

ПРИМЕНЕНИЕ ВЫСОКОЧУВСТВИТЕЛЬНЫХ MEMS-АКСЕЛЕРОМЕТРОВ В КАЧЕСТВЕ ДАТЧИКОВ ДВИЖЕНИЯ И ДЫХАНИЯ

Научно-производственное предприятие «Хартрон-Аркас»

Описываются результаты исследования датчика движения и дыхания, а также имитационного моделирования и анализа выходных сигналов датчика. Проведенные эксперименты подтверждают целесообразность применения высокочувствительных MEMS-акселерометров в автоматизированных системах электрокардиографической и электроэнцефалографической диагностики.

Ключевые слова: датчик, движение, дыхание, моделирование.

О. В. Тімченко

Науково-виробниче підприємство «Хартрон-Аркас»

ЗАСТОСУВАННЯ ВИСОКОЧУТЛИВИХ MEMS-АКСЕЛЕРОМЕТРІВ ЯК ДАТЧИКІВ РУХУ ТА ДИХАННЯ

Описуються результати дослідження датчика руху та дихання, а також результати імітаційного моделювання й аналізу вихідних сигналів датчика. Наведені експерименти підтверджують доцільність застосування високочутливих MEMS-акселерометрів в автоматизованих системах електрокардіографічної та електроенцефалографічної діагностики.

Ключові слова: датчик, рух, дихання, моделювання.

A. V. Timchenko

Scientific Industrial Enterprise «Khartron-Arcos Ltd»

AN APPLICATION OF THE HIGH SENSITIVE MEMS-ACCELEROMETERS AS THE MOTION AND RESPIRATION SENSORS

In the present paper the results of the motion and respiration sensors research, the simulation results and the results of the sensor's out-put signals analysis are described. The experimental results support the use of the highly sensitive MEMS-accelerometers in automated systems of electrocardiography and electroencephalography.

Key words: motion and respiration sensors, diagnostics, simulation.

В настоящее время все большую популярность приобретают системы дистанционного мониторинга пациентов (Прилуцкий, 1998; Собчук, 2007). Постоянное развитие средств электроники позволяет создавать все более сложные комплексы функциональной диагностики, обеспечивающие не только сохранение результатов диагностики сердечно-сосудистой и центральной нервной систем, но также анализ этих результатов. Наиболее важны следующие направления мониторинга: суточный электрокардиографический (ЭКГ) и электроэнцефалографический (ЭЭГ) мониторинг пациентов, долговременный мониторинг пациентов с неотложными состояниями, дистанционный мониторинг персонала, работающего в экстремальных условиях (космонавты, подводники и т.д.).

Изменение положения тела человека, его движение и дыхание являются естественными физиологическими процессами, а для эффективного исследования сердечно-сосудистой и нервной систем требуется специфическая подготовка пациента – задержка дыхания на вдохе или выдохе, обездвиженность. Проведение функциональной диагностики в условиях активной мышечной деятельности или естественного дыхания обычно сопровождается регистрацией «артефактов» (Суворов, 1993; Зудбинов, 2003), затрудняющих как идентификацию соответствующего физиологического процесса, так и саму диагностику в целом.

Одним из способов повышения эффективности автоматизированной биотелеметрии является идентификация (распознавание) дыхания, перемещения и движения

пациента с целью коррекции артефактов, устранения ошибок неоднозначности и повышения точности диагностики. Для измерения дыхания и перемещения целесообразно использовать датчики, позволяющие измерять малые ускорения и перемещения.

Целью данной работы является определение допустимости использования высокочувствительных MEMS-акселерометров типа MMA7260Q в составе датчиков движения и дыхания.

