

03
Исследование глубины проникновения оптического излучения на теоретических моделях неоднородных биологических сред и с использованием носимого аппаратного комплекса медицинского мониторинга

© М.Ю. Заневская, М.С. Мазинг, А.Ю. Зайцева

Институт аналитического приборостроения РАН,
198095 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: anna@da-24.ru

Поступило в Редакцию 29 февраля 2024 г.

В окончательной редакции 29 июля 2024 г.

Принято к публикации 29 июля 2024 г.

Приведен теоретический расчет глубины проникновения оптического излучения в различные виды биологической ткани. Сформированы теоретические модели следующих тканей: кровь, дерма, стенка артериального сосуда, для которых была теоретически рассчитана глубина проникновения излучения. Проведено экспериментальное исследование глубины проникновения излучения для биологических тканей человека с разной модификацией положения источника и приемника излучения с целью оптимизации конструкции разработанного ИАП РАН (г. Санкт-Петербург) носимого аппаратного комплекса медицинского мониторинга функционального состояния человека на основе оптико-электронных датчиков. Полученные теоретические и экспериментальные результаты в дальнейшем могут быть использованы для разработки эффективных систем мониторинга микроциркуляторно-тканевых систем и подтверждают перспективность применения неинвазивной спектrophотометрической диагностики в клинической практике.

Ключевые слова: биологическая ткань, оптическое излучение, поглощение, аппаратно-программный комплекс.

DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58673.67-24

Введение

Здоровье и работоспособность человека во многом определяются процессами обмена веществ в различных органах и тканях, продукты которого распределены в биологических средах организма (в клетках, крови, выдыхаемом воздухе, моче и др.) и являются индикаторами функционального состояния физиологических систем организма. Функциональное состояние и функциональный резерв человека являются важными показателями, характеризующими защищенность организма от возникновения различных заболеваний сердечно-сосудистой и дыхательной систем. Основная функция кардиореспираторной системы, всех систем транспорта и утилизации кислорода — обеспечение организма достаточным адекватным количеством кислорода [1]. Отклонение от нормы в ее основных показателях является признаком ухудшения функционального состояния организма в целом, поэтому так важна своевременная диагностика данной системы [2]. В настоящей работе решается проблема разработки неинвазивной системы контроля функционального состояния человека, реализуемой посредством оптических датчиков в моменты физической нагрузки. Для более осознанного и детального подхода к решению данной проблемы было проведено теоретическое исследование взаимодействия оптического излучения и биологической ткани. В настоящее время в

России и мире применяются бесконтактные оптические и акустические технологии [3]. Особую популярность приобретают носимые датчики здоровья, обеспечивающие мониторинг физиологических параметров человека благодаря нескольким биосенсорам на теле и внутри тела [4]. Предлагаемый авторами подход в отличие от актуальных в этой области разработок предполагает качественный анализ функционального состояния человека, т. е. по совокупности данных, полученных разработанной системой, пользователь получает сигнал о нарушении параметров функционального состояния организма, что означало бы необходимость прекращения физической нагрузки.

Спектrophотометрический метод анализа биологических тканей — это перспективный неинвазивный метод оценки, в основе которого лежит способность различных химических соединений взаимодействовать с излучением с помощью поглощения.

Процессы взаимодействия излучения с биологической средой показаны на рис. 1.

Способность веществ поглощать электромагнитное излучение определяется такими факторами, как концентрация вещества, температура (такой перепад температур, как 30–90°C соответствует снижению коэффициента поглощения воды на 0.885 cm^{-1} [5]), длина волны излучения и толщина поглощающего слоя. В биологических тканях основными поглощающими цен-

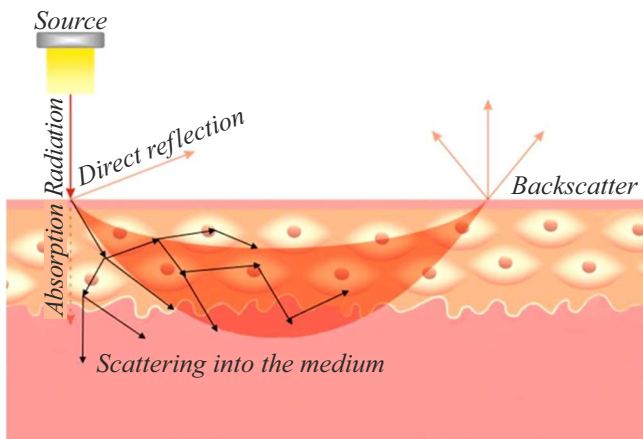


Рис. 1. Взаимодействие оптического излучения с биологической тканью.

трами — хромофорами — являются молекулы воды, жира, гемоглобин и другие структурные компоненты.

