

# Секция БИОМЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА И ТЕХНОЛОГИИ

<b>Расширение возможностей физиотерапии за счет применения морфологического анализа .....</b>	<b>108</b>
Е.В. Грабцевич, М.В. Давыдов, Е.Г. Зайцева	
<b>Возможности использования компьютерных тестов для анализа зрительной утомляемости пациента .....</b>	<b>111</b>
М.С. Насанович, И.Г. Сеницын, Д.А. Мельниченко, Е.Г. Зайцева	
<b>Физические основы медикаментозного и вегетативного резонансного тестирования .....</b>	<b>113</b>
В.М. Белов, В.А. Савастенко	
<b>Влияние межэлектродного расстояния на энергетические характеристики электромиограмм .....</b>	<b>115</b>
А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Д.Ф. Кузнецов	
<b>Оценка контраста спекл-структуры светового поля внутри многослойной ткани кожи человека .....</b>	<b>117</b>
Н.Д. Абрамович, С.К. Дик, В.В. Барун	
<b>Многоканальная система ультразвукового сканирования биологических и многофазных объектов .....</b>	<b>119</b>
М.Г. Фазлыяхматов, Н.Ф. Кашапов	
<b>Исследование глубины проникновения электрического поля емкостного датчика встречно-штыревого типа для оценки степени увлажненности тестового образца .....</b>	<b>121</b>
А.М. Воробей, Т.С. Боброва, Ю.Г. Терпиловская, Д.В. Рымарев	
<b>Акустоэлектронная диагностика параметров гемостаза .....</b>	<b>123</b>
В.М. Бондарик, П.В. Камлач, А.А. Ушакова	
<b>Исследование гемодинамики пульпы зуба .....</b>	<b>125</b>
С.К. Дик, Г.Г. Чистякова, А.С. Терех, А.В. Смирнов, М.Е. Гаврилова, Д.А. Завацкий	
<b>Общая структура программного обеспечения для оценки поведенческой активности лабораторных животных .....</b>	<b>127</b>
М.В. Давыдов, А.Н. Осипов, Н.С. Давыдова	
<b>Выбор значимых признаков для классификации и оценки поведенческой активности лабораторных животных .....</b>	<b>129</b>
М.В. Давыдов	
<b>Алгоритм бинарной обработки кадра для регистрации пространственного положения лабораторного животного в тестовом лабиринте .....</b>	<b>131</b>
М.В. Давыдов	
<b>Применение дополнительного вибрационного воздействия при проведении процедуры электростимуляции .....</b>	<b>133</b>
М.Г. Киселев, А.Н. Осипов, Е.И. Лабунь	
<b>Алгоритм обработки спекл-фотографий при измерении поверхностного кровотока .....</b>	<b>135</b>
С.К. Дик, Д.А. Завацкий, А.С. Терех, М.Е. Гаврилова, С.А. Кулаженко	
<b>Использование ультразвукового фазового метода для диагностики системы кровообращения .....</b>	<b>137</b>
А.А. Ушакова	

<b>Анализ использования устройств на основе матриц сверхъярких светодиодов для фотодинамической терапии в стоматологии.....</b>	<b>139</b>
Е.А. Уланова, С.К. Дик, А.В. Смирнов	
<b>Medical diagnostic and therapy methods on the basis of bio-resonance effects .....</b>	<b>141</b>
Valentine BARANOV, Peter KLIMENKO, Ton Van KEMENADE, Dmitry KLIMENKO, Vladimir PETROVICH	
<b>Исследование спектральных характеристик кавитационного шума в гелевых имитатах биологических структур .....</b>	<b>143</b>
А.В. Котухов, М.П. Федоринчик, Н.В. Дежкунов	
<b>Программная система управления процессом регистрации медицинских препаратов в Республике Беларусь.....</b>	<b>145</b>
И.Д. Чупика, М.В. Давыдов	
<b>Система для распознавания характерных осцилляторных паттернов на ЭЭГ .....</b>	<b>147</b>
В.В. Грубов, А.Е. Храмов, А.А. Короновский	
<b>Реакция некоторых тканевых систем организма на облучение мобильным телефоном (900 МГц) и влияние антиоксидантного комплекса.....</b>	<b>149</b>
Г.Г. Верещако, А.Д. Наумов, В.И. Шалатонин, Г.А. Горох, Н.В. Чуешова, Д.В. Сухарева, Н.В. Тхорева	
<b>Temperature dependence of multibubble sonoluminescence at different ultrasound intensities .....</b>	<b>151</b>
F. Calligaris, N.V. Dezhkunov, A.V. Kotukhov, V.V. Shaplyka	
<b>Разработка микропроцессорного блока для реокардиографа .....</b>	<b>153</b>
М.Д. Логинова, Н.В. Шевченко	
<b>Разработка микропроцессорного блока для аппарата дидинамотерапии .....</b>	<b>154</b>
Е.В. Василькова, Н.В. Шевченко	
<b>Разработка прибора виброакустической терапии .....</b>	<b>156</b>
Е.П. Хаванова, Н.В. Шевченко	
<b>Разработка цифрового газоанализатора концентрации кислорода .....</b>	<b>158</b>
Е.В. Шаповалова, Н.В. Шевченко	

## РАСШИРЕНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ФИЗИОТЕРАПИИ ЗА СЧЕТ ПРИМЕНЕНИЯ МОРФОЛОГИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Е.В. ГРАБЦЕВИЧ<sup>1</sup>, М.В. ДАВЫДОВ<sup>2</sup>, Е.Г. ЗАЙЦЕВА<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Белорусский национальный технический университет  
пр-т Независимости, 65, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
modestl@mail.ru

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь

Concept of a new generation of physiotherapeutic complexes is analyzed. The method of morphology analyze for them development is formulated. List of problems that should be addressed to create such complexes is given.

В настоящее время все шире в физиотерапии начинает применяться комплексное воздействие двумя и более факторами [1, 2].

В случае большого числа факторов воздействия перебор возможных вариантов вызывает затруднения. Чтобы проанализировать все возможные варианты многофакторной терапии, целесообразно использовать метод морфологического анализа. Применительно к данной задаче метод заключается в классификации всех возможных подвидов для каждого воздействующего фактора и анализе приемлемости сочетаний подвидов, соответствующих разным факторам [3]. Например, одним из подвидов магнито-терапии является воздействие постоянным полем, механотерапии – вибромассаж с заданной частотой, оптического излучения импульсное облучение определенного спектрального состава. Указанное сочетание этих подвидов должно быть проанализировано с точки зрения эффективности воздействия на пациента.

В табл. 1 представлены основные известные методы физиотерапии и разновидности этих методов.

Табл. 1. Методы физиотерапии и их разновидности

1 Магнитное поле	$a_{11}$	$a_{12}$	$a_{13}$	$a_{14}$	$a_{15}$	$a_{16}$	$a_{17}$
2 Электролечение	$a_{21}$	$a_{22}$	$a_{23}$	$a_{24}$	$a_{25}$	$a_{26}$	$a_{27}$
3 Светолечение	$a_{31}$	$a_{32}$	$a_{33}$	$a_{34}$	0	0	0
4 Водолечение	$a_{41}$	$a_{42}$	$a_{43}$	$a_{44}$	$a_{45}$	$a_{46}$	$a_{47}$
5 Тепловое лечение	$a_{51}$	$a_{52}$	$a_{53}$	$a_{54}$	0	0	0
6 Механическое воздействие	$a_{61}$	$a_{62}$	$a_{63}$	0	0	0	0
7 Звукотерапия	$a_{71}$	$a_{72}$	$a_{73}$	$a_{74}$	$a_{75}$	$a_{76}$	0

В первой строке отображены все виды магнитного поля:  $a_{11}$  – ПМП(постоянное магнитное поле) ,  $a_{12}$  – ПеМП(переменное магнитное поле),  $a_{13}$  – ПуМП(пульсовое магнитное поле),  $a_{14}$  – ВМП(вращающееся магнитное поле),  $a_{15}$  – ИМП(импульсное магнитное поле),  $a_{16}$ – ИБМП(бегущее магнитное поле),  $a_{17}$ – СиМП(случайное магнитное поле).

Во второй строке указываются виды воздействия электролечения:  $a_{21}$  – гальванизация,  $a_{22}$  – ионогальванизация,  $a_{23}$  – фарадизация,  $a_{24}$  – дарсонвализация,  $a_{25}$  – диатермия,  $a_{26}$  – индуктотермия,  $a_{27}$  – магнитотерапия.

В третьей строке отображены возможные методы светолечения:  $a_{31}$  – ИК ,  $a_{32}$  – УФ (лазер) ,  $a_{33}$  – ультразвук ,  $a_{34}$  – свет.

В четвертой строке указываются виды водолечения:  $a_{41}$  – душ,  $a_{42}$  – местные ванны,  $a_{43}$  – струя,  $a_{44}$  – минеральные воды,  $a_{45}$  – влажные укутывания,  $a_{46}$  – тепло,  $a_{47}$  – холод.

В пятой строке – виды теплового лечения:  $a_{51}$  – лечебные грязи,  $a_{52}$  – песок,  $a_{53}$  – пар,  $a_{54}$  – сухой воздух.

В шестой строке – виды механического воздействия:  $a_{61}$  – вибротерапия,  $a_{62}$  – массаж,  $a_{63}$  – мануальная терапия.

В седьмой, заключительной строке, отображены виды звукотерапии:  $a_{71}$  – любимая музыка пациента,  $a_{72}$  – шум дождя,  $a_{73}$  – пение птиц,  $a_{74}$  – живой звук,  $a_{75}$  – поющие чаши.  $a_{76}$  – лечение запахами растений (ароматерапия)

С учетом потенциальной совместимости воздействий по литературным источникам [1,2] были составлены совместимые комбинации. С использованием этих комбинаций можно сформулировать концепцию комплексного физиотерапевтического воздействия, на основе которой необходимо проектировать соответствующий комплекс. Ниже приведены примеры таких сочетаний.

$A_1 = a_{11} * a_{32} * a_{72}$  (ПМП + УФ + шум дождя) - сочетание магнитного поля с низкоинтенсивным лазерным излучением. Как магнитному полю, так и лазерному излучению присущи противовоспалительный, иммуномодулирующий и другие эффекты. Оба физических факторов однонаправленно влияют на ряд обменных и физиологических процессов. Сочетание их в приборе усиливает воздействие. В данный момент, на таком сочетании работают такие приборы: «Фоторон», «Люзар-МП», «Родник-1» и т.д.

$A_2 = a_{63} * a_{71}$  (Мануальная терапия + любимая музыка пациента) - система лечения, воздействия чаще всего при помощи рук. Метод чаще всего используется для восстановления подвижности отдельных позвоночных двигательных сегментов.

$A_3 = a_{12} * a_{31}$  (ПеМП+ИК) - использование низкоэнергетического инфракрасного излучения и переменного магнитного поля для лечения сахарного диабета. Сочетание таких компонентов способствует восстановлению.

$A_4 = a_{16} * a_{12}$  (БеМП+ПеМП) – целесообразно и эффективно использовать БеМП и ПеМП в комплексном лечении больных бронхиальной астмой.

$A_5 = a_{27} * a_{44}$  (магнитотерапия+минеральные воды) - сочетание магнитотерапии и акватерапии. В данном аквамагнитотерапевтическом комплексе заложено регулирование целого ряда параметров: подбор оптимального температурного режима, выбор растворов воздействия(минеральные воды) примером такого сочетания служит прибор «АкваСПОК».

$A_6 = a_{33} * a_{62}$  (ультразвук + массаж) – метод, предназначенный для лечения ультразвуковыми колебаниями. В основе лечебного действия лежит способность ультразвука выполнять микро массаж тканей и отдельных клеток. Примером такого сочетания служит прибор «Стриж» - аппарат высокочастотной ультразвуковой терапии.

$A_7 = a_{27} * a_{61}$  (магнитотерапия + вибротерапия) - магнитовиброакустическое воздействие на организм человека в стационарных условиях с целью профилактики и лечения различных органов и систем. Пример такого сочетания «Магофон-01»

$A_8 = a_{26} * a_{46}$  (индуктотермия + тепло) – сочетание переменного высокочастотного электромагнитного поля с теплом. Определенные участки тела нагреваются. Индуктотермия приводит к расширению сосудов, тормозит процессы возбуждения в ЦНС, нормализует нарушенный процесс обмена веществ. Для проведения лечения применяются следующие аппараты: ДКВ-1, ДКВ-2, ИКВ-4. С той же целью могут быть использованы аппараты для УВЧ-терапии при частоте 27, 12 МГц.

$A_9 = a_{51} * a_{46} * a_{71}$  (лечебные грязи + тепло + любимая музыка пациента) – под влиянием теплового фактора в области воздействия наблюдается соответствующее силе температурного раздражения расширение сосудов, ускорение кровотока в них, повышение температуры в подлежащих тканях и обусловленное этим ускорение обмен-

ных процессов, изменение диффузии и проницаемости. Рекомендуется также особое внимание уделить атмосфере процедуры. Любимая музыка пациента расслабит и даст почувствовать ему комфорт и удовлетворение от процедуры.

$A_{10} = a_{42} * a_{52} * a_{46} * a_{73}$  (**местные ванны + тепло + пение птиц**) – физиологическое воздействие нагретого песка, основано на тепловом эффекте и механическом раздражении кожных рецепторов его острыми крупинками. Лечение песком проводят в виде местных ванн. Звуки природы, как на примере данного сочетания: пение птиц, позволяют быть пациенту в гармонии с самим собой. Ощущения отдыха гарантированы.

$A_{11} = a_{62} * a_{76}$  (**массаж + ароматерапия**) – терапевтические возможности ароматерапии во многом обусловлены хорошим проникновением эфирных масел через кожу и быстрым попаданием в систему кровообращения. Наиболее часто эфирные масла используют при общем или местном массаже. Для каждого больного подбирается своя композиция эфирных масел.

Анализ определенных сочетаний позволил выявить ниже перечисленные методы, не имеющие в настоящее время аппаратной реализации.

$A_1 = a_{61} * a_{43} * a_{11} * a_{71}$  (**ПМП + вибротерапия + струя воды + любимая музыка пациента**) – с использованием лабильной методики. В такой методике осуществляется постоянное перемещение вибротода (например, струи воды).

$A_2 = a_{61} * a_{52}$  (**вибротерапия + вид теплового лечения (песком)**) – вибротерапию можно назначать в комплексе с тепловым лечением. В данном случае частицы песка оказывают воздействие на различные участки человека. Это можно осуществить в вибраторе с различными насадками.

$A_3 = a_{33} * a_{62}$  (**ультразвук и вакуумный массаж**) – комбинированный физиотерапевтический аппарат, позволяет проводить ряд процедур. Может применяться при отеках. Ультразвуком можно улучшать циркуляцию крови, а массаж так же будет способствовать терапии.

Анализ вышеперечисленных сочетаний воздействия показал, что для ряда из них не разработаны соответствующие комплексы, хотя не исключена высокая эффективность их применения.

Для повышения эффективности физиотерапии предложено дополнить данную концепцию введением психофизического воздействия, тренинга для активных пациентов и контролем утомляемости от процедуры. В качестве активных рассматриваются пациенты, имеющие возможность выполнять в процессе сеанса физиотерапии задания, связанные с напряжением и расслаблением мышц, а также проходить тесты на утомляемость. Содержание тестов определяется индивидуальными особенностями пациента.

Таким образом, на основе анализа сочетаний методов физиотерапии предложен ряд вариантов комплексной терапии, эффективность каждого из которых, возможно, выше, чем воздействие отдельными факторами. Такой последовательный перебор вариантов позволяет полностью охватить все возможные сочетания и усовершенствовать систематизацию исследований в области многофакторной физиотерапии.

#### Список литературы

1. Улащик В.С. Физиотерапия. Универсальная медицинская энциклопедия. – Мн.: Книжный дом, 2008. – 640 с.
2. Улащик В.С. Большой справочник физиотерапевта. - Мн.: Интерпрессервис, Книжный Дом, 2012. - 640 с.
3. Зайцева Е.Г., Грабцевич Е.В. Анализ и синтез методов многофакторной физиотерапии с помощью морфологических карт - В кн.: 5-я Международная научно-техническая конференция «Новые направления развития приборостроения» Минск, БНТУ, 2012, с.99

## ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕСТОВ ДЛЯ АНАЛИЗА ЗРИТЕЛЬНОЙ УТОМЛЯЕМОСТИ ПАЦИЕНТА

М.С. НАСАНОВИЧ<sup>1</sup>, И.Г. СИНИЦЫН<sup>1</sup>, Д.А. МЕЛЬНИЧЕНКО<sup>2</sup>, Е.Г. ЗАЙЦЕВА<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Белорусский национальный технический университет  
пр-т Независимости, 65, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
lai.m@mail.ru

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
ynkus@tut.by

The possibility to use the tests to monitor the status of the visual fatigue patients in the rehabilitation is processed. The technique and results of the experiment is given.

В настоящее время наблюдается рост нагрузки на зрительный анализатор человека. В значительной мере это связано с все более широким распространением устройств визуализации, использующих методы стереоскопии. Основной их недостаток состоит в неестественном режиме восприятия изображений, так как, в отличие от обычных условий наблюдения, имеет место расхождение расстояний аккомодации (фокусировка глаза на объект) и конвергенции (поворот оптических осей глаз с пересечением на объекте). При восприятии стереоскопического изображения хрусталик фокусируется на плоскость экрана. В это время сигнал от мышцы, сжимающей по периметру и соответственно искривляющей хрусталик, поступает в мозг, который принимает решение о расстоянии до объекта. В то же время оптические оси глаз пересекают «свои» точки изображения на экране и сами пересекаются за или перед плоскостью экрана. Процесс поворота глазных яблок осуществляется прямыми и косыми мышцами глазного яблока. Сигнал от этих мышц тоже поступает в мозг для принятия решения о расстоянии до объекта. Но, так как пересечение осей глазных яблок происходит не в плоскости экрана, и расстояния аккомодации и конвергенции не совпадают, то создаются неестественные условия для работы мозга и возникает чувство дискомфорта, иногда болевые ощущения. Особенно этот эффект интенсивен при просмотре близко расположенных изображений (на мониторе компьютера или телевизора).

В ходе разработки методики количественной оценки степени утомления при просмотре стереоизображений были решены следующие задачи [1]:

- выбор тестовых изображений;
- разделение влияния разноцветности и стереоскопии;
- выбор диапазона стереоскопии и времени предъявления изображений;
- выбор тестов для оценки утомляемости;
- контроль факторов условий эксперимента (расстояние, освещенность, яркость изображения).

В качестве тестовых изображений были выбраны радиальная мира, таблица Сивцева для проверки зрения и изображение из трех триад кругов разных диаметров. В качестве тестов для оценки и утомляемости за счет поступления на сетчатку глаз разных по цвету изображений, запланированы эксперименты, где тестовыми изображениями являются три вышеупомянутых черно-белых изображения. Чтобы оценить суммарное неблагоприятное воздействие, были разработаны тестовые изображения такого же содержания, но в виде двухцветных стереопар, причем

расстояние между разноцветными элементами стереопар варьировалось, чтобы обеспечить различные расстояния конвергенции при сохранении постоянного расстояния аккомодации, равного расстоянию от наблюдателя до дисплея.

Различные значения разности расстояний конвергенции и аккомодации в этих изображениях позволят оценить ее влияние на степень утомления зрителя. Были запланированы эксперименты с разной длительностью предъявления тестовых изображений, что позволит оценить влияние времени предъявления изображений на утомляемость.

Для исследования утомляемости были выбраны методы, позволяющие оценить устойчивость и концентрацию внимания (тест «Перепутанные линии»), скорость и подвижность зрительных и сенсомоторных реакций (тесты «Появляющиеся шары» и «Цветовая гамма»), как наиболее полно соответствующие особенностям предъявляемых изображений и механизмам возникновения зрительного утомления в нервной системе человека.

