



ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • Электронная библиотека

Препринты ИПМ • Препринт № 38 за 2011 г.



Платонов А.К., Герасименко Ю.П.,  
Илиева-Митуцова Л.,  
Никитин О.А., Сербенюк Н.С.,  
Трифонов О.В., Ярошевский В.С.

Биомехатронные элементы  
стимулятора стопы человека

**Рекомендуемая форма библиографической ссылки:** Биомехатронные элементы стимулятора стопы человека / А.К.Платонов [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2011. № 38. 32 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2011-38>

**Ордена Ленина  
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ  
имени М.В.Келдыша  
Российской академии наук**

**А.К. Платонов, Ю.П. Герасименко,  
Л.Илиева-Митуцова, О.А. Никитин,  
Н.С.Сербенюк, О.В. Трифонов,  
В.С. Ярошевский.**

**Биомехатронные элементы  
стимулятора стопы человека**

**Москва — 2011**

## Аннотация

Рассмотрены два перспективных проекта конструкций биомехатронных стимуляторов стопы человека. Описаны результаты разработки и исследования высокочувствительного сенсора электрического сопротивления кожи человека, предназначенного для использования в составе биомехатронного тренажёра. Исследования проводятся в рамках совместного проекта РАН-БАН, имеющего целью создание новых технологий реабилитации спинальных больных.

## Biomechatronic Components of Human Foot Stimulator

A. Platonov<sup>1</sup>, Y. Gerasimenko<sup>2</sup>, L. Mitutsova<sup>3</sup>, O. Nikitin<sup>2</sup>,  
N. Serbenyuk<sup>1</sup>, O. Trifonov<sup>1</sup>, V. Yaroshevskiy<sup>1</sup>.

## Annotation

Two innovative designs of biomechatronic human foot stimulators are considered. Design and study of a high sensitive human skin resistance measuring device are represented. The studies are carried out in RAS-BAS collaboration in development of new technologies of rehabilitation of spinal patients.

## Содержание

1. Цели и пути создания мехатронной системы биотренажёра.....	4
2. Проекты GaitSim и FootReact ИМЭХ БАН.....	9
3. Проблема электропунктурной диагностики состояния ног человека и определение биологически активных областей. ....	11
4. Высокочувствительный сенсор электропроводимости кожи человека.....	16
4.1. Описание схемы и устройства сенсора.....	17
4.2. Проблемы создания программного обеспечения мехатронного сенсора.....	21
4.2.1. Описание программного обеспечения микропроцессора МР430F1611 .....	21
4.2.2. Описание программы внешнего компьютера .....	24
5. Эксперименты и их анализ.....	28
5.1. Свойства сигналов сенсора электропроводимости. ....	28
5.2. Примеры исследования кожной проводимости.....	29
Заключение.....	30
Литература.....	31

<sup>1</sup> Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша РАН (Keldysh Institute of applied mathematics RAS)

<sup>2</sup> Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН (Pavlov Institute of Physiology RAS)

<sup>3</sup> Институт механики БАН (Institute of mechanics BAS)

## Введение

Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша РАН (ИПМ) совместно с Институтом физиологии им. И.П. Павлова РАН (ИФ) и Институтом механики Болгарской академии наук (ИМЕХ БАН) проводит исследования в рамках проекта: «Техническое и клиническое исследование прототипа биомеханической системы для рецепторной стимуляции пациентов с вертебро-спинальной патологией». Проект направлен на разработку нового средства лечения спинальных больных и создание новых технологий их реабилитации. Уверенность в перспективности и необходимости разработки подобных средств и технологий основана на результатах исследования механизмов управления локомоцией человека и животных, выполненных ранее в Институте физиологии им. И.П. Павлова РАН [1, 2]. В этих исследованиях (вопреки мнению о неизлечимости пациентов с клинически полным поперечным поражением спинного мозга) были выявлены перспективы положительного исхода в реабилитации спинальной патологии при использовании специальных методов биостимуляции парализованных конечностей пациента. Было показано, что локомоторные тренировки с использованием пассивно-принудительных шагательных движений, осуществляемых методистом, способствуют восстановлению двигательной активности у спинальных пациентов. Это диктует необходимость создания биомехатронных систем для рецепторной стимуляции и исследования путей восстановления локомоций у людей с травмами спинного мозга [3].

Под биомехатронной системой в данном случае понимается соединение биомеханического тренажёра (такие чисто биомеханические системы для человека выпускаются за рубежом, и имеется опыт их создания в России) с сенсорными и эффекторными элементами, связанными с управляющими компьютерами и компьютером доктора. При этом предполагается, что определённый уровень богатства сенсорного и эффекторного оснащения системы необходим для повышения эффективности назначаемых лечебных действий (именно соединение в единой системе механических управляемых частей и чувствительных электронных аппаратно-программных элементов с интерфейсом врача и подчеркивается термином «биомехатронная система»). Разработка такой мехатронной системы нуждается в создании новых специализированных сенсорных и эффекторных средств, для включения их в состав частей биотренажёра. Заметим, что подобные системы необходимы не только для их использования в виде лечебных средств пациентов с вертебро-спинальной патологией (далее – спинальных больных), но и при проведении клинических исследований или фундаментальных физиологических исследований на животных [2, 3].

На текущем этапе проекта в ИМЕХ БАН и в ИПМ РАН разрабатываются описываемые ниже конструкции стимулятора стоп спинальных больных и сенсор для определения расположения биологически активных точек стопы пациента. В публикациях [1, 2] показано, что эти средства необходимы для избирательного акупрессорного воздействия на стопу с целью лечения нарушенных вегетативных функций и для объективной диагностики результатов лечения.