Знание глубины проникновения излучения в биоткань важно для медицинских процедур и исследований, так как позволяет определить оптимальную дозу (достаточную для получения необходимой информации, но не вредоносную для здоровья пациента) и тип излучения.

1. Теоретическое исследование процесса проникновения излучения в биологическую ткань

Объектом исследования являлись процессы взаимодействия оптического излучения с биологической тканью, конкретно — процесс проникновения излучения на разную глубину в зависимости от типа тканей. Под биологической тканью подразумевается система, включающая клетки и межклеточное вещество, которые объединены общим происхождением и выполняемыми функциями [6]. В данном исследовании были рассмотрены эпителиальная (дерма) и соединительная (кровь, кровеносные артериальные сосуды) ткани.

Дерма — это средний слой кожного покрова, включающий в себя два внутренних слоя: сетчатый (нижняя и толстая составляющая дермы, которая образует пластичную границу с подкожно-жировой клетчаткой) и сосочковый (верхняя часть дермы, которая образует четкую волнообразную границу с эпидермисом). Основные структурные компоненты дермы — коллаген и эластин — белки соединительной ткани, а именно коллаген и эластин являются основными структурными компонентами дермы и обеспечивают ей прочность и эластичность [7] (рис. 2).

Кровь — это жидкая соединительная ткань, состоящая из плазмы (межклеточного вещества) на 55% и на 45% — из клеток крови. Органические составляющие плазмы — белки крови, продукты обмена и питательные вещества. Неорганические вещества плазмы включают

различные ионы, которые поддерживают осмотическое давление и pH крови. Форменные элементы крови — это клетки и постклеточные элементы, выполняющие различные функции, важнейшая из которых — передача кислорода к внутренним тканям и органам за счет эритроцитов, содержащих гемоглобин [8].

Строение стенки артериального сосуда представлено на рис. 3.

Ширина представленных на рисунке слоев составляет: интима — 10^{-5} – 10^{-4} см, медиа — $3 \cdot 10^{-3}$ – $2 \cdot 10^{-2}$ см, адвентиция — $3 \cdot 10^{-3}$ – $3 \cdot 10^{-2}$ см.

Так как задачей исследования является оптимизация конструкции оптических детекторов таким образом, чтобы глубина проникновения излучения была физиологически оптимальна, были произведены теоретические расчеты глубины проникновения излучения в ткань с использованием закона Бугера–Ламберта–Бера, отвечающего за качественную часть спектрофотометрического анализа, который гласит, что интенсивность излучения, проходящего через среду, убывает экспоненциально с расстоянием [9,10]:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_a z), \quad (1)$$

где I_0 — изначальная интенсивность падающего излучения; $I(z)$ — интенсивность излучения на глубине z ; μ_a — коэффициент поглощения; z — глубина проникновения излучения, [см]; d — ширина поглощающего слоя.

Глубина проникновения (h) — это та глубина (z), на которой интенсивность $I(z)$ в e раз меньше, чем интенсивность I_0 . Отсюда

$$\frac{I_0}{e} = I_0 \exp(-\mu_a h). \quad (2)$$

Сократив I_0 и приравняв полученное выражение к единице, получим

$$e^{1-\mu_a h} = 1. \quad (3)$$

Учитывая, что выражение $1 - \mu_a h$ равняется нулю (из уравнения (3)), найдем выражение для глубины проникновения h :

$$h = \frac{1}{\mu_a}. \quad (4)$$

Были проведены расчеты коэффициента поглощения оксигенированной крови μ_{blood} при разных значениях насыщенности крови кислородом с применением формулы расчета коэффициента поглощения [11]:

$$\mu_{blood}(\lambda) = \vartheta_{blood} \mu_w(\lambda) + (1 - \vartheta_{blood}) \times (p^{Oxy} \mu_{HbO_2}(\lambda) + (1 - p^{Oxy}) \mu_{Hb}(\lambda)), \quad (5)$$

где $\mu_w(\lambda)$ — коэффициент поглощения воды; ϑ_{blood} — объемное содержание воды в оксигенированной крови; $\mu_{HbO_2}(\lambda)$ — коэффициент поглощения оксигемоглобина; $\mu_{Hb}(\lambda)$ — коэффициент поглощения гемоглобина