В данной работе проводилось исследование дыхания и движения человека с помощью миниатюрного датчика на основе трехосного микроэлектромеханического (MEMS) акселерометра MMA7260Q, имеющего диапазон чувствительности $\pm 1,5g$. Основными узлами датчика являются акселерометр MMA7260Q и операционные усилители LMC6484. Напряжение с выходов акселерометра DA1 (рис. 1), пропорциональное ускорению датчика по осям X, Y и Z, проходит через низкочастотный фильтр и поступает на входы четырехканального ОУ DA2, включенного по схеме повторителя (Скаржепа, 1989). Питание датчика осуществляется от LDO-стабилизатора LD1117, обеспечивающего выходное напряжение 3,3 В при номинальном входном напряжении 5 В. Инерционность ОУ и высокое входное сопротивление – порядка единиц Ом – обеспечивают пропорциональность выходных сигналов перемещению датчика, что позволяет использовать датчик для регистрации движения и дыхания (рис. 2 и 3).

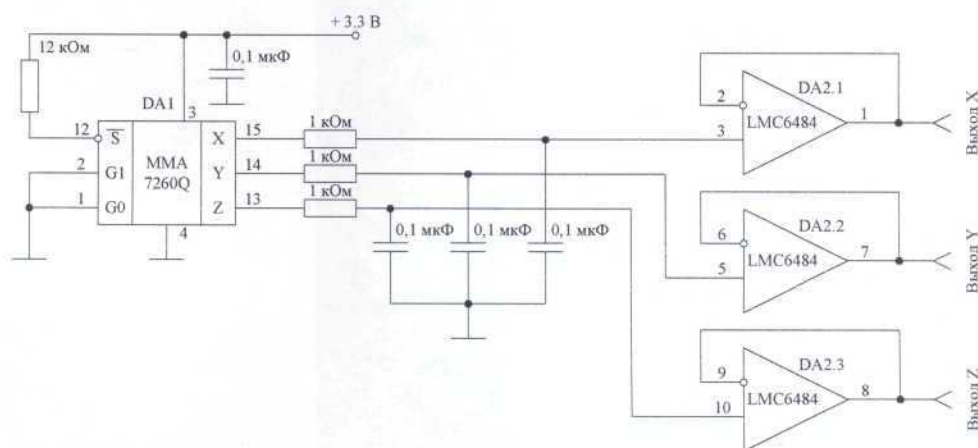


Рис. 1. Принципиальная схема датчика

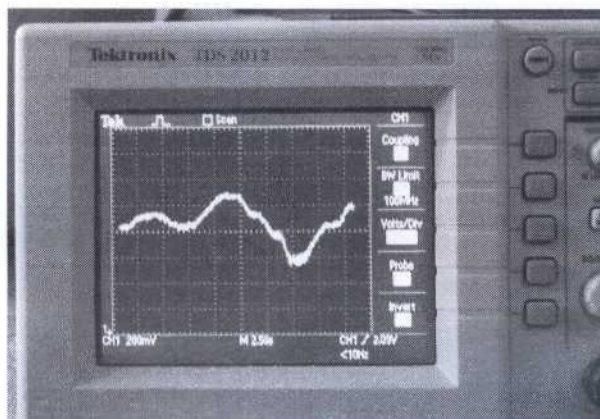


Рис. 2. Движение руки, регистрация по одной оси

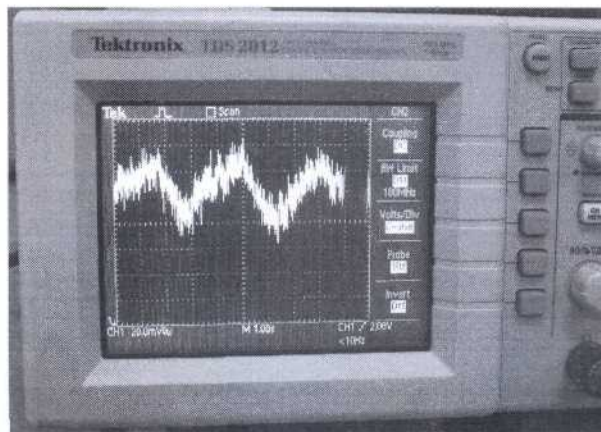


Рис. 3. Дыхание, регистрация по одной оси

Для проверки датчика был выполнен ряд многократных измерений с помощью осциллографа TDS2012. При проверке движения датчик крепился липкой лентой на запястье, при проверке дыхания – на груди в области, соответствующей ЭКГ-отведениям V3-V4 (Суворов, 1993). Отсутствию движения и задержке дыхания соответствовала почти прямая линия, перемещению руки вверх и вдоху – подъем кривой, опусканию руки и выдоху – спад. Таким образом, кривые, получаемые в результате движения рукой, подобны кривым, характеризующих дыхательные процессы, однако амплитуда колебаний при дыхании существенно меньше по сравнению с размахом кривой движения и не превышает 0,1 В, вследствие чего становятся весьма заметны посторонние шумы и сетевые наводки (рис. 3).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Для исследований датчика движения использовался осциллограф TDS2012, имитационное моделирование выполнялось с помощью макросов (подпрограмм) для интерпретатора VBA (Visual Basic for Applications), встроенного в Microsoft Excel. Выбор центра и амплитуды функции активации очередного нейрона RBF-сети осуществлялся с помощью оценивания расстояния глобального максимума и глобального минимума до среднего значения сглаженного сигнала, границы RBF-функции определялись по методу наименьших квадратов в процессе прямого перебора допустимых значений.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Очевидно, что для определения фазы дыхания – вдох, выдох, пауза – достаточно анализировать соответствующий фрагмент выходного сигнала датчика (во временной области), а не последовательность таких фрагментов, как это имеет место при анализе ЭКГ- и ЭЭГ-сигналов (Прилуцкий, 1998; Зудбинов, 2003), что значительно упрощает диагностику и определяет перспективность мониторинга дыхания с помощью датчиков перемещения.