Методика проведения экспериментов по проверке утомляемости зрительного анализатора человека при наблюдении стереоскопического анаглифного изображения включала 2 этапа. В первой серии экспериментов экспертам предъявляли плоские черно-белые изображения, чтобы оценить утомляемость от наблюдения через очки с разноцветными фильтрами. Во второй серии предъявляли стереопары с разной степенью смещения элементов стереопары для левого и правого глаза, что позволяло имитировать наблюдение разно удаленных от плоскости экрана объектов. Вторая серия позволяла оценивать утомление от суммарного воздействия стереоэффекта и очков с разноцветными фильтрами.

Эксперименты первой серии показали, что по согласно тесту «Цветная гамма» просмотр плоских картинок снижает скорость реагирования на цвета, так как реакция экспертов упала на 3.7%. После проведения исследования по тесту «Сенсомоторная реакция», реакция экспертов на зеленые и красные круги, которые появлялись на экране, снизилась на 4.63%. Но результаты оказались неоднозначными. Результат почти не изменился (-0.02%) у экспертов, имеющих хорошее зрение, и у экспертов мужского пола снижение оказалось незначительным (-1.3%). Результаты теста «Перепутанные линии» улучшились на 40%.

Эксперименты второй серии показали, что по согласно тесту «Цветная гамма» просмотр стереоизображений уменьшает скорость реагирования на цвета, так как реакция эксперта упала на 2,97%. Это же можно сказать после проведения исследования по тесту «Сенсомоторная реакция». После просмотра презентаций, реакция экспертов на зеленые и красные круги, которые появлялись на экране, снизилась на 5,46 %. Что касается теста «Перепутанные линии», результаты оказались неоднозначны. У 45 % опрошенных количество правильно проведенных линий увеличилось, у 27.5% – уменьшилось, а у остальных студентов вовсе не изменились показатели. Это свидетельствует о том, что тест оказался слишком сложным для выполнения, и при его повторном выполнении происходило обучение.

Анализ результатов эксперимента позволяет сделать следующие выводы.

1. Просмотр на дисплее тестовых изображений вызывает утомление зрения и нервной системы, уменьшая быстроту реакции.
2. Основной вклад в утомление вносит использование при просмотре разноцветных фильтров

Данная методика может быть использована в более широких рамках, например, при проверке динамики изменения степени утомляемости пациента в процессе проведения комплекса оздоровительных процедур.

### Список литературы

1. Зайцева Е.Г., Мельниченко Д.А. Сеницын И.Г., Насанович М.С. Разработка методики исследования степени утомляемости при просмотре стереоизображений - В кн.: Материалы 10 -й Международной научно-технической конференции «Наука – образованию, производству, экономике». Т. 2 – Мн.: БНТУ, 2012, с.201.

УДК 615.844.4

## **ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕДИКАМЕНТОЗНОГО И ВЕГЕТАТИВНОГО РЕЗОНАНСНОГО ТЕСТИРОВАНИЯ**

В.М. БЕЛОВ<sup>1</sup>, В.А. САВАСТЕНКО<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Белорусский государственный университет транспорта  
ул. Кирова, 34, г. Гомель, 246653, Республика Беларусь  
belov46@mail.ru*

Показано, что препараты, используемые для медикаментозного и вегетативного резонансного тестирования, обладают статическим электрическим зарядом. В момент подключения препарата этот заряд порождает в измерительном контуре экспоненциальный импульс, кратковременно возбуждающий спектр частот, действующих совместно с микротоком прибора на биологически активную точку.

Ключевые слова: медикаментозное и вегетативное резонансное тестирование, электрический заряд, экспоненциально спадающий импульс.

Медикаментозное тестирование, предложенное Р. Фоллем в 1954 г. основано на изменении показателей электропунктурной диагностики (ЭПД) при нахождении медикаментов в измерительном контуре, либо на расстоянии до 5 мм от контура. Позднее, в 1978 г., Х. Шиммелем был разработан вегетативный резонансный тест (ВРТ), суть которого заключается в регистрации изменений электропунктурных показателей воспроизводимой биологически активной точки (БАТ) при внесении в контур измерения гомеопатических тест – препаратов. Эти изменения связывают с наличием или отсутствием у пациента тех или иных нарушений в работе различных органов и систем с указанием их причины: бактерии, вирусы, грибки и т.д. [1]

В объяснение метода авторами положено фундаментальное свойство биологических систем – их колебательная природа. Доказательств существования электромагнитных колебаний, порождаемых различными химическими соединениями, нозодами и органопрепаратами, кроме их теплового излучения, до настоящего времени никем не предоставлено.

В настоящей работе предпринята попытка найти объяснение существующему феномену в рамках физической теории. Для диагностики по методу ВРТ применяются тест – кассеты, содержащие электронные копии гомеопатических препаратов. Установлено, что в тест - кассетах фирмы ИМЕДИС (г. Москва), в каждой ячейке содержится завернутая в алюминиевую фольгу гомеопатическая крупка, на которую, по утверждению производителя, был осуществлен «энерго-информационный» перенос свойств различных химических соединений, органопрепаратов и нозодов, т.е. в каждой конкретной ячейке «записана» информация о свойствах гомеопатических пропотенцированных



препаратов. Для проведения исследований нами была собрана классическая схема прибора Фолля и проанализирован спектр колебаний в диапазоне частот от 5 Гц до 200 кГц. Чувствительность селективного усилителя составляла 1,0 мкВ. С помощью электрометрического универсального вольтметра В7Э-42 были измерены заряды и потенциалы относительно Земли каждой ячейки тест-кассеты фирмы ИМЕДИС, а также дистиллированной воды, раствора аскорбиновой кислоты в дистиллированной воде и ее 20 кратного разведения.

Табл. 1. Значения электрических зарядов ячеек тест-кассеты с электронными копиями гомео- патических препаратов, а также дистиллированной воды и раствора аскорбиновой кислоты

Ячейка	$Q, 10^{-9}$ Кл	Ячейка	$Q, 10^{-9}$ Кл	Ячейка	$Q, 10^{-9}$ Кл
Эпифиз D26 1	- 1,21	Кисл. щавел. D30	+ 1,53	Цинк мет. D12	+ 0,61
Эпифиз D26 2	- 0,91	Кремн. кисл. D60	- 3,89	Цинк мет. D26	+0,37
Эпифиз D26 3	- 1,35	Туя D30	+ 1,36	Хром мет. D2000	+0,50
Эпифиз D26 4	- 0,26	Туя D200	+ 1,25	Медь мет. D200	+ 0,80
Дистил. вода 1	- 2,46	Кисл. мурав. D6	+ 0,31	Псоринум D32-3	+ 0,62
Дистил. вода 2	+ 2,63	Аскорб. кислота	- 0,18	Мандрагора D30	+ 0,38
Лития карб. D60	+ 1,23	Аскорб. кислота D20	- 0,20	Мандрагора D60	+ 0,53
Лития карб. D30	+0,61	Лимф. фолл. D200	+ 0,93	Таламус D6-1	+0,98

Анализ данных, приведенных в табл. 1, показывает наличие в ячейках тест-кассеты различных по величине и знаку статических зарядов. Отсюда следует, что при изготовлении кассет происходит дозированный перенос заряда одного из знаков в каждую ячейку. При отсутствии в измерительном контуре ячеек тест – кассет и при их длительном подключении в измерительном контуре прибора Фолля наблюдаются одни и те же частоты, совпадающие, либо кратные наиболее характерным индустриальным помехам, а также свойственные самому контуру измерения. В момент подключения ячейки тест-кассеты к измерительному контуру прибора Фолля наблюдается кратковременный экспоненциально спадающий импульс, длительность и амплитуда которого различна для различных ячеек.

Проведенные нами исследования позволяют сделать следующие выводы:

- 1) аллопатические и гомеопатические препараты, а также их электронные копии:
  - не испускают никакого электромагнитного излучения, кроме теплового;
  - имеют определенный статический электрический заряд.
- 2) при включении в измерительный контур аллопатических и гомеопатических препаратов и их электронных копий возникает явление перетекания их статического заряда в измерительный контур прибора, что в соответствии с преобразованием Фурье создает спектр частот, который совместно с микротоком прибора кратковременно воздействует на БАТ, вызывая реакцию живого организма, которая фиксируется прибором Фолля.

#### Список литературы

1. Самохин А.В., Готовский Ю.В. Практическая электропунктура по методу Р.Фолля . М., 2006.

## ВЛИЯНИЕ МЕЖЭЛЕКТРОДНОГО РАССТОЯНИЯ НА ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ

А.Н. ОСИПОВ, В.М. БОНДАРИК, Д.Ф. КУЗНЕЦОВ

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
osipov@bsuir.by

Представлены экспериментальные данные зависимостей средней амплитуды и энергии ЭМГ-сигналов от расстояния между электродами. Установлено, что изменение межэлектродного расстояния оказывает влияние на зарегистрированный ЭМГ-сигнал мышцы *m. gastrocnemius medialis*.

*Ключевые слова:* электромиография, поверхностные электроды, амплитуда электромиограммы, энергия электромиограммы.

В настоящее время в функциональной диагностике широкое распространение получила электромиография (ЭМГ) с применением различных методов обработки полученных данных. Однако в литературе отсутствуют сравнительные результаты исследований поверхностных ЭМГ-сигналов, полученных при различных конструктивных параметрах электродов. Целью данной работы стало изучение влияния расстояния между электродами на энергетические характеристики ЭМГ-сигнала.

Для регистрации биоэлектрической активности использовался аппаратно-программный комплекс, который включал в себя блок электродов, блок усилителя, модуль ввода-вывода аналоговых сигналов, компьютер со специальным программным обеспечением. Используемое программное обеспечение, позволяло обрабатывать ЭМГ в режиме реального времени, рассчитывать параметры и значений средних амплитуд и мощности сигнала [1].

В исследовании приняли участие в качестве испытуемых 17 мужчин (в возрасте от 18 до 23 лет). Исследования проводились в области задней поверхности голени (проекция икроножной мышцы *m. gastrocnemius medialis*) по приведенной ниже методике.

В используемой системе для исследования влияния расстояния между электродами на параметры ЭМГ-сигнала межэлектродное расстояние варьировалось от 5 до 30 мм при неизменной площади электродов. Электроды располагались вертикально вдоль двигательных единиц исследуемой мышцы и фиксировались жгутами.

Биоэлектрическая активность мышцы *m. gastrocnemius medialis* регистрировалась при ее максимальном произвольном концентрическом напряжении. Тестовое движение выполнялось по следующему алгоритму:

- сокращение мышцы за  $1,5 \pm 0,5$  с;
- удержание мышцы в состоянии максимального сокращения в течение  $4,0 \pm 0,5$  с;
- расслабление мышцы за  $1,5 \pm 0,5$  с.

Экспериментальные данные передавались в компьютер и сохранялись в базе данных. Затем производился анализ результатов, поиск закономерностей между энергетическими характеристиками сигналов и параметрами электродов.

Поскольку амплитуда и мощность полученных электромиограмм у испытуемых имели вариативный характер, обусловленный индивидуальными физическими данными, для повышения наглядности результатов анализа экспериментальных данных была

выполнена их нормализация. Максимальное значение амплитуды ( $A_{max}$ ) и мощности ( $E_{max}$ ) в полученных электромиограммах наблюдались при межэлектродном расстоянии 30 мм. Относительно данных значений рассчитывались оставшиеся значения параметров. Нормализация данных выполнялась по формулам:

$$A_{норм} = \frac{A_{cp}}{A_{max}}, \quad (1)$$

$$E_{норм} = \frac{E_{cp}}{E_{max}}, \quad (2)$$

где  $A_{cp}$ ,  $E_{cp}$  – средняя амплитуда спектральных отсчетов при максимуме сокращения мышцы и среднее значение мощности для зарегистрированных сигналов.

Количественное исследование средней амплитуды ЭМГ-сигнала мышцы *m. gastrocnemius medialis* показало, что увеличение межэлектродного расстояния с 5 мм до 30 мм приводит к практически линейному росту амплитуды ЭМГ-сигнала примерно в 1,6 раза (рис. 1, а). При увеличении расстояния между электродами в исследуемом диапазоне средняя мощность ЭМГ-сигнала растет, как и следовало ожидать, квадратично, (рис. 1, б) и возрастает примерно в 2,6 раза.

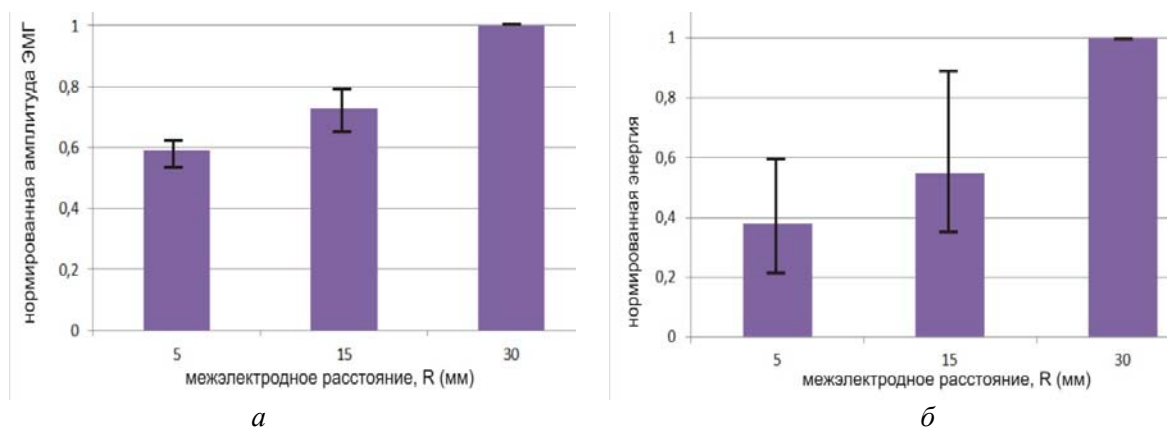


Рис. 1. Изменение средней амплитуды выраженной в нормированных единицах  $A_{норм}$  (а) и средней энергии выраженной в нормированных единицах  $E_{норм}$  (б) в зависимости от межэлектродного расстояния для ЭМГ-сигнала мышцы *m. gastrocnemius medialis*

Проводимость мышечных тканей обусловлена сложнейшими биохимическими и биофизическими процессами. Линейность полученной зависимости амплитуды ЭМГ-сигнала от расстояния между электродами позволяет считать, что в рассмотренном интервале мышечное волокно можно считать однородным проводником.

Выявленные закономерности позволили сделать вывод о том, что для повышения точности и объективности диагностических исследований методами поверхностной электромиографии необходимо контролировать межэлектродное расстояние.

Результаты исследований могут быть использованы при разработке новых методик регистрации электромиограмм и технических средств для их реализации.

#### Список литературы

1. Осипов А.Н., Давыдов М.В. / Докл. БГУИР. 2005. №3 (11). С. 53-58.

## ОЦЕНКА КОНТРАСТА СПЕКЛ-СТРУКТУРЫ СВЕТОВОГО ПОЛЯ ВНУТРИ МНОГОСЛОЙНОЙ ТКАНИ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА

Н.Д. АБРАМОВИЧ<sup>1</sup>, С.К. ДИК<sup>2</sup>, В.В. БАРУН<sup>3</sup>

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
<sup>1</sup>fitix@yandex.ru; <sup>2</sup>sdick@bsuir.by; <sup>3</sup>barun@dragon.bas-net.by*

Рассмотрена многослойная ткань кожи человека и проведена оценка контраста интерференционных пятен вне среды при широкой вариации ее структурных и биофизических параметров. Расчеты проводились с использованием известных решений уравнения переноса излучения в биоткани и связи теории распространения света в рассеивающей среде с теорией когерентности. Обсуждены биофизические факторы, связанные с объемной концентрацией крови в дерме и степенью ее оксигенации, которые влияют на контраст спекл-структуры в дерме.

*Ключевые слова:* спекл-структура, биоткань, кожа человека, многократное рассеяние излучения, кровь, меланин, степень оксигенации, дерма.

В настоящее время спекл-структура рассеянного света используется и в научных, и в практических целях для определения различных характеристик биотканей, например, размеров ее частиц и скорости кровотока, для диагностики различных патологий и контроля эффективности терапии. В работе [1] предложен аналитический подход для описания некоторых параметров такой структуры, основанный на инженерных аппроксимациях решения уравнения переноса излучения в условиях многократного рассеяния. Изучены особенности формирования спеклов внутри биоткани и оценены их характерные размеры в макроскопически однородной среде. Показано [1], что в структуре можно выделить три различных линейных масштаба, связанных с характерными угловыми размерами индикатрисы среды. Однако реальные ткани практически всегда многослойны, а спекл-картину наблюдают, как правило, вне среды в отраженном или рассеянном назад свете.

Аналитическая методика расчета характеристик интерференционной картины, формируемой многократно рассеянным светом в многослойной биологической ткани типа кожи человека на длинах волн видимого и ближнего ИК диапазонов спектра при облучении лазером описана в работе [2].

Выполненные в данной работе исследования базируются, кроме того, на оптической модели ткани кожи [3, 4]. Рассмотрена ткань, состоящая из трех макроскопически однородных слоев. Модель включает задание геометрических толщин слоев кожи  $d_j$  (индексы  $j = 0, 1$  и  $2$  обозначают соответственно роговой слой, эпидермис и дерму) и биофизических параметров ткани – объемных концентраций меланина в эпидермисе  $C_m$  и кровеносных капилляров в дерме  $C_v$  (долей объема, занимаемых соответствующим хромофором), а также степени оксигенации крови  $S$ , равной, по определению, отношению концентрации оксигемоглобина к полному гемоглобину. Рассчитываются [5] показатели поглощения  $\mu_{aj}$  и ослабления  $\mu_{ej}$ , а также индикатрисы рассеяния или их интегральные параметры, необходимые для вычислений по методике [1]. Дерму полагаем полубесконечным (в оптическом плане) слоем. Показатели  $\mu_{a1,2}$  можно варьировать путем изменения как длины волны освещающего пучка, так объемных концентраций поглотителей – соответственно меланина и дериватов гемоглобина крови. Таким образом,

модель среды дает прямую связь между биофизическими и оптическими параметрами ткани. Последние определяют характеристики светового поля в среде.

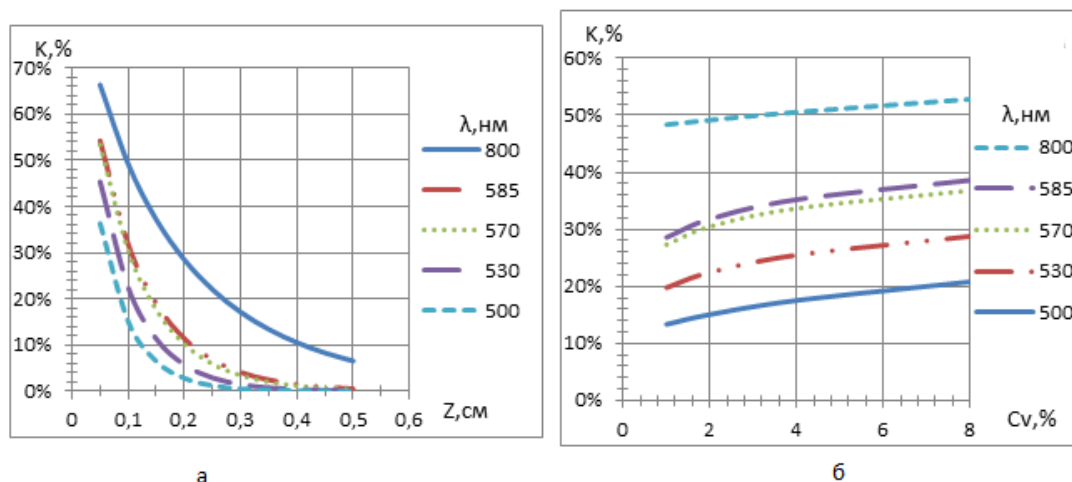


Рис. 1. Зависимость контраста спекл-структуры  $K$  на различных частотах от: геометрической толщины слоя кожи  $Z$  при  $C_v=2\%$  (а); объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме  $C_v$  при  $Z=100$  мкм (б)

Стоит отметить, что на рис. 1 контраст спекл-структуры на данных частотах не зависит от степени оксигенации крови  $S$ . При увеличении толщины слоя кожи  $Z$  контраст  $K$  падает значительно. Если же происходит увеличение процента объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме  $C_v$ , то контраст спекл-структуры увеличивается незначительно, в пределах 5 %. Расчеты показали, что значения  $S_m$  практически не влияют ни на характерные размеры спеклов в дерме, ни на их контраст, а также, что крупные спеклы, формируемые при интерференции практически параллельного пучка прямого света, образуются только в роговом слое. В эпидермисе характерные размеры спеклов малы, а в дерме – мелкомасштабная спекл-структура. В дальнейшем планируется развитие полученных результатов на случай подвижных рассеивателей.

