

2. *Жибурт Е.Б.* Менеджмент крови пациента при критическом кровотечении и массивной трансфузии // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2013. Т. 8. № 4. С. 71-77.
3. *Жибурт Е.Б., Протопопова Е.Б., Губанова М.Н., Каюмова Л.И., Кузьмин Н.С., Танкаева Х.С.* Циркуляторная перегрузка – «новое» осложнение переливания крови // Трансфузиология. 2016. Т. 17. № 3. С. 76-89.
4. *Чемоданов И.Г., Гореликова Л.Г., Лясковский А.И., Амдиев А.А., Жибурт Е.Б.* Инструмент профилактики трансфузионной циркуляторной перегрузки // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2018. Т. 13. № 4. С. 93-95.
5. *Губанова М.Н., Шихмирзаев Т.А., Жибурт Е.Б.* Особенности национальной биологической пробы при переливании крови // Менеджер здравоохранения. 2016. № 6. С. 53-59.
6. *Жибурт Е.Б., Протопопова Е.Б., Чемоданов И.Г. и др.* Определения трансфузионных реакций // Трансфузиология. 2019. Т. 20. № 1. С. 65-70.
7. *Жибурт Е.Б.* Подогревание крови и инфузионных растворов / Руководство для врачей. 2-е изд. – М.: РАЕН, 2012. 72 с.
8. *Кувцецов С.И., Аверьянов Е.Г., Шестаков Е.А., Жибурт Е.Б.* Повреждение эритроцитов при хранении и его профилактика // Трансфузиология. 2020. Т. 21. № 4. С. 325-336.
9. *Зарубин М.В., Саратова О.Е., Тараненко Е.Н., Капуза Е.С., Жибурт Е.Б.* Белок в надосадочной жидкости эритроцитной взвеси и отмытых эритроцитов // Трансфузиология. 2021. Т. 22. № 2. С. 128-134.

Рамиль Галинурович Хамитов,
гл. врач,
Раиля Фаязовна Аюпова,
канд. мед. наук, зав. отделом,
отдел обеспечения безопасности
донорской крови и ее компонентов,
ГБУЗ «Республиканская станция
переливания крови»,
г. Уфа,
Валентин Геннадьевич Левандовский,
действительный член АМТН,
канд. техн. наук, президент,
Артур Сергеевич Соломонов,
генеральный директор,
ООО «Стармедсервис»,
Евгений Борисович Жибурт,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра трансфузиологии,
ФГБУ «Национальный медико-
хирургический центр им. Н.И. Пирогова»
Министерства здравоохранения
Российской Федерации,
г. Москва,
e-mail: ezhiburt@yandex.ru

К.В. Пожар, М.О. Михайлов, Е.Л. Литинская, Е.А. Полякова

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона для неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови: проблемы, прогресс, задачи

Аннотация

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона остается одним из наиболее перспективных методов, на основе которых ведутся разработки неинвазивного устройства для мониторинга концентрации глюкозы в крови пациентов с сахарным диабетом. В статье рассматриваются основные проблемы, затрудняющие создание достаточно точного неинвазивного измерителя, связанные главным образом с трудностью математического моделирования распространения излучения в биологических тканях, а также с несовершенством элементной базы для портативной реализации устройства. Представлен обзор современных подходов к усовершенствованию схемы измерения и математического аппарата для расчета концентрации глюкозы.

Введение

Разработка системы для неинвазивного непрерывного мониторинга концентрации глюкозы в крови человека остается одной из наиболее актуальных задач современной биомедицинской инженерии. С ростом числа больных сахарным диабетом и развитием технологий телемедицины и персонализированной медицины спрос на такой класс устройств неуклонно растет.

Известно много подходов и методов получения информации о концентрации глюкозы в крови, основанных на различных физических принципах [1]. В то же время ни одно из существующих технических решений, включая получившие одобрение мировыми регуляторами в сфере здравоохранения и дошедшие до коммерциализации, не пользуется высоким спросом. Многие разработки сняты с производства, что в большинстве случаев вызвано низкой фактической точностью измерения концентрации глюкозы.