### **1. Цели и пути создания мехатронной системы биотренажёра**

Хорошо известно, что после травмы или заболевания спинного мозга человека происходят серьезные функциональные изменения его опорно-двигательного аппарата. Весьма часто, к сожалению, такие люди теряют способность к самостоятельному передвижению, и они относятся к числу больных лиц с наименьшими перспективами в плане восстановления здоровья, бытовой и социальной реабилитации. Это одна из самых страшных болезней, в борьбе с которой медицина еще слаба.

В настоящее время в условиях непрерывного увеличения скорости и интенсивности транспортных потоков происходит, как это показывает статистика, значительное увеличение транспортного травматизма. В России в результате автокатастроф и других причин (например, неудачных прыжков в воду) каждый год появляется около 15 тысяч спинальных больных. По информации из Интернета в России в результате травмы позвоночника уже около 250 тысяч человек потеряли возможность двигаться. В свою очередь, в США статистика показывает, что в тяжелой двигательной инвалидности находятся свыше 4 миллионов человек.

Поэтому во всём мире проблема восстановительного лечения спинальных больных очень актуальна. В связи с этим в разных странах созданы крупные научно-исследовательские центры и специально финансируемые программы, направленные на поиск эффективных методов и технических средств реабилитации пациентов с тяжелой двигательной инвалидностью ("*паралегиков*").

В России систематические исследования, связанные с управлением двигательной активности спинного мозга в отсутствие связи с высшими отделами центральной нервной системы, ведутся в Лаборатории физиологии движений Института физиологии им. И.П.Павлова РАН (г. Санкт-Петербург). В этой лаборатории получены значимые результаты, повлиявшие на необходимость организации работ для создания упомянутого мехатронного биотренажёра. В этой лаборатории в 2000-2005гг [1, 2, 3]:

- Доказано существование у человека нейрональных локомоторных сетей, названных генераторами шагательных движений, локализованных в области второго поясничного сегмента спинного мозга.

- Впервые была применена эпидуральная электрическая стимуляция спинного мозга для искусственного запуска генератора шагания у животных и спинальных пациентов.
- Доказано важное значение информационного потока от рецепторов нижних конечностей в регулировании активности и параметров генератора шагания.

В соответствии с этими результатами в ИФ им. И.П. Павлова РАН было показано, что после травмы крайне необходимо своевременное тактильное воздействие на стопы парализованных ног человека. Это воздействие заключается в осуществлении их непрерывной и специализированной рецепторной активации на протяжении длительного времени, начиная от возможного наиболее раннего момента после получения травмы. Упомянутая специализация такой активации заключается в нагружении опорной поверхности стопы, имитируя усилия, возникающие при нормальной ходьбе. Лечебный эффект такого специального тактильного воздействия на стопы парализованных ног, как оказывается, заключается в восстановлении локомоторных способностей спинного мозга. При этом критическим фактором для запуска центрального генератора шагательного движения является величина давления на опорной площадке (стопе).

Достижение требуемого лечебного эффекта было продемонстрировано на спинальной кошке, у которой восстановились шагательные движения парализованных задних конечностей после длительного (в пределах года) прессорного воздействия руками на стопы и принудительных шагательных движений с воздействием на опорную поверхность стопы (выполненного одним из руководителей данного проекта к.б.н. О.А. Никитиным). Главным моментом для дальнейшего совершенствования лечебных процедур является



Рис. 1. Общий вид тренажёра, лента тредбана и механизм принудительного шагания спинального животного.

тот факт, что в результате научно-экспериментальных исследований было доказано функциональное значение именно рецепторов стопы нижних конечностей для регуляции активности центрального генератора шагания в спинном мозге.

Именно поэтому и был сделан вывод о необходимости разработки биотренажёра типа беговой дорожки с механизмом принудительной имитации шагательного цикла, в котором локомоторные движения биообъекта,

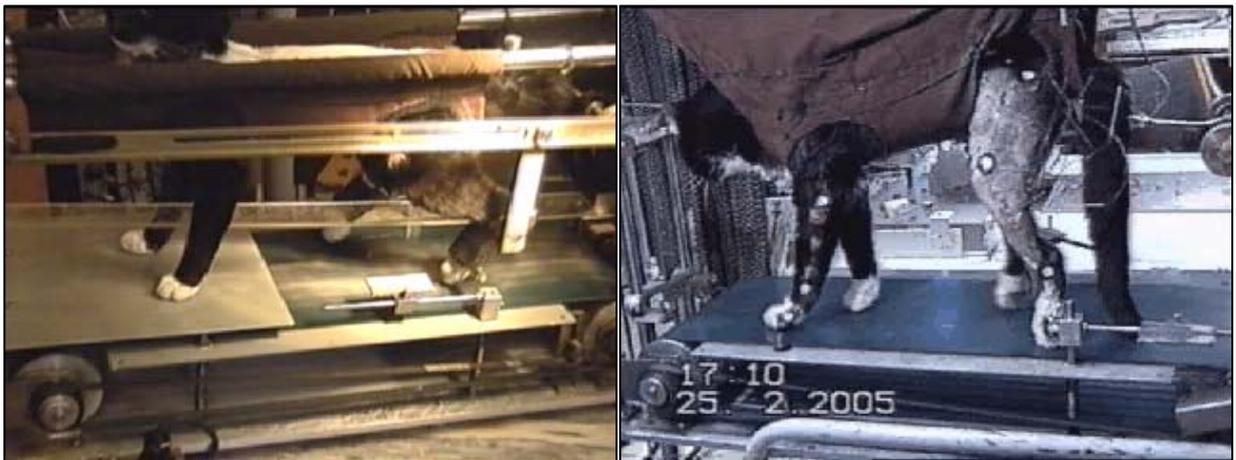


Рис. 2. После эпидуральной стимуляции в сочетании с тренировками на LOCOSTIM-1 (фото слева), спинальная кошка начинает самостоятельно ходить (фото справа) [4].

