

ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА

СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ПО БИОСПЕКЛАМ КОЖИ

Актуальность и социальная значимость методов неинвазивной лазерной диагностики в биологии и медицине требуют разработки новых диагностических методик и устройств, выполненных на современном уровне развития лазерных технологий [1]. Такой перспективной технологией в медицине является лазерная диагностика по биоспеклам кожи.

Методы, основанные на когерентности лазерного излучения, используются для измерения положения, скорости перемещения, колебаний различных биологических объектов. Это необходимо для решения диагностических проблем сердечно-сосудистой и нервной деятельности. Для мониторинга оптических свойств кожи оптимальны неинвазивные методы, к которым можно отнести метод динамического измерения спеклов.

Под спеклами понимается пятнистая структура (спекл-структура) в распределении интенсивности когерентного света, отраженного от шероховатой поверхности [2], неровности которой соизмеримы с длиной волны света λ (примером такой поверхности может служить кожа человека). Спеклы возникают вследствие интерференции света, рассеиваемого отдельными шероховатостями такой поверхности.

Методы спекл-интерферометрии (используемые для измерения смещений, деформаций, вибраций, определения формы и качества неживых диффузных объектов) всесторонне исследованы на практике. Кожа животных и человека при освещении также создает биоспеклы, имеющие высокую информативность при диагностике в лазерной медицине. Цель исследований:

- применить методы спекл-интерферометрии для решения задач лазерной медицинской диагностики состояния организма по биоспеклам кожи;
- разработать устройство измерения перемещений биоспеклов кожи на базе скоростной микрокамеры с матричным приемником излучения и микропроцессором (МП) для вычисления сдвига изображения;

- разработать двумерный лазерный сканер на базе плоских зеркал и привода накопителя на жестком магнитном диске (НЖМД) для этого устройства.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ БИОСПЕКЛОВ КОЖИ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ОБЩИХ ЗАДАЧ ЛАЗЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Функционирование различных органов и систем организма связано с кожей, которая реагирует на протекающие в организме процессы. Эта реакция проявляется в виде изменения магнитного поля, температуры, электрического сопротивления, скорости биохимических реакций, клеточного состава, а также оптических характеристик кожи.

Кожа также может значительно менять светорассеивающие свойства под действием возмущающих факторов, например движения кожи или гемодинамики. Изменение этих свойств кожи приводит к модуляции зондирующего кожу когерентного излучения, наполняющей рассеянной кожей свет информацией о функционировании организма, зашифрованной в биоспеклах.

Такое излучение дистанционно и неинвазивно формирует и передает в измерительную систему информацию биоспеклов для пространственно-временной обработки, в результате чего появляется возможность оценивать целевые показатели функционального состояния организма и создавать диагностические методики и аппаратуру. При этом учитываются существующие корреляционные связи между возмущающими факторами кожи и динамикой биоспеклов. Измеряемы-

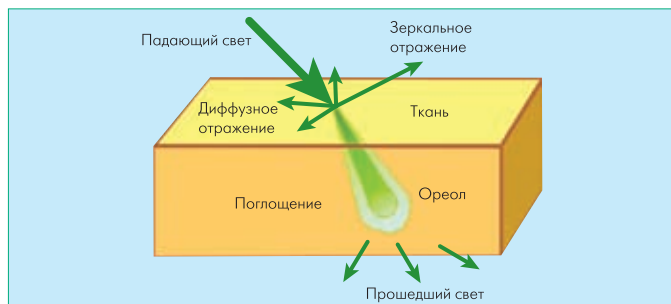


Рис. 1 Распределение энергии при лазерном освещении биоткани

ми величинами являются параметры динамики биоспеклов, используемые для оценки возмущающих факторов.

Рассмотрим процесс формирования биоспеклов кожи при ее зондировании пучком лазерного излучения.

Кожа (как биологическая ткань) – это оптически неоднородная поглощающая среда, имеющая более высокий (относительно воздуха) показатель преломления. Часть света на границе раздела воздух-кожа отражается, остальная проникает внутрь ткани (рис.1). Узкий лазерный пучок за счет поглощения и многократного рассеяния при облучении кожи ослабляется и расширяется. Объемное рассеяние приводит к распространению значительной части энергии в обратном направлении. На рис.2 показана глубина проникновения светового излучения в кожу в зависимости от длины волны.