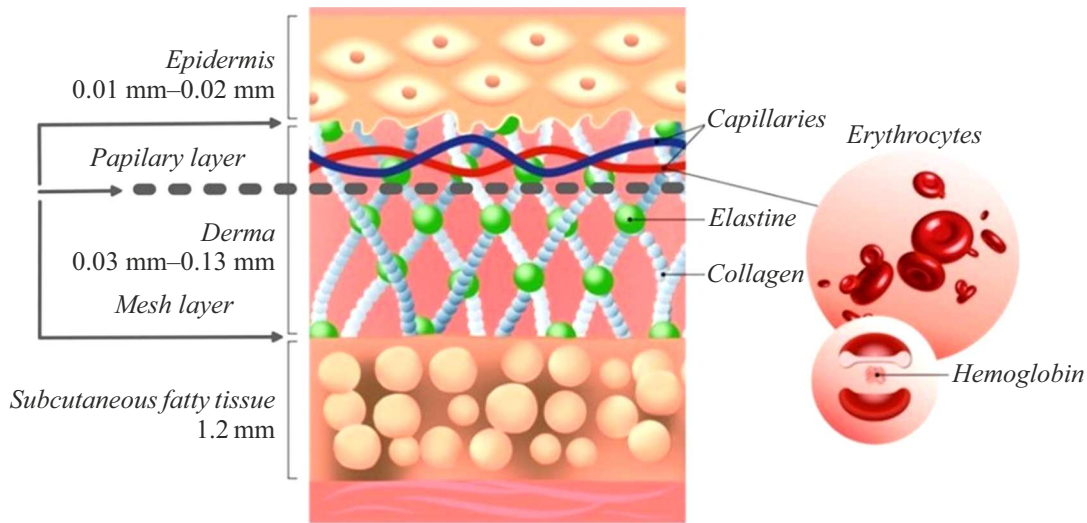


Рис. 2. Строение кожного покрова человека.

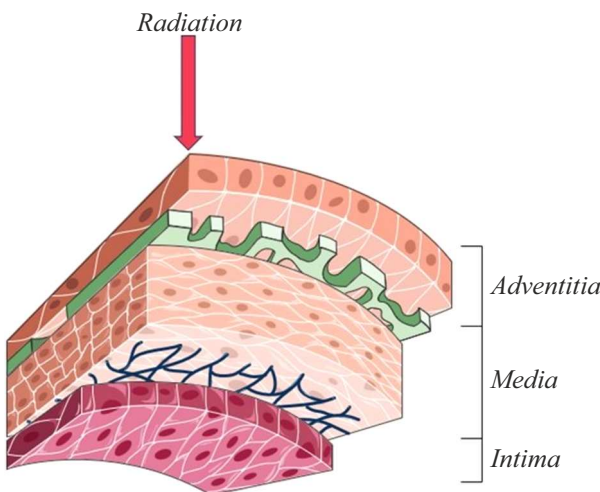


Рис. 3. Строение стенки артериального сосуда.

кислородом (в процентах); p^{Oxy} — насыщение крови кислородом в процентах.

Значение v_{blood} примем равным 90% [12]. В расчетах использованы разные значения насыщения крови кислородом: $p^{Oxy} = 60, 80, 90, 99\%$. Графическое представление моделей крови с разным значением насыщения крови кислородом представлено на рис. 4.

На основе полученных значений коэффициента поглощения μ_{blood} была вычислена глубина проникновения излучения в модели 1–4. Для проведения сравнительной характеристики все результаты были отражены на рис. 5.

На графике прослеживается тенденция одинаковой динамики значений глубины проникновения излучения в оксигенированную кровь с разной степенью насыщения кислородом. На длине волны 700 nm глубина отличается на 0.2 cm. Лучшее поглощение излучения кровью со значением насыщения кислородом 99% (модель 4) на

длине волны 700 nm, где глубина проникновения достигла 1.4 cm. На этой же длине волны лучше всего поглощает излучение кровь со степенью оксигенации 80% (модель 2), где глубина достигла значения 1 cm, и

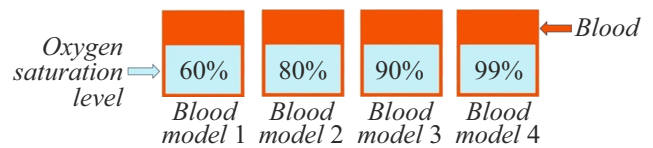


Рис. 4. Исследуемые модели крови с разным значением насыщения кислородом, где модель 1 соответствует значению насыщения крови кислородом, равному 60, 2 — значению 80, 3 — 90, 4 — 99%.

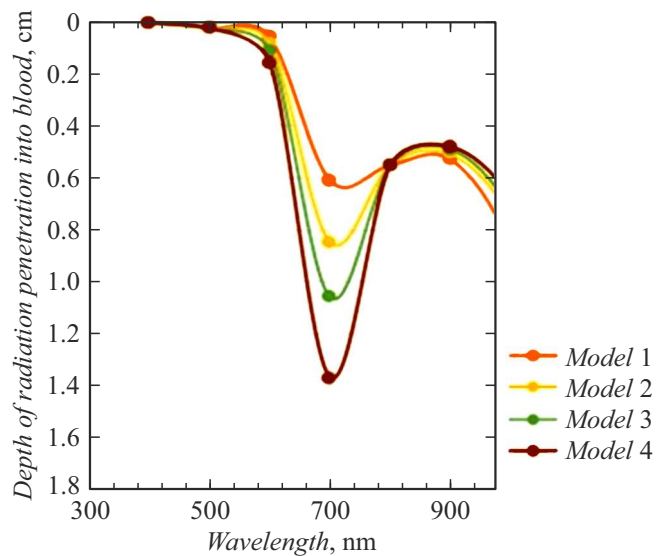


Рис. 5. Теоретически рассчитанные зависимости глубины проникновения излучения в кровь на разных длинах волн при различных значениях степени насыщения кислородом.

