

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОСПЕКЛОВ ДЛЯ АНАЛИЗА МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ В ТКАНЯХ С РАЗЛИЧНЫМИ БИОФИЗИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ

*С.К. Дик¹, И.И. Хлудев², Д.А. Завацкий¹, Т.В. Гордейчук¹,
Г.Г. Чистякова³, М.М. Меженная¹*

¹*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П.Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

²*Белорусский государственный университет, Минск, 220030 Беларусь ;*

³*Белорусский государственный медицинский университет,
пр. Дзержинского, 83, Минск, 220116, Беларусь;*

В данной работе представлены результаты проведённых экспериментов по определению возможности мониторинга микроциркуляции крови различных тканей человека посредством регистрации и анализа динамической спекл-картины. Приведены результаты анализа гемодинамики, полученные для кожи человека в нормальном и патологическом состояниях. Проведена оценка скорости тока жидкости внутри зубного фантома. Обсуждаются проблемы и перспективы мониторинга микрогемодинамики кожного покрова и пульпы зуба методом анализа контраста лазерных спеклов.

Введение. Характер микроциркуляции определяется преимущественно параметрами кровотока в артериолах, капиллярах и венах [1]. Микроциркуляция играет важную физиологическую роль в обеспечении процессов оксигенации и обмена веществ в тканях, а также влияет, например, на оптические свойства кожи. Скорость кожного кровотока зависит от множества факторов, в том числе патологических: гипо- и гипертермия, посттравматическое нарушение кровоснабжения, диабетическая микроангиопатия, онкологические заболевания и др. [2]. Кроме того, микроциркуляция кожи чувствительна к большинству фармакологических и косметологических воздействий. Осуществляя мониторинг состояния микрогемодинамики, можно оценить степень патологического состояния, эффективность лечения. В то же время, микроциркуляторное русло пульпы зуба, в особенности микрососуды, является центром действия патогенных факторов при развитии болезней периодонта воспалительного характера, что позволяет использовать состояние микрососудов в качестве индикатора ещё до появления клинических симптомов воспаления в тканях периодонта. Известно, что развитие патологического процесса при болезнях периодонта сопровождается выраженным нарушением микроциркуляции. При прогрессировании заболевания важными патогенетическими факторами является повышение посткапиллярного сопротивления, снижение числа функционирующих капилляров, нарушение трофики периодонта и, как следствие, накопление в тканях вазоактивных и биологически активных веществ, что усугубляет гемодинамические и реологические сдвиги [3].

Для исследования тканей человека широко используются различные оптические методы, позволяющие провести оценку состояния биологических тканей на различной глубине и с различной пространственной и временной разрешающей способностью. Основными преимуществами оптических методов по сравнению с иными используемыми в медицинской практике методами являются неинвазивность, безопасность, как для пациента, так и для медицинского персонала, малые размеры оборудования, оперативность получения результата. В то же время большинство современных оптических методов (дерматоскопия, оптический видеомониторинг, оптическая топометрия, 3D-моделирование кожи, оптическая когерентная томография) нацелены на анализ морфологических характеристик тканей. Многие из этих методов основаны на анализе характеристик распространения света в биологических тканях. Однако, биоткани оптически неоднородны, поэтому при распространении излучения в них существенную роль играют процессы светорассеяния. Рассеянное излучение несет информацию о формирующих биоткань факторах, таких как размеры и форма структурных элементов, их ориентация,

оптические постоянные и другие параметры. Но для того, чтобы иметь возможность извлечь эту информацию и интерпретировать результаты измерений по светорассеянию, необходимо построить адекватную оптическую модель соответствующей биоткани и на ее основе решить задачу распространения излучения в данной среде. Точная теория о поглощении и рассеянии света биологическими тканями и частицами произвольных размеров и структур до настоящего времени не разработана, однако важную информацию об их оптических свойствах можно получить на основе исследования взаимодействия излучения с соответствующими модельными объектами.

Сложность строения биотканей, высокая концентрация рассеивающих частиц, неоднородность их размеров, формы и оптических постоянных делает задачу построения адекватной оптической модели довольно сложной. Например, мягкие ткани образованы плотноупакованными группами клеток, заключёнными в волокнистую матрицу, сквозь которую может фильтроваться тканевая жидкость. В микроскопических масштабах компоненты ткани не имеют чётко выраженных границ. Их можно представить в виде непрерывной структуры с пространственными вариациями коэффициента преломления. Вследствие этого обычно используются два основных подхода к моделированию биоткани: представление биоткани средой с непрерывным случайным пространственным распределением оптических параметров и представление в виде дискретных рассеивателей. Выбор того или иного подхода диктуется как особенностями исследуемой биоткани, так типом характеристик светорассеяния, которые необходимо получить в результате моделирования.

