

помощью линейки измерительной, времени испытания – секундомером, класс точности 3. При проведении экспериментов наблюдали особенности во фронте пламени: фронт горения имел вытянутую форму по сечению образца, с разницей между верхом и низом. Скорость распространения пламени V (мм/с) рассчитывали по формуле:

$$V = 200/t, \quad (1)$$

где 200 – длина пути, пройденного фронтом пламени, мм; t – время, с.

Результаты термического анализа показали, что термическая устойчивость НП металлов зависит от газа-среды при получении и способа пассивирования. Наличие защитных оксидно-гидроксидных оболочек на частицах НП алюминия и железа объясняет их высокую активность при нагревании даже после длительного хранения в воздухе. В то же время, в исследуемых образцах за длительный период хранения произошли качественные изменения. Наблюдается повышение содержания окисленных фаз в порошках, особенно в НП меди, что подтверждается результатами рентгенофазового анализа и ИК-спектроскопии, причем оксидные фазы НП алюминия и железа остаются рентгеноаморфными, а НП меди содержит кристаллические фазы оксидов CuO и Cu_2O .

Проведена сравнительная оценка скорости распространения пламени в насыпном слое НП металлов после получения (2000 г.) и после длительного хранения (2016 г.). Определены значения протяженности фронта пламени и его линейной скорости. На рис. 1 представлены фотографии вида насыпного слоя НП алюминия в процессе испытания.

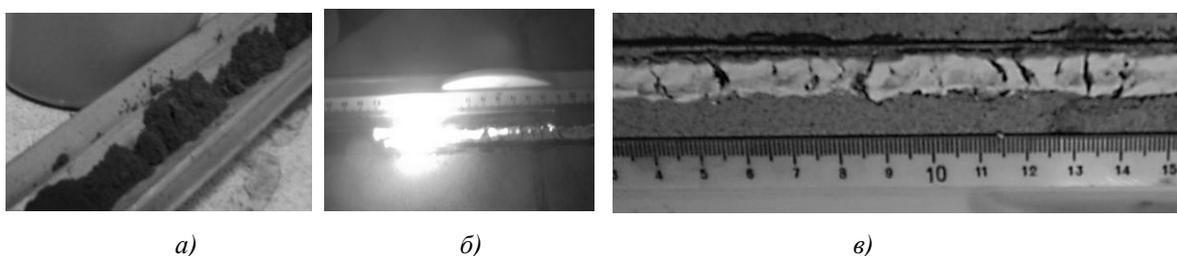


Рис.1. Вид насыпного слоя НП алюминия (а), фронт горения (б), продукты горения (в)

Изменения качественного состава НП металлов, произошедшие в процессе их хранения, привели к уменьшению параметров скорости распространения пламени. НП меди охарактеризованы как трудногорючие.

Результаты исследований могут быть использованы при разработке элементов технологического использования наноматериалов, а также мероприятий по их тушению в случае чрезвычайных ситуаций.

НЕИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

АЛГОРИТМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОЦЕНОЧНЫХ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПЛОДА В СИСТЕМЕ МОБИЛЬНОГО МОНИТОРИНГА

Жданов Дмитрий Сергеевич, Костелей Яна Валерьевна, Чехоцкая Евгения Васильевна

ООО «Диагностика +», Томский государственный университет

Бурев Артем Шамильевич

dim@diagnostic.tom.ru

Коллективом авторов в рамках выполнения соглашения № 14.579.21.0019 (уникальный идентификатор проекта - RFMEFI57914X0019) на тему «Разработка устройства суточного мониторинга состояния плода и матери во время беременности посредством контроля параметров сердечно-сосудистой системы на основе акустических данных» создан программно-аппаратный комплекс, обеспечивающий неинвазивную регистрацию и анализ фонокардиограмм плода и матери. При выполнении работ был создан автономный вариант устройства, включающий в себя мобильное приложение, позволяющее осуществить расчет значимых

параметров, характеризующих функциональное состояние сердечно-сосудистой системы (ССС) плода в утробе матери. Фонокардиограммы плода передаются на мобильное приложение посредством Bluetooth. Помимо функции предварительной обработки мобильным приложением осуществляется интерпретация функционального состояния ССС плода. При этом происходит расчет базального ритма, акцелераций, децелераций, вариабельности (в том числе и короткой вариабельности (STV)) и осцилляций [1,2]. На основании интерпретации рассчитанных параметров по балльной шкале Фишера выносится заключение о состоянии ССС плода. Опишем процесс выявления базального ритма плода. Под ним понимается средняя частота сердечных сокращений плода, сохраняющаяся неизменной за период, равный 10 мин и более, при этом акцелерации и децелерации не учитываются [3]. Его расчет происходит на основании сформированных кардиоинтервалограмм плода и включает в себя ряд последовательных операций.