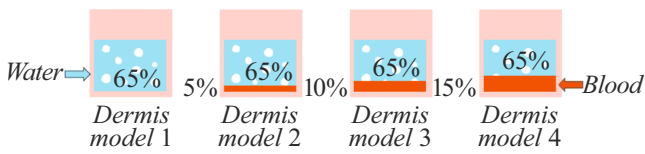


Рис. 6. Исследуемые модели дермы с разным значением объемного содержания крови, где модель 1 соответствует значению 0, 2 — 5, 3 — 10, 4 — 15%.

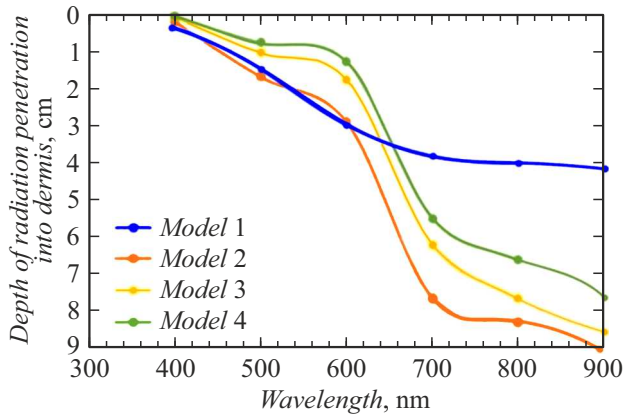


Рис. 7. Теоретически рассчитанные зависимости глубины проникновения излучения на разных длинах волн в дерму при различных значениях объемного содержания в ней крови.

модель 3 (значение оксигенации крови равно 90%), где глубина равна 1.2 см. Модель 1, в отличие от предыдущих, лучше всего поглощает излучение на длине волны 940 nm, где глубина проникновения излучения — 0.8 см.

Далее были получены значения коэффициента поглощения излучения дермой μ_{a_D} с применением формулы

$$\mu_{a_D}(\lambda) = f_{blood}\mu_{a_b}(\lambda) + \vartheta_{a_D}\mu_{a_w}(\lambda) + (1 - f_{blood} - \vartheta_{a_D})\mu_{a_background}, \quad (6)$$

где f_{blood} — объемное содержание крови; ϑ_{a_D} — объемное содержание воды в дерме; $\mu_{a_b}(\lambda)$ — коэффициент поглощения, определяемый содержанием в ней хромофоров; $\mu_{a_w}(\lambda)$ — коэффициент поглощения воды; $\mu_{a_background}$ — коэффициент поглощения дермы в отсутствие хромофоров.

Построена зависимость коэффициента поглощения дермы для различных значений объемного содержания крови f_{blood} (0, 5, 10 и 15%) и фиксированного значения объемного содержания воды (рис. 6). Значение $\vartheta_{a_D} = 65\%$ [13].

Первыми были теоретически рассчитаны зависимости глубины проникновения излучения для модели 1 — в отсутствие поглощающих групп атомов — в диапазоне длин волн от 400 до 900 nm. Результаты теоретических расчетов глубины проникновения излучения в дерму с учетом разных моделей были визуализированы и собраны на представленном ниже графике (рис. 7).

На графике прослеживается тенденция: по мере увеличения насыщения дермы кровью оптическое излучение теряет способность проникать в глубокие ее слои. Также с увеличением длины волны растет и глубина проникновения излучения в биологическую ткань.

Для теоретического расчета взаимодействия излучения с кровеносными артериальными сосудами была рассмотрена зависимость глубины проникновения оптического излучения в стенку артериального сосуда.

Значение объемного содержания воды в стенке артериального сосуда примерно равно 80%. Для теоретического расчета глубины проникновения излучения в данную ткань использовалась следующая формула:

$$h = \frac{1}{\mu_w} \cdot 0.8. \quad (7)$$

На основе полученных значений были рассчитаны зависимости глубины проникновения света в стенку артерии на длинах волн 400–940 nm (рис. 8).