Необходимость учета специфических особенностей строения биологических тканей существенно усложняет техническую реализацию ныне используемых оптических методов, затрудняет их унификацию и повышает стоимость [2], [4], [5]. В связи с этим актуальной является задача разработки методов и технических средств, реализующих возможность проведения экспресс-диагностики ряда заболеваний, сопровождающихся системными нарушениями микроциркуляции в различных биологических тканях, а также позволяющих осуществлять контроль эффективности терапевтических процедур. Одним из перспективных направлений является развитие методов, основанных на анализе биоспеклов, получаемых при взаимодействии лазерного излучения с тканями живого организма.

В данной работе с помощью сконструированной установки проведена оценка перспектив использования модифицированного метода анализа контраста лазерных спеклов [6] для измерения параметров микроциркуляции в различных биотканях.

Описание метода. В основе использованного метода лежит регистрация и анализ спекл-картины, образованной в результате интерференции рассеянного на клетках биообъекта лазерного излучения. При освещении диффузного тела высококогерентным источником света, генерируемого лазером, можно наблюдать множество ярких хаотически расположенных точек, светлых и тёмных пятен – спеклов, а полученную картину принято называть спекл-картиной. Она образуется в результате интерференции множества когерентных лучей с различающимися фазами, возникающими, например, вследствие рассеяния на шероховатой поверхности, неровности которой сопоставимы с длиной волны лазера. Поскольку на микроскопическом уровне структура поверхностей объектов сложна и индивидуальна, образуется неровный и сложный волновой фронт, покидающий объект. Вследствие этого для описания свойств спекл-картины необходимо применять статистические методы, и наиболее важной характеристикой считается плотность распределения интенсивности I [7]. Если рассеяние лазерного пучка происходит в условиях неподвижности компонентов системы излучатель-рассеиватель-экран, то спеклы остаются неизменными в плоскости экрана (статическая картина). В случае смещения рассеивающей поверхности относительно лазерного пучка в поперечном направлении образуется новая

спекл-картина. Если смещение невелико по сравнению с диаметром пучка, то корреляция первоначальной спекл-картины и новообразованной будет сохранена (поскольку они сформировались в схожих условиях). При этом небольшой участок рассеивающей поверхности выходит из области освещения с одного края, а с противоположного края в область освещения входит новый участок, но центральная часть освещаемой поверхности остается неизменной, лишь смещаясь относительно центра пучка. В результате такого перемещения происходит частичная декорреляция спеклов. Одна спекл-картина полностью сменит другую, когда все прежние центры рассеивания уйдут из области освещения, а им на смену придут новые, то есть когда величина смещения равна или превышает диаметр измерительного пучка. При непрерывном движении шероховатой поверхности очертания световых пятен постоянно видоизменяются, а спекл-картины сменяются одна за другой. Таким образом, рассматриваемая спекл-структура очень чувствительна к изменению положения объекта, на котором происходит рассеивание лазерного излучения: спекл-структура смещается следом за малейшими движениями объекта (корреляция сохраняется), а при значительных движениях происходит декорреляция и спекл-структура изменяется полностью [8]. Скорость изменения спекл-картины определяется скоростью движения рассеивающего объекта и источника света относительно друг друга.

В случае анализа биологических тканей формирование спекл-картины определяется размерами и формой основных структурных элементов, а также их оптическими свойствами. Но стационарные компоненты биологических тканей не влияют на динамичность спекл-картины, поскольку последняя определяется наличием и динамикой изменения положения подвижных компонентов тканей. В роли таких компонентов могут выступать клетки крови и белковые макромолекулы плазмы крови и лимфы.

В проведенных экспериментах в качестве источника лазерного излучения использовали полупроводниковый лазер с длиной волны 660 нм и мощностью 130 мВт, световой пучок которого был расфокусирован и освещал поле площадью порядка 5 см². Регистрацию осуществляли при помощи специализированной монохромной CCD камеры, управляемой ПК. Полученные видеофайлы обрабатывали и анализировали с помощью разработанного программного обеспечения, основанного на модифицированном методе анализа контраста лазерных спеклов. Данный метод впервые был предложен в 1980 г. А.Ф. Ферчером [9], а позднее Брайерс, используя монохромную CCD матрицу и плату АЦП для подключения к компьютеру, реализовал цифровой вариант метода, получивший название Laser Speckle Contrast Analysis (LASCA) [6]. Созданная нами система обеспечивает захват камерой, управляемой компьютером, цифрового изображения, при анализе которого затем осуществляется расчёт значений локального контраста для блока из N×N пикселей. Контраст C в точке i, j рассчитывается по следующей формуле:

$$C_{i,j} = \frac{\sqrt{\frac{1}{(n+1)^2} \cdot \sum_{x=i-\frac{n}{2}}^{i+\frac{n}{2}} \sum_{y=j-\frac{n}{2}}^{j+\frac{n}{2}} I_{x,y}^2 - \left(\frac{1}{(n+1)^2} \cdot \sum_{x'=i-\frac{n}{2}}^{i+\frac{n}{2}} \sum_{y'=j-\frac{n}{2}}^{j+\frac{n}{2}} I_{x',y'} \right)^2}}{\frac{1}{(n+1)^2} \cdot \sum_{x=i-\frac{n}{2}}^{i+\frac{n}{2}} \sum_{y=j-\frac{n}{2}}^{j+\frac{n}{2}} I_{x,y}}, \quad (1)$$

где $I_{x,y}$ – значение яркости пикселя с координатами x, y ;

$n+1$ – размер окна, для которого осуществляется расчёт контраста.

Таким образом, результирующая карта контрастности формируется на основе исходных значениях яркости пикселей некоторой области. Для того, чтобы обеспечить получение воспроизводимых и достоверных результатов, был проведен поиск оптимальных

параметров съёмки. Предварительные эксперименты показали, что этим требованиям отвечают частота кадров равная 120 Гц и значения выдержки в диапазоне от 1 мс до 7 мс, которые подбираются в зависимости от характеристик исследуемых объектов и условий съёмки.

Оценка состояния кожи человека. В качестве объекта исследований был выбран участок кожи на внутренней стороне запястья человека размером 20×20 (мм), наблюдение за которым проводили параллельно с использованием нашей установки и цифровой фотокамеры. После регистрации параметров исходного состояния поверхности кожи, половина исследуемого участка подвергалась механическому раздражению. В результате в месте воздействия наблюдалась легкая гиперемия, связанная с усилением микроциркуляции в обработанном участке кожи. По истечении определенного времени после воздействия проводили повторную съёмку исследуемых участков кожи. Приведенные на рисунке 1 в качестве иллюстрации результаты одного из экспериментов показывают, что усиление кровотока в раздраженных участках кожи сопровождается значительными изменениями параметров спекл-картины.

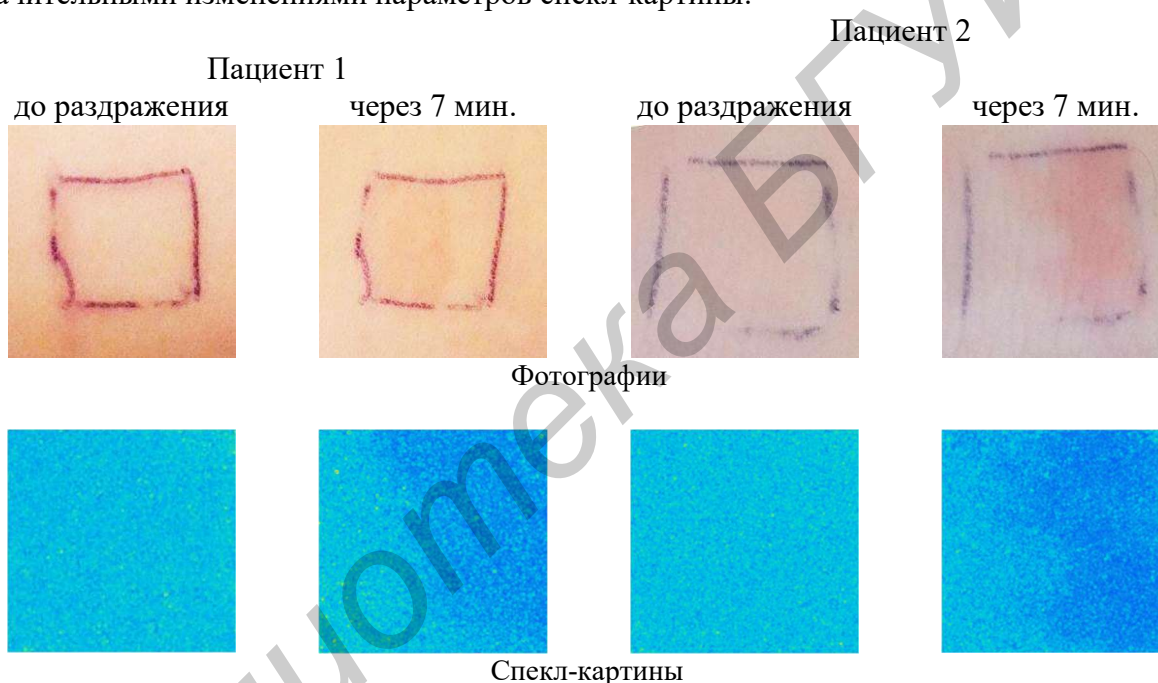


Рисунок 1 – Фотографии и соответствующие им спекл-картины участка поверхности кожи пациентов до и после механического раздражения кожи [10].