вызванные внешним источником, максимально близки к естественным движениям здорового биообъекта. Таким способом активируются проприорецепторы конечности (рецепторы мышц, сухожилий и суставов) и кожные рецепторы стопы. Кроме этого должен быть реализован механизм регулировки силы прижатия стопы биообъекта к подвижной опорной поверхности для активации рецепторов и нервных окончаний. В рамках совместного проекта РАН – БАН был создан биотренажер «LOCOSTIM-1»

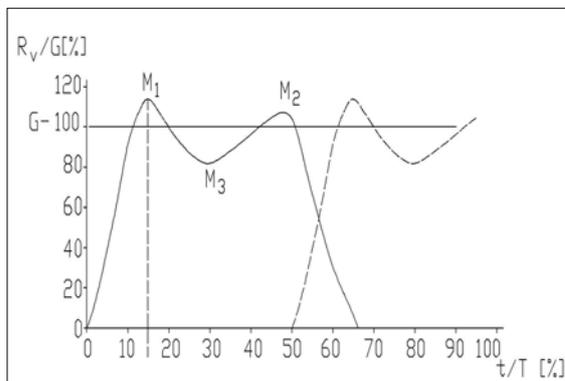


Рис.3 Вертикальные силы нагрузки на стопу при ходьбе здорового человека [5]

(рис. 1) [3,4]. На этом тренажере в ИФ им. И.П. Павлова РАН при реабилитации спинальных животных впервые были применены одновременно эпидуральная (электрическая) стимуляция спинного мозга и биомеханическая стимуляция конечности и стопы (рис. 2) [2,3,4]

Полученный в ИФ им. И.П. Павлова РАН опыт позволил сформулировать главное функциональное требование к реализации мехатронного биотренажёра для человека:

обязательное управление величиной нагрузок на рецепторный аппарат ноги человека в процессе повторяющихся шагательных движений. На рис. 3 выше показаны отнесённые к весу  $G$  пациента безразмерные характеристики требуемого согласования вертикальных сил  $R$  нагрузки на стопы попеременных опорных воздействий в пределах шага одной ноги  $T$ . Они позволяют организовать компьютерную адаптацию к весу пациента и темпу ходьбы и позволяют, также, адаптировать тренажёр к возможностям скелетно-мышечной системы пациента путём уменьшения и периодического регулирования величины максимальной нагрузки ног.

Заметим, что одной из целей описываемого лечебного средства является уменьшение степени атрофии костно-мышечной системы нижних конечностей пациента, связанной с отсутствием мышечной нагрузки и с сопутствующим уменьшением в нижних отделах нервной системы активации сетей промежуточных нейронов и нейронов генераторов шагания. Исследования показывают, что полная дегенерация нисходящих путей на нейроны спинного мозга происходит через 28 дней после повреждения спинного мозга. Поэтому для того чтобы реабилитация начиналась как можно раньше после травмы или заболевания спинного мозга, разрабатываемая конструкция мехатронного биотренажера предполагает возможность его создания в варианте кровати, созданной в ИППИ РАН [6, 7] (рис. 4).

Таким образом, одной из основных задач проекта является разработка мехатронного устройства для тактильного воздействия на стопу больного с возможностью анализа получаемого эффекта. В настоящее время в разработках ИМЭХ БАН и ИПМ в свете описанных обстоятельств сформулирована концепция и получен патент "мехатронного boot-модуля", оснащенного приводными механизмами для акупрессурной стимуляции стопы больного с разрабатываемыми средствами измерений её кожной электропроводности.



Рис. 4 Биомеханическое устройство «Вертикаль» для создания принудительных шагательных движений [6].

Возможность поиска биологически активных зон стопы позволит воздействовать на улучшение, а возможно и на восстановление нарушенных при спинальномозговой травме вегетативных функций. Соединение такого boot-модуля с механизмом принудительного воздействия на опорно-двигательный аппарат ноги человека (аналогичного механизму,

показанному на рис. 1) позволит сформировать требуемый биомехатронный тренажёр, как на базе имеющихся биомеханических тренажёров, так и в варианте кровати.

В связи с этим ИМ БАН реализует разработку конструктивной схемы boot-модуля и средств тактильной стимуляции стоп ног больного. Задача ИПМ им. М.В. Келдыша РАН на этом этапе заключается в создании устройства для определения расположения биологически активных точек и их функционального состояния с помощью измерения электропроводимости кожи человека *сверхслабыми токами* (для исключения вреда организму больного и, главное, - для исключения искажающей измерения реакции внутренних электрических процессов организма пациента). Это требует:

- дополнительных исследований шумовых составляющих сигнала,
- построения алгоритмов обработки сенсорных данных,
- алгоритмов управления электромеханическими элементами тактильной системы,
- алгоритмов и интерфейса средств отображения на компьютере врача с соответствующими средствами программного управления системой приводов,
- измерений сигналов обратной связи биомехатронного тренажёра.