На графиках прослеживается способность света вне зависимости от длины волны (в диапазоне 400–940 nm) проходить лишь в адвентицию. Вместе с тем глубже всего свет проходит в стенку артерии при длине волны 400 nm. Способность крови поглощать свет дает возможность оценивать различные ее свойства, такие, как, например сатурацию, оптическими методами. Однако теоретический расчет показал, что верхний слой стенки кровеносной артерии поглощает оптическое излучение намного сильнее остальных составляющих ее слоев. Это усложняет процесс исследования крупных артерий и артериальной крови соответственно в медицинской практике ввиду возникновения сильных помех в измерениях.

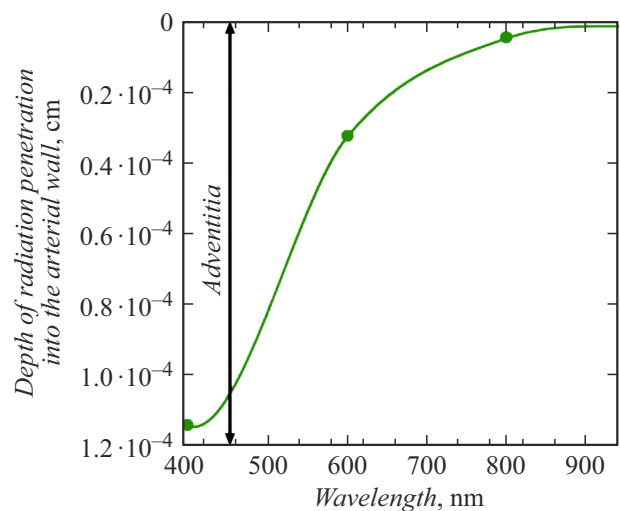


Рис. 8. Теоретически рассчитанные зависимости глубины проникновения света в стенку артерии в диапазоне $2 \cdot 10^{-5} - 10^{-4}$ cm.

2. Экспериментальное исследование

Для экспериментальных исследований взаимодействия излучения и биологической ткани Институтом аналитического приборостроения РАН (г. Санкт-Петербург) был разработан аппаратно-программный комплекс, включающий в себя два модуля: информационный и оптоэлектронный. Информационный модуль осуществляет управление устройством, сбор, обработку и анализ результатов. Оптоэлектронный модуль представлен 18-канальным анализатором оптических спектров видимого и ближнего инфракрасного диапазонов длин волн, имеющим массив из 18 фоточувствительных элементов, работающих на длинах волн 410–940 nm, и трех источников излучения. Спектральная оптическая характеристика 18-канального анализатора оптических спектров представлена на рис. 9.

Каждый канал имеет спектральную полосу пропускания (полная ширина на половине максимума, FWHM), равную 20 nm. В систему встроены аккумулятор емкостью 500 mA/h, позволяющий работать 5 h без подзарядки. Предусмотрены режимы работы как импульсной подсветки исследуемого материала, так и непрерывной. Данные передаются через беспроводные персональные сети на персональный компьютер [14]. Для измерения параметров исследуемой биологической ткани на различной глубине был разработан аппаратно-программный комплекс в двух конфигурациях. Конфигурации системы отличаются расстоянием между источником излучения и многоканальным анализатором спектров. Обе конфигурации проводят измерения в режиме „на отражение“, при котором связанные источники и детекторы расположены на одной стороне от биологической ткани на определенном расстоянии друг от друга. С таким расположением элементов оптической системы характер оптического пути от пары источник–детектор соответ-

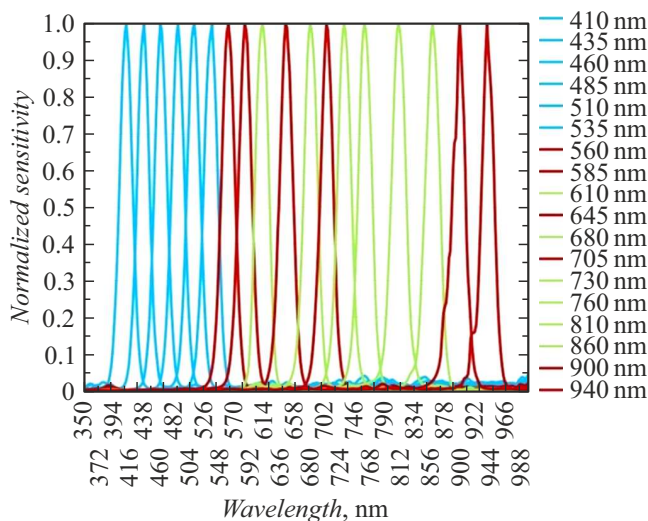


Рис. 9. Спектральная оптическая характеристика 18-канального анализатора оптических спектров видимого и ближнего инфракрасного диапазонов длин волн.