Поскольку автоматизированные системы мониторинга обрабатывают и сохраняют результаты измерений в цифровом виде (Прилуцкий, 1998; Собчук, 2007), в ходе работы было выполнено имитационное моделирование кодирования выходных сигналов датчика нейронной сетью RBF-типа (Осовский, 2002) с целью уменьшения избыточности информации. В качестве тестового сигнала рассматривается конечная целочисленная последовательность длиной $N=501$, элементы которой представляют оцифрованные значения выходного сигнала акселерометра по одной из осей. Тестовый сигнал $F_{ш}(t)$ синтезировался на основе массива данных, вычисленного на произвольно заданных контрольных точках с помощью интерполирующей кривой последовательного деления по алгоритму DLG (Столниц, 2002), после чего к полученному сигналу добавлялся шум. Для уменьшения влияния шумов и наводок на результаты

дальнейшей обработки выполнялась медианная фильтрация тестового сигнала (на рис. 4 приведен пример с невысоким уровнем шумов). Кодирование сигнала нейронной сетью осуществлялось путем аппроксимации сглаженного сигнала $F(t)$ множеством нейронов с асимметричными радиально-базисными функциями активации (RBF-функциями) вида

$$S_j(t, A_j, C_j, xR_j, xL_j) = A_j \times e^{\left(\frac{t-C_j}{0.25 \times R}\right)^2} \quad (1)$$

Здесь S_j – выходной сигнал j -го нейрона в момент времени t ; $t = [0; N-1]$ – дискретное время; N – количество отсчетов сигнала; $A_j \neq 0$ – амплитуда (высота) RBF-функции; $C_j = [0; N-1]$ – центр RBF-функции; $xR_j = [1; N]$, $xL_j = [1; N]$ – соответственно левая и правая границы RBF-функции; R – радиус RBF-функции, при $t < C_j$ принимается равным xL_j , иначе xR_j .

Таким образом, результирующая аппроксимация описывается выражением

$$Z_j(t) = Z_0 + \sum_{j=1}^M S_j(t, A_j, C_j, xR_j, xL_j); \quad (2)$$

где Z_0 – постоянная составляющая; $Z_j(t)$ – j -я RBF-функция; M – число нейронов.

Если принять равными разрядности значений $F(t)$, A_j , C_j , xR_j , xL_j и Z_0 , то получим коэффициент сжатия сигнала K нейронной сетью в виде

$$K = \frac{N}{1 + 4 * M} \quad (3)$$

Так, последовательность из 501 отсчета сожмется сетью из трех нейронов в 38 раз, сетью из 7 нейронов – в 17 раз, сетью из 12 нейронов – в 10 раз.

