

Основным критерием при выборе аппарата, с целью применения его в акушерстве, является: работа со всеми режимам - фундаментальный, Допплеровского сканирования, тканевой Допплер (TVM), работа со всеми типами датчиков, включая внутриволостные и лапароскопические, и соответственно должен обладать режимом мультимодальной тканевой гармонии на всех типах датчиков.

При оценке состояния здоровья беременных женщин целесообразно использование интегральных показателей изменения гемодинамики. Выяснение математических закономерностей взаимоотношений и обработка параметров гемодинамики позволит численными методами выяснять, какие из систем организма вышли за рамки нормального функционирования, разработать методы влияния на эти системы и режимы мониторинга. Для решения ряда медико-технических задач перспективными являются методы математического моделирования, биофизический анализ гемодинамических параметров, а также статистическая обработка полученных результатов с использованием параметрической и непараметрической статистики [5].

Список литературы: 1. Виноградова Т.С. Инструментальные методы исследования сердечно – сосудистой системы: [Справочник] / Т.С. Виноградова– Москва: Медицина, 1986. – 416 с. 2. Яковлев В.Б. Диагностика и лечение нарушений ритма сердца: Пособие для врачей. [Текст] – М.:Бином. Лаборатория знаний, 2003. – 168-200с. 3. Силиберто К.Ф., Маркс Г.Ф. Физиологические изменения, связанные с беременностью [Текст] / Пер. с англ. А.Меликов. – Москва: Мир, 1996. – 284-315с. 4. Макаров О.В., Николаев Н.Н., Волкова Е.В. Особенности центральной гемодинамики у беременных с артериальной гипертензией. [Текст] // Акуш. и гинек. - 2003. - №4. - С. 18-22. 5. Дацок О.М., Красникова С.А. “Современный подход к диагностике гемодинамики беременных с нарушениями работы сердца”. [Статья] / О.М. Дацок, С.А. Красникова / Вестник НТУ «ХПИ» Сборник научных трудов. Тематический выпуск «Информатика и моделирование».– НТУ «ХПИ», 2010, № 31.– С. 80-86.

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА АУДИОВИЗУАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ

Павлова Н.В., Карамышев В.Д.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина,14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем,
тел. (057) 702-13-64, (057)702-13-24

E-mail: bykh@kture.kharkov.ua

The given work is devoted to the analysis of influence of the audiovisual information on the person. The method of collation of the visual and sound information is offered. The purpose of the method is to connect audio and visual information by associating sounds with set of parameters with image point's intensity distribution on a range of some color.

Введение. Методы диагностики и терапии, связанные с аудиовизуальными ассоциациями человека, основаны не только на физиологическом состоянии организма человека, но и на его психо-эмоциональном состоянии. Это состояние, согласно мнениям многих представителей традиционной и нетрадиционной медицины, например [1], является причиной большинства болезней. То есть эти методы в будущем, особенно в сочетании с традиционными методами, могут дать наиболее комплексную информацию о состоянии человека и могут быть использованы для повышения информативности и эффективности традиционных методов диагностики и терапии.

Целью работы является разработка биомедицинской системы, позволяющей оценивать влияние аудиовизуальных стимулов на человека, которому предъявляются взаимосвязанные изображения и звуковые композиции одновременно со снятием и анализом функциональных показателей, отражающих его состояние.

Основными задачами работы является проверка гипотезы о том, что зрительные и слуховые предпочтения и ассоциации человека взаимосвязаны как между собой, так и с

состоянием различных органов и систем организма этого человека и создание соответствующего программного обеспечения. На основе этой гипотезы может быть построен метод аудиовизуальной диагностики некоторых заболеваний. После соответствующих исследований и проверок, этот метод может быть применен и в терапевтических целях.

Сущность. Суть метода состоит в том, что пациенту предъявляется некоторое изображение, содержание которого напрямую или косвенно связано с диагностируемым органом или системой органов. Эта связь является предметом дальнейших исследований с помощью разрабатываемой программы. На первом этапе исследований предполагается, что это изображение будет представлено в оттенках одного цвета, серого или другого, который, согласно известным исследованиям (например, тест Люшера [2]), «гармонирует» с рассматриваемым органом или системой.

Звуковая композиция предлагается для прослушивания пациентом одновременно с просмотром изображения, которому она поставлена в соответствие. Реакцию пациента предполагается оценивать по совокупности его физиологических показателей [3] и под наблюдением врача.

Изображение может быть предъявлено либо на экране компьютера, либо проектора. Так как оно является цифровым, то его можно представить в виде некоторой дискретной функции $f(x, y)$, которая представляет собой интенсивность (яркость) точек в зависимости от их координат (x, y) . Эта функция может приобретать S различных значений, лежащих в диапазоне $0..f_{\max}$.

Предполагается, что интервалу некоторого цветового оттенка может быть сопоставлен некоторый звуковой тон, имеющий заданную частоту, громкость и длительность звучания. В связи с этим интервал допустимых значений функции разбивается на интервалы r_i , в общем случае имеющие разную ширину L_i . Количество таких интервалов равно $K < S$. Границы этих интервалов имеют следующий вид:

$$\begin{aligned}
 r_1 &= 0..(L_1 - 1), \\
 r_2 &= L_1..(L_1 + L_2 - 1), \\
 &\dots \\
 r_i &= \left(\sum_{j=1}^{i-1} L_j \right) \cdot \left(\sum_{j=1}^{i-1} L_j + L_i - 1 \right), \\
 &\dots \\
 r_K &= \left(\sum_{j=1}^{K-1} L_j \right) \cdot f_{\max}
 \end{aligned} \tag{1}$$

Целесообразно выбирать два или три интервала.

