

УСТРОЙСТВО ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПОКРОВНЫХ ТКАНЕЙ

Введение

На покровных тканях человека время от времени появляются области с измененными физическими, в том числе оптическими, физико-химическими и структурными характеристиками. Часто такие изменения поверхностных тканей являются предвестниками появления онкообразований или сигнализируют об активации опухолеобразовательного процесса. Поэтому создание физических методов, технологий и средств для своевременного обнаружения и диагностики новообразований, является одной из наиболее актуальных проблем биофизики и медицины.

В современной медицине оптические методы диагностики прочно вошли в повседневную клиническую практику. Наиболее динамично развивается диагностика на основе методик спектроскопии ближнего инфракрасного диапазона (NIRS-методики). Сложность использования оптических методов диагностики связана с сильным рассеянием света в биологической ткани, которое приводит к росту погрешности при измерениях. С другой стороны, сами оптические характеристики рассеивания ткани являются важными диагностическими параметрами, например, при определении новообразований.

Существующие методы определения коэффициента рассеяния биоткани предусматривают взятие образца *in vitro*. В них особое значение приобретает способ приготовления образцов для спектрофотометрии [1]. Физические (растяжение, охлаждение, нагревание, вакуум, солнечный ожог) и химические (кантаридин, сильные щелочи и кислоты, гидроксид аммония, трипсин и др.) методики препарирования эпидермиса и дермы, фиксация образца в спектрофотометре и определение его толщины могут приводить к значительным искажениям данных оптических измерений.

Ранее нами был предложен неинвазивный метод определения коэффициентов рассеяния живой биоткани [2,3]. Он базируется на рассмотрении теории радиационного переноса [4,5] в модификации для биологических тканей Ку, Острандера, Ли [6] с учётом сложной структуры ткани по Здройковскому и Пишаротти [5]. При этом биоткань рассматривается как случайно-неоднородная рассеивающая и поглощающая среда, а распространяющееся в ней излучение — как поток энергии, то есть все эффекты, связанные с волновой природой света (дифракция, интерференция, поляризация), не принимаются во внимание. Коэффициенты поглощения и рассеивания представляются линейной комбинацией компонент

каждого слоя. Подробности строения каждого слоя можно пренебречь, тогда оптические коэффициенты будут средними для каждого слоя. Кровеносные сосуды выполняют роль случайно рассеивающих центров в середине биоткани и её можно представить как смесь двух компонент – обескровленной ткани и крови. Для определения рассеяния биоткани используем отношение коэффициентов модуляции на двух длинах волн. Экспериментальные исследования были выполнены для линейного расположения излучателей и приемников [2,3], что недостаточно для практического применения.

Постановка задачи

Цель данной работы – создание неинвазивной аппаратуры для выявления, локализации и определения характеристик неоднородностей поверхностных тканей на основе анализа изменений характеристик оптического рассеивания биотканей.

Для получения информации с относительно большой площади кожи был разработан и изготовлен прибор для неинвазивного анализа коэффициентов рассеяния тканевой кожи.

Прибор построен с применением современной технологии регистрации и обработки данных, технологии Виртуальных Инструментов (Virtual Instruments) которая обеспечивается графической средой разработки программного обеспечения LabView от National Instruments. Технология позволяет использовать персональный компьютер в качестве интерфейсной и вычислительной части прибора, что позволяет быстро и удобно изменять и расширять его возможности, при этом функциональность прибора будет ограничена только средствами ввода информации и производительностью компьютера.

Аппаратная часть прибора состоит из базового блока, пульсоксиметрического датчика и датчика рассеянного света, персонального компьютера. В базовый блок входят измерительный и пульсоксиметрический модули, аналого-цифровой и цифро-аналоговый преобразователь.

Измерительный модуль представляет из себя набор драйверов и усилителей, управляемых аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) NI USB-6009.

Преобразователь конструктивно выполнен в автономном корпусе с подключением обрабатываемых сигналов с помощью клеммных соединений. Связь с компьютером обеспечивается через интерфейс full-speed USB, который также обеспечивает и системное питание модуля. Модуль содержит восемь каналов ввода аналоговых сигналов, два канала генерации аналоговых сигналов, 12 каналов цифрового ввода-вывода и буфер накопления данных для обеспечения сбора сигнала в реальном времени, сигнал преобразуется 13ти разрядным АЦП.

В качестве просветного датчика используется стандартный пульсоксиметрический датчик фирмы “НТАС”, а в качестве датчика рассеянного света используется матрица из 4х фотодиодов, между которыми расположены 9 светодиодных пар, что позволяет за одно квазипараллель-

ное измерение собрать матрицу 4x4 значений рассеяния. Частота сбора квазипараллельных измерений 100Гц.

Приведём структурную схему прибора на рисунке 1.

В базовом блоке генерируются серии импульсов включения светодиодов, усиливаются принятые сигналы с фотодиодов, преобразовываются аналоговые сигналы с датчиков в цифровые и передаются компьютеру для сохранения и дальнейшей обработки. Интенсивность свечения светодиодов определяется в процедуре калибровки датчиков, и задаются через аналоговые выходы преобразователя. Фильтрация и обработка сигнала осуществляется после окончания процесса измерения.

Процесс проведения измерения разбивается на сбор и обработку данных.

Для начала проводится процедура калибровки датчиков под особенности светоотдачи исследуемого участка кожи человека, во время которой устанавливается такая яркость светодиодов, при которой колебания сигнала от фотодиодов не выходят за пределы их чувствительности, что позволяет адекватно оценить параметры этих сигналов. Сбор данных производится в течение 120-300 секунд, данные поступают и сохраняются в компьютере для дальнейшей обработки, под конец сбора данных пациент должен задержать дыхание, вызвав тем самым существенное (>2%) изменение сатурации крови. Затем можно приступать к обработке сигнала.

