

**6. Выводы**

Таким образом, в работе проведен анализ страхового рынка - среды функционирования страховой компании, выявлены различия функционирования life-страхования и non-life страхования и факторы,

определяющие размер капитала non-life-страховщика. Подобного рода анализ представляется весьма полезным при моделировании формирования капитала страховой компании – для решения задачи максимизации прибыли, минимизации платежеспособности или построении системы управления страховщиком.

Литература

1. Forinsurer [Электронный ресурс]: Информационный ресурс о страховании на постсоветском пространстве: Закон Украины «О страховании» с изменениями. Режим доступа к документу: <http://forinsurer.com/public/03/03/07/1089>.
2. A. Sandstrom. Solvency: models, assessment and regulation/ by Arne Sandstrom. – New York: Taylor & Francis Group, 2006. - 416 p.
3. Знай страхование [Электронный ресурс]: Информационный ресурс о страховании на постсоветском пространстве: Директива 2002/13/ЕС Европейского Парламента и Совета Европы от 5 марта 2002 г. о внесении изменений в Директиву Совета Европы 73/239/ЕЕС в отношении требований к марже платежеспособности, устанавливаемых к страховым организациям, специализирующимся на видах страхования, иных, чем страхование жизни. Режим доступа к документу: <http://www.znay.ru/law/eec/eec2002-13.shtml>.

*Проведено аналіз впливу аудіовізуальної інформації на людину. Запропоновано метод зіставлення візуальної й звукової інформації*

*Ключові слова: звук, зображення, гістограма*

---

*Проведен анализ влияния аудиовизуальной информации на человека. Предложен метод сопоставления визуальной и звуковой информации*

*Ключевые слова: звук, изображение, гистограмма*

---

*The analysis of influence of the audiovisual information on the person is given. The method of collation of the visual and sound information is offered*

*Key words: sound, image, histogram*

УДК 615.47

# СИНТЕЗ ЗВУКОВЫХ СИГНАЛОВ В КОМПЬЮТЕРНОЙ СИСТЕМЕ АУДИОВИЗУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ

**Н. В. Павлова**

Кафедра биомедицинских электронных устройств и систем  
 Харьковский национальный университет радиозлектроники  
 пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166  
 Контактный тел.: 098-749-55-65, (057) 702-13-64  
 E-mail: pavlova\_li@ukr.net

**1. Введение**

Слуховой аппарат человека – это наибольшая концентрация нервных клеток и окончаний, которые мгновенно реагируют на звук и улавливают родственные гармоники или обертоны, которые представляют собой смешанный спектр чистых частот. Любые звуки человек характеризует в соответствии со своим восприятием по уровню громкости и высоте [1].

Зрительное восприятие человека – процесс психофизиологической обработки изображения объектов окружающего мира, осуществляемый зрительной

системой, и позволяющий получать представление о величине, форме и цвете предметов, их взаимном расположении и расстоянии между ними [2].

Разработанное программное обеспечение служит для проверки 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. 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.

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.

## 2. Метод сопоставления визуальной и звуковой информации

Суть метода состоит в том, что человеку 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 [3]), «гармонирует» с рассматриваемым органом или системой.

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  $0..f_{\max}$ . Программа позволяет выбрать файл изображения или задать к нему путь. Если открытое изображение является цветным, его можно преобразовать в оттенки серого, согласно яркости точек этого изображения.

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  $0..f_{\max}$  функции  $f(x,y)$  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:

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

В простейшем случае таких интервалов может быть два или три.

Для оценки разбиения исходного диапазона интенсивности на интервалы можно построить гистограмму, показывающую, сколько точек изображения попало в рассматриваемый интервал. Количество столбцов такой диаграммы равно количеству интервалов  $K$ .

Высота  $H_i$  столбца гистограммы, соответствующего данному интервалу  $r_i$  равна количеству точек исходного изображения, интенсивность которых лежит в данном интервале:

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

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. При отсутствии возможности изменения ширины интервалов разбиения, все точки изображения с большой вероятностью попали бы в один интервал.