Оценка скорости тока жидкости внутри зубного фантома.

Изучение параметров микроциркуляции в зубах представляет собой малоизученную область исследований в стоматологии, поскольку особенности строения зубной ткани с точки зрения прохождения через нее света осложняют использование лазерных спекл-метрических методов. Твердая часть зуба состоит из двух основных компонентов – эмали и дентина, причем первая представляет собой сравнительно прозрачную ткань, поэтому оптические свойства зуба (поглощение, рассеяние, цвет) определяются преимущественно дентином. Дентин построен из основного вещества, пронизанного канальцами, которые берут начало в пульпе, около внутренней поверхности дентина, и веерообразно расходясь, заканчиваются на его наружной поверхности. Внутренний слой стенки дентиновых канальцев содержит много волокон, которые в сравнении с остальным веществом дентина сильно минерализованы. Диаметр дентиновых канальцев составляет 1–5 мкм, плотность их распределения колеблется в диапазоне $3 \times 10^6 - 7,5 \times 10^6 \text{ см}^{-2}$. Основными поглотителями света в дентине являются различные белковые молекулы, а рассеивателями – кристаллы

гидроксиапатита диаметром 2,0 – 3,5 нм и длиной до 100 нм. Таким образом, строение зуба представляет собой набор пучков согласованных природных световодов, извитая форма которых обеспечивает высокую эффективность освещения пульпы практически независимо от способа подачи света на внешнюю поверхность зуба. При падении света на поверхность эмали происходит его рассеяние на неоднородностях и частичный захват оптическими волноводами, роль которых в эмали выполняют эмалевые призмы, а в дентине – область дентина между канальцами. Волноводы обеспечивают эффективный транспорт световой энергии от поверхности эмали к пульпе. Каждая точка поверхности эмали оказывается оптически связанной с вполне определенной точкой полости зуба.

Нами проведен ряд модельных экспериментов с использованием в качестве объекта исследования фантома человеческого зуба. Для его изготовления в удалённом моляре человека сделали сквозное тонкое отверстие по направлению от корня к коронке, и через полученный канал протянули капиллярную трубку, ток жидкости через которую имитировал микроциркуляцию в зубе. Используемая жидкость представляла собой разбавленный коллоидный раствор молочного казеина, мицеллы которого имеют размер от 50 до 300 нм. Фантом располагали на оптической оси между источником и приёмником лазерного излучения. Для оценки изменения контрастности в зависимости от изменения скорости движения рассеивающих центров, измерения производили при различных условиях: в статике, при низкой, средней и высокой скорости тока жидкости в фантоме. Для каждой из скоростей регистрация проводилась при установленной выдержке камеры 50 мс и 10 мс.

Проинтегрированные для интересующей области размером 100×100 точек значения карты контрастности спекл-поля для всех типов условий отображены на графике (рисунок 2).

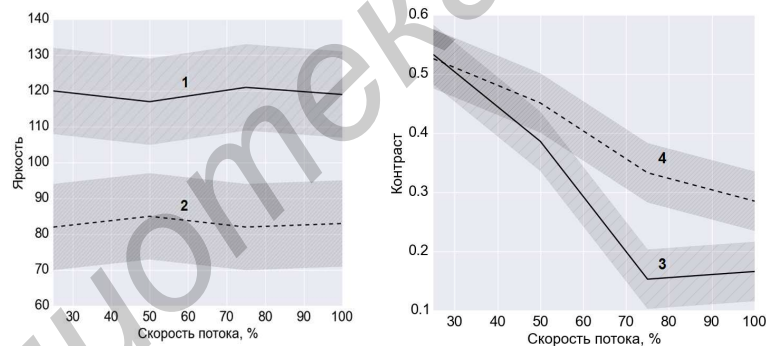


Рисунок 2 – Влияние относительной скорости тока жидкости в фантоме зуба на величину средних значений контраста и яркости спекл-картины.