#### Список литературы

1. Иванов А. П., Кацев И. Л. // О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным излучением // Квант. электрон. 2005. Т. 35, № 7. С. 670–674.
2. Абрамович, Н.Д. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями /, Н.Д. Абрамович, В.В. Барун, С.К. Дик и др. // V Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине» – Троицк, 2012 – Т1-С. 212-214.
3. Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review. Physics Medicine Biology. 2013. Vol. 58, No. 1. Pp. R37–R61.
4. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд-во Саратовского гос. ун-та, 1998.
5. Барун В.В., Иванов А.П. // Тепловое воздействие короткого импульса света на биологические ткани. I. Оптико-теплофизическая модель // Биофизика. 2004. Т. 49, № 6. С. 1125–1133.

## МНОГОКАНАЛЬНАЯ СИСТЕМА УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАНИРОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ И МНОГОФАЗНЫХ ОБЪЕКТОВ

М.Г. ФАЗЛЫЙЯХМАТОВ, Н.Ф. КАШАПОВ

*Казанский (Приволжский) федеральный университет  
ул. Кремлёвская, 18, г. Казань, 420008, Российская Федерация  
mfazlyjy@kpfu.ru*

В рамках проведённых исследований была разработана многоканальная система ультразвукового сканирования, построенная на современной элементной базе. Предложена и реализована структурная схема системы. Разработанная аппаратура является частью многоканальной системы ультразвукового зондирования на фазированных решётках и способна работать с двумерными матрицами пьезоэлектрических преобразователей.

*Ключевые слова:* многоканальная система, фазированная решётка, двумерный датчик, ультразвуковая диагностика.

В настоящее время неинвазивные методы занимают основное место в клинической диагностике. В их числе и ультразвуковая диагностика. Однако, качество получаемого при ультразвуковом исследовании изображения ещё далеко от совершенства, и интерпретация такого изображения требует от врача-диагноста значительного опыта и знаний.

Одним из ключевых направлений развития аппаратуры ультразвуковой диагностики, а также дефектоскопии являются многоканальные системы [1].

В работе [2] в качестве метода сканирования было предложено фазированное электронное сканирование, а в качестве датчика двумерная матрица пьезоэлектрических преобразователей, представляющая собой фазированную решётку.

Основными преимуществами данного метода и предлагаемого датчика является возможность сканирования сразу в трёх координатах пространства при сохранении датчика неподвижным в исходном положении. Это достигается путём управления посредством программного обеспечения на компьютере амплитуды, фазы, а также временной задержки возбуждающих импульсов на каждом пьезоэлементе в многоэлементном преобразователе. Таким образом, происходит управление такими параметрами ультразвукового луча, как угол ввода, фокусное расстояние, размер фокусного пятна. В результате все ультразвуковые лучи фокусируются в определённой точке исследуемого объекта.

Большинство современных дефектоскопов имеют высокую цену и в связи с этим ограниченную область применения [1]. В связи с этим актуальной является задача разработки более дешёвого отечественного прибора для ультразвуковой диагностики биологических объектов, а также и для других областей применения, в частности, для дефектоскопии.

В данной работе предложена структурная схема системы ультразвукового зондирования (рис. 1). Система работает под управлением компьютера и ПЛИС. Связь компьютера и ПЛИС производится через USB-интерфейс.

Блок формирования луча и блок формирователя импульсов являются передающей частью системы. Блок формирования луча формирует задержки импульсов для каждого канала ультразвукового преобразователя.

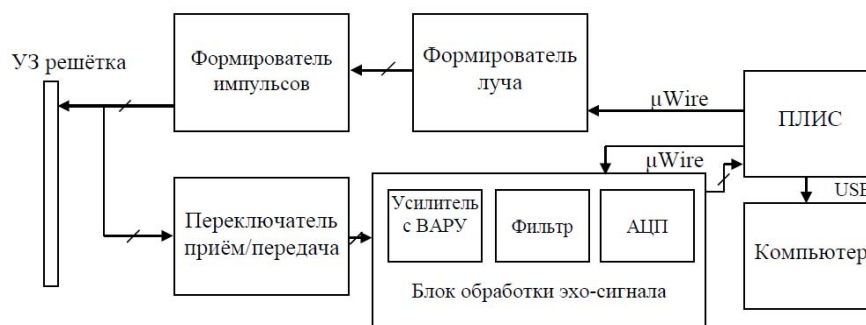


Рис. 1. Структурная схема ультразвуковой системы зондирования

Формирователь импульсов подаёт на ультразвуковые преобразователи импульс амплитудой до 50В с заданной длительностью и задержкой. В ультразвуковых преобразователях электрические импульсы преобразуются в механические упругие колебания с частотой, равной резонансной частоте пьезопреобразователя.

Отражённые от неоднородностей исследуемой среды ультразвуковые колебания возвращаются на ультразвуковые преобразователи и преобразуется обратно в электрические импульсы. Сигнал от ультразвуковых преобразователей поступает на переключатель приём/передача, необходимый для защиты высокочувствительных цепей усиления и оцифровки от высоковольтных импульсов зондирования.

Далее принятый эхо-сигнал поступает в приёмную часть системы. Приёмная часть состоит из усилителя с ВАРУ (временная регулировка усиления), фильтра и АЦП.

ПЛИС задаёт параметры, а также осуществляет приём высокоскоростного потока данных с АЦП, первичную обработку принятых данных и передачу данных на компьютер. Компьютер управляет работой всей системы, проводит вторичную обработку принятых данных и отображает результаты на экране.

На рис. 2, а представлена фотография разработанного прибора ультразвукового зондирования, а на рис. 2, б – пользовательский интерфейс программного обеспечения.

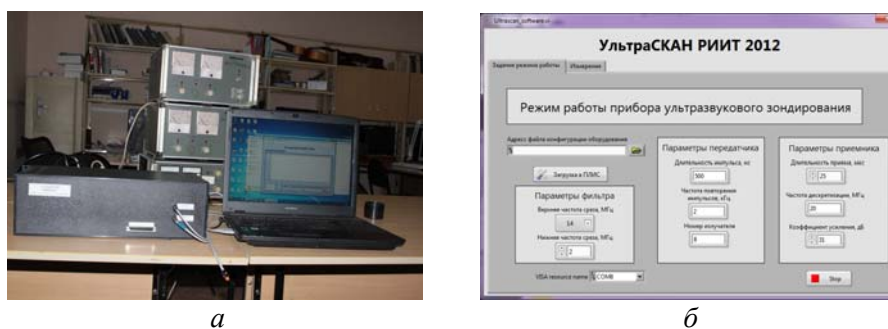


Рис. 2. Фотография прибора ультразвукового зондирования (а) и пользовательский интерфейс программного обеспечения (б)

#### Список литературы

1. Евдокимов Ю.К., Сагдиев Р.К., Фазлыяхматов М.Г. и др. // Сб. тез. докл. междунар. науч.-техн. конф. «Нигматуллинские чтения-2013», Казань, 19 – 21 ноября 2013 г. С. 134-137.
2. Кашапов Н.Ф., Фазлыяхматов М.Г. // Сб. статей III науч.-техн. конф. «Низкотемпературная плазма в процессах нанесения функциональных покрытий», Казань, 13 – 17 ноября 2011 г. С. 97-101.

## ИССЛЕДОВАНИЕ ГЛУБИНЫ ПРОНИКНОВЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ ЕМКОСТНОГО ДАТЧИКА ВСТРЕЧНО-ШТЫРЕВОГО ТИПА ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ УВЛАЖНЕННОСТИ ТЕСТОВОГО ОБРАЗЦА

А.М. ВОРОБЕЙ, Т.С. БОБРОВА, Ю.Г. ТЕРПИЛОВСКАЯ, Д.В. РЫМАРЕВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
vorobeianna@tut.by*

В настоящем докладе представлено экспериментальное исследование глубины проникновения электрического поля емкостных датчиков встречно-штыревого типа, а также выполнен сравнительный анализ полученных экспериментальных результатов с результатами моделирования в программной среде COMSOL Multiphysics.

*Ключевые слова:* электрическая емкость, емкостной датчик встречно-штыревого типа.

Потоотделительные реакции в течение многих лет успешно используются в медицинской практике при диагностике ряда заболеваний [1]. Следовательно, измерение количества и интенсивности потоотделения является актуальным вопросом в клинической практике и спортивной медицине.

На основе анализа существующих методов и технических средств измерения влажности кожи и потоотделения человека для оценки количества выделенного пота выбран *емкостной метод*, так как он не требует прямого контакта электродов с кожей (отсутствуют гальванический ток и поляризационные эффекты), что является безопасным и более объективным методом по сравнению с импедансометрией.

По результатам моделирования в промышленных условиях изготовлены два емкостных датчика встречно-штыревой конструкции (датчики 640x7000 и 1000x11700) с различными геометрическими параметрами [2]. С целью объективизации диагностики потоотделения человека с помощью изготовленных емкостных датчиков проведено программное и экспериментальное исследование глубины проникновения электрического поля (расстояние, на котором напряженность электрического поля уменьшается в  $e$  раз) данных датчиков.

Методика оценки глубины проникновения электрического поля емкостного датчика предусматривает следующие этапы:

1. Измерение электрической емкости (единица измерения – пФ) датчика в зависимости от помещенного на него целлюлозного образца, пропитанного физиологическим раствором (электрическая емкость системы «*электроды датчика + диэлектрическое покрытие + целлюлозный образец + раствор*»).

2. Размещение слоя полиэтиленовой пленки между целлюлозным образцом и электродами датчика.

3. Измерение электрической емкости датчика в зависимости от помещенного на него целлюлозного образца при  $i$ -м слое пленки (электрическая емкость системы «*электроды датчика + диэлектрическое покрытие + пленка + целлюлозный образец + раствор*»).

В данном эксперименте использована полиэтиленовая пленка толщиной 35 мкм (ГОСТ 25951-83). При измерении электрической емкости исследуемой системы целлюлозный образец (толщина 190 мкм) располагался непосредственно на пленке под по-



стоянным давлением (около 1,5 Н) специального пружинного механизма. Продолжительность одного эксперимента составила 10 минут. Количество проведенных экспериментов равнялось пяти.

В соответствии с приведенной методикой проведено исследование глубины проникновения электрического поля для емкостных датчиков 640x7000 и 1000x11700. Результаты экспериментов представлены в табл. 1.

Табл. 1. Среднее значение ( $\bar{x}$ ) и стандартное отклонение ( $\sigma$ ) электрической емкости датчика в зависимости от количества слоев полиэтиленовой пленки (толщина каждой пленки – 35 мкм) для двух типоразмеров датчиков (640x7000 и 1000x11700)

Количество слоев пленки (толщина h, мкм)	Датчик 640x7000		Датчик 1000x11700	
	Емкость C, пФ			
	среднее значение ( $\bar{x}$ )	стандартное отклонение ( $\sigma$ )	среднее значение ( $\bar{x}$ )	стандартное отклонение ( $\sigma$ )
1 (0)	32,7	1,2	46,1	2,6
2 (35)	5,0	0,3	15,9	3,1
3 (70)	3,8	0,3	6,3	0,2
4 (105)	3,5	0,2	5,2	0,1
5 (140)	3,3	0,2	4,9	0,1
6 (175)	3,2	0,3	4,7	0,2
7 (210)	2,9	0,3	4,5	0,2
8 (245)	–	–	4,3	0,2

Из вышепредставленной таблицы видно, что для двух емкостных датчиков наблюдается резкое снижение значений электрической емкости уже с использования первого слоя пленки: для датчика 640x7000 уменьшение электрической емкости составило 84,7%, для датчика 1000x11700 – 65,5%. При количестве слоев пленки от 3 до 5 для датчика 640x7000 отмечается незначительное изменение электрической емкости – от 3,8 пФ до 3,3 пФ соответственно. У датчика 1000x11700 с увеличением количества слоев пленки от 5 до 8 изменение электрической емкости осуществляется в пределах от 4,9 пФ до 4,3 пФ. Следовательно, можно предположить, что для датчика 640x7000 глубина проникновения электрического поля составляет 70-140 мкм, для датчика 1000x11700 – 140-245 мкм.

Моделирование в программной среде COMSOL Multiphysics показало, что глубина проникновения электрического поля для датчика 640x7000 составляет 150 мкм, для датчика 1000x11700 – 300 мкм. Отклонение экспериментальных данных от результатов моделирования составило в среднем 30% для датчика 640x7000 и 35,8% – для датчика 1000x11700.

Анализируя полученные результаты, можно говорить о возможности использования изготовленных емкостных датчиков встречно-штыревого типа для оценки количества и интенсивности потоотделения человека.

#### Список литературы

1. Панкратов В.Г. Дерматология : учеб. пособие. Минск, 2012.
2. Воробей А.М., Рымарев Д.В., Потапов А.Л. и др. // Докл. БГУИР. 2013. №6 (76). С. 24-30.

## АКУСТОЭЛЕКТРОННАЯ ДИАГНОСТИКА ПАРАМЕТРОВ ГЕМОСТАЗА

В.М. БОНДАРИК, П.В. КАМЛАЧ, А.А. УШАКОВА

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
bondarik@bsuir.by, kamlach@ya.ru*

Разработаны оригинальные методики акустоэлектронного исследования параметров гемостаза, позволяющие определить активированное частичное тромбопластиновое время и протромбиновое время для выявления патологий системы гемостаза, на основании которых установлена новая зависимость амплитудно-частотных характеристик акустических колебаний с плазмой и со сгустком крови.

*Ключевые слова:* гемостаз, протромбиновое время, активированное частичное тромбопластиновое время, ультразвук, коагулометр.

Гемостаз – одна из основных функциональных систем, способствующих сохранению постоянства внутренней среды организма. Исследованию гемостаза в последние годы уделяется большое внимание: появляются новые диагностические методы, лекарственные препараты, схемы лечения больных. В то же время лабораторная практика в изучении системы гемостаза в нашей стране развивается недостаточно динамично. Необходимо разработка и применение методов и технических средств лабораторной диагностики, позволяющих упростить, автоматизировать и сократить время проведения исследований параметров гемостаза [1].

Мы считаем возможным применение акустоэлектронных методов для исследования параметров гемостаза.

Разработан лабораторный макет для контроля протромбинового (ПТВ) и активированного частичного тромбопластинового (АЧТВ) времен (рис. 1), включающий генератор Г4-102, двухлучевой осциллограф С1-75, ультразвуковые (УЗ) излучатель (1) и датчик (5), которые размещались на одной оси с противоположных сторон кюветы (2, 4) с исследуемой средой (плазмой) (3).

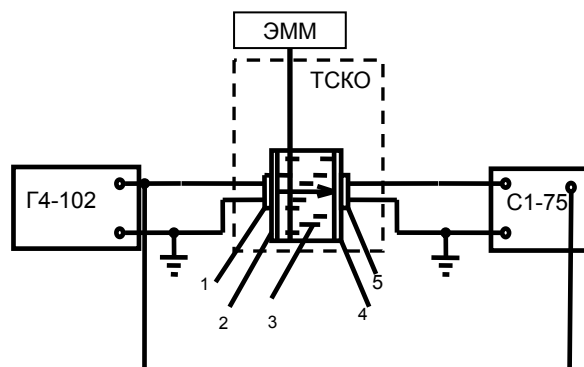


Рис. 1. Схема контроля затухания амплитуды ультразвука при исследовании параметров гемостаза:

- 1 – ультразвуковой излучатель; 2,4 – стенки кюветы; 3 – исследуемая среда;  
5 – ультразвуковой датчик; ЭММ – электрохимическая мешалка;  
ТСКО – термостатируемое кюветное отделение

При работе устройства контроля затухания амплитуды ультразвука электрический сигнал с генератора Г4-102 преобразовывался в акустический ультразвуковым излучателем (1) и проходил через стенки кюветы (2 и 4) с исследуемой средой (3). Акустический сигнал преобразовывался в электрический ультразвуковым датчиком (5), значение амплитуды сигнала фиксировалось на осциллографе С1-75.

Исследования проводились по двум разработанным методикам для определения АЧТВ и ПТВ с помощью ультразвуковых колебаний, основанных на стандартных методиках [2]. Для измерения АЧТВ использовался набор для определения АЧТВ К-350 (PZ Cormay S.A. (Польша)) и Calcium Chloride 0,025 М (HemosIL). Для измерения ПТВ использовался набор для определения протромбинового времени К-251 (PZ Cormay S.A. (Польша)). Для проведения исследований параметров гемостаза с помощью акустических колебаний была выбрана кювета серийных приборов отечественного производства № 20021 (ЗАО «СОЛАР»).

Проведено 23 исследования с плазмой крови различных групп и резус факторов. Среднее время образования сгустка в момент падения амплитуды на 20 % составило  $32 \pm 3$  с при измерении АЧТВ. Среднее время образования сгустка в момент падения амплитуды на 20 % составило  $13 \pm 1$  с при измерении ПТВ.

Для проверки достоверности результатов исследования параметров гемостаза с помощью ультразвука, предложено сравнить их с результатами аналогичных исследований на сертифицированном оборудовании.

Для верификации результатов исследований был выбран гемокоагулометр CGL 2110, реализующий турбидиметрический метод, т.к. в нем используются кюветы № 20021 (ЗАО «СОЛАР»), идентичные примененным в устройстве контроля затухания амплитуды ультразвука.

Для сравнительного анализа использовались образцы и реагенты из одной партии, исследования проводились в одном и том же помещении, при одних и тех же параметрах микроклимата. Разница в проведении исследований не превышала 5 минут.

Проведено по пять измерений АЧТВ и ПТВ по стандартному и предложенному авторами методам (табл. 1).

Табл. 1. Сравнительный анализ параметров гемостаза

	УЗ метод	CGL 2110	Отклонение параметров
АЧТВ, с	$32,0 \pm 3$	$34,2 \pm 2$	6%
ПТВ, с	$13,0 \pm 1$	$13,4 \pm 1$	3%

По результатам исследований можно сделать вывод о том, что значения параметров гемостаза, полученные с помощью предложенного авторами метода, основанного на применении УЗ колебаний для контроля состояния плазмы, соответствуют данным, полученным на сертифицированном гемокоагулометре CGL 2110.

#### Список литературы

1. Долгов В.В., Свирин П.В. Лабораторная диагностика нарушений гемостаза. Тверь, 2005.
2. Зубовская Е.Т., Светлицкая С.Г. Методы исследования системы гемостаза. Минск, 2005.

## ИССЛЕДОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ ПУЛЬПЫ ЗУБА

С.К. ДИК<sup>1</sup>, Г.Г. ЧИСТЯКОВА<sup>2</sup>, А.С. ТЕРЕХ<sup>1</sup>, А.В. СМИРНОВ<sup>1</sup>,  
М.Е. ГАВРИЛОВА<sup>1</sup>, Д.А. ЗАВАЦКИЙ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
sdick@bsuir.by, terehaleks@gmail.com, swordman85@yandex.ru, fu-sin@tut.by

<sup>2</sup>Белорусский государственный медицинский университет  
пр-т Дзержинского, 83, г. Минск, 220116, Республика Беларусь  
npolon@tut.by

Использование лазерной спекл-оптической системы контроля микроциркуляции крови «Speckle-SCAN» позволяет в клинических условиях получить объективную информацию о состоянии кровотока в пульпе зуба в режиме реального времени и обеспечить неинвазивный контроль при различных терапевтических воздействиях. Для оценки параметров микроциркуляции были использованы изменения интегральных параметров спекл-картины.