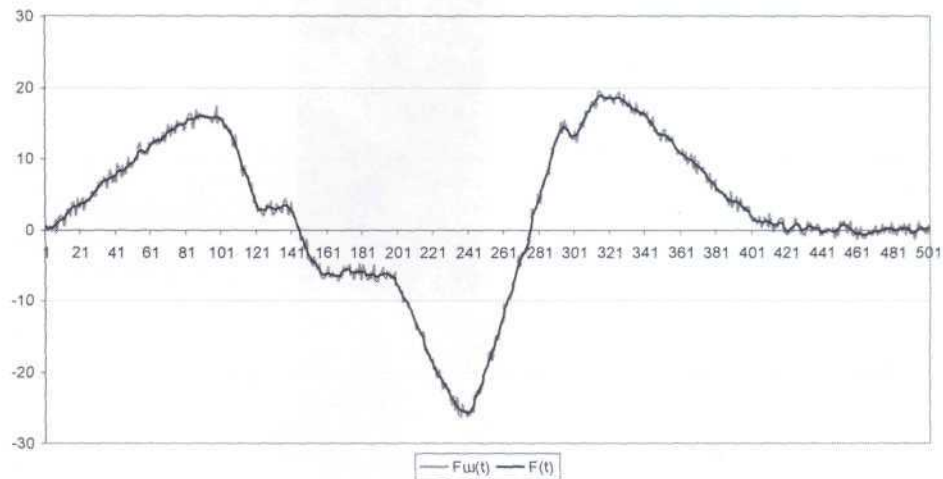


Рис. 4. Сглаживание зашумленного сигнала

На рис. 5 показаны результаты аппроксимации сигнала $F(t)$ RBF-сетью с тремя нейронами (функция $Z3(t)$) и RBF-сетью с 12 нейронами (функция $Z12(t)$). На рис. 6 описана зависимость среднеквадратической ошибки (Бронштейн, 1967) от числа нейронов. Хотя с ростом числа нейронов точность аппроксимации увеличивается, однако при избыточном числе нейронов усиливается чувствительность метода к шуму (Осовский, 2002) и ухудшается степень сжатия. На рис. 5 видно, что по сравнению с функцией $Z3(t)$ главный минимум и крайние максимумы аппроксимирующей функции $Z12(t)$ расположены дальше от соответствующих элементов функции $F(t)$. Следовательно, для автоматического выбора числа нейронов сети следует выработать соответствующие эвристические правила (Осовский, 2002).

