ИЗМЕРЕНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА НЕКОНТАКТНЫМ МЕТОДОМ С ПРИМЕНЕНИЕМ МИЛЛИМЕТРОВОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ РАДИОЛОКАЦИИ

С.М. Смольский, В.А. Филатов, В.А. Федоров, Е.С. Викторинова

Неконтактные методы измерения физиологических параметров человека в настоящее время не нашли широкого применения в силу сложности как аппаратной, так и программной реализации метода. В статье представлены результаты инженерной разработки радиолокационного компьютерного измерителя и апробация его в клинических условиях. Рассматривается квазирегулярная и стохастическая составляющие отраженного от человека сигнала. Предлагаются возможные методы оценки функциональных состояний с учетом стохастического характера отраженных сигналов.

Ключевые слова: доплеровская радиолокация, ритмограмма сердца, ритмограмма дыхания, функциональное состояние, фрактальная размерность, аттрактор ритмограммы.

ВВЕДЕНИЕ

В современных методах радиолокации, объектом которых служит человек, вопросы точности радиолокационных измерений физиологических параметров человека требуют разработки дополнительных алгоритмов, учитывающих свойства отраженных от него сигналов, таких, например, как стохастичность.

Материал приведенной статьи в некоторой степени устраняет этот пробел.

Состав измерительного комплекса

Задачей радиолокационного измерителя является выделение мгновенной фазы отраженного от человека сигнала, так как фаза отраженного сигнала линейно связана с микроперемещениями в облучаемой площадке поверхности тела, происходящими за счет физиологических функций дыхания, пульсового кровенаполнения, а также перемещения внутренних органов, которое постоянно происходит в процессе жизнедеятельности организма. В реальности эти микроперемешения составляют очень небольшую величину. Так. перемещение поверхности в площадке облучения за счет работы ребер во время цикла дыхания составляет примерно 2-3 мм, а за счет расширения подкожных сосудов в период кровенаполнения примерно 0.1-0.2 мм. Указанные квазипериодические микроперемещения преобразуют отраженный сигнал в фазомодулированный. Поэтому параметры биологических циклов линейно переходят в закон изменения фазы отраженного сигнала в соответствии с формулой (1):

$$\varphi(t) = \frac{4\pi}{\lambda} l_0 + \frac{4\pi}{\lambda} \cdot X(t), \qquad (1)$$

где: $\varphi(t)$ – набег фазы от антенны до объекта и обратно; X(t) – микроперемещение поверхности в радиальном направлении; λ – длина волны излученного электромагнитного колебания; l_0 – фиксированное расстояние от антенны до облучаемой поверхности [1]. Используя квадратурные сигналы, компьютерная программа в реальном времени рассчитывает мгновенную фазу $\varphi(t)$.

Структурная схема измерительного комплекса приведена на рисунке 1. Измерительный комплекс состоит из трех основных блоков: блока КВЧ, содержащего передатчик и приемник на несущей частоте 60.0 ГГц, блока вторичного преобразования на промежуточной частоте 150 МГц и блока цифровой обработки с компьютером и рабочей программой. В рабочую программу включены алгоритмы адаптивной цифровой фильтрации на разных уровнях обработки сигнала [2].

В цифровом блоке используется управляющий микроконтроллер PIC18F4550, выполняющий алгоритм непрерывной очистки квадратурных сигналов от низкочастотных (НЧ) шумов и тренда постоянной составляющей (метод парных выборок) [3]. При использовании этого алгоритма устраняются собственная постоянная составляющая канала преобразования, НЧ-шумы и ошибки самодетектирования аналоговых смесителей [3].

В результате обработки парными выборками на выходе канала преобразования постоянная составляющая реально соответствует уровню минус 96 дБ, т.е. уровню 1 минимального знакового разряда (мзр) 16-ти битного АЦП.

ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 4 Т.2 2015

ИЗМЕРЕНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА НЕКОНТАКТНЫМ МЕТОДОМ С ПРИМЕНЕНИЕМ МИЛЛИМЕТРОВОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ РАДИОЛОКАЦИИ



Рисунок 1 – Структурная схема измерительного комплекса

Таким образом, алгоритм парных выборок и реализованное по нему устройство позволяет исключить статическую ошибку канала преобразования в пределах всего времени измерения. «Метод парных выборок» представляет собой динамическую калибровку сигнального канала.

Другим эффективным методом обработки сигнала пульсового компонента является алгоритм спектральной маски. Благодаря использованию адаптивного алгоритма спектральной маски, достигается максимальная точность определения основной гармоники в спектре 4-х секундной временной выборки пульсовой составляющей отраженного сигнала для всех скользящих временных выборок в процессе измерения.

Структура маски создается в соответствии с реальным спектром сигнала пульсового компонента, полученного контактным методом, например, с помощью оптического датчика – фотоплетизмографа. Вид такого сигнала и его спектр приведены на рисунке 2. Составляющие спектра этого сигнала можно описать гауссовой кривой для каждой гармоники спектра с параметрами, величина которых определяется экспериментальным путем [2].

При измерении радиолокационным методом пульсовой компонент сигнала (рисунок 3а) существенно отличается от сигнала, полученного контактным методом, а спектр такого сигнала заметно отличается от спектра на рисунке 2 [3].





Спектр пульсового компонента сигнала, полученного радиолокационным методом, отличается от спектра сигнала, полученного контактным методом тем, что этот спектр зашумлен побочными продуктами обработки сигнала и не имеет четкого разделения на кратные гармоники частоты пульса.

Наличие же в спектре отраженного от человека сигнала пульсового компонента можно отчетливо увидеть, если при радиолокационном измерении на некоторое время задержать дыхание. Такой сигнал и его спектр представлены на рисунке 3б.



Рисунок 3 – Сигнал пульсового компонента, полученного радиолокационным методом и его спектр (а), то же при задержке дыхания (б)

Спектральная маска (АЧХ согласованного фильтра) генерируется в компьютерной программе, используя гауссовский закон для формы гармоник маски (2):

$$W_{nor}(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[\frac{-(x-m)^2}{2\sigma^2}\right] \cdot$$
(2)

В качестве аппроксимирующей функции для спектральной маски выбирается следующая (3):

$$M(n,m) = a_{1} \cdot e^{\frac{-(n-m)^{2}}{2\sigma_{1}^{2}}} + a_{2} \cdot e^{\frac{-(n-2m)^{2}}{2\sigma_{2}^{2}}} + a_{3} \cdot e^{\frac{-(n-3m)^{2}}{2\sigma_{3}^{2}}} , (3)$$

где n – номер отсчета по частотной шкале; m – максимальное значение положения главного лепестка маски в отсчетах шкалы; a_1, a_2, a_3 и $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – соответственно амплитудные коэффициенты и СКО гармоник спектра при контактном методе измерения.

Вид маски, наложенной на обрабатываемый спектр реального сигнала, а также результат перемножения маски на спектр представлен на рисунке 4. На рисунке 4: сплошная тонкая линия – программная спектральная маска; сплошная толстая линия – огибающая реального спектра; пунктирная линия – результат скалярного перемножения маски на спектр. Описанный алгоритм реализует процедуру согласованной фильтрации сигнала пульсового компонента, спектр $S_{\rm ex}(\omega)$ которого представляет собой преобразование Фурье от суммы принимаемого сигнала и шума, возникающего в процессе обработки при радиолокационном методе измерения (рисунок 3а).



Рисунок 4 – Маска, наложенная на обрабатываемый спектр выборки сигнала пульсового компонента

Графики ритмограмм сердца, дыхания, а также спектры мощности этих кривых и их аппроксимация степенной функцией приведены на рисунке 5. Аналогичный вид имеет спектр траектории перемещения центра тяжести (ЦТ) человека, находящегося в вертикальной позе (функция равновесия).



