

$$S_e[h_e] = \frac{1}{1 + \exp[-g_e(h_e - \theta_e)]}, \quad (9)$$

которая необходима для преобразования локального напряжения возбудительных нейронов в среднюю скорость работы возбудительной популяции (непрерывно-импульсное преобразование). Мощность нейронов удаленного кортекса, которая всегда возбудительная, устанавливается в соответствии с уравнением распространения (7) диффузного типа. Для вычисления неизвестных подкорковых мощностей добавляется последний член Γ_1 в (3), который определяется как безразмерная стохастическая мощность

$$\Gamma_1 = \alpha_{ee} \sqrt{P_{ee}} \xi_1[x, t], \quad (10)$$

где ξ_1 – источник Гауссова белого шума с нулевым значением. Для вычислений аппроксимируем ξ_1 как

$$\xi_1[x, t] = \frac{R(m, n)}{\sqrt{\Delta x \Delta t}}, \quad (11)$$

где $x = m\Delta x$ и $t = n\Delta t$, (m, n – целые числа) определяют пространственные и временные координаты в двумерном пространстве Δx и Δt соответственно. Похожие уравнения определены для динамики нейронов торможения (2), местных токов для нейронов торможения (4) и (6) и отдаленных возбудительных токов для нейронов торможения (8).

Самая важная переменная в модели – переменная h_e – усредненный по поверхности соматический мембранный потенциал возбудительных клеток кортекса. В уравнениях (1)–(8) безразмерный параметр $h_e = h'_e / (-70 \text{ мВ})$. Для того чтобы вызвать приступоподобное состояние, в модели необходимо поменять два параметра, связанные с процессом возбуждения – до 2000 % и уменьшить параметр P_{ee} – силу тока возбуждения в подкорковом веществе – до 2000 % и уменьшить параметр Γ_e – влияние возбудительных токов на значение мембранного потенциала сомы возбудительных и тормозных клеток – до 30 %. Затем вычисляются значения уравнений (1)–(8) для одномерного пространства и определяется активность бегущей волны у h_e .

Данная модель позволяет проводить динамический анализ эволюции комплексной электрической активности.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. – М.: Наука, 1984. – 197 с.
2. Mark A. Kramer, Andrew J. Szeri, James W. Sleigh. Mechanisms of seizure propagation in a cortical model. (2006).

УДК 616.12-073.97

С.В. Хашева, А.Н. Калиниченко

МЕТОДЫ ФИЛЬТРАЦИИ ЭКГ МАТЕРИ И ПЛОДА

В ходе наблюдения за протеканием беременности, особенно беременности с осложнениями, возникает необходимость анализа и мониторинга сердечной деятельности плода. Возможны два варианта для съема ЭКГ плода: инвазивный и неинвазивный.

Инвазивные технологии, используемые в настоящее время, обеспечивают хорошее качество регистрируемого сигнала и высокую достоверность результатов, однако требуют наложения одного из электродов на голову плода, а поэтому могут применяться только во

время родов.

Применение неинвазивных методов позволяет проводить диагностику плода на ранних сроках беременности. В этом случае сигнал снимают с поверхности тела матери. Сложность заключается в том, что на электрод поступает смесь из ЭКГ матери, ЭКГ плода и шума, причем уровень ЭКГ плода значительно ниже уровня материнской ЭКГ. Выделение сигнала ЭКГ плода из этой смеси довольно непростая задача.

До недавнего времени не существовало надежных технологий, позволяющих получать достоверные и устойчивые результаты. Однако с развитием вычислительной техники, стало возможно применение сложных в вычислительном отношении алгоритмов, с помощью которых можно достаточно точно выделить сигнал сердечной деятельности плода. Примером может служить метод разделения на основе анализа независимых компонент (Independent Component Analysis, ICA) [1]. Хотя алгоритм показал неплохие результаты и исследования в данной области продолжают, в последнее время появились данные о совершенно новом подходе к решению поставленной задачи. Предлагается использовать нелинейные байесовские фильтры, включая фильтры Калмана [2]. Из всего множества были выбраны обобщенный калмановский фильтр (Extended Kalman Filter, EKF) и обобщенный калмановский сглаживающий фильтр (Extended Kalman Smoother, EKS), которые являются своеобразными расширениями соответственно стандартного фильтра (Kalman Filter, KF) и сглаживающего фильтра (Kalman Smoother, KS) на нелинейные системы.

