

$$V_{abc} = [V_a, V_b, V_c] = [0,5941, 0,5764, 0,5823].$$

Результаты решения оказались пропорциональными, но равными по углу:

$$V = [V, V_0, \alpha^\circ] = [0,034775, 5,84219, -18,8923^\circ].$$

$$V = [V, V_0, \alpha^\circ] = [0,0034775, 0,584219, -18,8923^\circ].$$

Значения первого решения в двух масштабах представлены на рис. 2 в виде векторов на комплексной плоскости. На ней вектор V_0a совмещен с вещественной осью. Вектор скорости ветра в обоих случаях один и тот же.

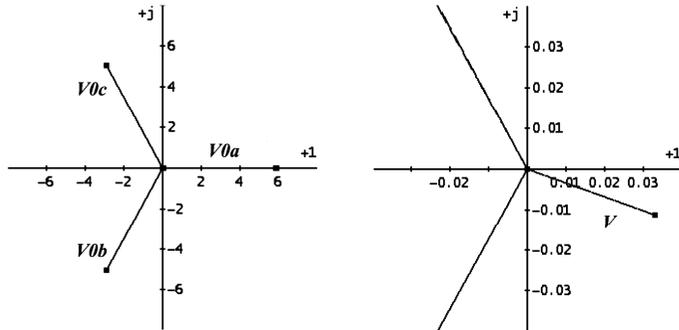


Рис. 2. Результаты решения системы уравнений

Выводы. В результате выполненной работы получены уравнения, позволяющие по результатам измерения частоты тремя приемниками вычислить параметры ветра: скорость и направление. Оценена погрешность вычислений. Получены формулы для коррекции результатов измерения в зависимости от изменения температуры воздуха и атмосферного давления.

Список литературы: 1. Анемометры SKYWATCH. – <http://www.anemometer.ru/>. 2. Ветровые мониторы Coastal Environmental Systems. – www.unicom.ru/Info/METEO/COASTAL/sl104.htm. 3. Бернгардт Р.П. Актуальные аспекты интерпретации ветровых и гололедных нагрузок в Сахалинской области. – www.SCIENCE.sakhalin.ru/Geography/2001/16/Index.html. 4. Oregon Scientific WMR968 Cable Free Complete Weather Station. – <http://www.amazon.com/Oregon-Scientific-WMR968-Complete-Weather/dp/B00005B0BL>. 5. Шкундин С.З., Кремлёва О.А., Иванников А.Л. Состояние и перспективы развития анемометрии в угольной промышленности. – http://www.sirsensor.ru/art_3.html. 6. Громов Г.В., Озеров А.В., Шафрановский М.Н. Методы бесконтактного измерения расхода жидкости в напорных и безнапорных трубопроводах. – www.signur.ru/4-8.pdf. 7. Блохинцев Д.И. Акустика неоднородной движущейся среды. – М.: Наука, 1981. – 206 с. 8. Спектор С.А. Электрические измерения физических величин: Методы измерений: Учеб. пособие для вузов. – Л.: Энергоатомиздат, 1987. – 320 с. 9. Акустика движущихся сред. (Phys.Web.Ru) <http://nature.web.ru/db/msg.html?mid=1167660>. 10. Козелов В.П. Об использовании эффекта Доплера для оценки скорости ветра в термосфере. Некоторые методические проблемы. – http://pgi.kolasc.net.ru/seminar/archive/2003/Abstracts/5_Ionosphere/Kozelov_V.pdf. 11. Orion Weather Station Systems – http://www.columbiaweather.comOrion_Weather_Station.html

Поступила в редакцию 21.11.2006

А.Р. КОРСУНОВ, канд. техн. наук, УИПА (г. Харьков)

ЦИФРОВОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РЭОПЛЕТИЗМОГРАММ И СФИГМОГРАММ ДЛЯ БАЗЫ ДАННЫХ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ КОМПЛЕКСА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИОСТРУКТУРЫ

У статті наведені результати досліджень з методичного обґрунтування інтегративного неінвазивного засобу контролю у ході моніторингу функціонального стану біооб'єкту, на який впливає електромагнітне опромінення. Вирішується задача про числове відображення одержуємих даних з метою їх розміщення в базі даних телекомунікаційної системи апаратної платформи відповідних комплексів.