Для диагностики удобен одномодовый газовый лазер ЛГН-207 с длиной волны 0,63 мкм, имеющий хорошую когерентность и стабильность параметров излучения.

Как видно из рис.2, эффективная глубина проникания излучения в кожу для $\lambda=0,63$ мкм не превышает 3 мм, поэтому в зону кожного зондирования попадает только сеть пронизывающих ткань капилляров. В результате диффузно отраженное лазерное излучение модулируется следующими тремя факторами: общим перемещением кожи (ввиду функционирования внутренних органов), пульсирующими колебаниями крупных подкожных сосудов и капиллярным кровотоком. Каждый фактор вносит свой вклад в динамику биоспеклов.

Проанализируем закономерности динамики биоспеклов и вклад каждого фактора.

Визуально биоспеклы участка кожи, на который сфокусирован лазерный пучок, можно наблюдать или в свободном пространстве на удаленном экране, или в плоскости его изображения после оптической системы. Они создают впечатление беспорядочно мерцающих пятен, которое становится упорядоченным (в том же направлении) при боковых смещениях кожи.

Низкий контраст мерцающих пятен обусловлен характером объемного капиллярного кровотока, находящегося в области освещенности. Наблюдаемое изображение – результат усреднения интенсивности в каждом пятне за счет инерционности зрения. Модуляция излучения капиллярным кро-

вотоком используется для его диагностики. Например, экспрессное измерение скорости кровотока – один из способов практического применения метода спекл-интерферометрии.

Рассеяние зондирующего пучка излучения на движущихся частицах капиллярного кровотока положено в основу определения их скорости. В НПО "Астрофизика" создан диагностический прибор – лазерный анализатор капиллярного кровотока (ЛАКК) [3], который позволяет с высокой точностью неинвазивно определять уровень капиллярного кровотока и оценивать степень нарушений микроциркуляции в тканях. Вклад капиллярного кровенаполнения ткани в суммарный оптический сигнал от биологической ткани зависит как от объема циркулирующей в зоне обследования крови, так и от степени раскрытия капилляров, особенно поверхностных.

В нашем случае капиллярный кровоток только портит общую картину, и его влияние на динамику биоспеклов необходимо нейтрализовать. Для решения проблемы экранирования капиллярного кровотока при наблюдениях биоспеклов кожи достаточно покрасить освещаемый участок кожи непрозрачной матовой белой краской. Тогда динамика биоспеклов будет зависеть от ее угловых и линейных перемещений, а контраст биоспеклов резко возрастет.

Размеры и динамика биоспеклов определяются рядом правил [3].

Оценки поперечного ε_{\perp} и продольного ε_{\parallel} размеров биоспеклов определяются:

- на удаленном экране: $\varepsilon_{\perp} \approx 3\lambda Z/D$, $\varepsilon_{\parallel} \approx 8\lambda Z^2/D^2$;
- в оптической системе: $\varepsilon_{\perp} \approx 3\lambda \delta/D\beta$, $\varepsilon_{\parallel} \approx 8\lambda Z\delta/D^2\beta$,

где Z – расстояние от кожи до экрана или до оптической системы, D – диаметр освещенной зоны кожи, $\beta = Z'/Z$ – линейное увеличение оптической системы, Z' – расстояние до плоскости изображения кожи в оптической системе, δ – смещение плоскости регистрации относительно плоскости изображения.

Смещения кожи g и смещение биоспеклов g' :

- на удаленном экране: линейное $g'=g$, угловое $g'=2\alpha Z$;
 - в оптической системе: линейное $g'=\beta g$, угловое $g'=2\alpha\delta/\beta$,
- где α – угол поворота кожи.

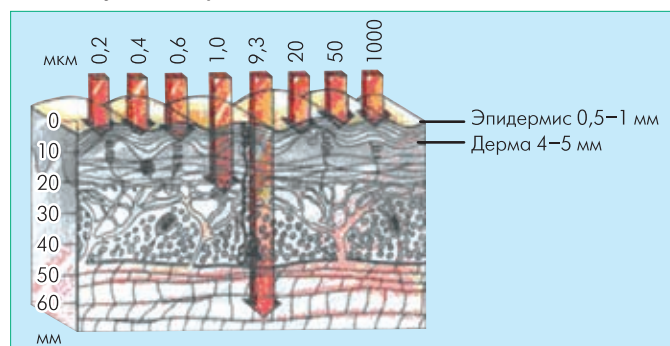


Рис.2 Структура кожи и глубина проникновения светового излучения различных длин волн

Биоспеклы имеют вытянутую вдоль оптической оси системы форму. Поперечные смещения кожи приводят к аналогичному смещению биоспеклов (с учетом β). Продольное перемещение кожи не вызывает общего смещения изображения биоспеклов. Повороты кожи на угол α приводят к повороту биоспеклов на угол, пропорциональный его удвоенной величине.