Для оценки разбиения исходного диапазона интенсивности на интервалы строится гистограмма, показывающая, сколько точек изображения попало в рассматриваемый интервал. Количество столбцов такой диаграммы равно количеству интервалов. Высота H_i столбца гистограммы, соответствующего данному интервалу равна количеству точек исходного изображения, интенсивность которых лежит в данном интервале:

$$H_i = \sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N c_i(f(m, n)), \tag{2}$$

где $M \times N$ - размеры исходного изображения,

$$c_i(f(m, n)) = \begin{cases} 0, & f(m, n) \notin r_i \\ 1, & f(m, n) \in r_i \end{cases} - \text{функция принадлежности интенсивности точки}$$

рассматриваемому интервалу.

Очевидно, что чем шире интервал, тем больше вероятность того, что точка будет иметь интенсивность, попадающую в этот интервал. Соответственно, чем уже интервал, тем эта вероятность ниже. Для учета этой особенности вводится возможность изменения ширины интервалов разбиения. Это особенно необходимо, если исходное изображение имеет узкий диапазон изменения интенсивностей точек.

Особенности построения гистограммы исходного изображения и гистограммы разбиения на интервалы всего диапазона допустимых интенсивностей, а также возможные над ними манипуляции раскрыты в работе [4].

Масштаб гистограмм выбирается автоматически, так чтобы независимо от максимального количества точек, попавших в интервал, гистограмма была растянута на всю рабочую область вкладки. Это позволяет максимально эффективно оценивать гистограммы и, соответственно, разбиения на интервалы. Чем выше столбец гистограммы разбиения, тем больше точек попало в соответствующий интервал.

Далее каждому интервалу разбиения ставится в соответствие звук, параметры которого могут быть изменены. На первом этапе исследований предлагается изменять частоту $f_{зв.}$, длительность звучания $\tau_{зв.}$ и громкость воспроизводимого сигнала $V_{зв.}$. Для того, чтобы в воспроизводимой звуковой композиции не наблюдалось щелчков и тресков, необходимо воспроизводить целое число периодов $T_{зв.}$ звукового сигнала, при этом воспроизведение звука должно начинаться и заканчиваться с нулевым сдвигом по фазе. Поэтому длительность звучания для i -го интервала должна находиться во взаимосвязи с частотой звука, а именно:

$$N_{пер.i} = \left[\frac{\tau_{зв.i}}{T_{зв.i}} \right] = \left[\tau_{зв.i} \cdot f_{зв.i} \right], \quad (3)$$

где $N_{пер.i}$ - количество воспроизводимых периодов,

$[]$ - операция округления до ближайшего большего целого.

Программа дает возможность автоматически выровнять ширины интервалов разбиения и задать соответствующие этим интервалам параметры воспроизводимых звуков, которые заранее predeterminedены. Выбор этих значений и их вариация являются предметом дальнейших исследований.

Общий принцип ассоциирования изображения и звуков подробно изложен в работе [4] и состоит в следующем. Производится построчное или постолбцовое сканирование изображения. Интенсивность текущей точки изображения $f(m, n)$ поочередно сравнивается с границами интервалов разбиения, и когда будет найден интервал k , в который эта интенсивность попадает, будет воспроизведен звук с параметрами $f_{зв.k}$, $\tau_{зв.k}$ и $V_{зв.k}$.

В программе могут быть заданы параметры сканирования изображения и звука, а также можно выбрать устройство воспроизведения звука, которое имеется в компьютерной системе, выбрать частоту дискретизации воспроизводимого звука. Кроме того, можно выбрать количество бит в цифровом представлении звукового сигнала, количество каналов воспроизведения – моно или стерео (это может влиять на степень восприятия звука человеком, и является предметом исследований), общую громкость воспроизведения независимо для каждого канала воспроизведения. Программой предусмотрена возможность проводить проверки установленных параметров и выбранного устройства (можно выбрать частоту, длительность и громкость воспроизводимого сигнала).

При сканировании изображения на нем появляется перемещающийся маркер, который показывает обрабатываемую в данный момент точку изображения. Управление процессом воспроизведения звука осуществляется линейкой элементов управления воспроизведением. Можно запустить, приостановить воспроизведение, перейти на следующую точку, вернуться к предыдущей точке, перейти в начало или конец изображения. Перемещать маркер сканирования можно с помощью ползунка воспроизведения.

Выводы. Проведен обзор ряда исследований, связанных с воздействием на организм человека различных музыкальных стилей, их взаимосвязью с цветовыми предпочтениями человека. Создан базовый программный продукт, с помощью которого в диагностических и терапевтических целях впервые предложен метод сопоставления визуальной и звуковой информации, в основу которого положена генерация звуковой композиции в зависимости от интенсивностей точек, последовательно анализируемых при развертывании изображения.

Отличительной особенностью предполагаемого метода является попытка аналитически задать характер взаимосвязи между изображением и звуком.

Перспективой работы является проведение тестирования программного обеспечения для подготовки к клинической апробации.

Литература. 1. Кривенко В.В. Нетрадиционные методы диагностики и терапии Киев : Наук.думка, 1990. 2. Lüscher M. Der Lüscher-Test. Persönlichkeitsbeurteilung durch Farbwahl [Текст] / M. Lüscher // Rowohlt, Reinbek, 1985. 3. Бих, А.І. Методи та засоби донозологічної діагностики: Монографія [Текст] / А.І. Бих, А.О. Новікова // Херсон: ЛДУ, 2006. - 120с. 4. Павлова Н.В. Синтез звуковых сигналов в компьютерной системе аудио-визуальной терапии [Текст] / Н.В. Павлова // Восточно-европейский журнал передовых технологий. Научно-технический журнал №3/2 (51), Харьков, 2011. – с.69-71.