

На рисунке 1 приведена структурная схема разработанного аппаратного комплекса:

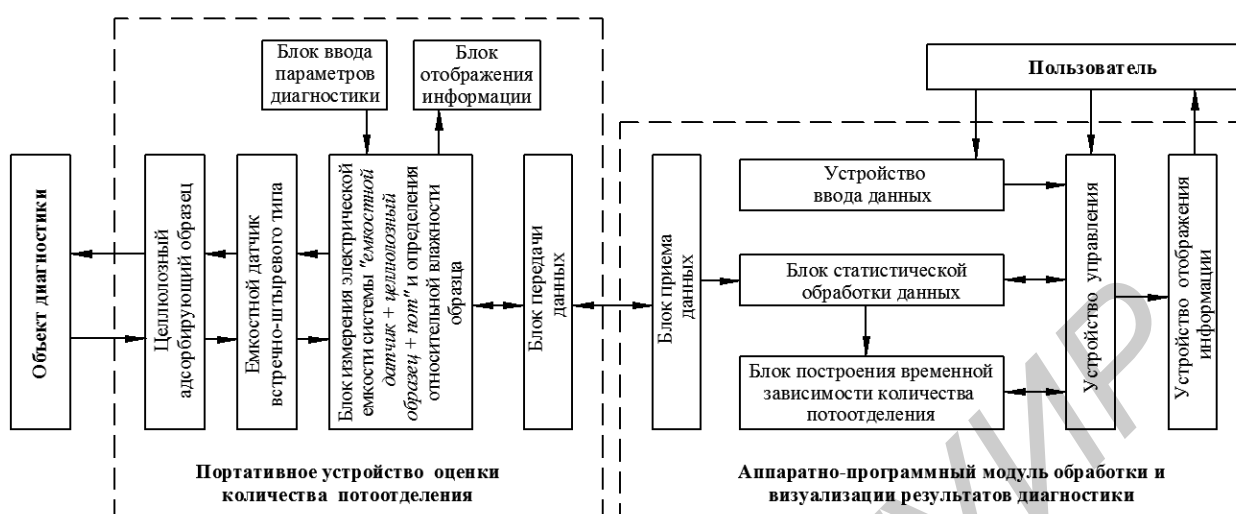


Рис. 1 – Структурная схема аппаратного комплекса оценки количества и интенсивности потоотделения человека

Предусмотрено два режима работы диагностического аппаратно-программного комплекса: 1) *режим измерения потоотделения*, осуществляющий оценку количества выделенного человеком пота через 10 минут для диагностики уровня физической подготовленности (оценка потоотделения в норме) и 35 минут для диагностики первичного гипергидроза (оценка потоотделения при патологии), а также через заданный пользователем самостоятельно промежуток времени (данный режим реализуется посредством использования *портативного устройства*); 2) *режим мониторинга потоотделения*, осуществляющий оценку динамики потоотделения человека в течение 10 минут для диагностики потоотделения в норме и 35 минут для диагностики потоотделения при патологии с заданным пользователем самостоятельно временным шагом, а также в течение установленных пользователем самостоятельно промежутка времени и шага (данный режим реализуется посредством сопряжения *портативного устройства* и *аппаратно-программного модуля*).

Диагностический аппаратно-программный комплекс оценки количества и динамики потоотделения человека предназначен для контроля эффективности применяемых физических нагрузок и диагностики первичного гипергидроза с целью определения необходимости в проведении торакоскопической симпатэтомии.

Список использованных источников:

1. Аппаратно-программный комплекс оценки количества и интенсивности потоотделения человека / А.М. Воробей, Т.С. Боброва, Д.В. Рымарев, М.В. Давыдов, С.С. Стебунов // Медэлектроника-2014. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии : Сборник научных статей VIII Междунар. науч.-техн. конф., – Минск, 2014. – С.150- 152.

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ МЫШЦ МАТКИ У ЖЕНЩИН ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, г. Минск, Республика Беларусь

²УЗ «1-я городская клиническая больница», г. Минск, Республика Беларусь

Протасеня Н.И.¹, Пацеев С.В.², Давыдов М.В.¹, Атрашкова Г.В.¹,
Драпеза В.Ю.¹, Зазыбо Ю.А.¹

Давыдов М. В. – канд. техн. наук, доцент

Применение частотно-временного анализа электромиограмм для исследований тонуса мышц матки в норме и при угрозе преждевременных родов у женщин. Данный метод позволит количественно оценивать патологически повышенный тонус матки, прогнозировать и контролировать эффективность лечения угрозы прерывания беременности, как на ранних, так и поздних сроках, для своевременного предотвращения выкидыша либо преждевременных родов.