This paper analyses results of construction of digital pletismogram models for placing in the base of the facts in telecommunication system, as mode of check of function condition of the bioobject, which radiations electromagnetic field.

Введение. Измерение, считывание и передача информации с диагностического стенда комплекса электромагнитного воздействия на биоструктуры (КЭМВБ) в базу данных требует специальной алгоритмической разработки.

Постановка проблемы. Для оперативного наблюдения за результатами воздействия на биообъекты и управления интенсивностью влияния электромагнитных сигналов на него целесообразным является использование неинвазивных методов контроля биомедицинских параметров, которые позволяют контролировать изменение физиологических показателей объекта перед началом и в процессе электромагнитного влияния [1]. Анализ информативных сигналов и физиологических показателей, например, организма человека позволяет сделать вывод, что для реализации биологической обратной связи неинвазивными средствами наиболее информативными являются реографические показатели [2]. В связи с этим необходимо решить проблему, связанную с достоверностью и надежностью результатов контроля, при их сопоставимости и многократной повторяемости.

Анализ литературы. Длительное время считалось, что искусственно созданные физические факторы имеют неспецифическое действие и повышают общую реактивность организмов, активизируя его активные силы [3]. Тем не менее исследования показали, что наряду с неспецифическими искусственными факторами имеют действия, свойственные лишь каждому из них [4].

Электропроводимость тканей и органов существенно зависит от их функционального состояния и, следовательно, может быть использована как объективный контрольный параметр о влиянии внешнего воздействия на

биологические ткани электромагнитным полем [5]. Так, скажем, при воспалении, когда клетки набухают, уменьшается сечение межклеточных соединений и электрическое сопротивление тканей увеличивается, при повышении влажности кожи возрастает её электропроводимость [6].

Биофизические процессы в тканях под действием ВЧ и СВЧ полей сопровождаются не только процессами тепловыделения [7]. Переменные колебания частичек и молекул при этом вызывают сложные изменения микроструктур [8], изменяя вследствие этого их специфичность. Это влияет на возбудимость и проводимость нервных клеток, активность обменных процессов [9].

Средняя тепловая доза индуктотермии, например, приводит к повышению местной температуры тела на глубине 6 – 8 см до 3 °С, слабая – на 1 – 1,5 °С [10], но неинвазивно это проконтролировать сложно.

Цель работы. Проведенный анализ показывает, что воздействие электромагнитных колебаний на человеческий организм сопровождается целым рядом частных проявлений, каждое из которых проконтролировать почти невозможно. В связи с этим стоит задача выявить специфические особенности наиболее интегративного неинвазивного способа контроля состояния человеческого организма при действии ЭМП, представить их в цифровой форме для хранения в базе данных телекоммуникационной системы КЭМВБ и использовать как критерий объективной оценки функционального состояния организма, необходимый для реализации эффективного канала обратной связи в телекоммуникационной системе для адаптации КЭМВБ к состоянию объекта воздействия.

Результаты исследований. Одним из неинвазивных средств интегративного контроля функционального состояния организма является пульсовая волна (ПВ). Как количественная мера оценки параметров сигнала ПВ используются показатели и методы обработки сигналов, которые применяются в пульсографии и реоплетизмографии.

Среди амплитудно-временных соотношений ПВ к наиболее информативным и стойким при их определении относят реографические показатели, в частности, индекс эластичности, диакротический индекс, индекс периферического сопротивления, длительность анакротической фазы, длительность катакротической фазы, период быстрого наполнения артерии, период медленного кровенаполнения [11].

Другим не менее информативным методом контроля является одна из важнейших диагностических процедур – измерение параметров артериального давления и их регистрация в форме сфигмограмм в ходе мониторинга функционального состояния биообъекта при электромагнитном воздействии на него. Метод имеет также ручной способ измерения и хорошо разработан в практике в отличие от предыдущего и включает ряд тех же реографических показателей, что делает его предпочтительнее.

