

временная задержка распространения импульса в других элементах контура.

Именно флуктуации T_3 и определяют величину нестабильности частоты рециркуляции. Наиболее существенное влияние на изменение f оказывают следующие факторы: временной джиттер в инжекционном лазере, возникающий из-за случайных изменений времени задержки между импульсом тока накачки и излучением лазера; нестабильность времени отклика лавинного фото диода; временной разброс моментов срабатывания порогового устройства, который связан как с изменением амплитуды входного сигнала, так и с флуктуациями самого порога срабатывания. Из приведенных в [7] результатов исследований стабильности частоты рециркуляции следует, что для минимизации влияния перечисленных факторов необходимо выполнять следующие условия. Для уменьшения временного джиттера в ИЛ нужно, чтобы в процессе протекания тока накачки происходило минимальное нагревание активной области лазера, т.е. длительность импульса тока накачки не должна превышать 10 нс. Наименьшее значение нестабильности времени распространения сигнала в контуре достигается при коэффициенте лавинного умножения ЛФД $M \approx 10$, когда отношение сигнал/шум близко к максимальному значению [8]. Показано [9], что при комнатной температуре для анализируемой системы оптимальный коэффициент лавинного умножения для таких ЛФД лежит в пределах 8–12 и практически не зависит от мощности излучения ИЛ или длины ВС. Увеличение тока постоянного смещения I_0 ведет к уменьшению амплитудных флуктуаций интенсивности излучения и минимизирует временной джиттер ИЛ. Данный эффект будет наблюдаться до $I_0=0,9-0,95 I_{th}$, далее в предпороговом режиме излучение лазера становится нестабильным. Во всех случаях минимальные флуктуации наблюдались, когда величина порога блока регенерации соответствовала линейному участку фронта импульса. При этом, чем больше крутизна этого участка, тем в меньшей степени на величину

флуктуаций T_3 будут влиять случайные изменения порогового напряжения. Поэтому с учетом пусть и незначительной временной дисперсии ВС значение переднего фронта импульса тока накачки ИЛ должно быть 10 нс и менее. В этом случае величина T_3 оценивается в пределах 50–60 нс.

Показано, что зависимость изменения частоты рециркуляции от приложенного измеряемого электрического напряжения носит линейный характер, и чувствительность метода для ПЗТ радиусом 12 см составляет 4,2 Гц/кВ. Установлено, что с точки зрения достижения минимальной погрешности измерений чувствительные элементы следует располагать в порядке возрастания максимальных действующих напряжений в измеряемых линиях и в зависимости от радиуса и толщины ПЗТ, длины волоконной секции, не подвергающейся деформации, относительная методическая погрешность составляет 0,8–1,2% в диапазоне напряжений от 20 кВ до 150 кВ.

1. Optically controlled fiber voltage sensor / V. N. Filipov [et. al] // IEEE Photon. Technol. Lett. – 2000. – Vol. 12, № 7. – P. 870 – 872.
2. An optical AC voltage sensor based on the transverse pockels effect / Pan Feng [et. al] // Sensors.–2011. – № 11. – P. 6593 – 6602.
3. Bohnert K. Fiber-optic sensing of voltages by line interrogation of the electric field / K. Bohnert, J. Nehring // Opt. Lett. – 1989. – Vol. 14, № 5. – P. 290–292.
4. Bohnert K. Fiber-optic voltage sensor for 420 kV electric power systems / K. Bohnert, J. Kostovic, and P. Pequignot // Opt. Eng. – 2000. – Vol. 39. –P. 3060–3067.
5. Frequency-output fiber-optic voltage sensor for high-voltage lines / L. Martinez-leon [et. al.] // IEEE Photon. Technol. Lett. – 2001. – Vol. 13, № 9. – P. 996–998.
6. Piezoelectric-modulated optical fibre Bragg grating high-voltage sensor / M. Pacheco [et. al] // Meas. Sci. Technol. – 1999. – P. 777 – 782.
7. Поляков, А.В. Стабильность частоты рециркуляции в кольцевых структурах с волоконно-оптической линией задержки / А.В. Поляков, С.И. Чубаров // Изв. вузов. Приборостроение.– 2003.–Т.46, №5.– С.49 – 55.
8. Поляков, А.В. Температурная зависимость шумовых характеристик оптоволоконных информационно-измерительных систем / А.В. Поляков // Изв. вузов. Приборостроение.– 2006.– Т. 49, № 8.– С. 33 – 37.
9. Ксенофонтов, М.А. Стабильность частоты рециркуляции в замкнутых оптоэлектронных системах регенеративного типа / М.А. Ксенофонтов, А.В. Поляков // Электроника-инфо. – 2010. – №5. – С.76 – 80.

УДК 535.2:616-71

НЕИНВАЗИВНЫЙ ОПТИЧЕСКИЙ ГЛЮКОМЕТР С ЭЛЛИПСОИДАЛЬНЫМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

Куприй А.И., Безуглый М.А.

Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»
Киев, Украина

Проблема сахарного диабета очень остро стоит в современном обществе, а значит есть необходимость в создании приборов для контроля глюкозы. Большинство современных приборов используют инвазивный принцип диагностики, но для удобства возможно создание устройств, в

основу работы которых положено неинвазивный метод определения концентрации.

На сегодняшний день существуют такие типы глюкометров:

– фотометрические; уровень глюкозы в крови человека определяется в зависимости от

окраски тест-зоны. Окраска возникает как реакция глюкозы и специального вещества, которое нанесено на полоску. Технология этих приборов, разработанных достаточно давно, уже устарела.

– электромеханические; показатель уровня сахара измеряется величиной тока. Она появляется при взаимодействии глюкозы и специальных веществ в тест-полосках. Это новые поколения приборов, показания глюкометра этого типа будут немного точнее, чем предыдущего. Эти приборы подвержены минимальному воздействию внешних факторов. Обычно в таких приборах идет калибровка по плазме.

Методы определения глюкозы достаточно разнообразны: Методы «мокрой» биохимии, реализованные на автоматических биохимических анализаторах, обеспечивают нужды лабораторий с большим потоком анализов. Анализаторы глюкозы типа «Biosen» требуют от оператора минимальных трудозатрат, так как они полностью автоматизированы и достаточно производительны (скорость от 50 до 200 проб в час). Для лабораторий с небольшим числом исследований, а также экспресс-лабораторий удобен специализированный биохимический фотометр «Микролаб 540». Для бригад скорой помощи, пациентов с диабетом идеальное решение – глюкометры типа «OneTouch». Таким образом задача обеспечить не только быстрое, но и высокоточное определение глюкозы, на сегодняшний день вполне решаема. Но в то же время измерение таким путем требует больших затрат, так как тест-полоски, необходимые больному ежедневно, будут стоить около \$200 в год, т.е. ежегодные расходы пациентов с диабетом, которые требуют нескольких измерений за день (пожилые люди и дети и т.д.) будут гораздо выше.

Оптические методы неинвазивной диагностики предполагают использование оптического (в том числе лазерного) излучения для зондирования тканей и органов пациента с целью получения по отраженному (рассеянному) или прошедшему сквозь ткань свету диагностической информации о биохимическом составе и морфологическом строении обследуемого участка мягких тканей тела пациента. Величина регистрируемого при этом сигнала зависит как от коэффициента поглощения, так и от коэффициента рассеяния света перфузированной кровью ткани. Основной вклад в поглощение определяется водой (H₂O), протеином, липидами, различными формами гемоглобина (в частности, окси-, дезоксигемоглобином), меланином в коже, а также глюкозой. Пропускание света на каждой длине волны является функцией толщины, цвета и структуры кожи, кости, крови и других материалов, через которые проходит свет[1].

Наиболее используемыми оптическими методами в неинвазивной диагностике наличия

сахара в крови являются рамановская спектроскопия (комбинационное рассеяние света) и спектроскопия ближней инфракрасной области. Также существуют спектроскопия средней и дальней инфракрасной области, терагерцовая спектроскопия, а также оптоакустические методы контроля уровня сахара с крови [2].

Основным методом для создания предложенного прототипа глюкометра выбрана раман спектроскопия. Раман спектроскопия – это техника, которая может быть использована для анализа широкого спектра образцов. Это решает большинство ограничений других спектроскопических методов. Его можно использовать как для качественного, так и для количественного анализа. Цель Раман-спектроскопии – это техника рассеивания. Она основана на рамановском эффекте, то есть изменении длины волны, которая оказывается некоторой частью излучения, рассеянного в среде. Этот эффект специфичен для молекул, которые его вызывают, и могут использоваться в спектроскопическом анализе. Рамановские спектры содержат информацию об изменении уровней молекулярной энергии под влиянием рассеивания лазерного света и последующее выявление света, рассеивается с мутной пробы на различных длинах волн, отличных от длины волны лазерного возбуждения [3].

Раман-спектроскопия используется для неинвазивного мониторинга глюкозы в крови и является наиболее перспективным методом благодаря высокой химической стабильности, глубине проникновения, а также количества разработанных методов количественного анализа данных. Рамановские спектры содержат информацию об изменении энергетических уровней молекулы под воздействием лазерного излучения света. Разница в длине волны зависит от удельной энергии химических связей. Это дает набор характеристических пиков в спектре, который является «отражением» этого специфического химического вещества [4].

На основе рассмотренных выше методов, в частности по спектроскопии комбинационного рассеяния, разработано техническое решение устройства для определения концентрации глюкозы в крови с использованием принципов фотометрии эллипсоидальными отражателями [5, 6]. Функциональная схема неинвазивного глюкометра показана на рис.1.

Принцип работы схемы следующий: ЛД выпускает луч, который проходит через ОС, которая формирует необходимое пространственное распределение лучистости на БО. После попадания пучка лазерного излучения на БО, часть его отражается, а часть проходит. Полученные пучки собираются с помощью ЭР и попадают на ФД. Эллипсоидальные рефлекторы используются в данном приборе для того, чтобы собрать как можно

больше света и соответственно получить больше полезной информации. Информация на выходе ФД поступает на МК, который обрабатывает выходной сигнал с приемников, и переводит его в значение концентрации глюкозы в крови, которое выводится на ЖК.