Рисунок 5 – Ритмограмма сердца (а) и ритмограмма дыхания (б) одного из испытуемых, спектры ритмограммы сердца (в), дыхания (г) и их аппроксиция степенной функцией $S(f) = f^{-\beta}$

Экспериментальные исследования результатов измерения с помощью радиолокационного датчика показали, что отраженный от человека сигнал имеет стохастический компонент, вследствие чего обладает фрак-

ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 4 Т.2 2015

ИЗМЕРЕНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА НЕКОНТАКТНЫМ МЕТОДОМ С ПРИМЕНЕНИЕМ МИЛЛИМЕТРОВОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ РАДИОЛОКАЦИИ

тальными свойствами, к которым относятся: недифференцируемость параметров регистрируемых процессов (ломаные линии на графиках ритмограмм), самоподобие различных участков ритмограмм (масштабная инвариантность), спадающий спектр мощности ритпараметров, аппроксимируемый мограмм степенной функцией $S(f) = f^{-\beta}$, некратность по частоте выдающихся спектральных линий в спектрах ритмограмм. При этом фрактальный коэффициент β для спектров сигналов дыхания $eta_{{}_{\it ЛЫX}}$, пульса $\,eta_{{}_{\it PC}}$ и равновесия $\beta_{_{IIT}}$, как показали результаты измерений, коррелированы с функциональным состоянием (ФС) испытуемых (рисунок 6). Проведенные измерения показали, что в

проведенные измерения показали, что в спектрах ритмограмм физиологических параметров наиболее выдающиеся спектральные линии группируются в определенных частотных интервалах, что дало возможность характеризовать их как частотные кластеры (рисунок 5). При изучении свойств частотных кластеров были выявлены характерные тенденции изменения фрактальных параметров в них.



Рисунок 6 – Влияние теста Ромберга на устойчивость ФС испытуемых

Интегральный метод оценки ФС на фазовой плоскости, где осями координат служат фрактальные коэффициенты β двух различных коррелированных процессов показал, что результаты измерений группируются в облас-

ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 4 Т.2 2015

тях, соответствующих индивидуальному ФС при типовой нагрузке тестом Ромберга. Результаты, представленные на рисунке 6 оказались чувствительными к диагностике ФС испытуемых.

выводы

1. Введение в программу обработки сигнала алгоритма очистки от НЧ шумов и постоянной составляющей (динамическая калибровка) и алгоритма спектральной маски существенно улучшают точность измерения ритмограммы сердца.

2. Использование фрактальных параметров для диагностики ФС представляет собой чувствительный метод оценки состояния здоровья человека.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тимашева, Т. Г. Радиолокационный измерительный комплекс для дистанционной оценки функционального состояния человека / Т. Г. Тимашева, А. В. Борисов, В. А. Федоров // Наука и Технологии в промышленности. – 2010. – № 4. – С. 54–62.

2. Федоров, В. А. Радиотехнические методы в функциональной диагностике человека, уч. пособие по курсу: Автоматизированные системы функциональной диагностики / В. А. Федоров; под ред. проф. С. М. Смольского. – М.: Изд. дом МЭИ, 2008, – 128 с.

3. Тимашева, Т. Г. Эффективные методы обработки миллиметровых сигналов, отраженных от объекта со сложным характером движения : дис. ... канд. техн. наук : 05.12.04 / Тимашева, Т. Г. – ФГБО ВПО "Национальный исследовательский университет "МЭИ". Москва, 2014. –127 с.

Смольский С.М. – д.т.н., проф., Национальный исследовательский университет «МЭИ», кафедра формирования и обработки радиосигналов, e-mail: smolskiysm@mail.ru. тел. (495)362-7005, моб. (916)216-9344.

Филатов В.А. – ст. преп., Национальный исследовательский университет «МЭИ», кафедра формирования и обработки радиосигналов, e-mail: filatovva@mpei.ru.

Федоров В.А. – доцент, Национальный исследовательский университет «МЭИ», кафедра формирования и обработки радиосигналов, e-mail: fedorovVA @mpei.ru.

Викторинова Е.С. – студент, Национальный исследовательский университет «МЭИ», кафедра формирования и обработки радиосигналов, e-mail: katrin.vik@gmail.com.