*Ключевые слова:* лазерный спекл, гемодинамика, пульпа зуба, неинвазивная диагностика.

Гемодинамика пульпы зуба была изучена экспериментально с помощью лазерной спекл-оптической системы «Speckle-SCAN» [1]. Измерительный датчик устанавливался у основания зуба, и регистрировалось спекл-поле, образованное излучением, рассеянным многослойной тканью зуба. Исследования проводились до и после анестезии и на различных стадиях лечения кариеса: до препарирования, после препарирования, после протравки, после установки пломбы, после засвечивания и после полировки.

При оценке изменения параметров микроциркуляции крови анализировались следующие параметры спектра флуктуаций интенсивности спекл-поля: мощность спектра, полосовой коэффициент и средняя частота:

$$S = \int_0^{f_{\max}} W(f)df, \quad (1)$$

где  $f_{\max}$  – максимальная частота спектра;

$W(f)$  – спектральные амплитуды;

$f$  – спектральная частота.

$$\mu = \frac{\int_{f_{low} - \Delta f}^{f_{low} + \Delta f} W(f)df}{\int_{f_{high} - \Delta f}^{f_{high} + \Delta f} W(f)df}, \quad (2)$$

где  $f_{low}$  и  $f_{high}$  – частоты, выбираемые в низко- и высокочастотной областях спектра;

$\Delta f$  – фиксированное приращение.

$$\langle f \rangle = \frac{\int W(f)df}{S}. \quad (3)$$

Приведенные параметры являются наиболее информативными. Для мощности было выбрано три частотных диапазона: 10–600 Гц, 10–700 Гц и 10–500 Гц; для полосового коэффициента: 50–100 и 900–1000 Гц, 50–150 и 900–1000 Гц, для коэффициента  $\mu$ : 50–900 Гц и 100–900 Гц, для средней частоты: 10–800 Гц.

Рис. 1 иллюстрирует изменения одного из рассматриваемых интегральных параметров спекл-картины.

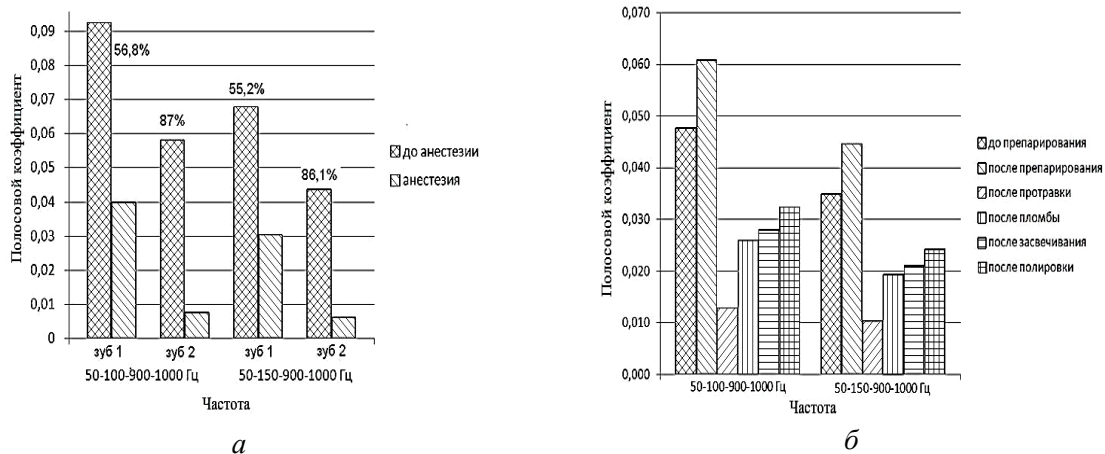


Рис. 1. Изменение полосового коэффициента:  
*a* – до и после анестезии; *б* – на различных стадиях лечения кариеса

Следует отметить, что при анестезии кровотока в пульпе замедляется, а после нее должен восстанавливаться. Таким образом, при уменьшении кровотока наблюдается рост мощности и коэффициента  $\mu$ , а показатели  $Kb$  и  $\langle f \rangle$  снижаются.

На всех стадиях лечения изменение кровотока в пульпе зуба можно представить следующим образом:

- после препарирования наблюдается увеличение кровотока, что является ответной реакцией на механические воздействия;
- после протравки кровотока резко падает, так как химическое воздействие кислот сильно угнетает гемодинамику;
- после установки пломбы, засвечивания и полировки гемодинамика увеличивается, кровотока постепенно растет, но не достигает первоначального уровня. В результате проведенных экспериментов можно сделать вывод, что для восстановления кровотока требуется определенное время и в ходе лечения необходимо контролировать кровотока некоторое время после процедуры [2].

Результаты, полученные с помощью спекл-оптической системы «Speckle-SCAN», хорошо коррелируются с результатами измерения кровотока доплеровским методом.

#### Список литературы

1. Дик С.К., Терех А.С., Король М.М., Хлудеев И.И., Смирнов А.В., Лихачев С.А. Спекл-оптическое устройство для оценки поверхностного состояния кровотока и биомеханических параметров мышц / Патент ВУ 14011 С1 2010.10.27.
2. Дик С.К., Чистякова Г.Г., Терех А.С. и др. // Сб. науч. статей 7-й междунар. науч.-техн. конф. «Медэлектроника 2012 : средства медицинской электроники и новые медицинские технологии». Минск, БГУИР, 13–14 декабря 2012 г. С. 271–274.

## ОБЩАЯ СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ ОЦЕНКИ ПОВЕДЕНЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ

М.В. ДАВЫДОВ, А.Н. ОСИПОВ, Н.С. ДАВЫДОВА

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь*

В статье описан общий алгоритм для автоматизации процесса оценки поведенческой активности лабораторных животных. Применение данного алгоритма и программных средств на его основе позволит повысить качество исследований направленных на изучение влияния лекарственных препаратов на поведенческие реакции живых существ.

*Ключевые слова:* поведенческая активность лабораторных животных, алгоритмы анализа видеоизображений, цифровая обработка сигналов.

Биологические эксперименты с лабораторными животными (ЛЖ) являются неотъемлемой частью научных исследований в областях создания лекарственных препаратов, разработки новых когнитивных технологий, распознавания средств психологического воздействия на живые организмы [1]. При этом, на передний план выходят задачи создания эффективных технологических и программных инструментов анализа экспериментальных данных. На настоящий момент рядом зарубежных фирм (World Precision Instruments Inc. (WPI), США; Stoelting, США; Harvard Apparatus, США) разработаны программы, позволяющие исследовать поведенческую активность экспериментальных животных. Однако, стоимость данного программного обеспечения насчитывает десятки тысяч евро. В связи с чем на кафедре электронной техники и технологии БГУИР разрабатывается алгоритм оценки поведенческой активности животных, не уступающий по эффективности лучшим зарубежным образцам, что позволит вплотную приблизиться к вопросу импортозамещения в данной области знаний.

Функциональным назначением программы является возможность автоматического распознавания расположения и позы лабораторного животного на основе снятого видеофайла. Программа должна эксплуатироваться в лабораториях, исследующих поведенческие реакции животных. Конечными пользователями программы являются сотрудники лабораторий.

Программа обеспечивает возможность выполнения перечисленных ниже функций:

- функции открытия файлов формата \*.avi, сохраненных на персональном компьютере;
- функции редактирования открытого (далее текущего) файла путем применения фильтров
- функции создания, редактирования области интереса (далее ОИ)
- функции определения расположения и направления объекта
- функции параметрической идентификации лабораторного животного (далее объекта)
- функции формирования и сохранения на НЖМД отчета о статистике расположений и направлении объекта, расчет статистических показателей.
- функции ведения базы данных статистических показателей различных экспериментов.
- функции вывода оперативных справок в строковом формате

- функции отображения названия программы, версии и комментариев разработчика.

Для обработки видео и нахождения текущего положения крысы в кадре будет использоваться покадровый анализ состоящий из предварительной обработки кадра, бинарной обработки кадра и выделения положения цветных пятен.

Этап выделения кадра будет включать получения доступа к видеофайлу, и копирования определенного кадра в виде полноцветного изображения.

Предварительная цветовая обработка будет включать несколько этапов по преобразованию полноцветного изображения в бинарное.

Морфологическая обработка бинарного изображения применяется для уменьшения зашумления итогового изображения.

На заключительном этапе обработки видеок кадров происходит определение параметров цветного пятна соответствующего изображению крысы.



Рис. 1. Общий алгоритм обработки видеок кадров

В качестве среды программирования для реализации данного алгоритма выбрана система математического программирования MatLAB. В данной среде будет разработана программа включающая графический интерфейс пользователя, функции работы с видеоизображениями, функции распознавания объектов, их местоположения относительно заданного лабиринта. Работы по созданию алгоритма и программных средств выполняются при поддержке гранта Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований.

#### Список литературы

1. Амикишиева, А.В. Поведенческое фенотипирование: современные методы и оборудование / А. В.Амикишиева // Вестник ВОГиС, 2009, Том 13 с. 15 – 18.

## **ВЫБОР ЗНАЧИМЫХ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ КЛАССИФИКАЦИИ И ОЦЕНКИ ПОВЕДЕНЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ**

М.В. ДАВЫДОВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь*

В статье описан набор признаков поведенческой активности лабораторных животных.

*Ключевые слова:* поведенческая активность лабораторных животных, алгоритмы анализа видеоизображений, цифровая обработка сигналов.

При оценке и классификации поведенческой активности лабораторных животных одним из важнейших вопросов является корректный выбор признаков поведенческой активности и способа их регистрации.

Для проведения классификации и оценки поведенческой активности лабораторных животных по результатам анализа имеющихся тестов выбран тест исследовательского поведения в закрытом крестообразном лабиринте. Крестообразный лабиринт состоит из четырех закрытых пустых отсеков, которые имеют номера 1—4 и соединяются с таким же нейтральным открытым отсеком с помощью входных отверстий.

С помощью персонального компьютера в программе регистрируется последовательность перемещений животного и продолжительность его пребывания в разных частях лабиринта (трекинг лабораторного животного). Критерием захода в отсек считается попадание в него центра масс изображения лабораторного животного. Длительность эксперимента равна 5 минутам. Последующий анализ данных позволяет выделить следующие основные показатели исследовательского поведения животных:

1. Латентный период захода в открытый рукав;
2. Время пребывания в закрытых и открытых рукавах;
3. Число заходов в открытые и закрытые рукава;
4. Количество стоек (вертикализаций), свешиваний с рукава, дефекаций (рис 1, 2).

В качестве дополнительных параметров для классификации и оценки поведенческой активности лабораторных животных использованы следующие показатели:

5. Латентный период начала исследовательского поведения, т.е. время, прошедшее до первого захода в боковой отсек. Этот параметр имеет отрицательную корреляцию с продолжительностью пребывания в открытых рукавах приподнятого лабиринта и может рассматриваться как показатель баланса между любопытством и тревогой животного в новой обстановке [1, 2, 3];

6. Число визитов в боковые отсеки во время первого патрулирования лабиринта (т.е. посещения всех его помещений) (FPAT).



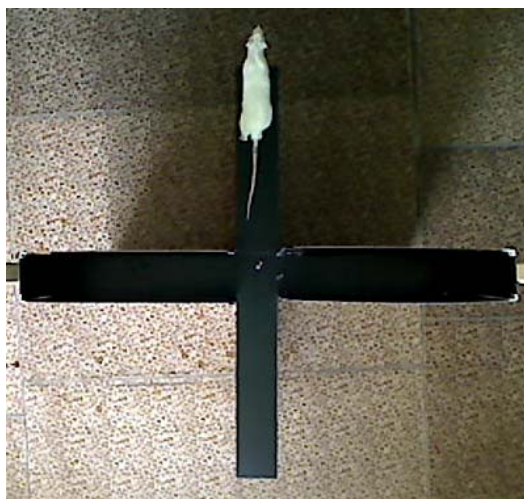


Рис. 1. Свешивание лабораторного животного с открытого рукава крестообразного лабиринта



Рис. 2. Стойка (вертикализация) лабораторного животного в закрытом рукаве крестообразного лабиринта

7. Общее число патрулирований (PAT-N). Чем больше наблюдалось патрулирований лабиринта, тем более эффективным является исследовательское поведение данного животного;

8. Возврат из центрального помещения в тот боковой отсек, из которого животное вышло перед этим (IRE-N). Вместе с показателем №5 данный параметр может рассматриваться как один из индикаторов спонтанного стереотипного поведения;

9. Стереотипная последовательность визитов (SV-N) — поочередное посещение каких-либо двух боковых отсеков не менее трех раз подряд;

10. Индекс локомоторной асимметрии, который вычисляется как отношение поворотов движения животного направо к сумме правых и левых поворотов при переходе животного из одного отсека в другой —  $R/(R + L)$  [4].

Перечисленные признаки позволят программными средствами анализа видеозаписей выполнить дифференцированную оценку поведенческой активности лабораторных животных. Работы по созданию алгоритма и программных средств для классификации и оценки поведенческой активности лабораторных животных выполняются при поддержке гранта Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований.

#### Список литературы

1. *Belzung C, Le Pape G.* Comparison of different behavioral test situation in psychopharmacology for measurement of anxiety // *Physiol. Behav.* - 1994. - Vol. 56. - P. 623-628.

2. *Salimov R.M.* Different behavioral patterns related to alcohol use in rodents: A factor analysis // *Alcohol.* - 1999. - Vol. 17. - P. 157-162.

3. *Salimov R.M., McBride W.J., Sinclair J.D., Lumeng L., Li T.-K.* Performance in the cross-maze and slip funnel tests of four pairs of rat lines selectively bred for divergent alcohol drinking behavior // *Addiction Biology.* - 1996. - Vol. 1. - P. 273-280.

4. *Салимов, Р.М.* Выявление типологической неоднородности экспериментальных моделей алкогольной мотивации с помощью факторного анализа. *Наркология.* 2(3):43448, 2003.

## АЛГОРИТМ БИНАРНОЙ ОБРАБОТКИ КАДРА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ПРОСТРАНСТВЕННОГО ПОЛОЖЕНИЯ ЛАБОРАТОРНОГО ЖИВОТНОГО В ТЕСТОВОМ ЛАБИРИНТЕ

М.В. ДАВЫДОВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь*

В статье описан общий алгоритм бинарной обработки кадра, который включает преобразование цветного изображения в бинарное и последующие морфологические операции для выделения изображения объекта.

*Ключевые слова:* поведенческая активность лабораторных животных, алгоритмы анализа видеоизображений, морфологические преобразования, цифровая обработка сигналов.

Для оценки передвижения крысы в лабиринте (трекинга) необходимо производить автоматизированную обработку каждого кадра видеофайла для нахождения текущих координат крысы. Такая обработка будет состоять из трех основных этапов: 1) предварительной обработки кадра (перевод в черно-белое изображение, удаление фона и преобразование изображения в бинарное), 2) морфологической обработки кадра (уменьшение зашумления итогового изображения); 3) определения количественных параметров цветового пятна соответствующего изображению крысы.

В общем случае при преобразовании полноцветового изображения в полутоновое теряется информация о цвете. После обработки изображения остается только один набор чисел, отражающий световую интенсивность и, соответственно, цветовой диапазон от черного до белого цвета (получаем черно-белое изображение) [1].

Вычитание кадра фона применяется для выделения изображения крысы в кадре. После вычитания поле кадра содержит значения близкие к нулю, в то время как изображение крысы содержит достаточно большие значения (близкие к белому цвету). Однако в различных участках лабиринта значение цвета крысы будет существенно различаться. Так в затененном закрытом участке значение цвета будет в диапазоне 90 – 150 (серый цвет), в то время как на открытых участках значение цвета будет более 200 (белый). Для выравнивания цвета крысы применяется изменение контрастности изображения. После увеличения контрастности изображение крысы становится белым в любой части лабиринта.

Для уменьшения зашумления итогового изображения применяется бинарная обработка на основе методов математической морфологии. Математическая морфология (ММ) – теория и техника анализа и обработки геометрических структур, основанная на теории множеств, топологии и случайных функциях. Алгоритм морфологической обработки бинарного изображения представлен на рисунке 5.

При морфологической обработке применялись следующие операции:

Эрозия объекта (erode). Приводит к замене значений граничных пикселей объекта на 0. Однократное применение эрозии приводит к удалению слоя границы толщиной в 1 пиксель.

Утоньшение объекта (thin). Операция выполняет эрозию объекта с учетом ряда условий для сохранения 8-связности участков остова. В результате последовательного применения данной операции объекты, не содержащие дыр, превращаются в одну или несколько связных линий с минимальным количеством разветвлении остова, а объекты

с дырами сжимаются в 8-связные замкнутые участки остова, проходящие посередине между границами дыр и внешней границей объекта.



Рис. 1. Алгоритм предварительной цветовой обработки видеок кадров



Рис. 2. Алгоритм морфологической обработки бинарного изображения

Нахождение точек пересечения линий объекта (branchpoints). Позволяет устранить тонкие линии на изображении.

Устранение мелких объектов (bwmopen). Устраняет с изображения объекты размер которых меньше заданного

Утолщение объекта (thicken). Операция выполняет наращение объекта с учетом ряда условий для сохранения 4-связности участков фона. Данная операция может рассматриваться как построение остова фона и является по смыслу обратной операции 'thin'. Результат данной операции будет незначительно отличаться от результатов применения оператора 'thin' к инвертированному изображению.

Закрытие (close). Представляет собой последовательное применение наращения и эрозии. Приводит к удалению небольших по площади фрагментов фона внутри объектов, например "дыр" (замкнутых областей фона внутри объекта) [2].

На заключительном этапе с помощью функций Матлаб regionprops определяются параметры полигона соответствующего изображению крысы: координаты центра масс, крайние точки полигона, его площадь и др. Покадровый анализ этих данных позволяет провести трекинг, проанализировать поведение животного в лабиринте.

#### Список литературы

1. Шапиро Л., Стокман Дж. Компьютерное зрение. изд. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. 752 с.
2. Журавель И.М. Краткий курс теории обработки изображений. Электронный ресурс., matlab.exponenta.ru, 2006 Режим доступа: <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/index.php> свободный.- Загл. с экрана. - Яз. русский.

## ПРИМЕНЕНИЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНОГО ВИБРАЦИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ПРОЦЕДУРЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

М.Г. КИСЕЛЕВ<sup>1</sup>, А.Н. ОСИПОВ<sup>2</sup>, Е.И. ЛАБУНЬ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Белорусский национальный технический университет  
пр-т Независимости, 65, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
modestl@mail.ru

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь

Сочетание различных физиотерапевтических воздействий, применяемых одновременно, позволяет оказывать болеутоляющий, миорелаксирующий, стимулирующий эффект, продолжительней улучшать микроциркуляцию в пораженной конечности, трофическую функцию нервно-мышечного аппарата и вызвать нормализацию центральной и периферической гемодинамики. В рамках индивидуальной программы реабилитации в сочетании с другими методиками это может повысить терапевтический эффект у пациентов особенно на ранних этапах восстановительного лечения. На основании анализа результатов предшествующих исследований [1], посвященных изучению сочетанного применения вибрации и электростимуляции, показана возможность усиления стимуляционного воздействия как за счет периодического механического раздражения мышцы, так и за счет влияния на неё импульсным током частоты 20-30Гц.