Повышенный тонус матки во время беременности в сроке до 37 недель свидетельствует об угрозе самопроизвольного прерывания беременности. При этом, прерывание беременности до 22 недель приводит к выкидышу, а угроза прерывания беременности с 22 до 37 недель может привести к преждевременным родам. При этом увеличивается перинатальная заболеваемость и смертность, что в конечном итоге оказывает влияние на демографическую ситуацию.

Патогенетически, повышенный тонус матки приводит к увеличению резистентности маточных артерий, нарушению фетоплацентарного кровотока. Следующим звеном патогенеза является снижение поступления кислорода и питательных веществ через плаценту к плоду с развитием гипоксии и синдрома задержки развития плода.

На сегодняшний день, актуальной задачей для медицины является инструментальное подтверждение с количественной оценкой и математическим описанием патологического повышенного тонуса матки, прогнозирование и контроль эффективности лечения угрозы прерывания беременности, как на ранних, так и поздних сроках, для своевременного предотвращения выкидыша либо преждевременных родов.

Для решения поставленной задачи для диагностики функционального состояния миометрия нами выбран один из наиболее информативных и доступных неинвазивных методов — электромиография.

Электромиография является признанным методом исследования нервно-мышечной системы, основанным на регистрации и качественно-количественном анализе биоэлектрической активности совокупности двигательных единиц с помощью накожных электродов [1], [2].

Материалы и методы

В клинических условиях проведены исследования электромиограмм, зарегистрированных в двух группах: у пациенток с нормотонусом (n=25) и у пациенток с гипертонусом (n=20) на поздних сроках беременности (III триместр). Исследования проводились на базе роддома 1-й городской клинической больницы г. Минска.

Для получения сигналов использовался двухканальный электромиограф. Снятие электромиограмм осуществлялось по средствам поверхностных электродов «3M Red Dot». Для регистрации электрической активности мышц матки использовался биполярный способ отведения биопотенциалов. Один электрод II канала накладывался на участок кожи выше на 2-3 см пупочного кольца по средней линии живота, а второй – дистальнее на 1,5-2 см. Аналогично располагались электроды I канала, только ниже пупочного кольца. Нейтральные электроды размещались на боковой поверхности живота.

Данные фиксировались с помощью программы SpectraPLUS и обрабатывались с применением программного обеспечения, реализованного в среде MatLAB. Для проведения количественного анализа ЭМГ-сигналов в норме и при угрозе преждевременных родов рассчитывались параметры частотно-временного представления электромиограмм: нижняя граничная частота $f_{\text{н}}$, медианная частота $f_{\text{м}}$, верхняя граничная частота $f_{\text{в}}$, эффективная ширина спектра Δf . Дополнительно рассчитывалась средняя амплитуда сигнала по формуле:

$$A_{\text{ср}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |A[i]|,$$

где $A[i]$ – амплитуда i -ого отсчета зарегистрированного сигнала, N – число отсчетов сигнала.

Определение частотных параметров производится по результатам вычисления спектрограммы ЭМГ-сигнала (спектрограмма реализуется методом оконного преобразования Фурье). Для этого рассчитывается значение энергии ЭМГ-сигнала в каждой ячейке спектрограммы:

$$E[i, j] = A[i, j]^2,$$

где $A[i, j]$ – амплитуда электромиограммы в i -ой строке и j -ом столбце.

Далее выделяется столбец с порядковым номером j , который соответствует спектральной плотности энергии сигнала в j -ый момент времени, и для определения медианной частоты $f_{\text{м}j}$ выполняется поиск медианы в выделенном столбце исходя из условия: разность суммарной энергии сигнала от 0 Гц до искомой частоты и суммарной энергии от искомой частоты до F по модулю минимальна:

$$\left| \sum_{p=1}^{f_{\text{м}j}} E[p, j] - \sum_{q=f_{\text{м}j}}^F E[q, j] \right| \rightarrow 0.$$

Затем вычисляется энергию сигнала, сосредоточенную в эффективной ширине спектра $E_{\text{эфф}j}[j]$ и составляющую более 90% (устанавливается точное значение от 91% до 99%) от общей суммы всех элементов столбца:

$$E_{\text{эфф}j}[j] = 0,95 \sum_{k=1}^F E[k, j].$$

Тогда нижняя граничная частота $f_{\text{н}j}$ определяется из условия: разность между суммой элементов столбца с индексами от $f_{\text{н}j}$ до $f_{\text{м}j}$ и значением $\frac{1}{2} E_{\text{эфф}j}[j]$ минимальна по модулю:

$$\left| \sum_{k=f_{\text{н}j}}^{f_{\text{м}j}} E[k, j] - \frac{1}{2} E_{\text{эфф}j}[j] \right| \rightarrow 0.$$