Как известно, длина сердечного цикла не постоянна, а изменяется в зависимости от активности различных центров вегетативной нервной системы. Информация о расстоянии между соседними R-зубцами очень важна для корректного проведения процедуры фильтрации. Учитывая вышесказанное, сигнал подвергается дополнительной обработке. Длину каждого QRST-комплекса кодируют в виде фазового периода, равного 2π . Каждому новому R-зубцу соответствует фаза $\theta = 0$, тогда оставшаяся часть сигнала, лежащая между соседними R-пиками, изменяется в пределах от 0 до 2π (или от $-\pi$ до π). Эта дополнительная информация, полученная простым детектированием R-зубцов, поступает на вход фильтра вместе с исходным сигналом.

Выделение ЭКГ плода производится в два этапа: на первом из смеси отфильтровывается материнская ЭКГ, на втором производится повторная фильтрация, и, таким образом, происходит извлечение электрокардиосигнала плода.

Тестирование производилось на специально смоделированных сигналах [3]. Первым этапом моделирования было создание ЭКГ-сигнала. Он представлен на рис. 2 и 3 более темным цветом (Original ECG). Вторым этапом стало добавление шума (рис. 1, Noisy), именно этот сигнал подается на вход фильтров.

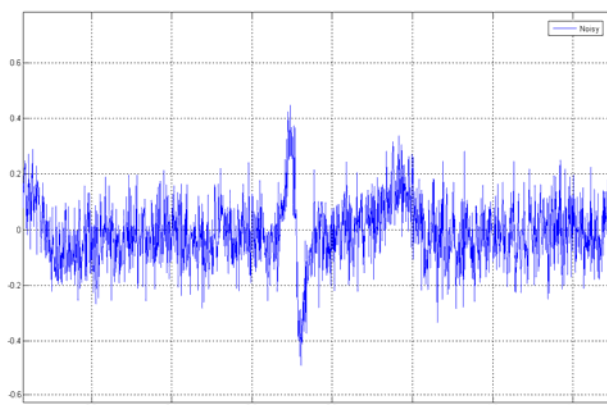


Рис. 1. Сигнал, поступающий на вход фильтра

На рис. 2 и 3 представлены сигналы, снятые с выходов фильтров ЕКФ и ЕКС соответственно (имеют светло-серый цвет). Для сравнения приведен смоделированный сигнал ЭКГ без шума – Original ECG (имеет темно-серый цвет).

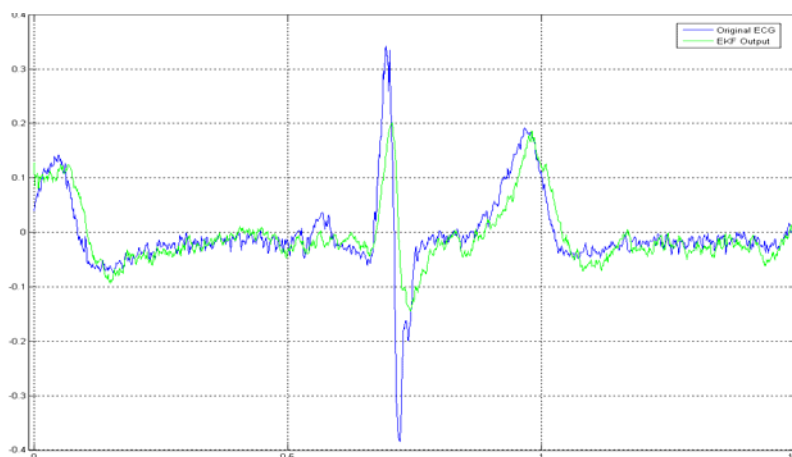


Рис. 2. Результаты фильтрации по алгоритму ЕКФ. Амплитуда сигнала ЕКФ (светло-серый цвет) на высоких частотах (R-зубец) в 1,5-2 раза ниже амплитуды смоделированного ЭКГ (темно-серый цвет), также ЕКФ имеет сдвиг по фазе (опережает сигнал ЭКГ)