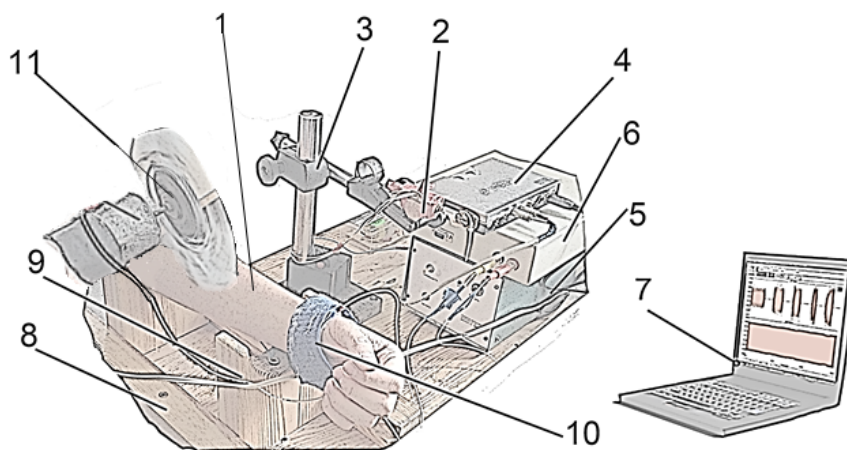


Рис. 1. Общий вид примененного в исследованиях экспериментального комплекса

На рис. 1 показан экспериментальный комплекс, примененный в исследованиях. Он состоит из трех основных блоков: блок электростимуляции, массажер ударно-фрикционного действия и блок генерации вынужденных колебаний электромагнита. На станине 8 располагаются регулируемые подставки 9, на которые волонтер помещает руку 1, на которой жгутом фиксируется первый электрод 10 площадью около 2 см<sup>2</sup> в области гипотенара. К группе мышц сгибателей кисти в области верхней 1/3 предплечья с помощью магнитной стойки 3 подводится электромагнит со вторым электродом 2.

Частота колебаний электромагнита регулируется при помощи генератора 5. Генерация электростимуляционных импульсных токов на электродах и их регистрация обеспечивается при помощи ПК 7 и специализированного ПО, а также звуковой карты 4 и усилителя 6. В данном случае используется массажер ударно-фрикционного действия 10. Благодаря оригинальной конструкции электромагнита, он обеспечивает возможность сообщения электроду колебательных смещений как в вертикальной, так и горизонтальной плоскостях, что, соответственно, воспроизводит ударное и фрикционные виды взаимодействия с поверхностью кожи человека. При использовании массажера ударно-фрикционного действия, вместо электромагнита на стойке, к мышце подводились лопасти с электродами. При этом электроды с лопастей 1-4 были отключены с целью создания периода полной релаксации мышцы.

Методика проведения экспериментов включала в себя последовательное выполнение следующих действий. Рука волонтера располагалась на регулируемых подставках в определенном положении, удобном для осуществления процедуры, при этом тыльная сторона руки была направлена вверх, кисть расслаблена. В области гипотенара фиксировался первый электрод. Второй электрод, смонтированный на электромагните с помощью магнитной стойки подводился к области брюшка мышцы таким образом, чтобы обеспечивался электрический контакт между электродами через поверхность кожи волонтера в свободном положении электромагнита. Далее на электроды подавался импульсный ток синусоидальной формы с несущей частотой 1 кГц. Согласно [2], электроды смачивались 10% раствором хлорида натрия для обеспечения наилучшего режима электроконтакта. Напряжение доводилось до уровня, соответствующего ощущению вибрации от прохождения тока по телу, возникающего у волонтеров. (5-30В в зависимости от субъективных параметров волонтеров, несущая частота – 1кГц). После этого включался генератор колебаний электромагнита активного электрода, генерирующий колебания с частотой 22-30 Гц для режима фрикционного воздействия, а затем и для ударного соответственно. При использовании массажера ударно-фрикционного действия, процедуры выполнялась в аналогичных условиях. Эксперимент проводился в течение 7 дней, ежедневно. Время воздействия электростимуляционного тока – 300 секунд. Для оценки эффективности стимуляционного воздействия, до и после процедуры при помощи электронного кистевого динамометра замерялись динамометрические показатели, в частности, усилие сжатия кисти.

Для участия в эксперименте было выбрано одиннадцать волонтеров обоих полов, которые соответствовали следующим требованиям: отсутствие каких бы то ни было острых, текущих или хронических заболеваний, отсутствие избыточного веса, возраст от 21 до 30 лет.

На основании анализа экспериментальных данных, полученных на 11 волонтерах, установлено следующее. По сравнению с выполнением процедуры электростимуляции без вибрации активного электрода, сообщение электроду вынужденных колебаний во всех случаях повышает эффективность её проведения, что подтверждается более высоким, чем в первом случае, процентном приросте динамометрического показателя у волонтеров. При этом наибольшее среднее значение этого показателя наблюдается при ударно-фрикционном воздействии, несколько меньшее при ударном воздействии, еще меньшее – при их фрикционном воздействии, а его минимальному значению соответствуют условия выполнения процедуры без применения вибрации активного электрода. Установлено, что применение вибрационного воздействия сопровождается приростом динамометрических параметров у нетренированных волонтеров. При этом увеличение площади контакта, благодаря уменьшению расстояния между осью вращения насадки массажера и поверхностью тела человека, приводит к повышению эффективности про-

цедуры электростимуляции. Также отмечено, что увеличение частоты вращения насадки при ударно-фрикционном воздействии с 20 до 30 Гц положительно влияет на результативность процедуры.

#### Список литературы

1. *Киселев М.Г.* Экспериментальная методика оценки анальгетического эффекта комплексного воздействия электростимуляции и ударно-фрикционного массажа и регистрации механической модуляции импульсных токов/ Киселев М.Г., Лабунь Е.И./ научно-технического журнала "Приборы и методы измерений" Мн.:БНТУ, 2012г. - №2(5), С. 95-99.

2. *Бабаянц Р.С.* Справочник фельдшера / Р. С. Бабаянц, Н. Н. Бажанов, К. В. Бунин и др / М.: Медицина, 1983 г.

УДК 004.021:612.5

## АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ СПЕКЛ-ФОТОГРАФИЙ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ ПОВЕРХНОСТНОГО КРОВОТОКА

С.К. ДИК<sup>1</sup>, Д.А. ЗАВАЦКИЙ<sup>2</sup>, А.С. ТЕРЕХ, М.Е. ГАВРИЛОВА, С.А. КУЛАЖЕНКО

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
<sup>1</sup>sdick@bsuir.by, <sup>2</sup>Zavatski.D.A@gmail.com, fu-sin@tut.by*

Разработка и совершенствование неинвазивных методов диагностики является одним из важнейших направлений развития в медицинской электронике. Регистрация и дальнейший анализ спекл-структуры, образованной лазерным лучом, на исследуемом участке кожи позволяет произвести оценку скорости поверхностного кровотока. В данной статье представлен алгоритм компьютерной обработки фотографии спекл-картины, в основе которого лежит анализ изменения локального контраста спекл-структуры.

*Ключевые слова:* алгоритм, обработка изображения, неинвазивная диагностика, лазерный спекл, кровотоки, LASCA.

Спекл-паттерн образуется, когда лучи когерентного излучения отражаются либо рассеиваются от освещенной ими шероховатой поверхности (если её неровности больше длины волны падающего света), т. к. отраженное от разных областей излучение преодолевает различную длину оптического пути до плоскости изображения (сетчатка глаза наблюдателя или ПЗС-матрица фотоаппарата), на которой формируется спекл-картина с множеством локальных максимумов (спеклы) и минимумов (тёмные участки изображения). На рис. 1, а показана спекл-структура полученная в ходе исследований. В случае, когда представленная выше система статична – спекл-паттерн неизменен, но, например, когда освещаемая поверхность это кожа человека, то лучи, прошедшие через эпидермис и рассеянные на движущихся частицах крови, формируют постоянно меняющуюся во времени спекл-картину.

Впервые данный метод был использован в 1980 г. А.Ф. Ферчером [1]. Позднее Брайерс в университете Кингстон впервые реализовал цифровой вариант метода, назвав его LASCA (LAsER Speckle Contrast Analysis) [2].

Алгоритм, разработанный и представленный в данной статье, является оптимизированной для реализации в ПО с помощью open source языка и библиотеки компьютерного зрения Python и OpenCV модификацией метода Temporally Derived Contrast (tLASCA), представленного Т.М. Ли [3]. Главное различие методов заключается в выборе массива пикселей для расчета карты контрастности: в методе Брайерса применяется окно  $N \times N$  точек в каждом изображении, а Ли использует  $n$  кадров и считает значение контрастности спекла по формуле 1, приведенной для окна  $3 \times 3$  пикселя. Схематично метод tLASCA представлен на рис. 1, б.

$$K_{tLASCA(i,j)} = \frac{1}{9} \cdot \sum_{r=i-1}^{r=i+1} \sum_{c=j-1}^{c=j+1} \frac{\sigma_{i,j,t}}{\langle I_{i,j,t} \rangle}, \quad (1)$$

где  $\sigma_{i,j}$  – среднеквадратическое отклонение всех пикселей  $(i, j)$  и  $\langle I_{i,j,t} \rangle$  – среднее арифметическое значение интенсивности всех пикселей  $(i, j)$  среди  $n$  кадров.

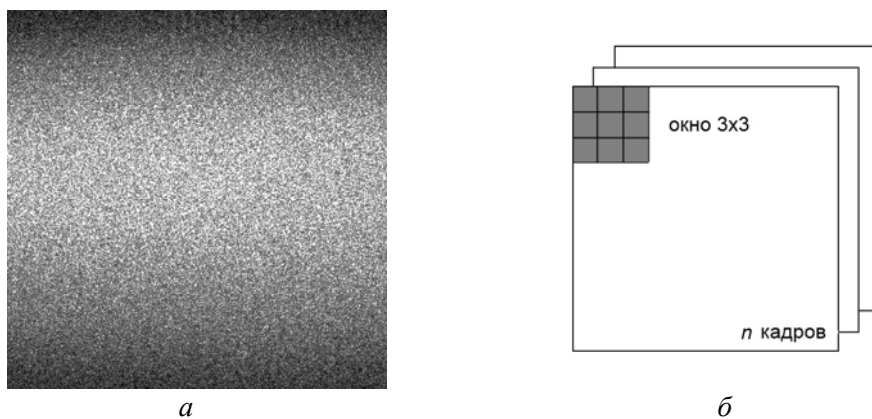


Рис. 1. Спекл-фотография (а), схематичное представление алгоритма расчета контрастности в методе tLASCA (б)

Весь алгоритм можно разбить на четыре основных блока: инициализация и предварительная обработка данных, накопление и одновременная подготовка значений интенсивностей пикселей из  $n$  кадров, непосредственное проведение расчетов значений контрастности спеклов для каждого пикселя, визуализация полученных данных с применением псевдоцветов для лучшего восприятия оператором.

Основными особенностями разработанного и реализованного в программном обеспечении алгоритма являются: скорость работы, обеспечивающая обработку данных и отображение результата в реальном времени, и меньшие потери в разрешении итогового изображения за счет использования минимального размера окна, потеря входных данных скомпенсирована использованием значений интенсивности пикселей из ряда предыдущих кадров.

#### Список литературы

1. Briers J.D. // Optica Applicata. 2007. Vol. 37(1–2). P. 139–152.
2. Briers J.D., Webster S. // Journal of Biomedical Optics. 1996. Vol. 1(2). P. 174–179.
3. Le T. M. // IEEE Transactions on Medical Imaging. 2007. Vol. 26(6). P. 833–842.

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ФАЗОВОГО МЕТОДА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ

А.А. УШАКОВА

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
ushakova@bsuir.by*

Предлагается использовать для оценки показателей гемостаза, таких как протромбиновое время и активированное частичное тромбопластиновое время, ультразвуковой фазовый метод, который позволит увеличить точность измерения, сократить влияние помех на процесс измерения и добиться высокой стабильности результатов.

*Ключевые слова:* ультразвук, диагностика, протромбиновое время, активированное частичное тромбопластиновое время.

Сегодня существует множество различных методов исследования крови (общеклинический, биохимический, определение кислотно-основного состояния, исследование системы гемостаза, иммунологические исследования), однако появление любой принципиально новой методики всегда означает расширение возможностей исследования, создание предпосылок для освещения проблемы с новой стороны и разработки новых средств для проведения исследований.

Объективное исследование состояния системы гемостаза имеет большое значение в постановке диагноза и влияет на эффективность лечения многих заболеваний. Большинство клиничко-диагностических лабораторий выполняют исследование системы гемостаза с помощью унифицированных коагулологических методик, которые проводятся на основе плазменных материалов с использованием механических, турбидиметрических и фотометрических методов. Существующие методы не удовлетворяют в достаточной мере требованиям к качеству исследований, особенно при исследовании протромбинового времени. В связи с этим было предложено для определения протромбинового времени и активированного частичного тромбопластинового времени использовать ультразвуковой метод, основанный на анализе изменения значений амплитуды ультразвуковой волны [1]. Суть данного метода заключается в том, что после подготовки плазмы для проведения исследований добавляются необходимые реагенты активирующие процесс коагуляции и включается генератор для создания ультразвуковых колебаний. На осциллографе фиксируется амплитуда ультразвуковой волны и при изменении амплитуды более чем на 20 % определяется время свертывания крови. Главным недостатком метода является то, что амплитуда сигнала зависит от качества акустического контакта, которое тяжело обеспечить из-за небольших размеров и цилиндрической формы кюветы.

Предлагаемый метод ультразвукового контроля системы гемостаза, основан на анализе изменения фазовой скорости ультразвука, проходящего через исследуемый образец. На кювету с исследуемым материалом с помощью генератора колебаний и излучающего ультразвукового преобразователя воздействуют непрерывными ультразвуковыми колебаниями. Приемный преобразователь фиксирует ультразвуковую волну, прошедшую через плазму.

Образование в исследуемом образце сгустка можно сравнить с возникновением дефекта в объекте акустического контроля. Этот дефект изменяет параметры проходя-



шей через объект контроля ультразвуковой волны, в частности скорость распространения упругих волн и длину их пути между излучающим и приемным преобразователями. В отсутствие дефекта непрерывные упругие колебания проходят через исследуемый образец кратчайшим путем в виде продольной волны. В разделенных образованным сгустком слоях энергия распространяется в форме волн, которые проходят больший путь и движутся с меньшими скоростями, чем продольная волна. Поэтому при образовании сгустка сдвиг фаз ультразвуковой волны отличается от сдвига фаз в образце до образования сгустка. По изменению сдвига фаз и происходит обнаружение наступления момента коагуляции (рис. 1).

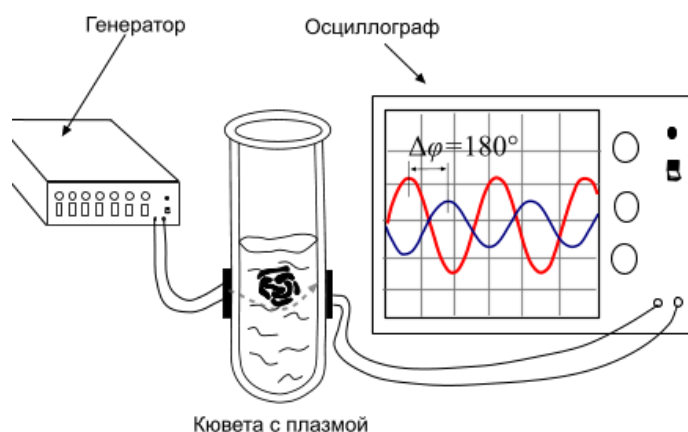


Рис. 1. Осциллограммы напряжений

Для определения изменения сдвига фаз ультразвуковой волны, входной и выходной сигналы, до и после наступления момента свертывания, подаются на входы цифрового двухканального осциллографа. Измерив на осциллограмме напряжений линейные размеры  $L$  и  $l$ , соответствующие периоду напряжений  $T$  и временному сдвигу  $\Delta t$  сдвиг фаз можно рассчитать по формуле:

$$\varphi = 360^\circ \cdot \frac{\Delta t}{T} = 360^\circ \cdot \frac{l}{L} \quad (1)$$

Предложенный фазовый ультразвуковой метод позволяет определять такие параметры гемостаза, как протромбиновое время и активированное частичное тромбопластиновое время на основе анализа изменения сдвига фаз ультразвуковой волны, прошедшей через кювету с исследуемым образцом. Его достоинством является отсутствие интерференционных помех, так как исследуемый образец зондируется ультразвуком только в одном направлении, а излучающий и приемный датчики располагаются на одной оси по разные стороны от исследуемой пробы. Применение предложенного метода позволяет добиться высокой стабильности результатов, так как изменение фазы ультразвукового сигнала не зависит от состояния акустического контакта между ультразвуковыми датчиками и кюветой.

#### Список литературы

1. Бондарик В.М., Дегтярев Ю.Г., Камлач П.В. // Изобретатель. 2012.№10 (154). С. 36-39.

## **АНАЛИЗ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ УСТРОЙСТВ НА ОСНОВЕ МАТРИЦ СВЕРХЪЯРКИХ СВЕТОДИОДОВ ДЛЯ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ В СТОМАТОЛОГИИ**

Е.А. УЛАНОВА, С.К. ДИК, А.В. СМИРНОВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь*

Фотодинамическая терапия относительно новый и достаточно эффективный метод лечения заболеваний пародонта. Так как заболевания пародонта являются одной из самых сложных и актуальных проблем стоматологии в настоящее время, разработка новых методик и аппаратов для проведения терапии является актуальной задачей современной стоматологии и биоинженерии

*Ключевые слова:* фотодинамическая терапия, сверхъяркие светодиоды, фотосенсибилизаторы, стоматология.

Фотодинамическая терапия – один из новейших методов лечения заболеваний пародонта, с успехом применяется в ряде европейских стран с 1999 года. Согласно множеству опубликованных клинико-статистических данных, указанная методика является высокоэффективной (более 92%) в этиопатогенетической терапии пародонтопатий по сравнению с антибиотикотерапией, хирургическим методом, ультразвуковой и озонотерапией.

Метод является трехкомпонентным. Два компонента - фотосенсибилизатор и свет являются экзогенными внешними факторами. Третьим обязательным компонентом фотодинамической реакции является эндогенный фактор – кислород. Основой ФДТ является химическая реакция, развивающаяся в биологических тканях после введения экзогенного фотосенсибилизатора (ФС) и воздействия светом с длиной волны, соответствующей пику поглощения данного фотосенсибилизатора.

В процессе ФДТ условно выделяются 4 этапа. На первом этапе производится введение фотосенсибилизатора. На втором этапе происходит накопление ФС в патологическом очаге. На третьем этапе происходит облучение пораженного участка светом с длиной волны, соответствующей максимуму поглощения ФС. Четвертый этап заключается в рассасывании разрушенных патологических клеток и замещении их нормальными клеточными элементами.

Ключевая роль при ФДТ принадлежит способности фотосенсибилизатора локализоваться преимущественно в клетке-мишени, что приводит к её повреждению при активации красителя светом и сводит к минимуму сопутствующее поражение окружающих тканей.

Доказано, что метод в равной степени губителен для бактерий, простейших, грибов и вирусов. Развитие микробной устойчивости к ФДТ практически исключено, эффективность не зависит от спектра чувствительности микроорганизмов к антибиотикам, поскольку повреждающее действие фотохимического процесса обусловлено свободнорадикальными реакциями. Бактерицидное действие носит локальный характер и лимитируется зоной облучения сенсibilизированных тканей при сохранении нормальной микрофлоры в зонах, не подлежащих воздействию. При этом отсутствуют боли, отмечается раннее начало краевой эпителизации, лейкоцитарная инфильтрация выражена незначительно, фазы экссудации и пролиферации сокращаются, не происходит

образование рубцовой ткани. Фотодинамическая терапия, проводимая в области длительно не заживающих ран, ведет к уменьшению отека, улучшению кровотока в микрососудах, снижению сосудистого сопротивления, образованию капиллярной сети в зоне поврежденных микрососудов и в бессосудистых участках тканей, последовательному сокращению продолжительности всех фаз заживления раны.