Таким образом, остаются актуальными задачи разработки новых и усовершенствования существующих методов неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови. Одними из наиболее перспективных являются оптические методы, в частности наибольший интерес продолжает наблюдаться к спектроскопии ближнего ИК-диапазона.

Настоящая статья посвящена обзору основных проблем, возникающих при реализации данного метода, а также наиболее актуальных исследований в области его усовершенствования.

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона

Метод основан на следующих процессах. Биологические ткани облучаются электромагнитным излучением ближнего ИК-диапазона, генерируемым источником, имеющим спектральные компоненты, соответствующие пику поглощения глюкозы. По ходу распространения излучение подвергается ряду эффектов, таких как отражение от поверхности ткани, поглощение компонентами тканей, рассеяние в тканях. Часть излучения покидает ткани и регистрируется фотоприемниками. Ввиду того, что глюкоза вносит вклад в ослабление излучения, интенсивность регистрируемого излучения несет в себе информацию о концентрации глюкозы в тканях. Математической основой для расчета концентрации глюкозы является закон Бугера-Ламберта-Бэра. Как правило, для повышения точности измерений используются дополнительные источники, излучающие на других длинах волн, соответствующих либо пикам поглощения других веществ, либо другим пикам глюкозы.

В ближнем ИК-диапазоне имеется три окна прозрачности воды, причем на более коротких волнах слабее как поглоще-

ние воды, основного компонента тканей, так и глюкозы. С учетом вклада рассеяния в ослабление излучения оптимальным является первый обертоном [2], в котором выделяют следующие пики поглощения глюкозы: 1450, 1510, 1600, 1650 и 1727 нм [3]. При этом наиболее контрастный пик наблюдается на длине волны 1600 нм (рис. 1).

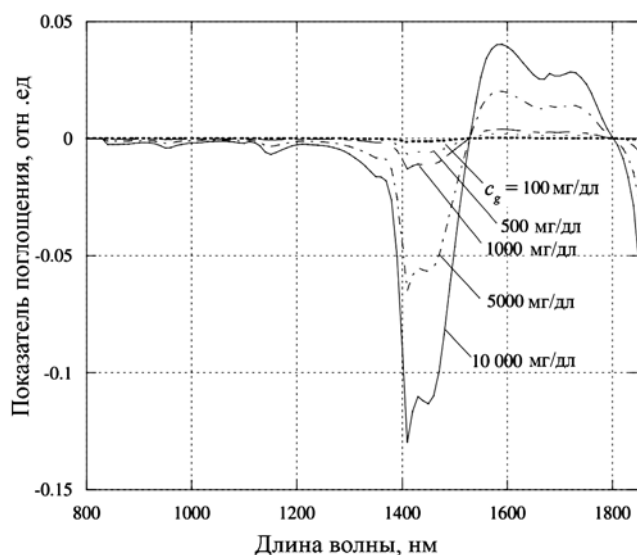


Рис. 1. Зависимость показателя поглощения водного раствора глюкозы от изменения ее концентрации [4]

В свою очередь, излучение само оказывает воздействие на ткани. Поглощенные кванты энергии приводят к локальному повышению температуры, вызывающему в том числе акустические волны, а также могут переизлучаться с изменением длины волны. На регистрации этих эффектов основаны смежные методы неинвазивного измерения: рамановская [5] и фотоакустическая [6] спектроскопии, термометрия, а также термоэмиссионная спектроскопия [7].

Проблемы технической реализации и применения

Несмотря на относительную простоту и высокую изученность метода, до сих пор не создано технической реализации, обеспечивающей необходимые точность и надежность измерений.

Приведенные результаты испытаний прототипов устройств показывают хорошие результаты, однако во многих случаях оценка точности проводится в очень малом диапазоне концентраций, не затрагивающем гипогликемию [8], [9]. Подобная некорректность методики проведения испытаний приводит к невозможности объективной оценки точности в наиболее значимых диапазонах концентраций глюкозы в крови. В области низких концентраций глюкозы погрешность метода существенно увеличивается ввиду снижения соотношения сигнал-шум.