Верхняя граничная частота $f_{\text{в}j}$ определяется из условия: разность между суммой элементов столбца с индексами от $f_{\text{м}j}$ до $f_{\text{в}j}$ и значением $\frac{1}{2} E_{\text{эфф}j}[j]$ минимальна по модулю:

$$\left| \sum_{k=f_{\text{м}j}}^{f_{\text{в}j}} E[k, j] - \frac{1}{2} E_{\text{эфф}j}[j] \right| \rightarrow 0.$$

Эффективная полоса частот электромиограммы Δf_j рассчитывается по формуле:

$$\Delta f_j = f_{\alpha_j} - f_{\beta_j}.$$

Значения $f_{\alpha_j}, f_{m_j}, f_{\beta_j}, \Delta f_j$, а также среднее значение амплитуды в столбце A_{cp_j} вычисляются для всех столбцов спектрограммы $j = 0 \dots T - 1$.

Результатом расчетов являются одномерные массивы зависимостей нижней граничной частоты, медианной частоты, верхней граничной частоты, эффективной ширины спектра и средней амплитуды электромиограммы от времени – $f_{\alpha}[t], f_m[t], f_{\beta}[t], \Delta f[t], A_{cp}[t]$ соответственно, а также среднеарифметические показатели $f_{\alpha_{cp}}, f_{m_{cp}}, f_{\beta_{cp}}, \Delta f_{cp}, A_{cp}$ [6].

Результаты и выводы

Между средними значениями амплитуды ЭМГ-сигналов при нормотонусе и гипертонусе разница составила 18,25% для I канала (17,63% для II канала), между средними значениями нижних граничных частот – 9% (11%), между средними значениями медианной частоты – 6% (8%), между средними значениями верхних граничных частот – 11,6% (9,8%), между средних значений эффективной ширины спектра – 4,4% (12%).

Анализ результатов обработки электромиограмм при нормо- и гипертонусе методом частотно-временного преобразования показал эффективность данного метода для количественной оценки состояния мышц матки во время беременности.

Для оценки электромиограмм выполнялся расчет средней амплитуды сигнала и частотно-временных параметров (верхняя граничная частота, медианная частота, нижняя граничная частота, эффективная ширина спектра). Сравнительный анализ рассчитанных параметров при нормо- и гипертонусе выявил ряд закономерностей: амплитуда ЭМГ-сигнала при повышенном тонусе выше, чем при нормотонусе; показатели верхней и нижней граничных частот, эффективной ширины спектра при нормотонусе выше, чем при соответствующих показателях с повышенным тонусом.

На основании установленных закономерностей в качестве критериев оценки состояния мышц матки предлагается использовать среднюю амплитуду ЭМГ-сигнала, верхнюю и нижнюю граничные частоты, эффективную ширину спектра.

Список использованных источников:

1. Николаев, С.Г. Практикум по клинической электромиографии / С.Г. Николаев. – Иваново, 2001. – 264 с.
2. Гехт, Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б.М. Гехт. – Л. : Наука, 1990. – 229 с.
3. Райгайян, Р.М. // Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 123 с.
4. Давыдов, А.В. Цифровая обработка сигналов: лекции и практикум на ПК [Электронный ресурс] / А.В. Давыдов. – 2006. – Режим доступа : <http://prodav.narod.ru/dsp/index.html>. – Дата доступа : 03.01.2012.
5. Метод частотно-временного анализа суммарной электромиограммы в оценке функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека : статья / М.М. Меженная [и др.]. – Минск: БГУИР, 2012. – 8 с.
6. Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р. Дж. Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике: Пер. с англ. - М.; Медицина. 1975.-С. 151-187.
7. Aminoff M. Electromyography in clinical practicc. - Menio Park (Calif.) etc.: Addison-Wesley, 1978. - 216 p.

МОДЕЛЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ И ТОПОЛОГИИ ТОНКОПЛЕНОЧНОГО ФОТОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ТИПА SIGS НА ГИБКОЙ ПОЛИИМИДНОЙ ПОДЛОЖКЕ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь*

Кунцевич А. В., Воротницкий Е. Д.

Василевич А. П. – к-т. техн. наук, профессор

Тонкопленочная технология фотоэлектрических преобразователей (ФЭП) по сравнению с доминирующей сейчас технологией на кристаллическом кремнии (рисунок 1), выглядит более консолидированной и перспективной как в экономическом, так и в производственном плане [1].

Основные преимущества той или иной тонкопленочной технологии, в основном, определяются двумя параметрами: эффективностью (КПД) преобразования световой энергии в электрическую и себестоимостью производства. Лидером по эффективности среди тонкопленочных ФЭП является технология SiGS (на основе соединения диселенида меди-индия-галлия $Cu(In,Ga)Se_2$), которая реализуется как на стеклянной, так и на более перспективной гибкой полиимидной подложке.