26. Francis R., Khan B., Alexandrakis G., Florence J., MacFarlane D. NIR light propagation in a digital head model



- for traumatic brain injury (TBI). *Biomed. Opt. Express*, 2015, vol. 6, iss. 9, pp. 3256–3267. DOI: 10.1364/BOE.6.003256.
27. Van der Zee P., Essenpreis M., Delpy D. T. Optical properties of brain tissue. *Proc. of SPIE*, 1993, vol. 1888, pp. 454–465. DOI: 10.1117/12.154665.
28. Sandell J. L., Zhu T. C. A review of *in-vivo* optical properties of human tissues and its impact on PDT. *J. Biophotonics*, 2011, vol. 4, no. 11–12, pp. 773–787. DOI: 10.1002/jbio.201100062.
29. Bashkatov A. N., Genina E. A., Kochubey V. I., Tuchin V. V. Optical properties of human cranial bone in the spectral range from 800 to 2000 nm. *Proc. of SPIE*, 2006, vol. 6163, pp. 616310-1–616310-11. DOI: 10.1117/12.697305.
30. Van der Zee P. *Measurement and modelling of the optical properties of human tissue in the near infrared*. London, University College London, 1992. 302 p.
31. Delpy D. T., Cope M. Quantification in tissue near-infrared spectroscopy. *Phil. Trans. R. Soc. Lond. B.*, 1997, vol. 352, iss. 1354, pp. 649–659. DOI: 10.1098/rstb.1997.0046.
32. Ding H., Lu J. Q., Wooden W. A., Kragel P. J., Hu X. H. Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm. *Phys. Med. Biol.*, 2006, vol. 51, pp. 1479–1489. DOI:10.1088/0031-9155/51/6/008.
33. Binding J., Arous J. B., Leger J.-F., Gigan S., Boccara C., Bourdieu L. Brain refractive index measured *in vivo* with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy. *Opt. Express*, 2011, vol. 19, iss. 6, pp. 4833–4847. DOI: 10.1364/OE.19.004833.
34. Ascenzi A., Fabry C. Technique for dissection and measurement of refractive index of osteones. *Journal of Biophysical and Biochemical Cytology*, 1959, vol. 6, iss. 1, pp. 139–143.
35. Kertzscher U., Schneider T., Goubergrits L., Affeld K., Hanggi D., Spuler A. *In vitro* Study of Cerebrospinal Fluid Dynamics in a Shaken Basal Cistern after Experimental Subarachnoid Hemorrhage. *PLoS ONE*, 2012, vol. 7, iss. 8, e41677. DOI: 10.1371/journal.pone.0041677.
36. Van der Zee P., Essenpreis M., Delpy D. T. Optical properties of brain tissue. *Proc. of SPIE*, 1993, vol. 1888, pp. 454–465. DOI: 10.1117/12.154665.
37. Faber D. J., Aalders M. C. G., Mik E. G., Hooper B. A., van Gemert M. J. C., van Leeuwen T. G. Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood. *Phys. Rev. Lett.*, 2004, vol. 93, iss. 2, pp. 028102-1–028102-4. DOI: 10.1103/PhysRevLett.93.028102.
38. Jacques S. L. Optical properties of biological tissues: a review. *Phys. Med. Biol.*, 2013, vol. 58, no. 11, pp. R37–R61. DOI: 10.1088/0031-9155/58/11/R37.
39. Friebe M., Roggan A., Muller G., Meinke M. Determination of optical properties of human blood in the spectral range 250 to 1100 nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase functions. *J. Biomed. Opt.*, 2006, vol. 11, iss. 3, pp. 034021-1–034021-10. DOI: 10.1117/1.2203659.

**Cite this article as:**

Belikov A. V., Skrypnik A. V., Antropova M. M. Monte Carlo Simulation of Laser Radiation Propagation in the Multilayers Model of Head and Brain Tissues in Health and in the Presence of Intracranial Hematoma. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Physics*, 2017, vol. 17, iss. 3, pp. 158–170 (in Russian). DOI: 10.18500/1817-3020-2017-17-3-158-170.