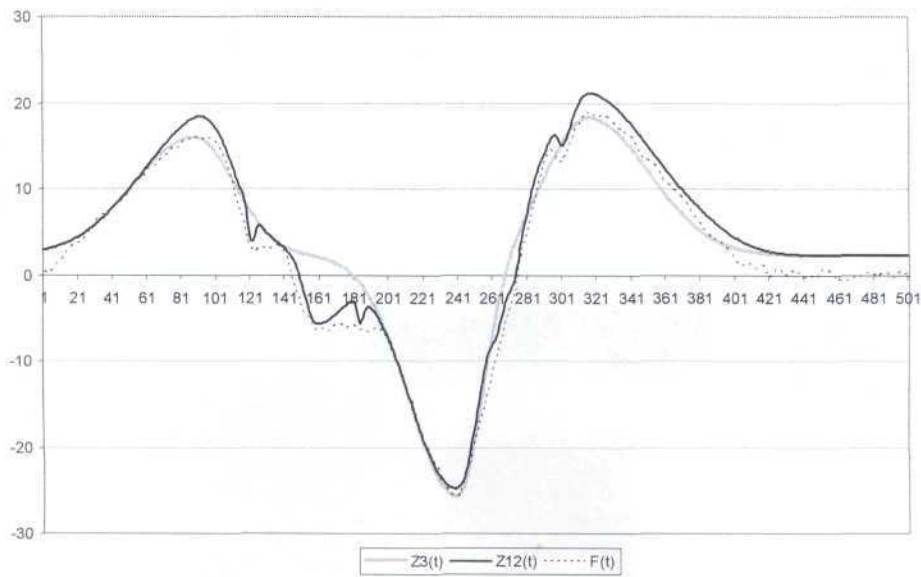


Рис. 5. Аппроксимация тестового сигнала RBF-сетями с 3 и 12 нейронами

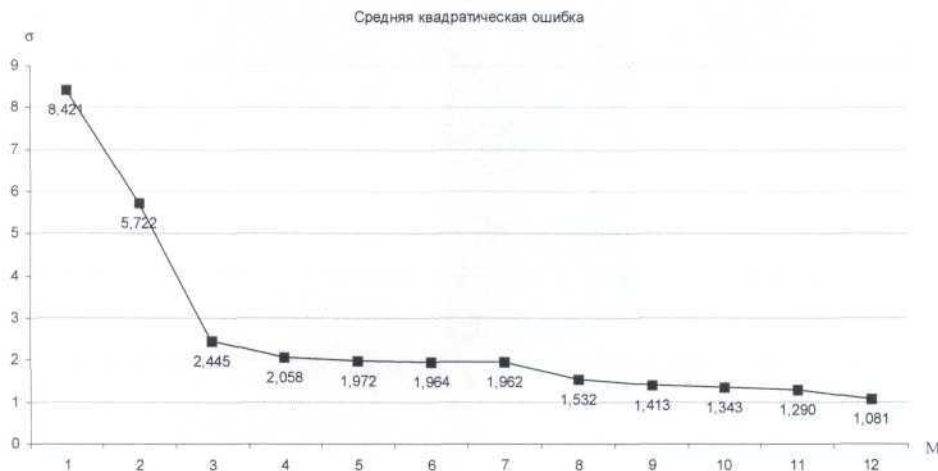


Рис. 6. Уменьшение ошибки аппроксимации с ростом числа нейронов

ВЫВОДЫ

Проведенные исследования доказывают возможность применения MEMS-акселерометров в качестве датчиков движения и дыхания в системах дистанционного мониторинга, однако для уменьшения влияния шумов и наводок (см. рис. 3) на результаты измерений желательно введение дополнительного аналогового фильтра в схему датчика, что особенно важно при распознавании дыхания. Кроме того, необходима цифровая фильтрация для различения дыхания на фоне двигательной активности.

Использование датчиков дыхания существенно упрощает задачу комплексного мониторинга по сравнению с общеизвестными методами электрокардиографии и электроэнцефалографии. Для сжатия выходных сигналов датчика эффективно использовать аппроксимирующую искусственную нейронную сеть с асимметричными радиально-базисными функциями.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- Бронштейн И. Н.** Справочник по математике для инженеров и учащихся ВТУЗов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – М.: Наука, 1967. – 608 с.
- Зудбинов Ю. И.** Азбука ЭКГ / Ю. И. Зудбинов. – Ростов-на-Дону: Феникс, 2003. – 160 с.
- Осовский С.** Нейронные сети для обработки информации / С. Осовский. – М.: Финансы и статистика, 2002. – 344 с.
- Прилуцкий Д. А.** Электрокардиографическая система на основе сигма-дельта аналого-цифрового преобразования: Дис. ... канд. техн. наук / Д. А. Прилуцкий. – М., 1998.
- Скаржепа В. А.** Электроника и микросхемотехника. Ч. 1. Электронные устройства информационной автоматики / В. А. Скаржепа, А. Н. Луценко. – К.: Вища шк., 1989. – 431 с.
- Собчук Н. С.** Учебно-методический комплекс по дисциплине «Биомедицинские сенсоры и измерительные преобразователи» / Н. С. Собчук. – Минск, 2007.
- Столниц Э.** Вейвлеты в компьютерной графике / Э. Столниц, Т. ДеРоуз, Д. Салезин. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2002. – 272 с.
- Суворов А. В.** Клиническая электрокардиография / А. В. Суворов. – Нижний Новгород: НМИ, 1993. – 124 с.

Надійшла до редколегії 04.08.09