Характер объемных сфигмограмм зависит от размеров манжет, особенностей преобразователей и регистрирующих устройств. Повысить достоверность результатов, полученных в реальных условиях измерения, помогает режим калибровки кривых.

При снятии сфигмограмм учитывается, что в процессе временного анализа информация о сигнале, представленном функцией амплитуды от времени, не теряется, если его представить выборочными значениями по теореме Котельникова.

Принято считать, что F_{\max} сфигмограммы составляет 25 Гц. Значит для полной характеристики сфигмограммных кривых отсчеты необходимо проводить не реже чем через 0,02 с. На рис. 1 показан образец подобного анализа сфигмограмм. Здесь 1 – 4 – точки измерений амплитуды, h и h_1 – высоты диакротической волны, T – длительность периода, t – интервал анакротического подъема, α и β – углы наклона кривой [12].

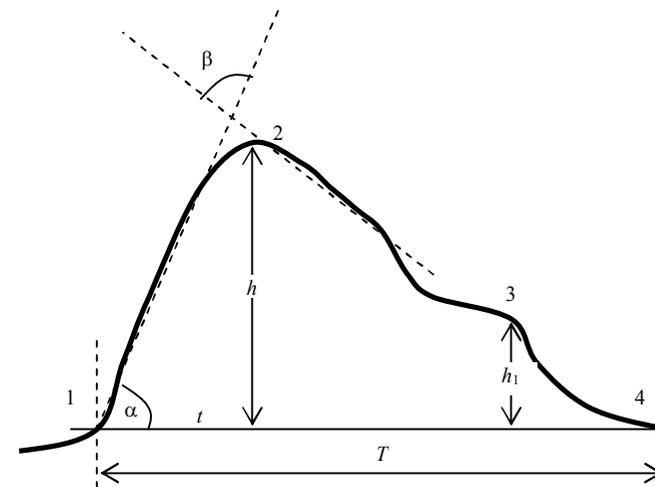


Рис. 1. Временной анализ сфигмограмм

В ходе анализа измеряется длительность периода T , максимальная амплитуда систолической части h и диастолической части h_1 , а также время анакротического подъема t .

Таким образом, на кривой выделяется четыре точки:

1. Начало периода.
2. Вершина систолической составляющей.
3. Вершина диастолической составляющей.
4. Окончание периода.

Для того, чтобы приблизиться по информативности к параметрам ПВ, используется метод «кодирующих точек» на сфигмограмме. Такими точками являются нулевые, экстремальные и точки перегиба функциональной кривой

исходного сигнала. Произведя математическое дифференцирование указанной кривой, выбираем дискретные величины амплитуды через временные интервалы, связанные с характерными точками процесса [13].

Методическое представление изложенного анализа отображено на рис. 2. Здесь а) – исходная кривая; б) – её первая производная; 1 – 7 – «кодирующие точки»; которые соответствуют экстремальным и нулевым значениям производной; h и h_1 – максимальная скорость подъема и снижения кривой, остальные обозначения прежние.

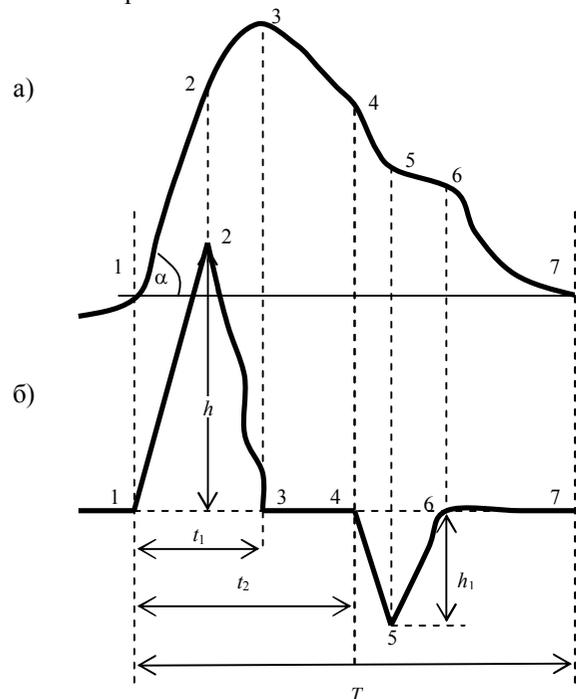


Рис. 2. Анализ сфигмограмм с определением «кодирующих точек»