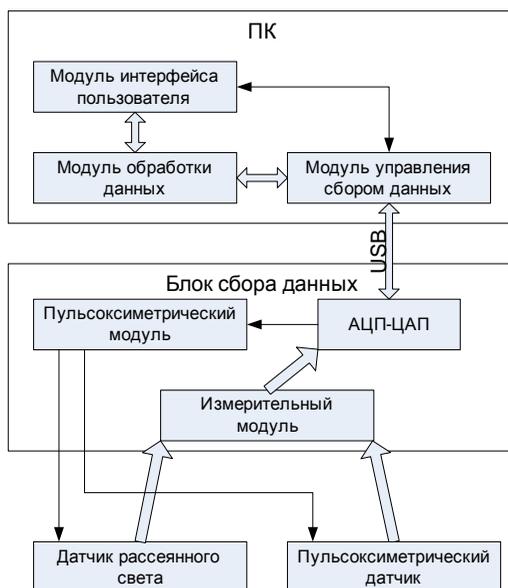


Рис. 1 – Схема прибора

Так как алгоритм обработки данных требует вычислительных мощностей компьютера, данные обрабатываются после сбора в несколько этапов. На первом этапе обработки используются методы линейной фильтрации входного сигнала. Сигнал очищается от случайных выбросов, сглаживается и фильтруется адаптивным частотным фильтром, адаптация которого проводится на базе сигнала от просветного пульсоксиметрического датчика, который имеет более хорошие показатели отношения сигнал/шум. Вторым этапом полученный сигнал обрабатывается методом “скользящего окна”, в сочетании с методами нелинейной обработки – методом корреляции и регрессионного анализа, определяются параметры сигнала. После чего определяются коэффициенты рассеяния света с использованием статистической обработки множества полученных параметров сигнала. Конечной целью обработки сигнала является распределение коэффициентов рассеяния по площади датчика. На основе таких результатов становится возможным принятие решения о наличии и типе локальной неоднородности.

На рисунке 2 показан пример отображения результатов обработки сигнала программой.

Результаты работы отображаются на экране в виде трёхмерной поверхности, изменение высоты которой обозначают изменение коэффициентов рассеяния. Изменение коэффициентов позволяет определить тип новообразования, такие как родинка, шрам, гематома. И степень её опасности в случае злокачественных образований.

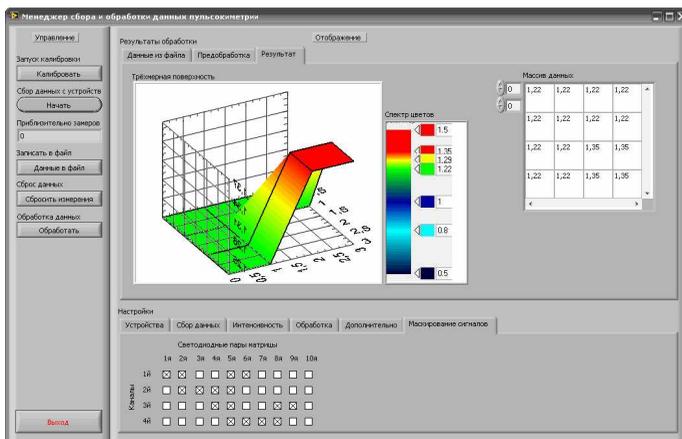


Рис. 2 – Результаты обработки измерений

Выводы

Сконструированный прибор позволяет выявлять новообразования кожи, определять их тип и степень опасности для человека, на основе математической и статистической обработки данных о рассеянии кожей

человека света двух длин волн. Экспериментально, с использованием созданных алгоритмов и технических средств для их реализации, на серии экспериментов было показано, что достигается получение диагностической маркерной информации про изменения биохимического и морфологического состава исследуемых тканей кожи. Испытания комплекта аппаратуры показали, что определяются и локализуются объёмные неоднородности малого размера в том числе подкожные - невидимые глазом. Существует необходимость проведения дальнейших исследований связанных с конструкцией датчика, для исследования участков кожи разного размера в разных участках тела.

Преимущества прибора в неинвазивной методике проведения эксперимента, что позволяет безболезненно и атравматично набирать статистику для разных типов кожи и различных типов новообразований, что в дальнейшем позволит повысить точность диагностики.

Литература

1. Исследование биотканей методом светорассеяния/ Тучин В.В. // Успехи физ. наук. – 1997. – Т.167, 5. – С.517-539.
2. Определение локальных неоднородностей биоткани с использованием особенностей распространения света./ Плаксий Ю.С., Мамилов С.А., Есьман С.С. // Альманах клинической медицины, т. XVII, часть 1, 2008, с.75-78.
3. Оптический метод определения коэффициентов рассеяния и удельного объема крови в биологической ткани *in vivo*./ Кравченко В. И., Мамилов С. А., Плаксий Ю. С., Есьман С. С., Казак Н. С., Рыжевич А. А.. Неинвазивный// Журнал прикладной спектроскопии, - V. 72, N 1, - 2005, с. 119-123.
4. Optical radiation transfer in the human skin and application in in vivo remittance spectroscopy/ Anderson R.R., Hu J.H., Parrish J.A. // Proc. Symp. Bioeng. Skin. - Cardiff (Wales): MTP Press. – 1979. - ch. 28, P253-265.
5. Optical transmission and reflection by blood/ Zdrojkowski R.J., Pisharoty N.R. // IEEE Tran. Biomed. Engin. – 1970. – Vol.17, 2. – P.122-128.
6. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength/ Cui W., Ostrander L.E., Lee B.Y. // IEEE Tran. Biomed. Engin. – 1990. – Vol.37. – P.632-639.

Отримано 18.02.2010 р.