Попадая в организм и связываясь с клеткой-мишенью, сам по себе фотосенсибилизатор никакого действия не оказывает. Для запуска фотохимической реакции необходим свет. Фотосенсибилизаторы способны поглощать излучение всей видимой области спектра, но интенсивность реакции многократно усиливается при облучении светом с длиной волны, попадающей в строго определенный, очень узкий диапазон. Этот диапазон является специфичным для каждого вещества и носит название «пик поглощения». Так для препаратов группы хлорина он составляет 654-670 нм, достигая максимума при длине волны 662 нм.

ФДТ использует источники света для активации фотосенсибилизатора воздействием низкой мощности видимого света на определенной длине волны. Большинство фотосенсибилизаторов активируются красным светом длинной волны между 630 и 700 нм, что соответствует глубине проникновения света от 0,5 см до 1,5 см. Это ограничивает глубину некроза. Общая доза облучения, мощность дозы и глубина разрушения изменяются в зависимости от обрабатываемых тканей и используемых фотосенсибилизаторов.

В настоящее время, источниками света, применяемыми в фотодинамической терапии являются гелий-неоновые лазеры (633 нм), галлий-алюминий-арсенид диодные лазеры (630-690, 830 или 906 нм) и аргоновый лазер (488-514 нм), длина волны которых варьируются от видимого света до синевы аргоновых лазеров, или от красного гелий-неонового лазера до инфракрасной области диодных лазеров. В последнее время в качестве новых световых излучателей в ФДТ используются не лазерные источники света, такие как сверхъяркие светодиоды (LED). Светодиодные устройства более компактны, являются портативными и экономически эффективным по сравнению с традиционными лазерами.

К существенным преимуществам комплексов на основе матриц сверхъярких светодиодов можно отнести практически полное отсутствие противопоказаний к проведению ФДТ, в отличие от лазеров: менее серьезные меры предосторожности необходимые во время лечения, отсутствие необходимости в специальном обучении медицинского персонала для работы с лазерными системами.

Заболевания пародонта являются одной из самых сложных и актуальных проблем стоматологии в настоящее время. Несмотря на многочисленные исследования, существующие методы лечения оказываются недостаточно эффективными, как следствие этого наблюдается высокая распространенность воспалительных заболеваний пародонта и определяется неуклонное развитие пародонтопатологий во всех социальных группах населения. Поэтому создание новых препаратов, разработка методик лечения и устройств для проведения терапии в данном направлении является актуальной задачей современной стоматологии и биоинженерии.

Также можно отметить, что разработка устройств на основе матриц сверхъярких светодиодов, благодаря особенностям своей конструкции, малым размерам, простоте применения вследствие отсутствия сложных настроек, а так же за счет отсутствия аналогов как в Республике Беларусь, так и в странах СНГ, является актуальной и перспективной.

## **MEDICAL DIAGNOSTIC AND THERAPY METHODS ON THE BASIS OF BIO-RESONANCE EFFECTS**

Valentine BARANOV, Peter KLIMENKO, Ton van KEMENADE,  
Dmitry KLIMENKO, Vladimir PETROVICH

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,  
6 P. Brovka St., Minsk, 220013, Republic of Belarus  
vrb@bsuir.by*

Novel possibilities of medical diagnostics and therapy on the basis of bio-resonance effects have been described. These effects take place in the frequency range of 30-100 GHz. Within this range there is a human individual characteristic frequency (ICF). The methodic of its determination has been described. The diagnostics of possible diseases is based on the correlation tie between human ICF and a large numbers of medical observations. Effect of therapy is achieved during its correction with use of the electromagnetic irradiation of low intensity (less than  $10 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$ ).

*Key words:* bio-resonance effects, medical diagnostics and therapy methods, human individual characteristic frequency.

First investigations of influence of the electromagnetic irradiation of low intensity (less than  $10 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$ ) within a frequency range of 30-300 GHz on microorganisms and experimental animal organisms were fulfilled in 1966-1969. That results showed that some biological effects depended on the frequency of microwave irradiation and the existence of certain frequencies stipulated the biological resonances.

By the present period of time some industrial samples of microwave generators have been manufactured (Yav-1, Electronics KVCh and others), a few methods of microwave therapy have been developed and implemented into practice. However, these generators and methods do not provide an individual coercion as they use the irradiation at only one frequency (within three possible frequencies). In particularly the apparatuses of "Milta" series operate at frequencies of 60.12 GHz (4.9 mm), 53.53 GHz (5.6 mm), 42.19 GHz (7.1 mm).

Dr. Peter D. Klimenko has observed more than 30,000 patients during his physician practice in Belarus. He noticed the existence of people groups predisposed to some types of diseases. Next, he used an electro puncture diagnostics under the method of Foll and vegetative resonance tests (VRT) with combination of microwave irradiation of low intensity that generated with a special apparatus.

It is determined that while the irradiation frequency is changing the resonance response arrives from electro puncture points at a certain frequency only. This frequency is a specific one for the certain patient. Several groups of patients have been experimentally determined and they had equal characteristic frequencies. So a conjecture about the existence of ICF has been expressed because it is stipulated with a wave of a connecting tissue.

For instance the correlation connections between certain ICF values and some diseases (tuberculosis, ulcerous disease, blood diseases, mental diseases and others) have been ascertained. Next, the corresponding groups of patients have the immunity to some diseases including serious diseases as they have never been ill with that diagnosis. So it is possible to decide an opposite task – prediction of possible diseases of a patient on the basis of the obtained ICF. Based on such kind of diagnostics the certain recommendations might be proposed for the patients witch are aimed to lowering risks of corresponding diseases appearance.

Besides if ICF is shifting during a certain life period because of the environment influences it is possible to correct it by action to the human organism or to its liable to the certain disease organs with a microwave irradiation of the corresponding frequency.

The algorithm of the express-diagnostic of patients is aimed to determination of human ICF and is based on the following. A metallic electrode contacts with an electro puncture point of the patient and both the direct electric current and low signal from a microwave generator or from its analog are acting to the point as well. The effect of biological resonance appears if the signal frequency coincides with the human ICF. The direct current increases sharply and this moment might be fixed with a corresponding instrument or might be observed with use of oscilloscope or with a computer supplied with the available software.

As a therapy media we used distilled water, that was treated by microwaves correspondent to a certain patient, according to his (her) ICF. The distilled water samples were irradiated with microwaves of low intensity for 3 minutes.

Data on distilled water (DW) samples are listed in the Table 1. The infra red spectra corresponded to these samples are shown in Fig. 1.

Table 1. Data on DW samples investigated with the infra red spectroscopy method

Line No.	Characteristic of the Sample	Designation at the Spectrum	Spectrum Data
1	Initial sample of distilled water (DW)	initial	max 3 (the third according to intensity in the range of 3000-3750 $\text{cm}^{-1}$ )
2	DW after acting with microwave irradiation at 70.4 GHz for 3 minutes	70.4	max 1
3	DW after acting with microwave irradiation at 54.4 GHz for 3 minutes	54.4	max 5
4	DW after contacting with a patient with ICF 70.4 GHz for 5 minutes	human ICF 70.4	max 2
5	DW after contacting with a patient with ICF 54.4 GHz for 5 minutes	human ICF 54.4	max 4

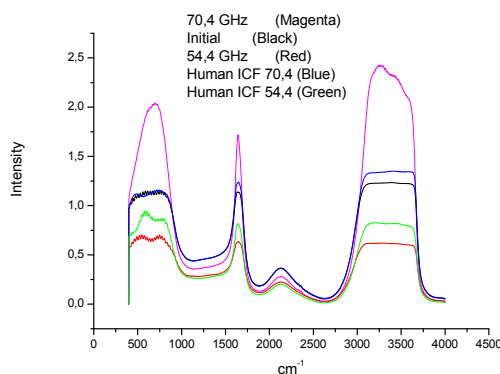


Fig. 1. Infra red spectra of the samples

According to the obtained data one may see that after action of microwave irradiation of different frequencies to the water samples a change of absorption index occurs in whole characteristic frequency ranges. That might be connected with distilled water structural sensitive properties changing comparatively to the initial water samples.

On the basis of using microwave generators with the adjusted frequency a novel method of individual medical diagnostic and prediction of certain diseases appearance has been developed, experimental samples of diagnostic apparatuses have been manufactured and the effective methods of therapeutic treatment have been proposed.

## ИССЛЕДОВАНИЕ СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КАВИТАЦИОННОГО ШУМА В ГЕЛЕВЫХ ИМИТАТАХ БИОЛОГИЧЕСКИХ СТРУКТУР

А.В. КОТУХОВ, М.П. ФЕДОРИНЧИК, Н.В. ДЕЖКУНОВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
dny@bsuir.by*

В последние годы область применения мощного высокочастотного ультразвука в медицине и биологии интенсивно расширяется. Как показано многими авторами, в большинстве таких применений кавитация является ключевым фактором [1-3]. Однако надежных методов детектирования кавитации в биологических структурах до сих пор не создано. В данной работе исследовалась возможность оценки уровня активности кавитации в гелевых имитатах биологических структур и биологических тканях на основании спектрального анализа кавитационного шума.

*Ключевые слова:* кавитация, интенсивность ультразвука, биологические структуры, гелевые имитаты.

В данной работе для исследований использовалась установка детально описана в работах [4,5]. Рабочая емкость представляет собой цилиндр из нержавеющей стали. Пьезокерамический фокусирующий излучатель вмонтирован через отверстие в днище емкости с помощью тефлоновой крышки, навинчиваемой на емкость. На уровне фокального пятна излучателя в боковой поверхности емкости выполнено окно, в котором установлен фотоумножитель Phillips XP1110 со световодом.

Гидрофон вмонтирован через крышку ёмкости таким образом, что его приемный пьезокерамический элемент находится за фокальным пятном излучателя. Выходные сигналы фотоумножителя и гидрофона (после предварительного усиления) подавались на осциллограф Hewlett Packard 54601A. Для записи спектров акустического сигнала, принимаемого гидрофоном, использовался анализатор спектра Hewlett Packard E4411B.

В результате проведенных исследований впервые выделено 4 стадии развития кавитационной области в гелевых имитатах биологических структур: 1 - возникновение пузырьков и их пульсации без генерирования звуколюминесценции (ЗЛ); 2 - возникновение свечения и медленный рост интенсивности ЗЛ при слабом увеличении поглощения ультразвука; 3 - быстрый (часто скачкообразный) рост интенсивности ЗЛ, сопровождающийся быстрым ростом увеличения поглощения ультразвука в кавитационной области; 4 - состояние насыщения кавитационной области, в котором интенсивность ЗЛ уменьшается с ростом интенсивности ультразвука. Отметим, что до сих пор в литературе обсуждалось в основном только два режима озвучивания: докавитационный и кавитационный.

При интенсивности ультразвука ниже порога кавитации в спектре представлена только основная частота  $f_0$ . Гармоника  $2f_0$  появляется до возникновения ЗЛ. Соответствующий звуковой сигнал генерируется, вероятно, в результате нелинейных пульсаций кавитационных полостей с относительно небольшой амплитудой. Низкая интенсивность первой гармоники и отсутствие в спектре более высоких гармоник позволяет считать, что объёмная концентрация пузырьков в фокальной области излучателя при этом незначительна и что характер их пульсаций мало отличается от линейных. Появление в спектре акустического сигнала гармоник  $3f_0$ ,  $4f_0$  и более высоких связано, по-

видимому, с возникновением нелинейно пульсирующих полостей и существенным увеличением их объемной концентрации. Одновременно появляется и субгармоника  $f_0/2$ , а также частоты  $nf_0/2$ , где  $n=2, 3, 4\dots$ . При интенсивности ультразвука выше порога ЗЛ, т.е. на 3-й стадии развития кавитационной области регистрируются и более высокие гармоники  $nf_0$  ( $n \geq 5$ ). Увеличение интенсивности ультразвука приводит к дальнейшему расширению спектра в сторону высокочастотных составляющих и возникновению широкополосного шума.

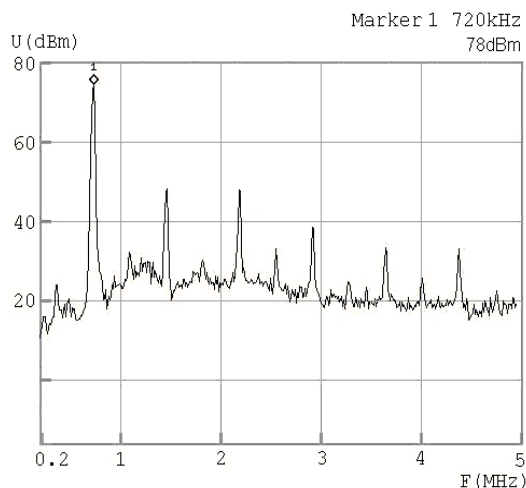


Рис. 1. Спектр кавитационного шума при интенсивности ультразвука  $I = 5I_{\text{пор}}$ , где  $I_{\text{пор}}$  – пороговая интенсивность ультразвука, при которой возникает кавитация

На рис. 1 приведен характерный спектр кавитационного шума для 4-й стадии развития кавитационной области.

Из представленных выше данных следует, что спектральные характеристики кавитационного шума кардинально различаются для каждой из упомянутых выше стадий развития кавитационной области, что позволяет их надежно идентифицировать.

В литературе имеются сведения о широком спектре биологических эффектов в акустических полях в кавитационном и докавитационном режимах: 1) повышение скорости роста клеток и размножения бактерий; 2) повышение проницаемости мембран клеток (сонопорация) без существенного воздействия на жизнедеятельность клетки; 3) подавление роста и размножения клеток; 4) разрушение клеток без возможности восстановления их функций. Возможно, что каждая из выделенных выше четырех стадий развития кавитационной области как раз и соответствуют данным типам воздействия мощного ультразвука на жизнедеятельность клеток.

Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований.

#### Список литературы

1. Гаврилов Л.Р. // Акустический журнал. 2010. Т. 56, №6. С. 844-861.
2. Mason T.J. // Ultrasonics Sonochemistry. 2011. V. 18. P. 847-852.
3. Zhou Y., Yang K., Cui J. et. al // Journ. Controlled Release. 2012. V. 157, №1. P. 103–111.
4. Дежкунов Н.В., Котухов А.В., Столер В.А. и др. // Доклады БГУИР. 2012. №2. С. 92-98.
5. Дежкунов Н.В. // Письма в Журнал технической физики. 2008. Т 34, №8. С. 59-67

## **ПРОГРАММНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ РЕГИСТРАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ПРЕПАРАТОВ В РЕСПУБЛИКЕ БЕЛАРУСЬ**

**И.Д. ЧУПИКА, М.В. ДАВЫДОВ**

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь  
ushakova@bsuir.by*

В статье описана программная система регистрации медицинских препаратов в Республике Беларусь.

Процесс регистрации медицинских препаратов в Республике Беларусь, представляет собой последовательность процедур производимых в различных государственных органах. Основная суть процесса: предоставление исчерпывающей информации о ввозимом или выходящем на рынок препарате, от упаковки до химического состава. Каждый этап регистрации имеет регламентированную законодательством длительность, что повышает сложность поставленной для регистратора задачи, т.к помимо получения и предоставления всех необходимых документов, необходимо соблюдать сроки их предоставления. Разработанное программное обеспечение позволяет регистратору вести десятки препаратов, так как предоставляет удобные инструменты для контроля данного процесса.

Основной целью данной программной системы, является упрощение процесса регистрации нового медицинского препарата. Она предоставляет регистратору возможность быстрого получения информации о нужном препарате, а также доступ ко всей нормативной и технической документации связанной с регистрируемым препаратом. В программе также реализована возможность контроля работы регистраторов, на основании анализа сроков предоставления документов, что позволяет руководителю владеть информацией о состоянии текущего процесса регистрации препарата. Данная функция позволяет оперативно разрешать споры или другие конфликты возникающие в переговорах между сторонами. Для самих же регистраторов система должна будет предоставлять информацию о текущем состоянии и сроках регистрации.

В связи с тем что в процессе регистрации используется большое количество документации, которая загружается вместе с информацией в виде файлов, система управления формирует файловое хранилище, где файлы распределяются по директориям в зависимости от этапов регистрации. При формировании хранилища система также учитывает параметры доступа к файлам, таким образом организовывая настройки безопасности при локальном а также сетевом доступе к компьютеру.

Разработка программного обеспечения включала следующие этапы:

1. Выбор платформы для создания программного обеспечения
2. Определение требуемых функций и создание программного кода
3. Разработка и верстка интерфейса.
4. Тестирование программного обеспечения и внедрение его в организацию (если надо указывать то СООО «Мединтер»).
5. Обучение персонала для работы с системой

Основными факторами при выборе системы управления являются: 1) безопасность, 2) наличие подробной документации, 3) постоянство обновлений и поддержка, 4) гибкие возможности в работе и внесении изменений, а также четкая структура.



Принимая во внимание все это, принято использовать CMS Drupal как фреймворк для разработки системы регистрации. Drupal (друпал) — система управления содержимым (CMS), написанная на языке PHP и использующая в качестве хранилища данных реляционную базу данных (поддерживаются MySQL, PostgreSQL и другие).

**Определение требуемых функций и создание программного кода.** Авторизация пользователей: каждый пользователь имеет свою страницу, где выводится список препаратов, регистрацию которых он инициировал; к страницам других пользователей доступа он не имеет.

Административным аккаунтам доступна информация обо всех существующих регистрациях, с указанием ответственных за них лиц.

Жизненный цикл регистрации препарата разбивается на последовательность итераций, количество которых определяется пользователем в процессе регистрации. (На основании сроков указанных в перечне административных процедур №156).

Календарно отслеживается начало и конец каждой итерации.

Система имеет шаблон, содержащий в себе параметры идеальных временных затрат для каждой из стандартных итераций. (На основании сроков указанных в перечне административных процедур №156).

Система сравнивает затраченное время пользователя на выполнение итерации с шаблоном и на основании полученного результата зачисляет пользователю рейтинговые баллы. Рейтинговые баллы позволяют оценить эффективность работы регистратора и оценить размер премии. Система напоминает о приближающихся сроках, соответствующих окончаниям активных итераций. Дата (начала и окончания регистрации) каждого этапа записывается в соответствующее названное поле в форме препарата, также для каждого этапа помимо дат, указывается комментарий и загружается любое количество файлов, связанных с этим этапом.

На основании введенных данных, система формирует отчетные формы, при помощи которых регистратор и управляющий процессом регистрации быстро может получить информацию о статусе регистрации и о сложностях возникших в процессе, эта функция реализована в таблице мониторинга текущих препаратов и таблице зарегистрированных препаратов.

Так как каждый этап регистрации имеет регламентированные сроки, система их учитывает и при приближении времени выхода за рамки между этапами регистрации или в процессе этапа регистрации, за 7 дней – регистратору выводится сообщение о том что осталось меньше недели до срыва сроков. По истечению 7ми дней, выводится сообщение о том что срок сорван, стоит заметить что в случае срыва сроков, регистрация не может быть восстановлена.

Система управления процессом регистрации медицинских препаратов в Республике Беларусь разработана в ходе дипломного проектирования на кафедре электронной техники и технологии по специальности «Медицинская электроника». Разработанная система была внедрена в процесс регистрации препаратов в организации СООО «Мединтер», на данный момент с системой успешно работает несколько регистраторов. В ближайшее время будет произведено внедрение модуля для работы с процессом клинических испытаний, в текущей версии система учитывает только первичные испытания которые производятся на момент регистрации, после обновления система будет давать возможность работать с этим процессом учитывая его возможные повторения, в жизненном цикле препарата, между регистрациями и перерегистрациями.

## СИСТЕМА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ХАРАКТЕРНЫХ ОСЦИЛЛЯТОРНЫХ ПАТТЕРНОВ НА ЭЭГ

В.В. ГРУБОВ<sup>1,2</sup>, А.Е. ХРАМОВ<sup>1,2</sup>, А.А. КОРОНОВСКИЙ<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>*Саратовский государственный университет  
ул. Астраханская, 83, г. Саратов, 4100123, Россия  
hramovae@gmail.com*

<sup>2</sup>*Саратовский государственный технический университет  
ул. Политехническая, 77, г. Саратов, 410054, Россия  
vvgrubov@gmail.com*

Радиофизические методы анализа и диагностики поведения сложных колебательных систем все чаще находят применение в других областях науки, в том числе в медицине и физиологии. Особенно эффективными данные методы оказываются при анализе ритмической активности головного мозга. Изучение некоторых характерных ритмических компонент является важной задачей, для решения которой подходят непрерывный вейвлетный анализ и преобразование Гильберта-Хуанга.