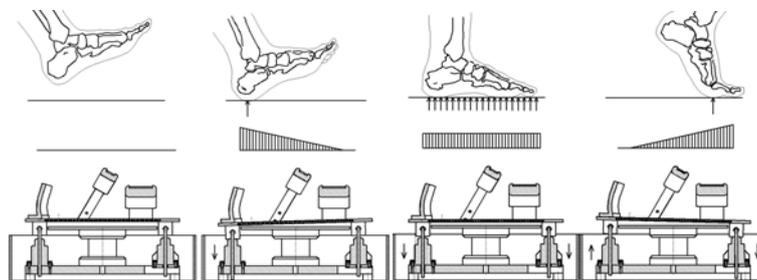
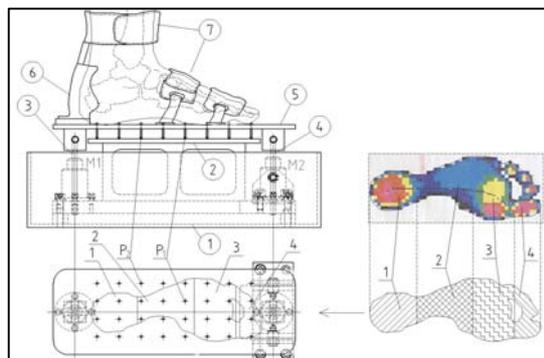


Рис. 5 Двухкоординатная мехатронная система “GaitSim” для реабилитации спинальных больных посредством рецепторной активации стопы по типу “Ходьбы”. [8]

## 2. Проекты GaitSim и FootReact ИМЭХ БАН

Для реализации требуемой имитации шагательных нагрузок на стопу больного в ИМЭХ БАН разработаны два перспективных проекта механических плунжерных стимуляторов стопы человека (с двумя управляемыми степенями подвижности каждый), позволяющие заданному временному закону регулировать характер изменения величины и пространственного расположения сил давления на стопу (рис. 5) [8,9,10,11]. Эти проекты были положены в основу совместных работ ИМЭХ БАН и ИПМ РАН по решению описываемой ниже проблемы разработки сенсора для измерения биоэлектрического сопротивления стопы пациента. Результаты моделирования в ИМЭХ БАН динамики работы микропроцессорного привода плунжеров позволили оценить размеры элементов плунжерного поля и получаемую дискретность плунжерных областей при достижении достаточно хорошей точности реализации требуемого закона сил, имитации опорных реакций на стопе ноги (см. рис. 6).

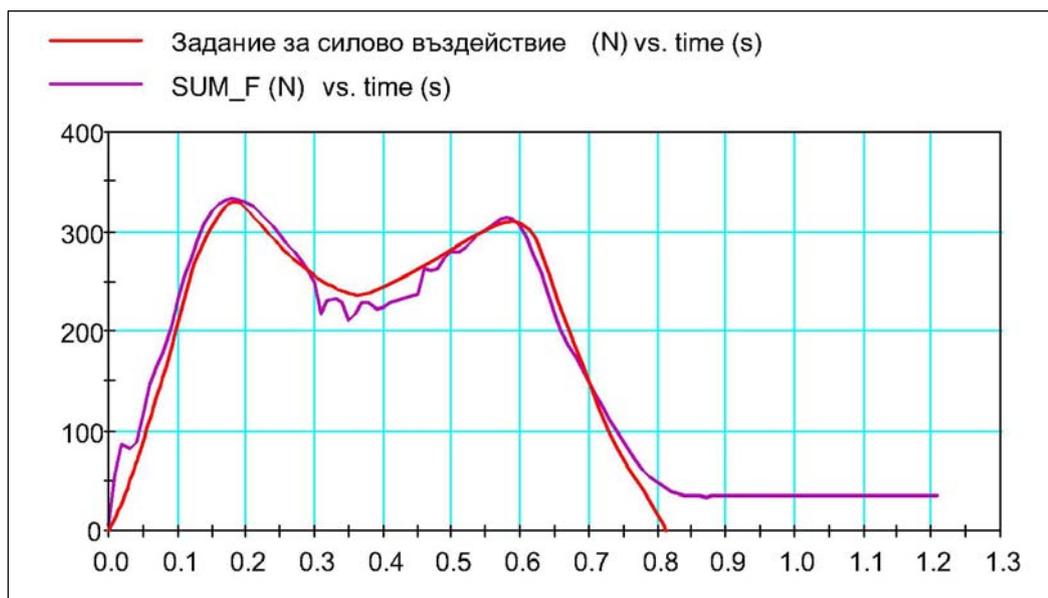
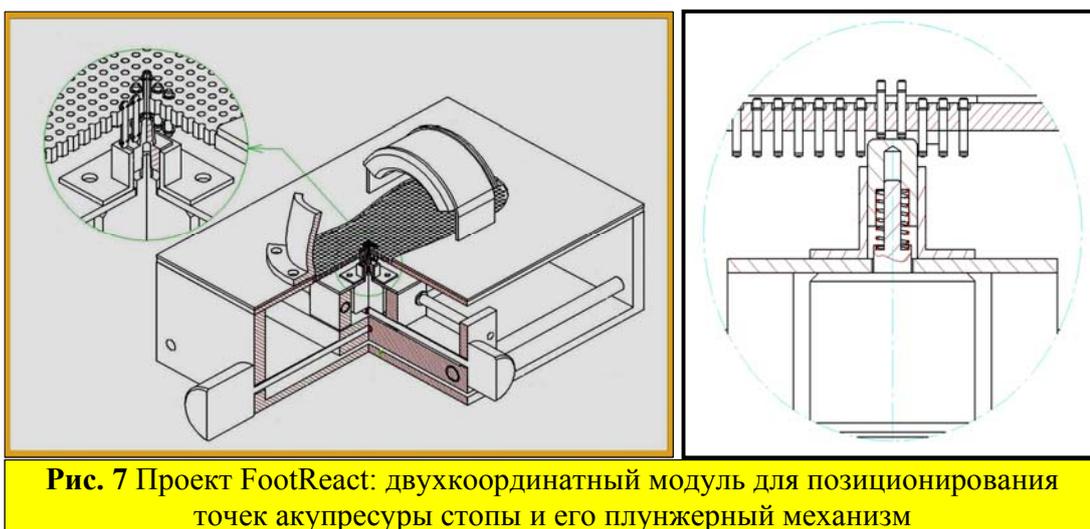


Рис. 6 Реализуемая точность исполнения в плунжерном boot-модуле заданного закона изменения по времени суммарной силы давления на стопу человека.