1,2 – яркость, 3,4 – контраст. 1,3 получены при выдержке камеры 50 мс,
2,4 – при выдержке 10 мс.

Приведенные результаты свидетельствуют о том, что средние значения яркости спеклов не зависят от скорости потока жидкости, но определяются условиями съемки (величиной выдержки). Средние значения контраста значительно уменьшаются при возрастании скорости движения жидкости в капилляре. Длительность экспозиции может влиять на точность измерений: при использовании малых значений экспозиции зависимость среднего значения контрастности от скорости потока жидкости имеет вид, близкий к линейному.

Заключение. В результате проведенных экспериментов установлено, что при исследовании механического раздражения поверхности кожи человека, а также при мониторинге тока жидкости внутри зубного фантома наблюдается отрицательная корреляция между величиной контрастности и скоростью движения рассеивающих центров. Также было выявлено, что средняя яркость спекл-картины практически не зависит

от состояния исследуемого объекта. В целом полученные результаты свидетельствуют о перспективности дальнейшего использования разработанных методик исследования для анализа микроциркуляции в тканях человека с значительно различающимися биофизическими характеристиками.

Литература

1. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир, 1981.
2. Шебалин, А. Состояние организма по биоспеклам кожи – Фотоника, №1, 2008, с.14-18.
3. Рубникович, С.П., Денисова, Ю.Л. Лазерно-оптический метод исследования в диагностике микроциркуляции десны у пациентов с болезнями пародонта // Стоматологический журнал. – 2008. – №2. – С. 166-169.
4. Дик, С. К. Лазерно-оптические методы и технические средства контроля функционального состояния биообъектов / С. К. Дик. – Минск : БГУИР, 2014. – 235 с.
5. Штиршнайдер, Ю. Ю. Современные неинвазивные технологии визуализации в дерматологии / Ю. Ю. Штиршнайдер, А. В. Минченко, О. Р. Катунина, А. Р. Зубарев. – Вестник дерматологии и венерологии, вып. №5, 2011, с. 41-53.
6. Briers, J.D. Webster, S. // Journal of Biomedical Optics. 1996. Vol. 1(2). P. 174-179.
7. Гудмен, Дж. Статистическая оптика / под ред. Г.В. Скромного. – М.: Мир, 1988.
8. Briers, J.D. Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging // Physiological Measurement. – 2001. – Vol. 22, no. 4. – P. R38.
9. Le, T. M. // IEEE Transactions on Medical Imaging. 2007. Vol. 26(6). P.833-842.
10. Дик С.К., Меженная М.М., Завацкий Д.А., Гордейчук Т.В., Счастливая Н.И. Цифровая обработка спекл-изображений в лазерной диагностике биологических тканей Сборник материалов Второй Международной Научно-Практической Конференции «BIG DATA and Advanced Analytics BIG DATA и анализ высокого уровня» 15 — 17 июня, 2016 Минск, Беларусь. – С.282-289.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПРОГРАММНО-ТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА «ЭЛЕКТРОННАЯ ОЧЕРЕДЬ» В АМБУЛАТОРНО-ПОЛИКЛИНИЧЕСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ДВИЖЕНИЯ ПОТОКОВ ПАЦИЕНТОВ

Г.Д. Ситник¹, О.Я. Кузнецов², А.П. Хрол²

¹*Белорусская медицинская академия последипломного образования,*

П. Бровки, 3, корп.3, Минск, 220013, Беларусь

²*5-ая городская клиническая поликлиника,*

С. Есенина, 21, Минск, 220025, Беларусь

Программно-технические комплексы являются важным компонентом обеспечения доступности амбулаторно-поликлинической помощи населению. Представлены техническое описание, принцип работы и возможности комплекса «Электронная очередь», производства УП «ИЦТ Горизонт» (г. Минск), анализ статистических данных работы регистратуры поликлиники. Внедрение комплекса позволило значительно оптимизировать и повысить эффективность работы лечебно-профилактического учреждения.

Введение

В наши дни нередко наблюдаются очереди при записи к специалистам в поликлинике. Это становится настоящей проблемой. Долгое пребывание в очереди создает неблагоприятную эмоциональную обстановку и требуют повышенных затрат времени и сил как со стороны пациента, так и со стороны персонала медучреждения. Одним из путей решения данной проблемы является установка системы управления очередью, которая направлена на обеспечение комфорта пациентов путем оптимизации работы по их обслуживанию [1,2,3,4,5].

Основная часть. Наибольшее распространение в лечебно-профилактических учреждениях республики получили программно-технические комплексы (ПТК)