

условиях и играет важную роль в оценке эффективности проводимой терапии. В силу того что полученные показатели имеют значение только в момент измерения (под воздействием ряда факторов показатель глюкозы в крови может меняться), для наиболее точной оценки результативности проводимых терапевтических мер.

Задача обеспечить не только быстрое, но и высокоточное определение глюкозы, на сегодняшний день вполне решаема, в то же время измерение таким путем требует больших затрат, так как тест-полоски необходимые больному ежедневно будут стоить около \$ 183.00 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.

В последние годы получили развитие поиски замены инвазивной технологии не-инвазивной без нарушения целостности кожи. Неинвазивные методы измерения концентрации глюкозы в крови, основанные на использовании отличия ее оптических и химических свойств и корреляционной связи уровня глюкозы с различными показателями жизнедеятельности человека.

Во всех неинвазивных оптико-электронных приборах используется источник широкополосного импульсного излучения с дальнейшим анализом поглощения света на определенной длине волны за счет узкополосных интерференционных фильтров и отдельных фотоприемников. Недостатком данного метода является разброс чувствительности фотоприемников, а потом необходимы перед каждым измерением проводить калибровку прибора.

Предложен прибор, который позволит измерять содержание глюкозы в крови за счет прохождения света через палец (мочку уха).

Он состоит из специальной клипсы на палец, на концах которой расположены светодиод и фотоприемник. Оба устройства необходимо закрыть для того, чтобы на них не попадало внешнее освещение. Для этого они покрыты непрозрачными крышками, состоящими из дихлорэтан.

Используется светодиод типа BIR VM 1331 с такими параметрами: длина волны — 940 нм, ток потребления — 50 мА при напряжении 1,25 - 1,5 В, мощность излучения при $I = 50$ мА составляет около 2 мВт/см². Угол наблюдения — 300.

В качестве фотоприемника применен фотодиод типа BPT BP 0331, имеющий параметры: длина волны $\lambda = 940$ нм, ток потребления — $I = 0,35$ мА при напряжении $U = 5$ В, темновой ток составляет 100 нА, а мощность $E = 0,5$ мВт/см².

Регистратором служит микроконтроллер ATmega8 который работает на основе Ардуино, а все значения выводятся на жидкокристаллический дисплей типа LCD 1620. Для того, чтобы питал светодиод, мультиметр необходимо немного переделать. Электропитанием служит батарейка типа АА (лучше аккумулятор) на 1,5 В. Схема клипсы показаны на рисунке 3.

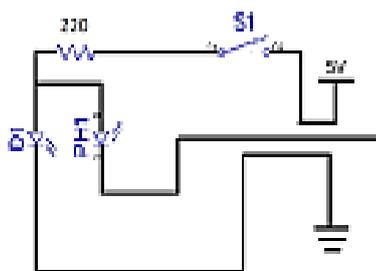


Рис .1 Клипса для измерения глюкозы

Для калибровки прибора необходимо иметь стандартный глюкометр с полосками. Сначала измеряют значение концентрации по показателям стандартного глюкометра в сравнении со значениями напряжения на выходе фотоприемника.

РАЗРАБОТКА ОДНОКАНАЛЬНОГО ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА ДЛЯ МОНИТОРИНГА ГЛУБИНЫ АНЕСТЕЗИИ

Симон Всеволод Алексеевич, Герасимов Владимир Александрович, Кострин Дмитрий Константинович,
Селиванов Лев Михайлович
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»
им. В. И. Ульянова (Ленина)

При проведении хирургических операций зачастую необходимо перевести пациента в состояние потери чувствительности (анестезии). Такая мера предотвращает появление болевых ощущений и связанных с ними физиологических механизмов защиты, препятствующих проведению операции. Обычно различают местную, региональную и общую анестезию. Последний тип анестезии связан с отключением сознания человека, что проявляется в отсутствии чувства боли, расслаблении мышц и потере памяти на время оперативного вмешательства.

При анестезии проводится, как минимум, мониторинг содержания кислорода в крови и артериального давления, а также регистрируется электрокардиограмма. Однако при общей анестезии необходимо знать глубину искусственного сна, в который погружен организм пациента, чтобы не допустить как внезапного пробуждения во время операции, так и чрезмерно глубокого наркоза [1].

Эта задача может быть решена с использованием электроэнцефалографического (ЭЭГ) сигнала, отражающего активность головного мозга. В состоянии глубокого наркоза спектр ЭЭГ сигнала смещается в низкочастотный диапазон: появляются относительно высокоамплитудные (несколько сотен микровольт) колебания частотой 1-4 Гц, получившие название дельта-ритма. Автоматизированное определение глубины анестезии возможно путем вычисления энтропии ЭЭГ сигнала во временной и частотной области и приведения полученных значений энтропии к единой шкале [2].

Регистрация ЭЭГ сигнала с целью получения информации для мониторинга глубины анестезии не требует применения многоканального электроэнцефалографа. Достаточно использовать одноканальный электроэнцефалограф, который регистрирует разность потенциалов на лобной области скальпа с помощью двух электродов. В качестве «точки отсчета» принимается потенциал сосцевидного отростка височной кости, к которому подключается третий электрод, называемый опорным.

Разработанный одноканальный электроэнцефалограф состоит из входного каскада, содержащего инструментальный усилитель со схемой смещения по постоянной составляющей [3, 4], активные аналоговые фильтры и аналого-цифровой преобразователь с последовательным цифровым интерфейсом передачи данных.

Устройство питается от двух литий-ионных батарей (номинальное напряжение каждой составляет 3,7 В), одна из которых подключена к электроэнцефалографу и обеспечивает его работу, а вторая заряжается от внешнего источника питания. Когда первая батарея разрядилась, электроэнцефалограф подключается ко второй, заряженной батарее, а первая батарея подключается к внешнему источнику питания для зарядки. Таким способом осуществляется гальваническая изоляция устройства от промышленной сети переменного тока.

Электроэнцефалограф по последовательному интерфейсу с гальванической изоляцией подключается к монитору глубины анестезии, представляющему собой компьютер на основе встраиваемого процессорного модуля. Программное обеспечение компьютера рассчитывает энтропию ЭЭГ сигнала и выводит на экран наркозного аппарата коэффициент, соответствующий глубине анестезии и сам ЭЭГ сигнал. Эта информация поможет врачу-анестезиологу обеспечить необходимую глубину наркоза и поддерживать ее во время оперативного вмешательства, способствуя успешному проведению хирургической операции с минимальным риском для пациента.

Список литературы:

- [1] Musizza B., Ribaric S. // *Sensors*. 2010. №10(12). P.10896–10935.
- [2] Немирко А. П., Манило Л. А., Калинин А. Н., Волкова С. С. // *Биотехносфера*. 2010. №3(9). С.3–10.
- [3] Uhov A. A., Gerasimov V. A., Selivanov L. M., Kostrin D. K., Simon V. A. // *Proc. IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conf. Saint Petersburg*. 2016. P.797–799.
- [4] Simon V. A. // *Transactions of XII Russian-German Conference on Biomedical Engineering. Suzdal*. 2016. P.144–147.

БЛИЖНЕПОЛЬНАЯ МИКРОВОЛНОВАЯ СВЧ ДИАГНОСТИКА

Беличенко Виктор Петрович, Запасной Андрей Сергеевич, Мироньчев Александр Сергеевич
Национальный исследовательский Томский государственный университет
bvp@mail.tsu.ru