Однако с точки зрения организации доступа эффекторного или сенсорного плунжера к различным точкам стопы больного более удобно другое конструкторское решение ИМЭХ БАН, заложенное во втором проекте FootReact (рис. 7).

Заметим, что в модельных исследованиях динамики движения плунжеров первого проекта GaitSim были получены параметры элементов: плунжерного поля с шагом дискретности 4 мм при диаметре плунжера: - 2 мм.

Оценки достижимой точности фиксации ног пациента и возможной величины их отёчности показывают, что эти конструктивные параметры, целесообразны и для создания управляемого сенсорного поля мехатронного "сенсорного boot-модуля", разрабатываемого в ИПМ РАН с целью картирования электропроводимости стопы человека.



В результате анализа материалов ИМЕХ БАН представляется целесообразным определить следующую очерёдность вариантов реализации требуемых средств тактильной стимуляции стоп ног больного:

1. Первый, наиболее простой этап заключается в создании устройств, обеспечивающих активацию рецепторов и нервных окончаний стопы в условиях, близких к естественной ходьбе, - без шагательных движений нижних конечностей (условное наименование – “Эффекторный boot-модуль”). Проект такого устройства предложен в [8-10]. Его можно осуществить с обеспечением максимального удобства для индивидуального использования системы пациентом (лежа или сидя). Одновременно с этим создаётся и "Сенсорный boot-модуль" или общий – эффекторно-сенсорный "Мехатронный boot-модуль".
2. Следующим шагом является создание кровати с подобным устройством, оснащённой возможностью имитации шагательных движений. Такое устройство для реабилитации коленного сустава человека было создано в своё время болгарским руководителем данного проекта Лидией Илиевой-Митуцовой – [11]. Несколько лет назад, как уже было упомянуто, подобная кровать (без тактильных систем стопы) усилиями ИМех МГУ, ИППИ РАН и ЦКБМ РАН была создана в России [6,7].
3. Более сложная задача заключается в создании тредбана со стимуляцией стоп в процессе ходьбы. Для этого в процессе иммитации ходьбы надо принудительно поочерёдно ставить на движущийся тредбан "одетые" в

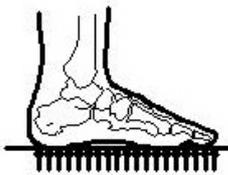
мехатронные boot-модули парализованные ноги подвешенного нужным образом пациента. Максимальная сложность механической разработки этого варианта заключается в дополнении такого тредбана управляемыми нагрузками голенистопа, голени и бедра пациента в процессе осуществления шагательных движений ног. Для этого на ноги пациента должны быть надеты соответствующие силовые элементы мягкого или жёсткого экзоскелетона.

Важно подчеркнуть экономическую целесообразность в современных условиях подобной тактики разработки сложного нового изделия, позволяющей получать значимые результаты на каждом из этапов постепенного вложения средств.

Предложенные болгарскими коллегами альтернативные конструкции тактильных эффекторов стопы («глобальный» GaitSim и «точечный» FootRect) обеспечивают создание как простейшего биотренажёра с «мехатронным boot-модулем» (без шагательных движений нижних конечностей), так и вариант кровати для спинальных больных. Для проблемы создания сенсора состояния стопы пациента интерес представляют оба варианта двухкоординатных исполнительных элементов тактильного эффектора, однако с точки зрения быстродействия построения карты кожной проводимости и биологически активных областей стоп пациента первый из них - вариант поля сенсоров представляется более целесообразным.

### **3. Проблема электропунктурной диагностики состояния ног человека и определение биологически активных областей.**

Сенсор биоэлектрического сопротивления стоп человека в составе мехатронного биотренажёра был задуман, как метод определения биологически активных областей опорной поверхности стопы, через которые можно воздействовать на нарушенные при спино-мозговой травме вегетативные функции, и - как предполагаемое средство возможной диагностики в процессе реабилитации спинальных пациентов. Основанием для такого предположения, в данном случае, являются имеющиеся данные о существовании в организме человека отдельного рефлекторного механизма, в виде так называемой, кожно-висцеральной (дословно: «кожно-внутренностной») дуги [12], ответственной, как за существующее на коже точечное отражение состояния внутренних органов организма человека (центробежная «кожная» ветвь дуги), так и за возможность прессотерапии или электротерапии этих внутренних органов (центростремительная «висцеральная» ветвь дуги). Существование сети таких кожно-висцеральных рефлекторных дуг (более подробно об этом см. [12, с. 47]) параллельно сети рефлекторных дуг И.П. Павлова на путях нервной системы человека считается



доказанным, благодаря положительным результатам лечебного применения в последние десятилетия различных систем акупунктурной и электропунктурной диагностики, наряду с мануальной терапией.

Но если мануальная терапия стоп парализованных ног способна, как это показывают опыты ИФ РАН, производить требуемый положительный эффект в условиях травматического нарушения нервных путей, то разумно предположить, что в общей реабилитации пациента могут в какой-то мере принимать участие и те кожно-висцеральные рефлекторные пути, которые, возможно, не затронуты травмой.