Измерение концентрации глюкозы преимущественно в физиологическом диапазоне обосновывается необходимостью проведения клинических испытаний на реальных пациентах, которым в условиях испытаний проводится компенсационная терапия, нацеленная на поддержание концентрации глюкозы в норме. Решением могло бы быть создание физических фантомов, имитирующих оптические характеристики ткани человека и позволяющих формировать высокие и низкие концентрации глюкозы.

Ключевым элементом оптического измерителя глюкозы является источник излучения. Ввиду необходимости портативной реализации устройств в качестве источника может быть использован только полупроводниковый лазер, имеющий достаточно малые габариты при высокой спектральной плотности излучения.

Лазерные диоды ближнего ИК-диапазона имеют ряд проблем, затрудняющих их использование в фотометрии:

- излучение имеет высокую расходимость по одной из осей;
- сопротивление диода, а также спектр и поляризация его излучения в значительной мере зависят от температуры излучающего элемента;
- распределение интенсивности по профилю пучка изменяется во времени;
- излучающий элемент подвержен долгосрочным изменениям, приводящим к изменению эмиссионных характеристик.

Важной задачей при спектроскопическом измерении концентрации глюкозы является расчет целевой величины. Распространение излучения ближнего ИК-диапазона в биологических тканях плохо поддается математическому описанию. Ввиду гетерогенности и анизотропии тканей излучение в них претерпевает несколько видов упругого рассеяния, таких как диффузное отражение, рэлеевское рассеяние и рассеяние Ми [2]. Кроме того, в ближнем ИК-диапазоне наблюдается собственное излучение тела человека, в том числе на длинах волн поглощения глюкозы. На сегодняшний день не разработано математической модели распространения ИК-излучения в тканях, позволяющей надежно осуществлять расчет концентрации глюкозы с учетом указанных факторов в условиях подвижности тканей человека.

Перспективные технические решения

Ряд работ в области усовершенствования метода ближней ИК-спектроскопии посвящен улучшению оптической и электрической частей схемы измерения.

В работе [10] для сбора диффузно-отраженного излучения на детектор предложено использовать эллипсоидное зеркало. Такой подход позволяет снизить влияние нестабильности распределения излучения лазера по профилю пучка и получить полное значение отраженного излучения. В работе [11] предлагается метод модуляции ИК-излучения сфокусированным ультразвуком. Метод позволяет локализовать диффузно-отраженное излучение, что позволяет значительно повысить пространственное разрешение при визуализации распределения отраженного излучения.

Распространенным является многоволновый подход к измерению концентрации глюкозы. Такой подход имеет ряд преимуществ перед фотометрическим ввиду возможности оценки гидратации тканей и концентрации других компонентов тканей. Устройством «TensorTip Combo Glucometer» разработки компании «Cnoga Medical Ltd» (Израиль) основано на многоволновом подходе. Используют 4 светодиода с длинами волн в диапазоне 625...940 нм [12]. В работе [13] предлагается комбинация трансмиссионной фотометрии на длинах волн 1300 и 940 нм и рефлексионной фотометрии на длине волны 940 нм. Данный метод позволяет получить больше информации о поведении излучения в тканях ввиду наличия нескольких длин волн, а также оценки двух потоков излучения. В работе [14] предлагается конструкция портативного спектрометра со спектральным диапазоном 900...1700 нм и полосой 7 нм. В основе устройства лежит дифракционная решетка, управляемая с применением МЭМС.

В работе [15] исследуется подход, основанный на спектроскопии диффузного рассеяния с регистрацией пространственного разрешения путем установки матрицы фотоприемников. Исследование проводится методом Монте-Карло на трехслойном фантоме в предположении, что глюкоза содержится только в самом глубоком слое. Дополнительно анализируется временное распределение отраженных фотонов. Работа демонстрирует перспективность такого подхода, однако техническая реализация требует регистрации с временным разрешением не более 1 пс.