*Ключевые слова:* радиофизика, нелинейная динамика, нейрофизиология, непрерывное вейвлетное преобразование, преобразование Гильберта-Хуанга, электроэнцефалограмма.

Традиционно в нейрофизиологических исследованиях для анализа работы головного мозга используется запись электроэнцефалограмм (ЭЭГ) [1]. ЭЭГ представляет собой усредненную сумму токов, генерируемых группой нейронов в области регистрирующего электрода. На сигнале ЭЭГ принято выделять несколько частотных диапазонов (альфа, бета, гамма и т.д.). Доказано, что существует четкая корреляция между характером ритмической активности на ЭЭГ в определенном частотном диапазоне (наличием того или иного ритма или осцилляторного паттерна) и функциональным состоянием организма. Таким образом, важной задачей при исследовании нервной системы является изучение определенных осцилляторных паттернов, а также закономерностей их появления на ЭЭГ в различных состояниях живого организма.

Одним из типов осцилляторной активности на ЭЭГ, проявляющейся во время сна, являются сонные веретена и пик-волновые разряды [2]. Интерес к изучению данных паттернов продиктован их связью с эпилепсией. Известно, что нейронная сеть, в норме генерирующая сонные веретена, при определенных условиях может порождать эпилептическую активность – пик-волновые разряды. Пик-волновые разряды служат диагностическим признаком абсанс-эпилепсии, и их появление на ЭЭГ сопровождается характерными клиническими проявлениями. Существует связь между нейрофизиологическими механизмами пик-волновых разрядов и сонных веретен, но эта связь оказывается сложной и неочевидной.

Целью данного исследования является разработка эффективной системы для распознавания сонных веретен и пик-волновых разрядов на ЭЭГ при помощи радиофизических методов анализа сигналов. В основе предложенной системы распознавания лежат непрерывный вейвлетный анализ и метод разложения сигнала по эмпирическим модам (преобразование Гильберта-Хуанга).

Непрерывное вейвлетное преобразование (НВП) [3] представляет собой свертку исследуемого сигнала ЭЭГ,  $x(t)$ , и набора базисных функций  $\varphi_{s,t}$ :

$$W(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \varphi_{s, \tau}^*(t) dt, \quad \varphi_{s, \tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \varphi_0\left(\frac{t - \tau}{s}\right) \quad (1)$$

где  $s$  – временной масштаб, определяющий растяжение или сжатие материнской функции,  $\tau$  – временной сдвиг вейвлетного преобразования,  $\varphi_0(\eta)$  – материнский вейвлет.

В работе [4] НВП использовалось для эффективного частотно-временного анализа экспериментальных записей ЭЭГ и продемонстрировало высокую эффективность. Таким образом, НВП прекрасно подходит для решения задачи автоматического распознавания характерных паттернов на ЭЭГ.

Другим методом частотно-временного анализа нестационарных сигналов является разложение по эмпирическим модам (ЭМ), которое позволяет дает возможность провести локальную декомпозицию сигнала, разделив его на отдельные составляющие (моды) с характерными частотами, которые расположены по мере убывания базовой частоты. [5]. В работе [4] было показано, что отдельные ЭМ можно использовать для экспресс-анализа записей ЭЭГ и выделения некоторых характерных осцилляторных паттернов. Это наблюдение легло в основу предлагаемой в данной работе системы автоматического распознавания осцилляторных паттернов на ЭЭГ.

Суть метода, который базируется на результатах работ [6, 7], заключается в следующем. Вместо ЭЭГ анализировалась первая эмпирическая мода, для которой выполнялось НВП и рассчитывались усредненные по характерному частотному диапазону  $F_s$  значения энергии  $W(t)$ :

$$W(t) = \int_{F_s} |W(f_s, t)|^2 df_s \quad (2)$$

Выделение сонных веретен и пик-волновых разрядов проводится в соответствующих им частотных диапазонах. При превышении усредненной энергией  $W(t)$  экспериментально определяемого порогового значения  $W_{кр}$ , делается вывод о наличии в сигнале сонного веретена или пик-волнового разряда в данный момент времени.

Исследование выполнено при поддержке РФФИ (грант 14-02-31235) и программы «УЧАСТНИК МОЛОДЕЖНОГО НАУЧНО-ИННОВАЦИОННОГО КОНКУРСА» («УМНИК»).

#### Список литературы

1. *Niedermeyer E., Fernando L.S.* Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. Lippincott Williams and Wilkins, 2004.
2. *De Gennaro L., Ferrara M.* // Sleep Med. Rev. 2003. V. 7. P. 423.
3. *Короновский А.А., Храмов А.Е.* Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. М.: Физматлит, 2003.
4. *Грубов В.В., Ситникова Е.Ю., Короновский А.А. и др.* // Изв. РАН. Серия физическая. 2012. № 12 (76). С. 1520-1523.
5. *Huang N.E., Shen Z., Long S.R. et al.* // Proc. R. Soc. A. 1998. V. 454. P. 903.
6. *Sitnikova E., Hramov A.E., Koronovskii A.A. et al.* // J. Neurosci. Methods. 2009. V. 180. P. 304.
7. *Овчинников А.А., Храмов А.Е., Лютъеханн А. и др.* // ЖТФ. 2011. Т. 81. С. 3.

## РЕАКЦИЯ НЕКОТОРЫХ ТКАНЕВЫХ СИСТЕМ ОРГАНИЗМА НА ОБЛУЧЕНИЕ МОБИЛЬНЫМ ТЕЛЕФОНОМ (900 МГц) И ВЛИЯНИЕ АНТИОКСИДАНТНОГО КОМПЛЕКСА

Г.Г. ВЕРЕЩАКО<sup>1</sup>, А.Д. НАУМОВ<sup>1</sup>, В.И. ШАЛАТОНИН<sup>2</sup>,  
Г.А. ГОРОХ<sup>1</sup>, Н.В. ЧУЕШОВА<sup>1</sup>, Д.В. СУХАРЕВА<sup>1</sup>, Н.В. ТХОРЕВА<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Институт радиобиологии НАН Беларуси  
ул. Федюнинского, 4, г. Гомель 246007, Республика Беларусь  
gryun@tut.by

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
ул. П. Бровки, 6, Минск 220013, Республика Беларусь  
shalatonin@bsuir.by

Изучалось состояние крови, репродуктивной системы и уровень гормонов у крыс-самцов при электромагнитном воздействии мобильного телефона (900 МГц, 14 дней, 8 час/день) при введении антиоксидантного комплекса (АОК) и без него. Выявлены эффекты ЭМИ на исследованные показатели облученных животных. АОК оказывает неоднозначное действие на нормализацию изучаемых показателей тканевых систем крыс-самцов в различные сроки после электромагнитного воздействия.

*Ключевые слова:* ЭМИ МТ (900 МГц), крысы-самцы, кровь, репродуктивная система, гормоны, антиоксидантный комплекс (АОК).

В ряде исследований установлено негативное влияние электромагнитного излучения (ЭМИ) на важнейшие системы организма [1-3]. Один из механизмов действия ЭМИ на организм - возникновение окислительного стресса в тканях, вызванного снижением уровня антиоксидантов. В связи с этим, в качестве одного из возможных путей защиты организма от ЭМИ рассматривается использование некоторых витаминов, обладающих антиоксидантными свойствами. Защитное действие витаминов и мелатонина на тканевые системы организма при воздействии ЭМИ подтверждается в работах [4-6].

Цель настоящей работы - изучение действия ЭМИ мобильного телефона (900 МГц) на некоторые показатели крови, репродуктивной системы (РС) и уровень гормонов крыс-самцов на фоне введения антиоксидантного комплекса (АОК) и без него.

Опыты проводили на белых крысах-самцах (исходный возраст 2 мес.), которые были разделены на три группы: 1. Контроль; 2. ЭМИ; 3. ЭМИ + АОК. Источником ЭМИ являлась установка, изготовленная в БГУИР и позволяющая получать радиосигнал МТ (900 МГц) в режиме разговора [3]. Клетки с животными были установлены в зоне облучения МТ, наличие ЭМИ контролировалось дистанционно. Плотность потока ЭМ энергии в клетке измерялась прибором ПЗ-30 на частоте 900 МГц и находилась в пределах 2,0 – 20,0 мкВт/см<sup>2</sup>.

Облучение животных начинали с 8-30 утра и продолжали на протяжении рабочего дня в режиме 900 МГц (14 дней, 8 час/день фракциями по 30 мин с интервалом в 5 мин). АОК вводили животным в начале каждой недели в дозах: β-каротин – 10 мг/кг, α-токоферол ацетат – 50 мг/кг, аскорбиновая кислота – 165 мг/кг, оксид цинка в пересчете на цинк – 13 мг/кг. Животных брали в эксперименты на 1, 3, 7, 14 и 21-е сутки после завершения облучения. Полученные данные обрабатывали статистически.

Перед экспериментами животных взвешивали, после декапитации собирали кровь, извлекали семенники с придатками. В крови животных определяли: - число лей-

коцитов, лейкограмму, количество апоптотических лимфоцитов, содержание тиреоидных гормонов, кортикостерона и тестостерона; в тестикулярной ткани - число сперматогенных клеток и содержание МДА, в эпидидимисе - количество сперматозоидов.

Установлено, что на 1-е сутки после прекращения облучения у животных выявляется лейкоцитоз (+32,3%), обусловленный повышением количества всех лейкоцитарных элементов. В последующем лейкоцитоз сменяется лейкопенией, особенно значительной на 3-и сут после воздействия (-51,5%); затем число лейкоцитов повышается, достигая к 21-м сут, 92,0% от контроля. Введение АОК облученным животным способствует повышению числа лейкоцитарных элементов в начальный (1-е и 3-и сут) и отдаленный периоды (21-е сут). На 3-и сутки под влиянием ЭМИ воздействия происходило снижение (-20%) количества апоптотических лимфоцитов, в последующем (7-е и 14-е сут) число таких клеток в крови возрастает, но к 21-м сут этот показатель снижается на 16,1%. АОК влияет на повышение числа апоптотических лимфоцитов (+44,4%) на 3-и сутки после прекращения облучения, а на 7-е, 14-е и 21-е сутки способствует их нормализации. ЭМИ не оказывает влияния на массу органов РС крыс-самцов, за исключением 21-х суток, когда выявляется увеличение относительной массы семенников (+17%) при снижении этого показателя для эпидидимиса на 3-и сутки. Облучение вызывает также умеренный дисбаланс количества сперматогенных клеток в тестикулярной ткани, что отражается на продукции спермиогенеза в эпидидимисе. Число сперматозоидов на 1-е и 3-и сут повышается на 19,4 и 28,6% соответственно, снижается на 7-е сутки (на 19,6%), а в последующем незначительно отличается от уровня контроля. Введение АОК приводит к снижению относительной массы органов РС в начальный период после воздействия, но нормализует количество эпидидимальных сперматозоидов. В начальном периоде после облучения препарат повышает уровень МДА в ткани семенника, в то время как на 14-е и 21-е сутки способствует устранению продуктов ПОЛ в исследуемой ткани.

ЭМИ и АОК на его фоне существенного влияния на содержание тиреоидных гормонов не оказывают. Однако уровень кортикостерона и тестостерона после облучения претерпевает выраженные изменения. Содержание кортикостерона в сыворотке крови облученных крыс-самцов падает, в то время как концентрация тестостерона повышается на 1-е и 3-и сутки до 140,5 и 180,3% соответственно, и снижается на 25-35% в последующие сроки наблюдения. АОК в значительной степени модифицировал уровень кортикостерона и тестостерона в сыворотке крови облученных животных.

Полученные данные свидетельствуют о неоднозначности действия антиоксидантного препарата на нормализацию изучаемых показателей важнейших систем организма крыс-самцов после электромагнитного воздействия (900 МГц).

#### Список литературы

1. Григорьев Ю.Г. // Радиация биология. Радиоэкология. 2005. Т. 45. С. 442 – 450.
2. Рыбалко С.Ю., Грецкий И.А., Бобрик Ю.В. и др. // Крым. журн. эксп. и клин. медицины. 2011. Т. 1, № 1. С. 118 – 124.
3. Верещако Г.Г., Чуешова Н.В., Гунькова Н.В. // Весці НАН Беларусі. Сер. біял. навук. 2012. № 4. С. 52-56.
4. Al-Damegh M.A. // Clinics (Sao Paulo). 2012. Vol. 67, N 7. P. 785–792.
5. Guney M., Ozguner F., Oral B. et all. // Toxicol Ind Health. 2007. Vol. 23. P. 411–420.
6. Oksay T., Naziroglu M., Dogan S. // Andrologia. 2012 Nov 12. doi: 10.1111/and.12044.

## TEMPERATURE DEPENDENCE OF MULTIBUBBLE SONOLUMINESCENCE AT DIFFERENT ULTRASOUND INTENSITIES

F. CALLIGARIS<sup>1</sup>, N.V. DEZHKUNOV<sup>2</sup>, A.V. KOTUKHOV<sup>2</sup>, V.V. SHAPLYKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Naval Architecture, Ocean and Environmental Engineering  
University of Trieste, 34127, Trieste, Italy*

<sup>2</sup>*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics  
P. Brovka St.6, 220013, Minsk, Belarus  
dny@bsuir.by*

Depending on insonation conditions, the sonoluminescence intensity generated by multibubble cavitation field increases, exhibits a maximum or decreases with increasing the temperature (temp.). The differences in the temp. dependencies are explained by the competing effect i) the increase of the number of cavitation events (collapses) per unit time and ii) the decrease of the efficiency of collapses due to the bubble interactions, the screening action of cavitation, the surface tension decrease and the vapor pressure increase of the liquid.

*Keywords:* ultrasound (US), sonoluminescence, cavitation.

The available data on the temp. dependence of the cavitation activity (evaluated, for instance, by the sonoluminescence intensity or by the yield of the sonochemical reactions) are contradictory [1–5].

Thus, in refs. [1] the data obtained are indicative of the increase of the SL intensity with an increase of the temp. In [2,3] the authors report about maximum in the SL output as a function of the temp. and in [4] – about decrease.

The experimental set-up used in this work is described in details elsewhere [6]. A focusing 40 mm diameter piezoceramic transducer with a resonance frequency of 880 kHz is mounted at the bottom. The central region of the chamber is viewed by the photomultiplier whose output is indicated by L.

In Fig. 1 SL intensity is given as a function of the transducer voltage U for different liquid temp. q.

It follows from Fig. 1 that with the temp. the SL voltage threshold increases, i.e. sonoluminescence appears at higher transducer voltages (volt.). However, the maximum of the SL intensity obtained by the variation of the transducer voltage increases by decreasing the temp.. The position of the curves (U) relatively each other changes as well (regions I, II and III in Fig. 1). At low transducer volt. the SL intensity increases with temp. growth (curve 1). At high driving volt. (curve 3) the SL intensity decreases with increasing the temp. At the intermediate intensities (curve 2) L reaches a maximum and then decreases. Fig. 2 shows the temp. dependencies of SL intensity obtained at the volt. U of regions I, II and III in fig. 2.

Here, three sonification regimes exist as judged from the SL temp. dependencies. At low transducer volt. the SL intensity increases with temp. growth (curve 1). At high driving volt. (curve 3) the SL intensity decreases with increasing the temp.. At the intermediate intensities (curve 2) L reaches a maximum and then decreases.

To explain the indicated differences in the temp. dependencies, we call attention to the fact that the decrease of the cavitation activity at high bubble volume concentrations can be induced by the reasons discussed earlier. These, first of all, are the screening action of cavitation and interbubble impact. The increase of the intensity of bubble interactions will increase the probability of the bubbles deformation and their collapse in a nonspherical way.

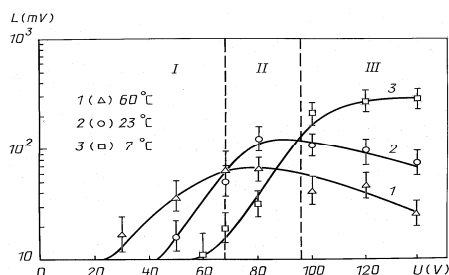


Fig. 1. SL intensity  $L$  versus transducer voltage  $U$  for different temperatures  $q$ :  $q = 60^\circ\text{C}$  (2),  $23^\circ\text{C}$  (3),  $7^\circ\text{C}$  (3);  $f = 880$  kHz, pulsed sonification, US pulse duration  $t = 3$  ms, pulse period  $T = 30$  ms; liquid – distilled water

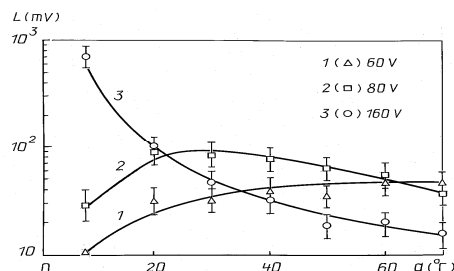


Fig. 2. SL intensity  $L$  versus temp.  $q$  of distilled water for different driving volt.  $U$ :  $U = 60$  Volt (1),  $80$  Volt (2),  $160$  Volt (3);  $f = 880$  kHz,  $t = 3$  ms,  $T = 30$  ms. SL threshold voltage is  $58$  Volts at  $q = 7$  for this experimental conditions

The latter decreases, according to, the efficiency of energy concentration by bubbles thus decreasing the SL intensity. The increase of the vapor pressure  $P_v$  and the decrease of the surface tension  $\sigma$  of the liquid with temp. promotes decreasing bubbles collapse rate.

Thus, with increasing the liquid temp., the SL intensity experiences the influence of two competing factors associated with the increase of the volume density and the amount of cavitation bubbles. These are the increase of the number of cavitation events (collapses) per unit time, on one hand, and the decrease of the efficiency of concentrating the energy by bubbles upon collapse, on the other hand. The latter is caused by enhancement of the bubble interactions, the increase of the vapor - gas mixture pressure  $P_v$  inside them and the decrease of the surface tension  $\sigma$  and enhancement of the screening effect of cavitation.

Regions I, II and III in Fig. 1 correspond to the following conditions which differ, apparently, by a degree of saturation of the cavitation zone by active bubbles.

(I) At low US intensities the number of cavitating bubbles is small and the SL intensity is low. The temp. increase entails the decrease of the cavitation threshold, the increase of the amount of collapsing bubbles and, correspondingly, the increase of the SL intensity despite the possible decrease of a rate of collapses as a consequence of decreasing  $\sigma$  and increasing  $P_v$ . In this US intensity range the increase of cavitation events per unit time is the prevailing factor.

(II) The intermediate intensities correspond to the onset of avalanche - like bubble multiplication. With increasing the temp. an amount of bubbles quickly increases and reaches the saturation state. Therefore, SL intensity after achieving maximum decreases.

(III) At high US intensities the cavitation zone is saturated by bubbles already at a low temp. and therefore the increase of bubbles volume density by the increase of the temp. can only decrease the SL intensity (curves 3 in Figs 3 and 5). In this US intensity range the dominant factor is the decrease of the efficiency of collapses.

The research has been partially supported by the Belarusian Foundation for Fundamental Research and by the University of Trieste.

## References

1. *Sirotiuk M.G.* Acoustic cavitation (in Russ). Nauka. M. 2008.
2. *Pickworth M.J.V., Dendy P.P., Leighton T.G.* // *Phys. Med. Biol.* 34. 1989. P 1139.
3. *Leighton T.G.* The Acoustic Bubble. Academic. London. 1996.
4. *Sehgal C., Sutherland R.G., Ferral R.E.* // *J. Phys. Chem.* 84. 1980. P 525- 531.
5. *Hiller R., Putterman S.J., Barber B.P.* // *Phys. Rev. Lett.* 69-74. 1992. P 1182.
6. *Dezhkunov N.V., Francescutto A., Mason T. et al.* // *Ultrason. Sonochem.* 7. 2000. P.19-24.