Безусловно, это только предположение, которое в каждом конкретном случае требует экспериментального подтверждения. И именно поэтому в ИПМ РАН предпринята описываемая здесь попытка разработать необходимый для проведения экспериментов прибор, нужный для измерения биоэлектрического сопротивления кожи в точках стоп человека по аналогии с известными методами Фолля или Накатани.

Как известно [12, с.42] активные кожные зоны (АКЗ) или биологически активные точки (БАТ) целым рядом свойств (повышенное потребление кислорода, температура и др.) отличаются от соседних участков кожи. С точки зрения мехатронных систем наиболее удобное отличие, обнаруженное ещё в 1946 году японским исследователем И.Е.Х. Нибое, – изменение электрических характеристик этих зон. Их размеры, в зависимости от внешних факторов и внутреннего состояния организма, меняются от величины менее чем  $1\text{мм}^2$  до величины почти  $1\text{см}^2$ , а положение может изменяться в пределах 2см. Наиболее часто измеряемыми электрическими параметрами являются:

- **Электрический потенциал кожи**. По некоторым данным [13, 14, 15] у здоровых людей в БАТ он на 2..3 мВ превышает значения в соседних точках кожи, а в зависимости от остроты заболевания он может быть и выше и ниже этой величины. Заметим, что по имеющимся данным под кожей протекают собственные слабые электрические токи - так называемые «собственные биопотенциалы» - величиной от 3 до 6 микроампер.
- **Биоэлектрическое сопротивление** между двумя точками организма. Прибор Фолля-Вернера измеряет сопротивление между ладонью руки и проверяемой АКЗ напряжением 9 В при протекающих токах от 0 до 100 мкА (сопротивление 90 КОм и выше). В этом диапазоне ответный сигнал калибруется в пределах 100 единиц измерения. У здоровых людей ожидаются показания в 50–65 ед.. Показания 70 ед. и выше отвечают воспалительному процессу отражаемого в АКЗ органа, в то время, как показания меньше 50 ед. означают упадок процесса его функционирования.

В анализе электрических параметров стопы, прежде всего, интересны именно те "меридианы" АКЗ, которые проходят через стопы ног, отображаясь

на зоны прессорефлексотерапии стоп ног (см. рис. 8). Из приведенных рисунков следует, что стопе человека присуще обширнее число АКЗ. Однако в соответствии с этими данными *существует лишь единственная зона (вблизи наружной стороны пятки стопы) связанная с состоянием здоровья ног человека.* Это упрощает проблему картирования данных стопы, но и наводит

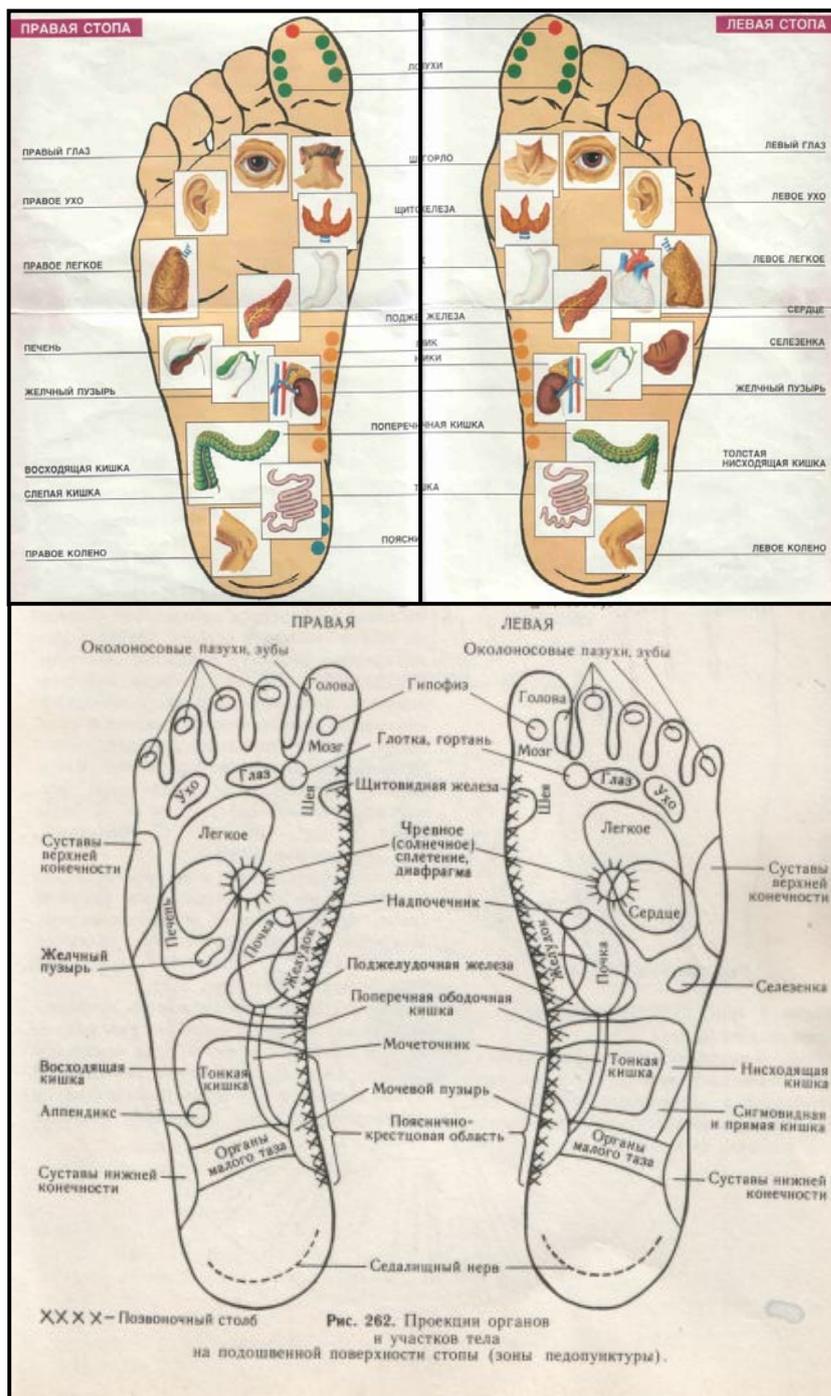


Рис. 8 Проекция органов и участков тела на подошвенной поверхности стопы («Зоны педопунктуры»)[14].