Одним из наиболее перспективных подходов является комбинация различных методов измерения. Наиболее распространены различные комбинации ближней ИК-спектроскопии с ультразвуковым, биоимпедансным и термоэмиссионным методами [9], [16], [17]. Получение информации различными физическими методами позволяет значительно снизить влияние различных факторов на точность измерений и повысить ее [16].

Перспективным также является улучшение качества работы базовой схемы управления источником излучения, лежащей в основе спектроскопии ближнего ИК-диапазона. Один из подходов к повышению стабильности лазерного излучения основан на обеспечении сверхточного тока питания лазерного диода [18]. В работе представлена схема управления током лазерного диода с применением автоматической цифровой подстройки на основе модуляции тока. Предложенный подход позволяет формировать управляющий ток с точностью до 40 нА при рабочих токах на 6 порядков выше. Это позволяет в значительной мере скомпенсировать влияние на точность измерений разогрева полупроводниковых элементов, в том числе излучающего элемента лазерного диода. Данный подход оставляет возможность портативной реализации, снижая наводки лазера на схему управления и значительно повышая характеристики лазерного модуля.

Математические методы расчета концентрации глюкозы

Большинство современных исследований в области ближней ИК-спектроскопии глюкозосодержащих тканей посвящены разработке математических методов обработки оптической информации и повышению точности расчета концентрации глюкозы в крови.

Предлагаются модели различной сложности, от учитывающих анизотропию [15], [19] до не учитывающих рассеяние [20]. В работе [20] предполагается, что оптическая плотность среды, вычисляемая как логарифм отношения начальной и измеренной интенсивностей излучения, есть в соответствии с законом Бэра линейная комбинация произведений молярных показателей поглощения и концентраций компонентов ткани. Использование количества длин волн, соответствующего количеству учитываемых компонентов, позволяет получить идентифицированную систему линейных алгебраических уравнений, из которой возможно вычислить концентрации глюкозы.

В основном же для теоретических расчетов применяют различные приближения уравнения переноса излучения, такие как теория Кубелки-Мунка, диффузионное приближение [21] и др. Указанные приближения имеют существенные ограничения и не могут применяться для моделирования распространения излучения с длинами волн в области первого обертона [22].

При спектроскопии диффузного отражения также применяют приближения ламбертова отражения [23], [24]. В работе [23] биологическая ткань рассматривается как набор слоев, на границе раздела которых происходит диффузное рассеяние, подчиняющееся закону Ламберта. В самих слоях предполагается поглощение компонентами тканей, в том числе глюкозой, и изотропное рэлеевское рассеяние. С учетом данного приближения предложена математическая модель, имеющая численное решение относительно концентрации глюкозы в крови.

Наиболее распространенным методом расчета является использование обратной калибровки на основе регрессионных моделей. Данный подход позволяет определять концентрацию глюкозы без применения физического обоснованных математических моделей. Полагая, что регистрируемые данные оптической системы содержат в себе информацию о концентрации глюкозы, можно вычислить корреляцию между набором измеренных и референсных значений и получить калибровочную прямую.

Наиболее распространенным из подобных подходов является регрессия методом наименьших квадратов [16], [25]. В работе [26] применяют регрессию гауссовского процесса с экспоненциальной ковариантной функцией. В работе [27] показано, что машинное обучение, основанное на комбинации регрессии на главные компоненты и метода опорных векторов, дает лучшие результаты, чем другие методы обучения.

Общим для всех этих подходов является однофакторность анализа. Любые закономерные изменения в факторах, влияющих на точность измерений, не связанных с изменением концентрации глюкозы, неизбежно приводят к смещению реальных значений относительно калибровочных. Применение клас-

сического корреляционного анализа не позволяет отличать влияние дрейфа температуры, а также концентраций других веществ от изменения концентрации глюкозы [28].

В работе [4] показано, что отсутствие учета температуры объекта может дать существенную погрешность при корреляционном анализе методом наименьших квадратов. Изменение температуры на 1 °С приводит к ошибке в 600 мг/дл. С учетом того, что измерения концентрации глюкозы осуществляются на поверхности тела, при изменении температуры окружающей среды, изменении температуры тела, вызванном болезнью, или при нагреве тканей самим лазерным излучением будут наблюдаться существенные отклонения измеренных значений. К аналогичному эффекту приводит изменение концентрации липопротеина в межклеточной жидкости.