Автоматическое считывание производится с помощью микроконтроллера KM1816BE51 с программным обеспечением на языке Ассемблер. Данные считываются с АЦП стандартной программой прерываний по входу INT. Измеренные значения систолы и диастолы в двоичном коде помещаются в ячейке ОЗУ. Затем стандартной подпрограммой VCD полученные значения давления раскладываются по единицам, десяткам сотням и помещаются в ячейках ОЗУ (по три ячейки на систолу и диастолу соответственно). После этого стандартной подпрограммой TRANSFER производится преобразование каждого разряда величины давления в коды семисегментного индикатора, которые размещаются в ПЗУ.

Выводы. Проведенное исследование позволило разработать методические основы проведения постоянного мониторинга функционального состояния биообъекта при воздействии на него электромагнитным сигналом, получая данные об этом в цифровом виде. Подобная форма данных открывает широкие возможности по организации системы обратной связи внутри телекоммуникационной системы КЭМВБ, что, в свою очередь, позволяет реализовать свойства адаптивности данного комплекса к состоянию облучаемого организма.

Кроме того в статье показано, что с практической точки зрения предпочтение в оценке функционального состояния биообъекта следует предоставить методу измерения артериального давления. Это связано с тем, что при необходимости персонал КЭМВБ в любой момент может провести прямой контроль состояния облучаемого объекта и внести соответствующие коррективы в автоматизированный процесс электромагнитного воздействия на пациента. В случае метода ПВ подобный прямой внешний контроль реализовать сложнее.

Список литературы: 1. Лазарович В.Г. Влияние электромагнитных полей на обмен веществ в организме. – Львов: Высш. шк., 1978. – 114 с. 2. Ясногородская В.Г. Электротерапия. – М.: Медицина, 1987. – 240 с. 3. Меерзон Ф.З. Адаптационная медицина. Концепция долговременной адаптации. – М.: Дело, 1993. – 138 с. 4. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизическая характеристика тканей человека. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с. 5. Голант М.Б. Влияние монохроматических электромагнитных излучений миллиметрового диапазона малой мощности на биологические процессы // Биофизика. – 1986. – Т. 31. – Вып. 1. – С. 139 – 147. 6. Влияние миллиметрового излучения на биологические мембраны. Роль примембранного слоя воды / К.Д. Казаринов, А.В. Путвинский, В.С. Шаров, О.В. Беркий. – М.: ИРЭ АН СССР, 1982. – Препринт. – № 13 (340). – С. 28 – 34. 7. Шенна А.М. Индуктотерапия как лечебный метод. – М.: Медицина, 1970. – 101 с. 8. Радиофизические аспекты использования в медицине энергетических и информационных воздействий электромагнитных колебаний / Н.Д. Деветков, Э.А. Гельвич, М.Б. Голант и др. // Электронная техника. Сер. Электроника СВЧ. – 1981. – Вып. 9 (333). – С. 43 – 50. 9. Резонансные явления при действии электромагнитных волн миллиметрового диапазона на биологические объекты / А.З. Смолянская, Э.А. Гельвич, М.Б. Голант, А.М. Махов // Успехи современной биологии. – 1979. – Т. 87. – № 3. – С. 455 – 456. 10. Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. трудов. – М.: ИРЭ АН СССР, 1985. – 172 с. 11. Ливенцев Н.М. Электромедицинская аппаратура. – М.: Медицина, 1975. – 417 с. 12. Сорокина Е.И. Физические методы лечения в кардиологии. – М.: Медицина, 1989. – 384 с. 13. Вишняк В.В., Шлыков В.В. Применение микроконтроллеров для съема сигналов пульсовой волны // Электроника и связь. – 2001. – № 11. – С. 47 – 48.

Поступила в редакцию 25.09.2006