на мысль о возможной слабой информативности попыток электропунктурной диагностики состояния ног спинального больного. Это обстоятельство следует проверить экспериментально, обратив при этом наибольшее внимание на упомянутую зону, отражающую состояние суставов ноги.

Вместе с тем, в любом случае представляется целесообразным строить и периодически контролировать индивидуальные карты электрических параметров стоп пациента. Из соображений информативности и с учётом технических проблем реализации в качестве таких параметров были выбраны параметры электрического сопротивления (или проводимости) кожи. Для построения требуемой карты кожного сопротивления предполагается использовать конструкцию «сенсорного boot-модуля», аналогичную конструкциям описанных выше механизмов «эффекторных boot-модулей» ИМЕХ БАН (с предполагаемой заменой тактильных плунжеров на более тонкие измерительные щупы). Желательно, чтобы матрица сенсорных плунжеров, общая для обоих вариантов (GaitSim и FootReact), содержала

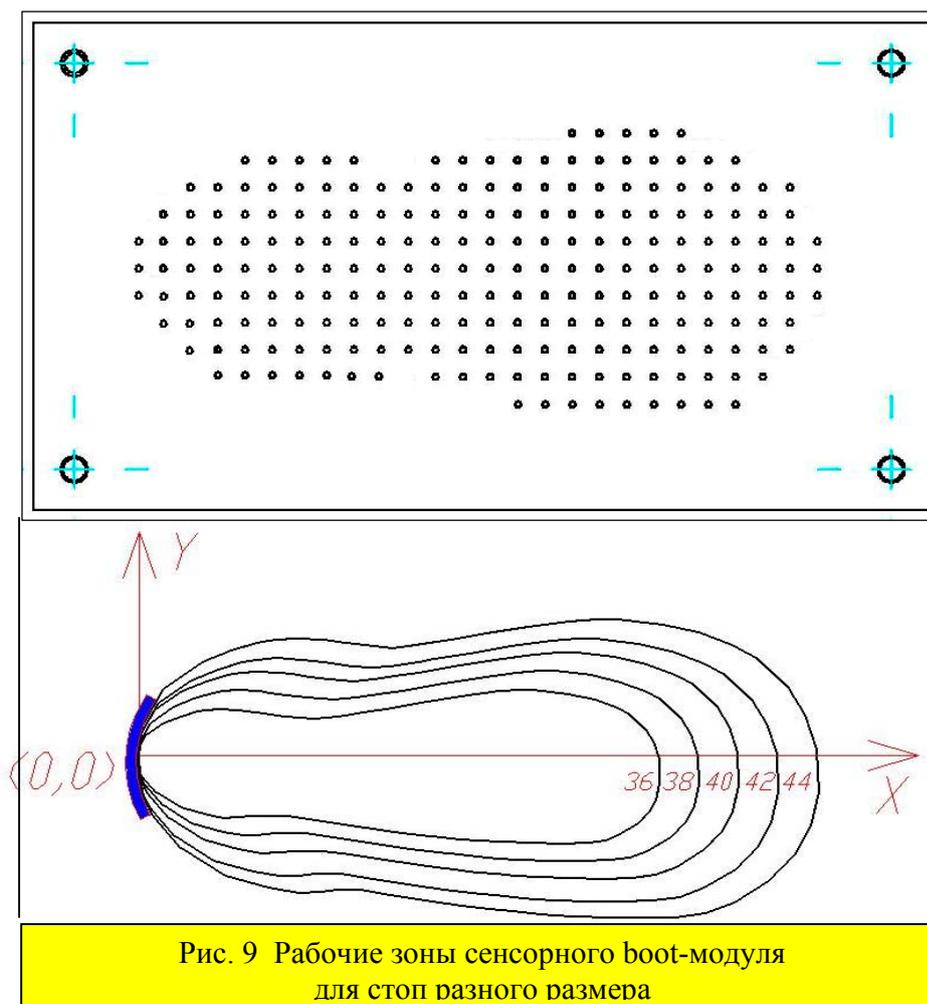


Рис. 9 Рабочие зоны сенсорного boot-модуля для стоп разного размера

показанные на рисунке 223 элемента, вписанные в прямоугольную матрицу 26x11 элементов. Тогда шаг плунжеров составит 10 мм, что для ног 36 – 44 размера обеспечит близкое к размерам АКЗ площадь контакта 25 мм<sup>2</sup> на точку (см. рис. 9 и 10).