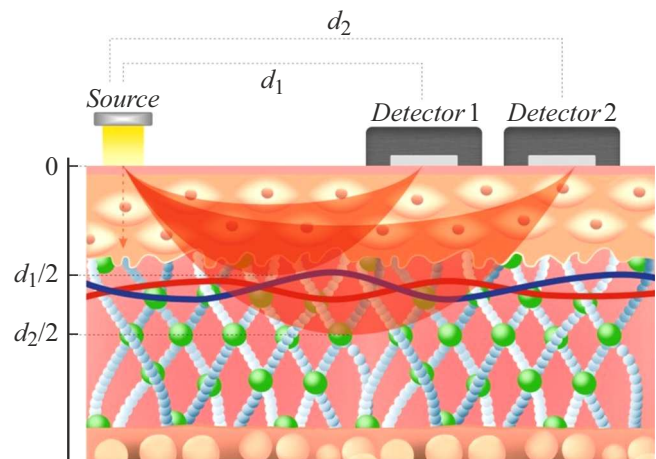


Рис. 10. Схема работы аппаратно-программного комплекса в режиме „на отражение“ с траекториями распространения детектируемого излучения при различных расстояниях источник–детектор.

ствует дугообразной кривой, как показано на рис. 3 [15], при этом глубина проникновения излучения в биологическую ткань составляет примерно половину расстояния между излучателем и оптическим датчиком [16]. Для экспериментальных исследований созданы аппаратно-программные комплексы с различными расстояниями „источник–детектор“ d_1 и d_2 , равными 5 и 10 mm соответственно. Это позволяет проводить измерения параметров биологических тканей на глубине около 2.5 mm (эпидермис и верхний слой дермы — поверхностный слой кожного покрова) и 5 mm (эпидермис и дерма — более глубокий слой), расширяя возможности исследования различных слоев биологических тканей (рис. 10).

С применением разработанного аппаратно-программного комплекса было проведено экспериментальное исследование с целью изучения спектральных характеристик биологических тканей при разной глубине проникновения излучения. Исследование было проведено с участием 14 испытуемых, которые подвергались физической нагрузке с зафиксированным на предплечьи вышеописанным прибором (рис. 11).

Физическая нагрузка проходила в три этапа: разминка, нагрузка, восстановление. По результатам экспериментального исследования были получены спектральные характеристики обратно рассеянного излучения в видимом, ближнем инфракрасном диапазонах длин волн в биологической ткани предплечья. На рис. 12 приведен разброс значений интенсивности для каждой длины волны.

В случае измерения спектральных характеристик биологической ткани в поверхностном слое регистрация сигналов проводилась с помощью датчика в конфигурации с расстоянием источник–детектор d_1 , равным 5 mm, при котором глубина проникновения излучения пример-



Рис. 11. Процесс экспериментального исследования.

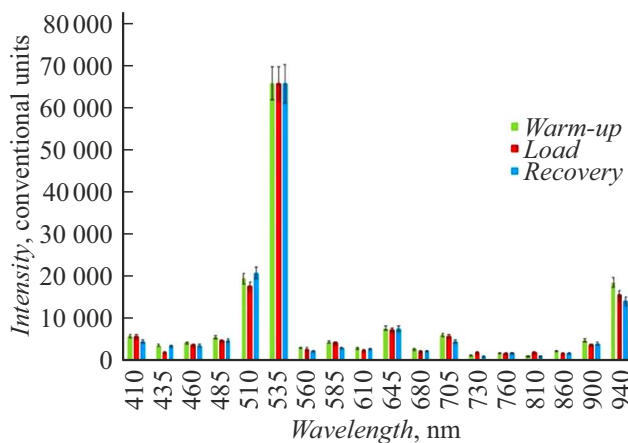


Рис. 12. Измеренная спектральная характеристика при нагрузке и восстановлении для типичного испытуемого в поверхностном слое биологической ткани предплечья.

но равна 2.5 mm. Максимальное значение интенсивности излучения приходится на длину волны 535 nm и достигает значения 65 тыс. условных единиц. Прослеживается следующая тенденция: для большинства испытуемых среди трех этапов физической нагрузки большая интенсивность излучения наблюдалась на этапе разминки. Это

может объясняться уменьшением плотности и диаметра функционирующих капилляров [17].

Экспериментально полученные интенсивности обратно рассеянного излучения в более глубоких слоях имеют несколько иные значения. На рис. 13 приведен разброс значений интенсивности для каждой длины волны.

В более глубоких слоях биологической ткани измерения были получены с помощью системы с расстоянием источник–детектор d_2 , равным 10 mm, при котором глубина проникновения излучения h_2 примерно равна 5 mm. Как и на предыдущем графике, максимальная интенсивность излучения прослеживается на длине волны 535 nm. Максимальное ее значение равно 20 тыс. условных единиц. Также на каждой длине волны видно закономерное убывание значения интенсивности с каждым последующим этапом физической нагрузки. Как и в случае поверхностного слоя, такая закономерность может быть обусловлена изменением плотности и диаметра кровеносных сосудов, а также изменением реологических свойств крови, морфофункциональной перестройкой сердечно-сосудистой системы и изменением параметров системной гемодинамики вследствие физической нагрузки [18].