Случайные сдвиги отдельных биоспеклов, вызванные капиллярным кровотоком, намного меньше регулярного сдвига, к которому приводит общее движение кожи (движение внутренних и внешних органов и крупных подкожных сосудов). Поэтому их влияние на динамику смещения изображения биоспеклов учитываться не будет.

Использование скоростной регистрации позволяет получать контрастные изображения биоспеклов, а значит, возможна цифровая обработка его пространственно-временных параметров.

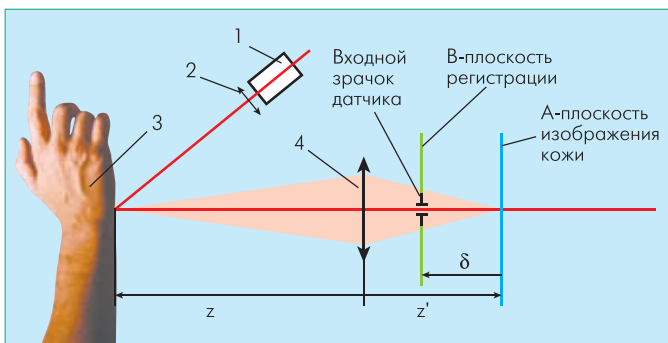


Рис.3 Оптическая схема устройства измерения перемещений биоспеклов: 1 – лазер, 2 – фокусирующая система, 3 – кожа, 4 – объектив

УСТРОЙСТВО ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ПО БИОСПЕКЛАМ КОЖИ

Оптическая схема устройства измерения перемещений биоспеклов кожи показана на рис.3. Излучение лазера 1, пройдя фокусирующую систему 2, формируется в виде пятна диаметром D на участке поверхности кожи 3 для измерения/диагностики. Обратное излучение, возвращенное кожей, поступает на объектив 4, удаленный на расстояние Z . После объектива в плоскости изображения A на расстоянии Z' формируется изображение кожи ($1/Z' - 1/Z = 1/f$, где f – фокусное расстояние объектива). В плоскости B , смещенной на величину δ от плоскости A , создается расфокусированное изображение кожи, состоящее из биоспеклов. В плоскости регистрации B установлен входной зрачок датчика вычисления сдвига изображения.

Этот датчик содержит приемник излучения (ПЗС-матрица, 18×18 элементов с разрешением 400 dpi), МП для вычисления межкадрового сдвига изображения и контроллер, управляющий получением снимков изображения биоспеклов с частотой 1500 кадров/с. Изображение по USB интерфейсу передается на ПК, где и вычисляется смещение биоспеклов кожи. Частота опроса контроллера – 125 Гц .

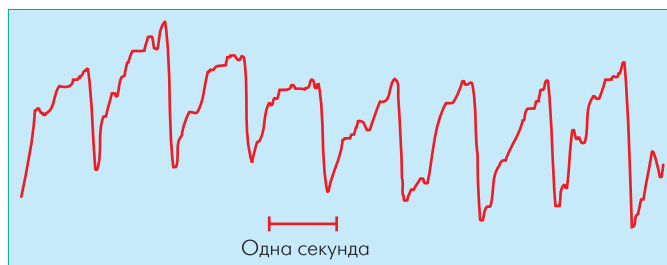


Рис.4 Пульс на запястье в зоне артерии

Выбирая фокусное расстояние f и изменяя δ , можно менять размер биоспеклов и чувствительность измерения угловых перемещений кожи. Большой диапазон измеряемых перемещений обусловлен широкой диаграммой диффузного отраженного излучения. Результат работы устройства – временная зависимость перемещений биоспеклов кожи.

ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВА ИЗМЕРЕНИЯ БИОСПЕКЛОВ КОЖИ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА

Сердечно-сосудистая система. На рис.4 показана временная зависимость перемещения биоспеклов кожи запястья в зоне артерии. Небольшой наклон графика вызван остаточными артефактами движения руки. Данная зависимость отражает диагностический показатель объемной волны пульса, характеризующий свойства эластичности артерии и частоту пульса. Он хорошо согласуется с данными, получаемыми на пульсоксиметрах.