Данная проблема может быть решена прецизионным измерением температуры тела [29] в области облучения и применением других методов для измерения концентрации рассеивающего компонента. Также предложено использовать более сложные алгоритмы обучения системы, подразумевающие сбор данных при различных температурах тела и составе межклеточной жидкости.

Другим подходом к решению проблемы влияния многих факторов на интенсивность регистрируемого излучения является использование более сложных методов корреляционного анализа. В работе [30] предлагается метод двумерной корреляционной спектроскопии. Многомерная корреляционная модель позволяет значительно повысить специфичность определения влияния динамики концентрации глюкозы на интенсивность излучения в случае наличия достаточного набора оптических данных на разных длинах волн.

Представленные методы являются линейными, однако моделирование в средах с высоким рассеянием показывает, что линейное приближение является некорректным и вносит значительную погрешность. Получает распространение применение нелинейных методов, основанных на нелинейной авто-регрессии и нейронных сетях [12], [31]. В работе [31] предлагается использование глубокой нейронной сети без учителя на основе каскада автокодировщиков. В качестве источника данных использовали 6 светодиодов с длинами волн 1050, 1219, 1314, 1409, 1550 и 1609 нм. Экспериментально показано на 19 пациентах в ходе глюкозотолерантного теста, что применение данного метода принципиально позволяет повысить точность вычисления концентрации глюкозы по сравнению с линейными регрессионными моделями.

Обсуждение и заключение

Спектроскопия ближнего ИК-диапазона остается одним из наиболее перспективных методов для реализации неинвазивного измерителя концентрации глюкозы в крови. Фундаментальные проблемы, затрудняющие создание достаточно точного неинвазивного глюкометра, связаны главным образом с трудностью математического описания распространения излучения в рассеивающих средах, а также с нестабильными электрическими и оптическими характеристиками полупроводниковых лазеров.

Большинство современных работ в области ИК-спектроскопии глюкозосодержащих тканей используют нейросетевые и статистические методы расчета концентрации глюкозы по данным оптической системы, прогресс в которых позволяет постепенно повышать точность расчета.

В то же время они принципиально не устраняют проблемы низкого качества исходных данных, трудности измерения или обеспечения стабильного значения исходной интенсивности излучения, а также высокого влияния динамики компонентного состава тканей, температурных эффектов и механических смещений.

В связи с этим одной из важных задач представляется создание более стабильных лазерных диодов с повышенными характеристиками излучения. Работы по улучшению технологий производства полупроводниковых лазеров ведутся для мощных диодов [32]. В то же время разрабатываются лазер-

ные кристаллы на основе новых материалов, позволяющих достичь лучших характеристик маломощных лазеров, пригодных для спектроскопии [33].

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение № 075-15-2020-440).

Список литературы:

1. Yu Z., Jiang N., Kazarian S.G., Tasoglu S., Yetisen A.K. Optical sensors for continuous glucose monitoring // *Progress in Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 3. № 2. 26 p.
2. Shokrehkodaie M., Quinones S. Review of Non-Invasive Glucose Sensing Techniques: Optical, Electrical and Breath Acetone // *Sensors*. 2020. Vol. 20. № 5. 47 p.
3. Maruo K., Yamada Y. Near-infrared noninvasive blood glucose prediction without using multivariate analyses: Introduction of imaginary spectra due to scattering change in the skin // *J. of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20. № 4. 11 p.
4. Masatoshi T., Mitsunori Sh., Tomoya M., Mamoru T., Miho Sh., Hidenobu A., Yukio Y. Simulation study of in vitro glucose measurement by NIR spectroscopy and a method of error reduction // *Physics in Medicine & Biology*. 2003. Vol. 48. № 15. PP. 2373-2390.
5. Ishizawa H., Muro A., Takano T., Honda K., Kanai H. Non-invasive blood glucose measurement based on atr infrared spectroscopy / *SICE Annual Conference*. Tokyo, Japan. 20-22 August 2008. PP. 321-324.
6. Sim J.Y., Ahn C.J., Jeong E., Kim B.K. Photoacoustic spectroscopy that uses a resonant characteristic of a microphone for in vitro measurements of glucose concentration / 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, Florida, USA. 17-20 August 2016. PP. 4861-4864.
7. Buchert J.M. Thermal emission spectroscopy as a tool for noninvasive blood glucose measurements // *Optical Security and Safety*. 2004. Vol. 5566. PP. 100-111.
8. Castro-Pimentel L.A., Téllez-Anguiano A.d.C., Guerra-Abarado O.M., Hernández-Franco K.R. Non-Invasive Glucose Measurement Using Spectrography in Near Infrared (NIR) // *IEEE Latin America Transactions*. 2019. Vol. 17. № 11. PP. 1754-1760.
9. Gal A., Harman-Boehm I., Mayzel Yu., Asaf Avihoo A., Trieman L. Validity of GlucoTrackrack, a Non-Invasive Glucose Monitor, for a Variety of Diabetics / 71st Scientific Sessions. San Diego, California, USA. 24-28 June 2011. P. 1.
10. Heise H.M., Delbeck S., Ralf Marbach R. Noninvasive Monitoring of Glucose Using Near-Infrared Reflection Spectroscopy of Skin – Constraints and Effective Novel Strategy in Multivariate Calibration // *Biosensors*. 2021. Vol. 11. 18 p.
11. Park E.Y., Baik J., Kim H. Ultrasound-modulated optical glucose sensing using a 1645 nm laser // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10. 9 p.
12. Pfützner A., Strobl S., Demircik F., Redert, L., Pfützner J., Pfützner A.H., Lier A. Evaluation of a new noninvasive glucose monitoring device by means of standardized meal experiments // *J. Diabetes Sci. Technol*. 2018. Vol. 12. PP. 1178-1183.
13. Jain P., Maddila R., Joshi A.M. A precise non-invasive blood glucose measurement system using NIR spectroscopy and Huber's regression model // *Optical and Quantum Electronics*. 2019. Vol. 51. 15 p.
14. Yu Y., Huang J., Zhu J., Liang S. An Accurate Noninvasive Blood Glucose Measurement System Using Portable Near-Infrared Spectrometer and Transfer Learning Framework // *IEEE Sensors Journal*. 2021. Vol. 21. № 3. PP. 3506-3519.
15. Kirillin M.Yu., Bykov A.V., Priezhev A.V., Myllyla R. Optical glucose sensing in biotissue phantom by diffuse reflectance technique // *Proceedings of SPIE*. 2007. Vol. 6445. 10 p.
16. Tronstad Ch., Elvebakk O., Staal O.M., Kalvoy H. et al. Non-invasive prediction of blood glucose trends during hypoglycemia // *Analytica Chimica Acta*. 2019. Vol. 1052. PP. 37-48.
17. Fouad M.M., Mahmoud D.Y., Abd El Ghany M.A. Joint NIR-BIS Based Non-Invasive Glucose Monitoring System / *International Conference on Microelectronics*. Sousse, Tunisia. 16-19 December 2018. PP. 88-91.
18. Erickson C.J., van Zijl M., Doermann G., Durfee D.S. An ultrahigh stability, low-noise laser current driver with digital control // *Review of Scientific Instruments*. 2008. Vol. 79. 8 p.
19. Al-dhaheeri M., Mekkakia Maaza N., Mouhadjer H., Lakhdari A. Noninvasive blood glucose monitoring system based on near-infrared method // *International Journal of Electrical and Computer Engineering*. 2019. Vol. 10. № 2. PP. 1736-1746.
20. Yadav J., Rani A., Singh V., Murari B.M. Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor / *International Conference on Signal Processing and Integrated Networks*. Bangalore, India. 22-25 July 2014. PP. 591-594.
21. Hepriyadi S.U., Nasution A. Measurement of glucose concentrations in solid tissue phantom using diffuse reflectance technique in NIR region / *Fourth International Seminar on Photonics, Optics, and its Applications (ISPhOA)*. Sanur, Indonesia. 1-2 December 2020. Vol. 11789. 8 p.
22. Pozhar K.V., Litinskaia E.L., Mikhailov M.O., Polyakova E.A., Abolemova Yu.E. Noninvasive Measurement of the Glucose Level in Biological Media Based on Diffuse Reflectance Spectroscopy // *Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 55. № 2. PP. 84-88.
23. Pozhar K.V., Litinskaia E.L., Mikhailov M.O., Polyakova E.A. Reflection Near-infrared Spectroscopic Method for Non-invasive Blood Glucose Measurement / *2020 IEEE Conference of Russian Young Research in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus)*. St. Petersburg, Russia. 27-30 January 2020. PP. 2524-2527.
24. Larin K.V., Larina I.V., Esenaliev R.O. Monitoring of tissue coagulation during thermotherapy using optoacoustic technique // *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2005. Vol. 38. № 15. PP. 2645-2653.
25. Rachin V.P., Chung W.Y. Wearable-band type visible-near infrared optical biosensor for non-invasive blood glucose monitoring // *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2019. Vol. 286. PP. 173-180.
26. Hina A., Nadeem H., Saadeh W. A Single LED Photoplethysmography-Based Noninvasive Glucose Monitoring Prototype System / *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*. Sapporo, Japan. 26-29 May 2019. PP. 1-5.
27. Habibullah M., Oninda M.A.M., Bahar A.N., Dinh A., Wahid K.A. NIR-Spectroscopic Classification of Blood Glucose Level Using Machine Learning Approach / *IEEE Canadian Conference of Electrical and Computer Engineering*. Edmonton, Canada. 5-8 May 2019. PP. 1-4.
28. Delbeck S., Vahlsing T., Leonhardt S. Non-invasive monitoring of blood glucose using optical methods for skin spectroscopy-opportunities and recent advances // *Anal. Bioanal. Chem*. 2019. Vol. 411. PP. 63-77.
29. Wulfert F., Kok W.Th., de Noord O.E., Smilde A.K. Linear techniques to correct for temperature-induced spectral variation in multivariate calibration // *Chemometrics Intelligent Laboratory System*. 2000. Vol. 5. PP. 189-200.
30. Wanjie Zh., Rong L., Wen Zh., Hao J., Kexin X. Discussion on the validity of NIR spectral data in non-invasive blood glucose sensing // *Biomedical Optics Express*. 2013. Vol. 4. № 6. PP. 789-802.