Гистограмма исходного изображения будет построена красным цветом. Она показывает распределение интенсивностей точек этого изображения. Синим цветом будет построена гистограмма, которая получена при разбиении всего диапазона допустимых интенсивностей на три одинаковых интервала. По горизонтальной оси в рабочей области отложены возможные значения интенсивностей точек (для восьмибитного представления интенсивностей точек изображения в оттенках серого эти значения лежат в интервале  $0..255$ ). По вертикальной оси справа красным цветом отложены количества точек той или иной интенсивности для исходной гистограммы, а слева – синим цветом – для гистограммы разбиения на интервалы.

После изменения количества интервалов, произойдет автоматическое переразбиение исходного изображения на интервалы, при этом все интервалы приобретут одинаковую ширину. Для сдвига границ интервалов выбирается необходимая граница и с помощью ползунка или путем непосредственного ввода происходит её перемещение. Граница может быть перемещена в ограниченных пределах – от минимального значения интервала слева от этой границы до максимального значения интервала справа от этой границы. При перемещении границы интервала автоматически и сразу происходит перестроение гистограммы разбиения, что позволяет сразу по высоте столбцов гистограммы оценить разбиение. 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 предлага-

ется 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:

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

где  $N_{пер.i}$  - количество воспроизводимых периодов,  $\lceil \rceil$  - операция округления до ближайшего большего целого.

Фактическая длительность воспроизведения звука для  $i$ -го интервала составит:

$$\tau_{зв.i}^{ф.} = \frac{N_{пер.i}}{f_{зв.i}} \quad (4)$$

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

### 3. Принцип ассоциирования

Общий принцип ассоциирования изображения и звуков 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  $f_{зв.k}$ ,  $\tau_{зв.k}^{ф.}$  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, например 44.100 кГц (для минимальных искажений следует выбирать максимальное значение этой частоты). Кроме того, можно выбрать количество бит в цифровом представлении звукового сигнала (максимальное качество звучания достигается при большей разрядности), 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.

Имеется возможность выбирать способ развертки «По строкам» или «По столбцам». Выбор способа развертки является предметом дальнейших исследований (например, может быть также добавлен способ развертки «По диагонали»).

Синтез звука осуществляется путем заполнения соответствующего буфера в памяти дискретными значениями  $a(z)$ , соответствующими гармоническому колебанию, происходящему по закону:

$$a_i(z) = V_{зв.i} \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot \int_{зв.i} \cdot z), \quad (5)$$

где  $i$  - номер интервала, в который попала рассматриваемая в данный момент точка.

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.

Общее время звучания звуковой композиции, соответствующей изображению размерами будет равно:

$$\tau = \sum_{i=1}^K N_i \cdot \tau_{зв.i}^{ф.} \quad (6)$$

### 4. Выводы

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. Звуковая композиция предлагается для прослушивания пациентом одновременно с просмотром изображения, которому она поставлена в соответствие. Реакцию пациента предполагается оценивать по совокупности его физиологических показателей [4] и под наблюдением врача. Отличительной особенностью предполагаемого метода является попытка математически задать характер взаимосвязи между изображением и звуком.

### Литература

1. Блинова, О.А. Процесс музыкотерапии: систематизация и описание основных форм работы [Текст] / О.А. Блинова // Психологический журнал. – 1998. - №3. – С. 106-118.
2. Элькин В. Целительная магия музыки. Гармония цвета и звука в терапии болезней [Текст] / В. Элькин // СПб., 2000.
3. Luscher M. Der Luscher-Test. Persönlichkeitsbeurteilung durch Farbwahl [Текст] / M. Luscher // Rowohlt, Reinbek, 1985.
4. Бих, А.І. Методи та засоби донозологічної діагностики: Монографія [Текст] / А.І. Бих, А.О. Новікова // Херсон: ЛДУ, 2006. – 120 с.