На рис.5 показана экспериментальная установка диагностики подкожных артерий [3]. Рука неподвижно фиксируется на двух Y-образных рейтерах. Излучение лазера ЛГН-207 направляется в зону наблюдаемых пульсаций кожи на запястье. Отраженное кожей излучение принимается микрообъективом оптической головки, в плоскости регистрации которой расположен датчик измерения сдвига биоспеклов кожи, соединенный с ПК. В качестве объектива использовался микрообъектив с увеличением $20\times$.

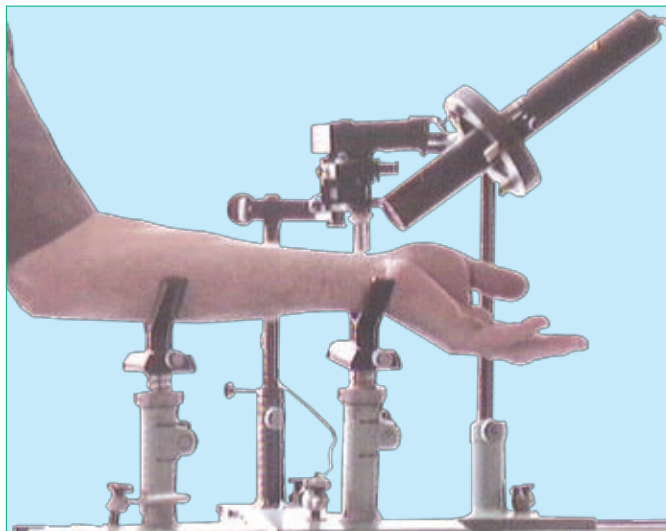


Рис.5 Экспериментальная установка диагностики артерий по биоспеклам кожи



Рис.6 Тремор руки

Нервная деятельность организма. Дрожание/тремор — частый симптом, наблюдаемый при нервных расстройствах или сопровождающий некоторые соматические заболевания и интоксикацию. Тремор рук, мимических мышц, языка, век встречается очень часто. На рис.6 приведен график мониторинга тремора руки. Прибор устанавливается на расстоянии до 2 метров от пациента и снабжен теодолитной стойкой, обеспечивающей его устойчивость и ориентацию в двух плоскостях [3].

ДВУМЕРНЫЙ СКАНЕР ЛАЗЕРНОГО ЛУЧА ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Есть задачи лазерной медицины, требующие автоматического перемещения лазерного луча. Это делается сканерами с программным управлением от ПК. Различают три метода отклонения луча: механический, электрооптический и акустический. Каждый метод отличается определенным быстродействием и углом перемещения луча. Особенность механического метода — большой угол отклонения луча.

Оптическая система. В известных оптических схемах сканеров с двумя плоскими отражающими зеркалами оси поворота зеркал расположены под углом 90° относительно друг к другу, что обеспечивает сканирование пучка по двум координатам. Обычно сканеры для двумерного перемещения пучка собираются из двух одинаковых сканеров перемещения по одной координате. Такая конструкция выглядит некомпактно и не эстетично.

Конструкция предлагаемого сканера лишена указанных недостатков и имеет меньшие габариты. В нем (рис.7) оси поворота плоских зеркал 1 и 2 ориентированы параллельно, а между ними введена призма 3 поворота изображения (призма Дове) [4], повернутая на 45° относительно оптической оси сканера.

Использование НЖМД ПК для управления поворотом зеркал. Приводом углового поворота плоского зеркала является НЖМД ПК. Напомним его устройство:

- магнитный диск — круг из сплавов на основе Al или из стекла с магнитным слоем на поверхности;
- на поверхности диска магнитной головкой (МГ) записывается информация в виде треков — магнитных дорожек в форме концентрических окружностей;
- механизм позиционирования МГ, сидит на оси вала, с одной стороны которого находится консоль с МГ на

конце, которая, поворачиваясь, обеспечивает поперечное перемещение МГ с трека на трек.