31. *Xue J., Ye L., Liu Y., Li X., Chen H.* Noninvasive and fast measurement of blood glucose in vivo by near infrared (NIR) spectroscopy // *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*. 2017. Vol. 179. PP. 250-254.
32. *Ghadimi-Mahani A., Goodarzi A., Farsad E., Tahamtan S., Nabavi S.H.* Performance and reliability improvement of 905 nm high power laser diode by design, fabrication and characterization of high damage threshold mirrors // *Microelectronics Reliability*. 2021. Vol. 119. 9 p.
33. *Marko I.P., Sweeney S.J.* Progress Toward III-V Bismide Alloys for Near- and Midinfrared Laser Diodes // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2017. Vol. 23. № 6. PP. 1-12.

Кирилл Витольдович Пожар,
канд. техн. наук, доцент,
Михаил Олегович Михайлов,
инженер,
Евгения Львовна Литинская,
канд. техн. наук, ассистент,
Елизавета Андреевна Полякова,
студент,
Институт биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: kir-p@rambler.ru

Е.А. Елисеичев, В.В. Михайлов, И.В. Боровицкий, Р.М. Жилин, Е.О. Сенаторова

Обзор устройств регистрации мышечной активности методом поверхностной электромиографии

Аннотация

Приведен обзор устройств регистрации мышечной активности человека методом поверхностной электромиографии. В качестве объекта исследования рассмотрены готовые схемотехнические решения ЭМГ-датчиков для медицинских исследований фирм-производителей «Elemu» (Россия), «Groove» (Китай) и «CT Retail» (Китай), представленных на современном рынке электроники. Произведен анализ технических характеристик модулей, представлены результаты регистрации мышечной активности при сгибании и разгибании кисти руки в кулак. Сделаны выводы о возможности применения рассмотренных ЭМГ-датчиков в системе управления бионическим протезом кисти человеческой руки.