## РАЗРАБОТКА МИКРОПРОЦЕССОРНОГО БЛОКА ДЛЯ РЕОКАРДИОГРАФА

М.Д. ЛОГИНОВА, Н.В. ШЕВЧЕНКО

*Севастопольский национальный технический университет  
ул. Университетская, 33, г. Севастополь, 99053, Украина  
elt.sevntu@gmail*

В данной работе рассмотрен принцип построения устройства для регистрации электрического сопротивления объема ткани организма при пропускании через этот объем переменного тока – реокардиограф.

*Ключевые слова:* реокардиография, организм, функциональная диагностика, неинвазивный метод.

Актуальность данной работы заключается в том, что вторая половина XX в. ознаменовалась бурным развитием новых, более современных и физиологически обоснованных методов исследования различных функций и систем человеческого организма – так называемой функциональной диагностики. Среди многих методов функциональной диагностики особое место занимают методы исследования сердечно-сосудистой системы. Это связано с широкой распространенностью заболеваний в этой области, тяжестью течения, высоким процентом инвалидизации и смертности среди заболевших и, зачастую, сложностью объективной диагностики. Достойное место в ряду многочисленных неинвазивных методов диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, позволяющих производить раздельный анализ фаз систолы левого и правого желудочков сердца, занял метод реокардиографии. Важность представленной разработки определяется быстрым развитием биомедицинской электроники и растущей потребностью медицины в точном и оперативном анализе состояния сердечно-сосудистой системы[1].

Функциональный блок содержит ряд основных модулей (рис.1): генератора тока (ГТ), блока усилителя, АЦП, источника опорного напряжения для АЦП, блока управления, выпрямителя, ФНЧ, ФВЧ, гальванической развязки и драйвера связи с персональным компьютером[2].

Для получения формы реографической кривой необходим генератор тока, вырабатывающий ток силой в 0.1 мА с частотой 50 кГц, который подводится к токовым электродам. В результате прохождения тока через пациента изменяется падение напряжения на тканях биологического объекта, регистрируемое измерительными электродами. Сигнал снимаемый с регистрирующих электродов предварительно проходит усиление, а также фильтрацию с частотой среза 45 Гц от посторонних шумов, включающих в себя как наводки электросети так и собственные шумы человека, так называемые артефакты электрокардиограммы: тремор мышц, систолический шум и т.д. Отфильтрованный и усиленный сигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя. После преобразования данные передаются через контроллер на компьютер для дальнейшего хранения и обработки[3].



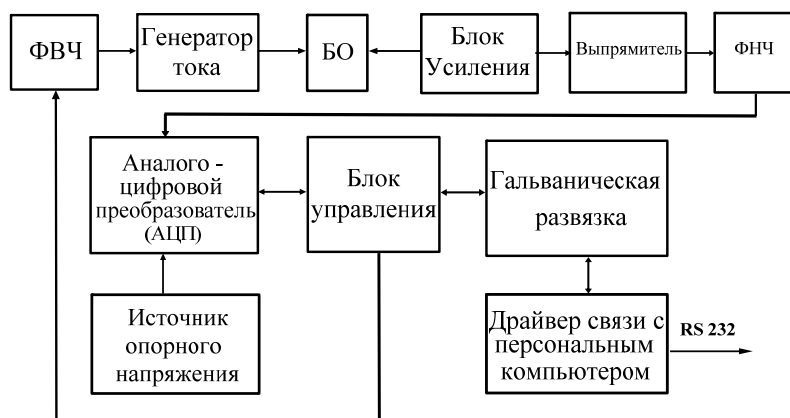


Рис. 1. Функциональная блок-схема реокардиографического блока

Таким образом, спроектированный блок реокардиографа, на базе микропроцессора американской фирмы *ATMEL*, позволяет упростить схемотехнику прибора, уменьшить габариты и увеличить точность измеряемого сигнала, что особенно важно для применения в палатах интенсивной терапии, реанимации, а особенно в неотложной кардиологии.

#### Список литературы

1. *Беляев К.Р., Зубенко В.Г., Морозов А.А., Щукин С.И., Корнеев Н.В.* Автоматизированный комплекс для мониторинга параметров центральной гемодинамики. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. №3. – М.: 2000, С. 22-26.
2. *Щукин С.И., Зубенко В.Г., Беляев К.Р. и др.* Средства и методы неинвазивных измерений кровообращения. МГТУ им.Н.Э.Баумана. Москва, Россия.
3. *Цветков А.А.* Исследования биоимпедансного метода и разработка аппаратуры для измерения региональных объемов жидкости и крови у человека: дисс. канд.тех.наук. -М :1985.

УДК 621.37/39:061.2/4

## РАЗРАБОТКА МИКРОПРОЦЕССОРНОГО БЛОКА ДЛЯ АППАРАТА ДИАДИНАМОТЕРАПИИ

Е.В. ВАСИЛЬКОВА, Н.В. ШЕВЧЕНКО

*Севастопольский национальный технический университет  
ул. Университетская, 33, г. Севастополь, 99053, Украина  
elt.sevntu@gmail*

В данной работе рассмотрен принцип проектирования прибора диадинамотерапии для снятия болевого синдрома.

*Ключевые слова:* диадинамотерапия, организм, диадинамические токи, нервно-мышечный аппарат.

Актуальность разработки описанного устройства определяется механизмом воздействия диадинамических токов на нервно-мышечный аппарат человека и преимуще-

ствами применения данного метода обезболивания перед другими традиционными методами лечения. Так как дидинамотерапия дает хорошие результаты даже у той категории больных, где не эффективны другие средства, не вызывает привыкания, не имеет побочных действий при правильном применении, позволяет отказаться от деструктивных хирургических вмешательств и применения сильнодействующих анестезирующих веществ [1].

Функциональный блок содержит ряд основных модулей (рис.1): блок микроконтроллера, ЦАП, ФНЧ, усилитель мощности, блок индикаторов, схема защиты[2].

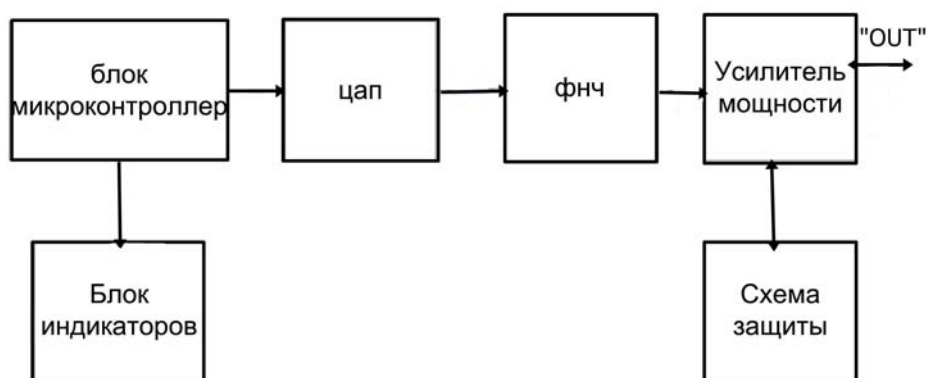


Рис. 1. Функциональная блок-схема аппарата дидинамотерапии

Для получения формы импульса полусинусоидальной формы с задним фронтом необходим генератор тока, вырабатывающий ток силой до 50мА с частотой 100Гц, который подводится к токовым электродам. Цифровые коды формы импульсов с микроконтроллера поступают в цифроаналоговый преобразователь, в котором преобразуются в аналоговый сигнал.

После этого полученный сигнал необходимо проинтегрировать. В роли интегратора выступает фильтр нижней частоты, построенный на базе операционного усилителя, который настроен на частоту среза равную 110 Гц. Это позволяет значительно ослабить высокочастотную составляющую сигнала.

Преобразованный сигнал поступает в усилитель мощности, где приобретает необходимую величину для того чтобы через миллиамперметр он поступил на электроды подключенные к пациенту [3].

Таким образом, разработанный и спроектированный блок аппарата дидинамотерапии, основанный на микропроцессоре американской фирмы *ATMEL*, позволяет существенно повысить эффективность лечебных процедур и увеличить их производительность.

#### Список литературы

1. Кресленко В.И. Электроанальгезия. М: Медицина. 1993.
2. Калюжный Л.В. Механизмы болевой чувствительности. Киев: Здоровья. 1986.
3. Ясногородский В.Г. Синусоидальн модулированные токи и их применение. М: Знание. 1987.

## РАЗРАБОТКА ПРИБОРА ВИБРОАКУСТИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ

Е.П. ХАВАНОВА, Н.В. ШЕВЧЕНКО

*Севастопольский национальный технический университет  
ул. Университетская, 33, г. Севастополь, 99053, Украина  
elt.sevntu@gmail*

В данной работе рассмотрен прибор для лечения и профилактики заболеваний воспалительного и травматического происхождения. Прибор воздействует микровибрациями акустического диапазона частот на ткани человека, что дает положительные результаты.

*Ключевые слова:* виброакустическая терапия, микровибрация, кровоснабжение, лимфоток, насосный эффект, акустический диапазон.

Последние два десятилетия проведено более 40 научных исследований в области травматологии, ортопедии, хирургии, урологии, педиатрии, терапии, стоматологии, подтверждающих значимость виброакустической ресурсной помощи организму для восстановительных процессов в организме человека. В проводимых исследованиях в качестве источника микровибрации использовались виброакустические аппараты.

Результаты исследований подтверждают весьма значимый потенциал метода, позволяющего не только улучшить здоровье, повысить умственную и физическую работоспособность и продлить активный возраст человека.[1]

Виброакустическая терапия - это контактное воздействие микровибрациями акустического диапазона частот на ткани человека. Благодаря наличию клапанной структур в лимфатических сосудах, микровибрация создает насосный эффект и обеспечивает очистку тканей от продуктов метаболизма и остатков погибших клеток. Также микровибрация влияет на обеспечения венозного оттока крови и иммунных реакций, регенеративных процессов организма.[2]

Виброакустическая терапия позволяет воздействовать на три фактора, влияющих на результативность лечения: увеличить местное кровоснабжение, повысить функцию органа и улучшить качество крови, восстановить управление, нарушенное в связи с недостаточностью кровоснабжения нервных волокон, тканей, нервных центров. Основные физические свойства виброакустического воздействия — облегчение транспорта веществ в лимфатические и венозные капилляры, усиление насосной функции лимфатических и венозных сосудов и улучшения функций почек, что повышает эффективность процесса гомеостазирования.[3]

В основе этого явления лежат два фундаментальных физических эффекта.

Первый — это снижение сосудистого сопротивления движению крови при воздействии микровибрации определенной звуковой частоты, причем для каждого диаметра сосуда существует своя оптимальная частота. На снижение сосудистого сопротивления ориентирован второй частотный диапазон аппарата.

Второй — эффект гидродинамического насоса в венах. Он возникает благодаря наличию клапанов, которые при воздействии микровибрации обеспечивают не хаотическое, а направленное движение крови. На использование этого эффекта гидродинамического насоса ориентирован первый частотный диапазон прибора. Разработанный прибор предназначен для профилактики и лечения заболеваний, связанных с нарушением капиллярного кровотока и лимфотока, что оказывает выраженный эффект при лечении заболеваний воспалительного и травматического происхождения.

Частота I диапазона непрерывно меняется от 20 Гц до 4,5 кГц и оптимизирована на максимизацию эффекта гидродинамического насоса в венах Частота II диапазона непрерывно меняется от 200 Гц до 18 кГц и направлена на увеличение эффекта снижения гидродинамического сопротивления в капиллярах.

В виброакустических аппаратах используется диапазон частот и амплитуда колебаний, совпадающие с собственными микровибрациями живых организмов (15 разных частот) За счет этого, даже при малой амплитуде микровибрации (меньше 20 мкм), достигается увеличение числа функционирующих капилляров, значительное снижение гидродинамического сопротивления, что в 2-4 раза увеличивает кровоток и лимфоток в тканях.

На рис. 1 представлена блок-схема аппарата.

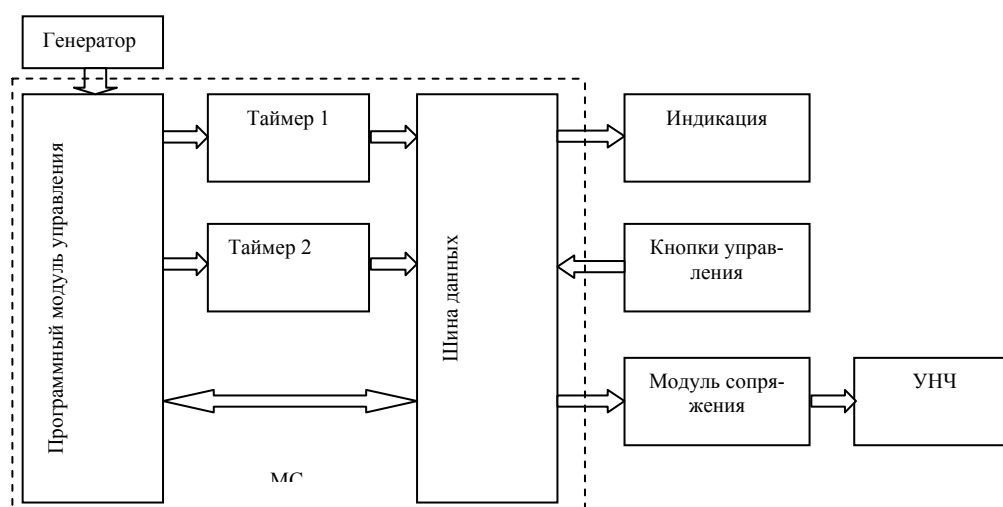


Рис. 1. Функциональная блок-схема

Программный модуль управления (ПМУ) управляет таймерами, которые вырабатывают необходимые частоты в заданный момент времени. Также ПМУ формирует информацию для индикации и анализирует нажатие клавиш от кнопок управления.

Таймер 1 формирует необходимую частоту для проведения процедуры, а таймер 2 контролирует время проведения процедуры. Индикация отображает режим и время проведения процедуры. С помощью кнопок управления осуществляется старт, стоп прибора, а также меняется режим и время проведения процедуры.

Модуль сопряжения предназначен для согласования микроконтроллера с УНЧ.

#### Список литературы

1. Физиологический механизм виброакустического воздействия, [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.lemoks.lv/index.php?menuitem=6&id=397&lang=ru>.
2. Федоров В., Лечение и профилактика заболеваний. М: «ВитаНова», 2001. 256 с.
3. Виброакустическая терапия [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ngorschar.com/news/2009-05-15-163>.

## РАЗРАБОТКА ЦИФРОВОГО ГАЗОАНАЛИЗАТОРА КОНЦЕНТРАЦИИ КИСЛОРОДА

Е.В. ШАПОВАЛОВА, Н.В.ШЕВЧЕНКО

Севастопольский национальный технический университет  
ул. Университетская, 33, г. Севастополь, 99053, Украина  
elt.sevntu@gmail.com

Разработка устройства для анализа выдыхаемой газовой смеси, определяется ведущей ролью окислительно-восстановительных реакций кислорода в клетках организма. Данный анализ можно получить при помощи цифрового анализатора концентрации кислорода.

*Ключевые слова:* газоанализатор, транспорт кислорода, кислородные датчика, МПК.

Актуальность разработки устройства для анализа выдыхаемой газовой смеси, определяется ведущей ролью окислительно-восстановительных реакции кислорода в клетках организма. Утилизация и потребление кислорода позволяет характеризовать состояние обменных процессов в целом и постоянное снабжение кислородом организма. К сожалению современная отечественная медицинская аппаратура не конкурентоспособна по сравнению с зарубежными дорогостоящими аналогами.[1] По мере совершенствования медицинской электронной аппаратуры информацию можно получить при использовании цифрового газоанализатора концентрации кислорода. [2]

Основной способ исследования: испытуемый вдыхает атмосферный воздух и выдыхает его в мешок Дугласа. Анализ пробы выдыхаемого воздуха в газоанализаторе позволяет определить процент поглощения кислорода. Основная цель этих исследований состоит в том, чтобы изучить физиологические механизмы гипоксии, сатурации и получить возможность влиять на нее своевременными методиками профилактики и лечения.[3]

Целью данной работы является разработка прибора для измерения процентного содержания кислорода во вдыхаемой, выдыхаемой газовой среде и инертной, трудно доступной зоне.

Структурная схема разработанного прибора представлена на рис. 1.

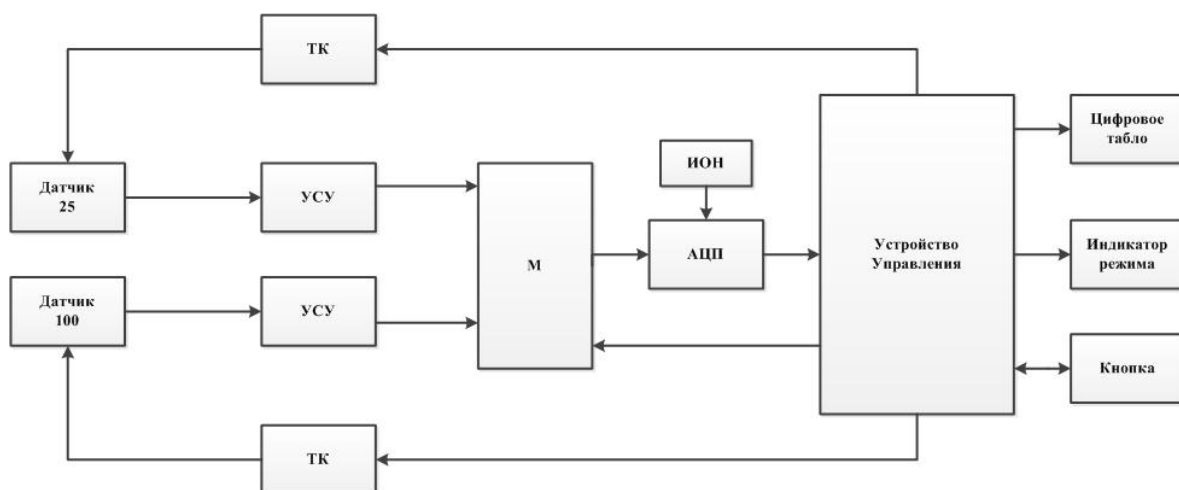


Рис. 1. Функциональная схема цифрового газоанализатора

На рис. 1:

Датчик 25 – серия датчика с диапазоном измерения от 0,1% об O<sub>2</sub> до 25% об O<sub>2</sub>;

Датчик 100 – серия датчика с диапазоном измерения от 0,1% об O<sub>2</sub> до 100% об O<sub>2</sub>;

М – аналоговый мультиплексор, осуществляющий подключение сигналов аналогового тракта к входу АЦП;

АЦП – аналого-цифровой преобразователь;

ИОН – источник опорного напряжения;

УУ – цифровое устройство управления;

ТК – транзисторный ключ

УСУ – устройство согласования уровня.

Первый блок выполняет анализ газовой среды воздуха (датчик обнаруживает кислород в парциальном давлении газовой смеси, используя динамические процессы, которые происходят на двух дисках диоксид циркония, которые находятся в герметичной камере). Основные параметры – выходной сигнал от 0 до 10 вольт, напряжение питания – 24 вольта.

Описанный прибор предназначен для измерения процентного содержания кислорода во вдыхаемой, выдыхаемой газовой среде и инертной, трудно доступной зоне.

#### Список литературы

1. *Пономаренко Г.Н.* Основы физиотерапии: Учебник – М: «Медицина», 2008.-162с.
2. Кислородные датчики. Часть 3: <http://dpgo.ru/article/2011-08-10/kislородnye-datchiki-chast-3>.
3. *Бреслав И.С.* и др. Физиология дыхания. СПб.: Наука, 1994. 680 с.
4. Мониторинг физиологических функций: <http://www.allvet.ru/surgery/12.php>.