Сначала происходит децимация (с вещественным коэффициентом) полученной кардиоинтервалограммы на количество раз кратное 3,75 и 5 сек. Затем из кардиоинтервалограммы удаляются участки длительностью более 600 мс. и менее 300 мс. После этого производится анализ окрестности текущего отсчета размера от 1 отчета до 15 минут влево и от 1 отчета до 5 минут вправо. В качестве анализа данной окрестности используется построение взвешенной гистограммы и поиска ее моды, которая будет являться значением анализируемого отсчета. Функция взвешенной гистограммы [4,5] представлена формулой (1).

$$w(t) = \begin{cases} e^{a(t)}, & t \in [0,15] \quad a(t) \in (0; 5) \\ e^{b(t)}, & t \in [15,20] \quad a(t) \in (2; 0.1), \\ 0, & \text{иначе} \end{cases} \quad (1)$$

где $w(t)$ - значение весовой функции; $a(t), b(t)$ - значения линейного разложения.

Таким образом, на «пике» графика функции будет лежать доля текущего отсчета в гистограмме, а в слева и права – доля окрестности точки. Пример расчета базального ритма представлен на *рис. 1*.

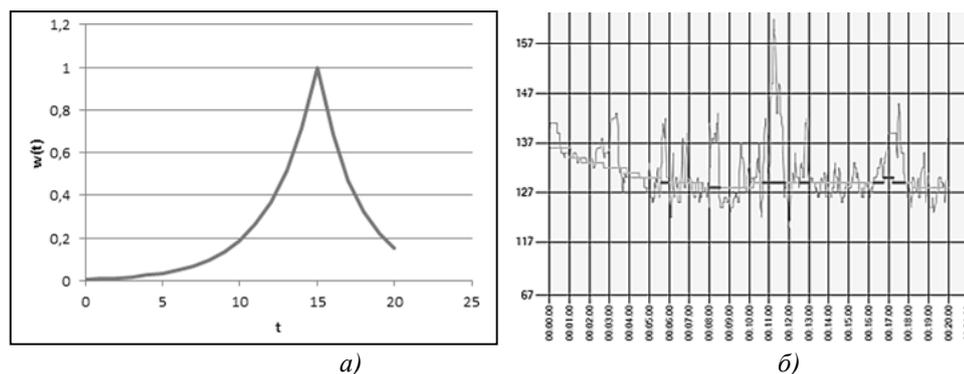


Рис. 1. Пример расчета базального ритма плода (а – весовая функция; б – базальный ритм плода)

В результате выполнения анализа фонокардиограмм плода выдается заключение о его состоянии (по балльной шкале Фишера), включающее в себя численные показатели, необходимые акушеру-гинекологу для самостоятельной оценки функционального состояния ССС плода. Созданное мобильное приложение в 2016 году было апробировано в ходе проведения биомедицинских исследований на базе ООО «Центр Перинатального Здоровья» (г. Томск) и перинатального центра Северской клинической больницы (ПЦ СКБ ФГБУ СибФНКЦ ФМБА России, г. Северск). Погрешность расчета базального ритма плода относительно примененного референтного оборудования составила ± 2 уд/мин.

Список публикаций:

- [1] Сидорова И.С., Кулаков В.И., Макаров И.О. *Определение реактивности сердечно-сосудистой системы плода по данным кардиотокографии во время беременности и в родах // Руководство по акушерству. – 2006.*
- [2] Kiseleva E., Zhdanov D., Zemlyakov I., Vaganova E., Yuryev S./ *Allocation of Fetal Heart Tones During Non-stop Monitoring of Pregnant Women // Advances in Computer Science Research. – 2016.*
- [3] Ирышков Д.С., Тактаев А.П. *Анализ антенатальной КТГ // Основы антенатальной кардиотокографии. – 2010. – с. 7-8.*
- [4] Dawes G.S., Moulden M., Redman C.W.G. *Short-term fetal heart rate variation, decelerations, and umbilical flow velocity waveforms // ObstetGynecol. – 1992. – Vol.80 No 673 – P. 8.*
- [5] Anderson S. *Acceleration and Deceleration Detection and Baseline Estimation // Chalmerss university of technology, Göteborg, Sweden. – 2011. – No EX037.*