Введение

Развитие методов диагностики нервной и мышечной систем человека на современном этапе развития привело к появлению группы диагностических методов, имеющих общее название – электромиография, среди которых можно выделить метод поверхностной электромиографии. Первоначально применение данного метода заключалось в изучении высшей нервной деятельности и двигательных функций человека, возрастных закономерностей, двигательной функции животных, инженерной психологии. Медицинское применение электромиографии заключалось в определении участков и степени поражения нервно-мышечного аппарата, распространенности процесса поражения, характера поражения и динамики его изменения. Со временем данный метод, помимо чисто медицинского и научного назначения, приобрел и функцию решения прикладных задач, таких как применение в робототехнике и системах управления бионических протезов, создание человеко-компьютерных интерфейсов, применение в спорте и космонавтике.

Применение метода ЭМГ в системах управления робототехнических систем и в особенности в бионических протезах заключается в регистрации электрических сигналов, передающихся от нервной системы оператора к мышцам конечности, и последующем преобразовании их в управляющий сигнал для исполнительного устройства. На данном принципе строятся и различные человеко-машинные интерфейсы на основе ЭМГ. Использование метода ЭМГ в спорте и космонавтике заключается в отслеживании реакций человеческого организма, в частности нервной системы и мышечного аппарата, при работе на высоких уровнях физической и психологической нагрузки для выработки наиболее оптимальных программ тренировок. Данный метод широко применяется для реабилитации больных с различными патологиями нервной и двигательной систем.

Появление описанного метода потребовало изменения материальной базы в части перехода от громоздких высокоточных медицинских приборов к миниатюрным электронным схе-

мам. Современные электронные схемы, используемые для регистрации сигналов мышечной активности человека, достаточно разнообразны по конструкции, имеют в своей основе различную элементную базу и обладают уникальными наборами технических характеристик.

Материалы и методы

В качестве материала для анализа были выбраны ЭМГ-датчики ряда фирм, представленных на гражданском рынке. Датчики, предлагаемые производителями, предназначены для решения различных прикладных задач. К наиболее распространенным моделям относятся: ЭМГ-модуль «Grove EMG Detector» от фирмы «Seed Studio» (Китай), модуль ЭМГ «MYO v1.2» и датчик ЭМГ/ЭКГ MH-BPS102 от компании «Elemu» (Россия), а также модуль измерения ЭКГ на базе датчика AD8232, имеющий возможность применения в качестве датчика ЭМГ от «CT Retail» (Китай).

Сравнительный анализ датчиков проведен на основе данных, заявленных их производителем. Производится сравнение элементной базы, на которой построены модули, наличия и отсутствия фильтров нижних и верхних частот, усиления сигнала, принципа работы, на котором построены основные компоненты датчиков, функциональных возможностей по регистрации ЭМГ-сигнала. В качестве тестовых условий для сравнительных испытаний датчиков выбрано размещение электродов на правой руке в зоне предплечья в области нахождения мышц, отвечающих за сгибание кисти руки.

ЭМГ-датчик «Grove EMG Detector» построен на основе двух малошумящих операционных усилителей с нулевым дрейфом OPA333 и дифференциального измерительного усилителя INA331IDGKT [1]. Оба данных элемента построены по принципу Rail-to-Rail, что позволяет расширить границы выходного диапазона сигнала до уровня $U_{пит}$ и обеспечить его более точную регистрацию. Данная особенность также позволяет применять для питания всей схемы напряжение низкого уровня. Напряжение питания схемы находится в диапазоне от 3,3 до 5 В. Рекомендуемое напряжение питания – 3,3 В, что позволяет подключать данный датчик напрямую к микрокон-