На экспериментальных зависимостях интенсивности обратно рассеянного излучения в поверхностных и более глубоких слоях биологической ткани предплечья прослеживается разница в максимальных значениях интенсивности зарегистрированного обратно рассеянного излучения в биологических тканях. С глубины 5 mm она достигает максимального значения — 20 000 условных единиц, в то время как с глубины 2.5 mm — 65 000 условных единиц. Это может быть связано с наибольшим поглощением света хромофорами в более глубоких слоях биологической ткани. Таким образом, были рассмотрены основные, поглощающие оптическое излучение, хромофоры для дальнейшей оценки расстояния „источник–детектор“ аппаратно-программного комплекса с целью получения более подробной информации о функциональном состоянии биологической

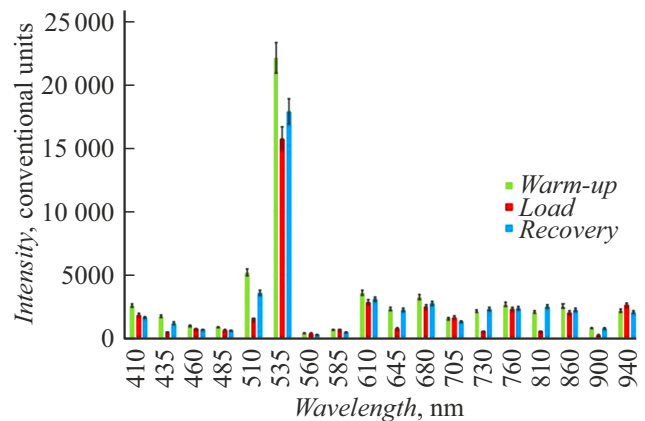


Рис. 13. Спектральная характеристика обратно рассеянного и отраженного излучения в видимом, ближнем инфракрасном диапазоне длин волн в более глубоких слоях.

ткани человека. Подобные теоретические исследования глубины проникновения излучения в биологическую ткань и поглощающих свойств ее основных хромофоров важны для создания диагностических комплексов.

Заметная разница в поведении сигналов на разной глубине несет ценную информацию о состоянии микроциркуляторного русла человека, так как в поверхностных слоях кожи микроциркуляция обеспечивает теплообмен и питание клеток, а также участвует в регуляции температуры тела. В более глубоких тканях, таких, как мышцы и внутренние органы, микроциркуляция играет ключевую роль в доставке кислорода и питательных веществ к клеткам. На разных глубинах в тканях микроциркуляция может быть более или менее активной, в зависимости от потребностей клеток в кислороде и питательных веществах. При физической нагрузке микроциркуляция в мышцах увеличивается для обеспечения дополнительного кислорода и энергии [19].

Выводы

Представлено исследование глубины проникновения оптического излучения на теоретических моделях неоднородных биологических сред. Представление о глубине проникновения излучения может послужить основой для разработки быстрых, неинвазивных методов мониторинга состояния параметров неоднородных биологических сред. Проведено экспериментальное исследование глубины проникновения излучения для биологических тканей человека с разной модификацией положения источника и приемника излучения. Полученные теоретические расчеты в сочетании с экспериментальными данными позволяют разработать оптимальное конструктивное решение и свидетельствуют о перспективности использования спектрофотометрических методов анализа состояния биологической среды и, в частности, микроциркуляторного русла.

Исследование глубины проникновения излучения в биологическую ткань играет критическую роль в медицинских и биологических исследованиях. Важность таких исследований обусловлена тем, что глубина проникновения излучения в ткань напрямую связана с эффективностью лечения и точностью диагностики. Это особенно актуально в лазерной терапии и при диагностике различных заболеваний, где ключевую роль играет точная оценка состояния тканей.

В рамках работы были рассмотрены различные модели, описывающие взаимодействие излучения с тканями. Были проведены расчеты глубины проникновения излучения в такие биологические среды, как кожа, кровь и артериальный сосуд, позволяющие уточнить представления о характере взаимодействия и глубине проникновения излучения в различные типы тканей.

Полученные в ходе исследования результаты могут быть использованы в системах медицинской визуализации, лазерной терапии и других приложениях, где

важно понимание взаимодействия излучения. Они также могут помочь в качественной и количественной оценке различных параметров, например, содержания воды в коже.