Предлагается использовать механизм позиционирования МГ для углового поворота зеркала с контролем его углового положения. Для этого нужно:

- изготовить дополнительный вал и закрепить на нем зеркало (ось вала должна лежать в плоскости отражающего покрытия зеркала);
- оба вала (дополнительный и механизма позиционирования) соединить соосно;
- просверлить отверстие в кожухе НЖМД для выхода вала зеркала.

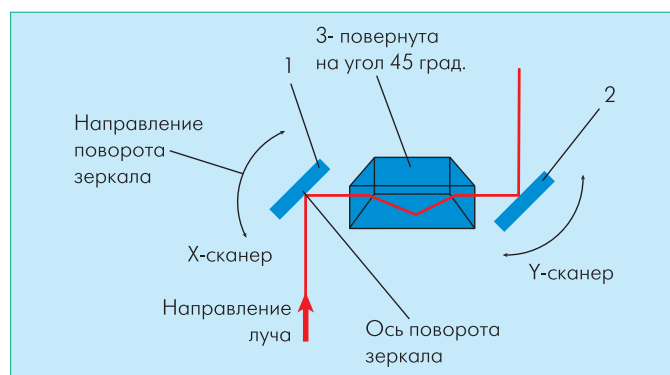


Рис.7 Оптическая схема двумерного сканера луча: 1 и 2 — плоские зеркала, 3 — призма Дове

При этом шаговый режим работы, диапазон и точность угловых поворотов зеркала определены спецификой работы механизма позиционирования МГ:

- смещение МГ на ближайшую дорожку задает минимальный шаг по углу положения зеркала;
- максимальный угол поворота зеркала зависит от общего числа магнитных дорожек (цилиндров) магнитного диска при форматировании;
- точность поворота зеркала соответствует точности позиционирования МГ.

В результате НЖМД можно использовать теперь для шагового, широкодиапазонного и высокоточного углового перемещения зеркала, смонтированного на дополнительном валу.

Конструкция сканера. Доработанный и оснащенный плоским зеркалом НЖМД является готовым сканером пучка по одной координате. Двухкоординатный сканер собирается из двух однокоординатных. При этом оптическая система сканера расположена между двумя НЖМД, а призма поворота изображения закрепляется в кронштейне и монтируется на защитном кожухе одного из НЖМД. Фото сканера приведено на рис.8. Сканер можно дополнительно укомплектовать встроенным малогабаритным источником когерентного освещения на базе п/п лазерного диода или внешним источником повышенной мощности, а также телескопической системой фокусировки лазерного луча.

В сканере используется источник питания ПК. Специального ПО также не требуется, а связь с ПК обеспечивает удли-



Рис.8 Макетный образец двумерного сканера лазерного луча

нитель дисковой шины, кроме того, оба НЖМД могут использоваться по прямому назначению.

Технические характеристики сканера

Оптические апертуры зеркал, мм8×16

Углы поворота луча:

 максимальный, град.....30

 минимальный, угл. мин.....3

Скорость сканирования, точек/с 100

Размер сетки сканирования 1000×1000

Шаговый сканер лазерного луча имеет большой диапазон и высокую точность сканирования, аппаратно-программную совместимость с ПК, компактную конструкцию и низкую стоимость по сравнению с аналогами.

Итак, разработано устройство измерения перемещений биоспеклов кожи, выполненное на быстродействующей камере с МП-вычислением сдвига изображения. Измеряемая величина сдвига биоспеклов кожи адекватно характеризует линейные и угловые перемещения кожи. Устройство может быть положено в основу разработок новых методик и приборов лазерной медицинской диагностики функционального состояния организма по биоспеклам кожи.

Представленный двумерный сканер лазерного луча, выполненный на двух плоских зеркалах с параллельным расположением осей поворота и приводом на НЖМД ПК, не уступает современным аналогам, обладает дополнительными достоинствами и может применяться в лазерной медицине в качестве точного устройства сканирования лазерного луча в широком диапазоне углов.

Работа выполнена при поддержке гранда РФФИ проект № 06-08-01303.

ЛИТЕРАТУРА

1. Тучин В.В. и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – М.: Наука, 1989. – 237с.
2. Франсон М. Оптика спеклов. Пер. с англ. под ред. Ю.И.Островского. – М.: Мир, 1980. – 171с.
3. Рябухо В.П. Спекл-интерферометрия. – Соревский образовательный журнал, 2001, т.7, №5.
4. Справочник конструктора опико-механических приборов. Под ред. В.А.Панова. – Л.: Машиностроение, 1980. – 742с.