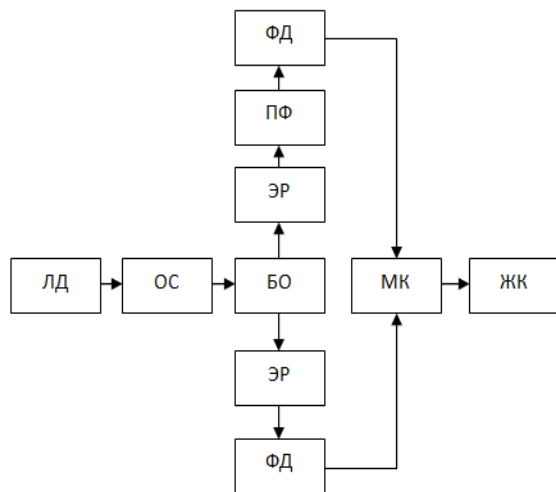


Рисунок 1 – Функциональная схема неинвазивного глюкометра с эллипсоидальными рефлекторами: ЛД- лазерный диод; ОС- оптическая система; БО – биологический объект; ЭР – эллипсоидальный рефлектор; ПФ – полосовой оптический фильтр; ФД – фотодетектор; МК – микроконтроллер; ЖК – жидко кристаллический дисплей

Использование данного метода в совокупности с предложенной технологией дает возможность получения нового прибора для контроля уровня глюкозы в крови пациента, прототипом создания которого занимается авторский коллектив.

1. Мезенцева М. А. Неинвазивные методы измерения сахара в крови / М. А. Мезенцева, Т. А. Букрина // Информационно-измерительная техника и технологии : материалы VI научно-практической конференции, Томск, 27-30 мая 2015 г. – Томск : Изд-во ТПУ, 2015. – [С. 77-82].
2. Kuprii, A. I. To the non-invasive optical control of glucose level / A. I. Kuprii // Новые направления развития приборостроения : материалы 10-й международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов, Минск, 26–28 апреля 2017 г. : в 2 т. / Белорусский национальный технический университет ; ред. колл.: О. К. Гусев [и др.]. – Минск, 2017. – Т. 1. – С. 165.
3. Akshara Subramanian. Non Invasive Glucose Measurement Using Raman Spectroscopy / Akshara Subramanian, Shreya Adap, Shruti Chawale, Sonali Singh, Prathibha Sudhakaran // International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET). - Volume: 04 Issue: 03. - Mar -2017
4. Wróbel M.S. Non-invasive blood glucose monitoring with Raman spectroscopy: prospects for device miniaturization / M. S. Wróbel // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering-2016.- Vol. 104.
5. Bezuglyi, M.A., Botvinovskii, D.V., Zubarev V.V., Kotsur Y.A., "Method of photometric mirror ellipsoid of revolution for research of roughness of surface," Methods and devices of control of quality, 27, 77-83 (2011).
6. Безуглый М.А. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии / Безуглый М.А., Безуглая Н.В., Самиляк А.Б. // Приборы и методы измерений. 2016; 7 (1). – С. 67-76.

УДК 535.317

ПАССИВНАЯ ТЕРМОСТАБИЛИЗАЦИЯ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ТЕПЛОВИЗОРА И ПЕРСПЕКТИВЫ ЕГО ПРИМЕНЕНИЯ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Муравьев А. В.

*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»
Киев, Украина*

Медицинское тепловидение является бесконтактным, быстрым и неинвазивным средством диагностики многих известных заболеваний. Метод позволяет наблюдать в динамике и контролировать эффективность лечения, заживление ран на различных стадиях морфогенеза, а также предупредить возможное развитие осложнений. Использование термографа является высокоэффективным и информативным средством обследования пациентов для выявления воспалительных процессов, особенно на этапе отсутствия специфических клинико-лабораторных данных, что подтверждает его диагностические возможности и целесообразность использования на ранних стадиях заболевания. Это открывает широкие перспективы для применения термографии в качестве метода функциональной и скрининг-диагностики. Термограммы, сделанные с помощью различных тепловизоров, являются унифицированными, отличаются фактически только размерами и качеством изображения и

могут использоваться одновременно для выявления различных патологий. На сегодняшний день разработаны критерии тепловизионной диагностики для более чем двухсот заболеваний и патологических состояний и этот список постоянно пополняется.

Термография с каждым днем получает все более широкое применение в многопрофильных медицинских учреждениях. Работа врача-термографиста при скрининг-диагностике проходит, как правило, в нестабильных условиях окружающей среды. Это обуславливает требования к наличию у него высокой квалификации и способности учитывать влияние внешних факторов, а также незавершенную термоадаптацию пациентов в процессе диагностики. Поэтому одним из актуальных вопросов остается повышение информативности и соответствия снятых показателей реальной температуре участка поверхности объекта наблюдения. Стоит отметить, что адекватность диагностики также зависит от правильности интерпретации термограмм, которая, в