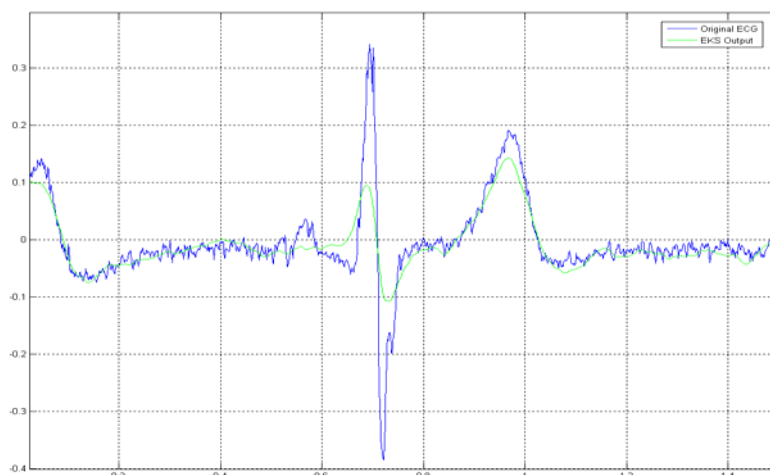


Рис. 3. Результаты фильтрации по алгоритму ЕКС. Амплитуда сигнала ЕКС (светло-серый цвет) на высоких частотах в 2-3 раза ниже амплитуды сигнала ЭКГ (темно-серый цвет)

Процедура фильтрации проводилась и для реальных записей. Достиженные результаты свидетельствуют о целесообразности дальнейшего исследования и развития приведенных выше методов, особенно методов на основе фильтров Калмана.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Taigang He, Gari Clifford and Lionel Tarassenko Application of Independent component analysis in Removing Artefacts from the ECG // Neural Counting and Applications. – Vol. 15. – 2006, – № 2. –P. 105–106.

2. *Sameni R., Shamsollahi M. B., Jutten C., Clifford G. D.* A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising // IEEE Transactions On Biomedical Engineering – Vol. 54. – 2007. – № 12. – P. 2172–2185.
3. *Reza Sameni, Gari D. Clifford, Christian Jutten, Mohammad B. Shamsollahi* Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and fetal ECG signals // EURASIP Journal on Applied Signal Processing. – Vol. 2007. – 2007. – № 1. – P. 94–110.

УДК 681.2(61):338:617.68

А. С. Веденина, Л. М. Смирнова

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СТОПЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛАНТОГРАФИИ

Статистика свидетельствует, что 80 % населения нашей страны в той или иной степени страдают плоскостопием [1]. Это не просто косметическая проблема, связанная с изменением внешнего вида стопы: развитие плоскостопия сопровождается нарушением опорно-двигательной функции, болевыми ощущениями в нижних конечностях.

Проблема ранней диагностики повреждений и заболеваний стоп является актуальной при выборе способов профилактики, лечения и оценки их эффективности.

В традиционном варианте исполнения плантография заключается в получении опорного отпечатка плантарной поверхности на фотобумаге или на обычной бумаге с помощью штампальной краски. Подометрия до недавнего времени выполнялась с помощью обычной сантиметровой ленты, угломеров, линеек, циркулей. Визуальные методы считаются наиболее простыми и распространенными. Однако они не позволяют количественно оценить состояние стопы и не позволяют сохранить результаты обследования в информативном и удобном для анализа виде для дальнейшей оценки динамики состояния стопы.

Современный уровень развития технических средств диагностики открывает новые возможности в оценке состояния стопы. Указанное касается методов компьютерной плантографии и подометрии.

Появление программно-аппаратных комплексов («Скан», «ДиаСлед-Скан» и др.) для регистрации плантарного отпечатка и стопы сбоку и сзади посредством оптического сканирования позволяет регистрировать плантарную поверхность и изображения стоп сбоку и сзади под нагрузкой, с большей точностью определять плантографические и подометрические индексы, характеризующие форму стопы, и оценивать те изменения, измерение которых ранее было недоступно.

Однако в настоящее время эти методы используют для обследования пациента только в положении стоя на обеих нижних конечностях. Функциональные возможности программно-аппаратных комплексов диагностики состояния стоп при помощи плантографии и подометрии могут быть расширены путем использования в процессе обследования биомеханических тестов с различной весовой нагрузкой на стопу.

Обследование человека в положении стоя позволяет оценить форму, размер стопы и распределение давления под стопой в статике. Проведение же различных тестов может позволить оценить функционирование стопы в динамике.

С данной целью было проведено плантографическое обследование стоп на программно-аппаратном функциональном модуле «ПлантоСкан» комплекса «ДиаСлед-Скан», включающего 3-координатное сканирующее устройство, объединяющее 2 сканера, расположенных под углом 90 градусов друг к другу, и специализированное программное обеспечение.