По сведениям авторов, рассмотрение аналогичных моделей не представлено в литературе. Однако полученные данные хорошо согласуются с результатами ряда аналогичных теоретических исследований, опубликованных в зарубежной литературе, в которых показано, что глубина проникновения света в кожу увеличивается с длиной волны от УФ до видимого света, прежде чем снова уменьшаться в ИК диапазоне в соответствии с выбранными оптическими свойствами [20–22]. Помимо этого, в экспериментальных работах подтверждается факт возможности измерения функциональных показателей биологических тканей на глубине 2–5 мм (например, насыщение тканей кислородом).

Финансирование работы

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 24-21-00404).

Соблюдение этических стандартов

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическими стандартами институционального и/или национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 года и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики.

От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] П.К. Анохин. *Узловые вопросы теории функциональной системы* (Наука, М., 1980); Ю.С. Ванюшин, Р.Р. Хайруллин. Теория и практика физической культуры, **7**, 11 (2015).
- [2] Н.А. Тишутин. *Подход к оценке функционального состояния организма*. В сб. Н.А. Тишутин, Э.С. Питкевич. Наука — образованию, производству, экономике: материалы 72-й Рег. науч.-практич. конференции преподавателей, научных сотрудников и аспирантов, (ВГУ им. П.М. Машерова, Витебск, 2020), с. 329–331.
- [3] M.V. Alyushin, L.V. Kolobashkina, Y.N. Rozhanskaya. *Measurement of Static and Dynamic Bio-Parameters of a Person in Remote Systems for Current Psycho-Emotional and Functional State Monitoring*. 2018 Third Intern. Conf. Human Factors in Complex Technical Systems and Environments (ERGO)s and Environments (ERGO), IEEE, 2018, p. 161–165.

- [4] A. Pantelopoulos, N.G. Bourbakis. *IEEE Transactions on Information Technol. Biomed.*, **14** (3), 613 (2010).
- [5] А.Е. Пушкарева. *Методы математического моделирования в оптике биоткани*: учебное пособие (СПбГУ ИТМО, СПб, 2008), т. 103.
- [6] C.F. Guimarães, L. Gasperini, A.P. Marques, R.L. Reis. *Nature Rev. Mater.*, **5** (5), 351 (2020).
- [7] T.M. Brown, K. Krishnamurthy. *Histology, Dermis*, StatPearls [Internet] (StatPearls Publishing, 2022)
- [8] K. Almezghwi, S. Serte. *Improved Classification of White Blood Cells with the Generative Adversarial Network and Deep Convolutional Neural Network* (Computational Intelligence and Neuroscience, 2020)
- [9] П.Е. Долотова. *Закон поглощения света для жидких сред* (Дни науки, 2022), с. 295–297.
- [10] А.Е. Пушкарева. *Методы математического моделирования в оптике биоткани*: учебное пособие (СПбГУ ИТМО, СПб, 2008), т. 103.
- [11] I.J. Bigio, S. Fantini. *Quantitative Biomedical Optics: Theory, Methods, and Applications* (Cambridge University Press, 2016)
- [12] В.А. Фираго, В.С. Радчикова. *Определение гидратации поверхностных тканей человека и параметров их микроциркуляторного русла системы кровообращения*. В сб. *Прикладные проблемы оптики, информатики, радиофизики и физики конденсированного состояния: материалы VII Междунар. науч.-практ. конференции, посвященной 120-летию со дня рождения академика Антона Никифоровича Севченко* (18–19 мая 2023 г., Минск. НИУ „Ин-т приклад. физ. проблем им. А.Н. Севченко“ БГУ, Минск, 2023), с. 103–104.
- [13] В.Т. Кондратов. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, **2**, 116 (2012).
- [14] А.Ю. Зайцева, М.С. Мазинг, Ю.Я. Кисляков. *Научное приборостроение*, **30** (4), 106 (2020).
- [15] В.А. Алексеев, А.С. Перминов, С.И. Юран. *Приборы и методы измерений*, **1** (2), 5 (2011).
- [16] T. Naito, K.K. McCully. *J. Physiol. Sci.*, **69**, 799 (2019).
- [17] П.В. Михайлов, А.М. Тельнова, И.А. Осетров, Ю.Л. Масленникова, Л.Г. Зайцев. *Ярославский педагогический вестник*, **3** (1), 121 (2012).
- [18] М.Е. Григорьева, С.М. Сороколетов, А.В. Коробовский, Л.А. Ляпина. *Спортивная медицина: наука и практика*, **12** (4), 45 (2023).
- [19] С.А. Борисевич. *Современные проблемы науки и образования*, **3**, 305 (2012).
- [20] M. Niwayama, N. Unno. *Sensors*, **21** (16), 5573 (2021).
- [21] H. Arimoto, M. Egawa. *Skin Res. Technol.*, **21** (1), 94 (2015).
- [22] L. Finlayson, I.R.M. Barnard, L. McMillan, S.H. Ibbotson, C.T.A. Brown, E. Eadie, K. Wood. *Photochem. Photobiol.*, **98** (4), 974 (2022).