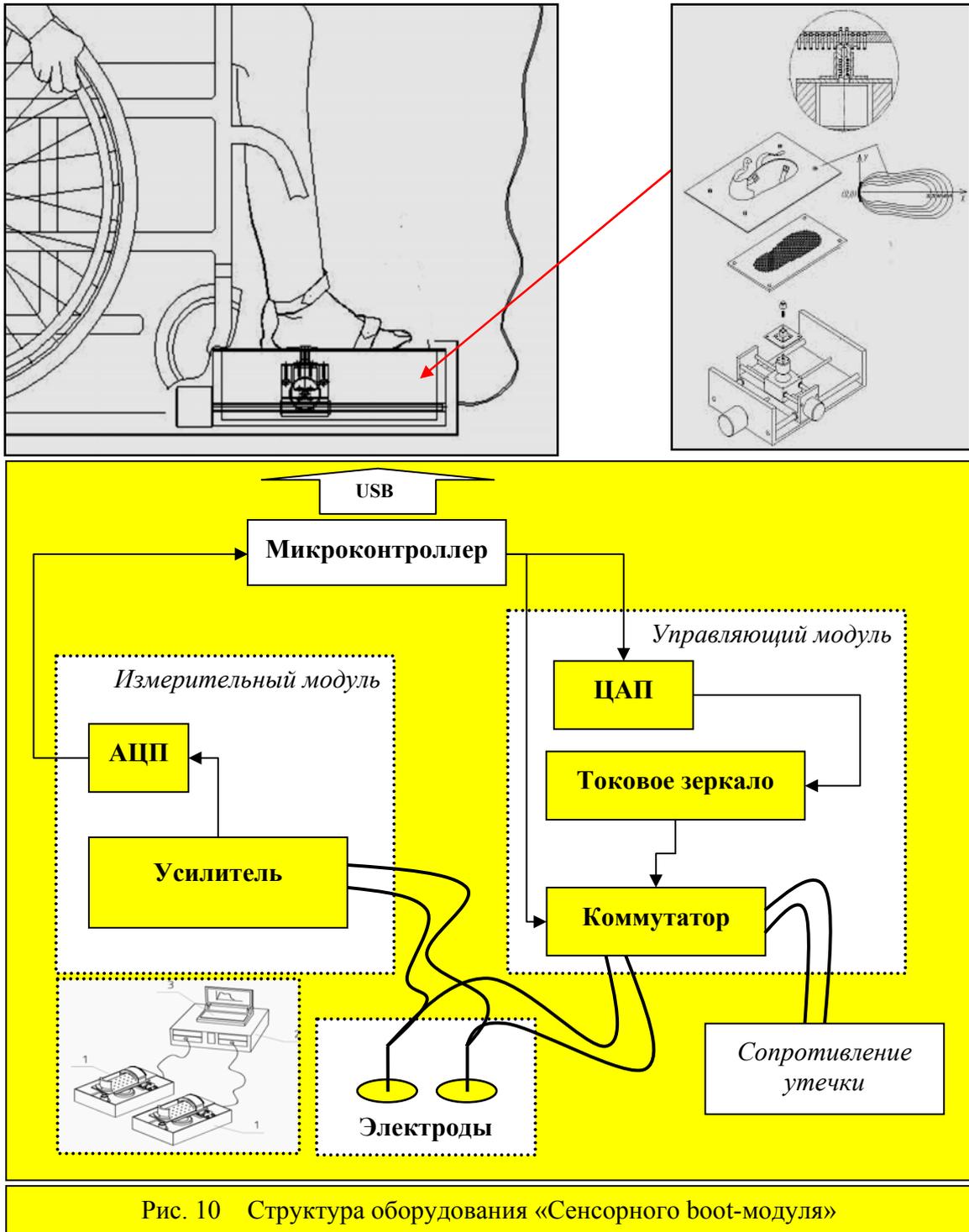


Рис. 10 Структура оборудования «Сенсорного boot-модуля»

#### **4. Высокочувствительный сенсор электропроводимости кожи человека**

К разрабатываемому в ИПМ сенсору предъявлены более строгие требования, чем к приборам, применяемым в практике электропунктурной диагностики. Было принято, что новый сенсор должен *обеспечить слабое воздействие на человека в момент измерения и иметь сверхвысокую чувствительность при хорошем отношении "сигнал-шум"*,

Эти требования были вызваны следующими соображениями:

1. Ожиданием у параплегических пациентов возможных весьма слабых отклонений от нормы параметров проводимости кожи стоп.
2. Стремлением избежать ложной активации организма человека входным напряжением прибора (в данном случае важно диагностировать не столько состояние внутреннего органа, отражаемого в измеряемой АКЗ стопы, сколько наличие электрической активности организма, свидетельствующей об отсутствии разрыва кожно-висцеральной рефлекторной дуги).

Реализованный в ИПМ способ измерений электрического сопротивления человека (или животных) основан *на измерении величины падения напряжения на выбранном участке тела между точечными или поверхностными электродами при прохождении через этот участок фиксированного слабого измерительного тока*. Принимается, что электрический ток проходит как по поверхности тела пациента, так и внутри последнего. Заметим, что этот вопрос, как и выбор измеряемого участка на теле требует специального исследования в силу упомянутой выше нетрадиционной диагностической задачи анализа электрической активности парализованной ноги (не состояние какого-либо внутреннего органа человека).

Крайне малая величина измерительного тока (*порядка единиц микроампер*) выбрана из соображений гарантии его слабого воздействия на пациента. На это направлен и разработанный метод поддержания фиксированного значения тока путём управления, подаваемым на кожу электрическим потенциалом. Дело в том, что при постоянном значении измерительного тока чем меньше измеряемое сопротивление выбранного участка тела, тем меньше должно быть приложенное к нему напряжение и, тем самым, - меньшее суммарное энергетическое возмущение организма внешним воздействием. В противном случае – при измерении сопротивления кожи измерением тока при постоянном напряжении – уменьшение сопротивления кожи приводило бы к росту энергетического воздействия на организм.

Важно отметить и ещё одно обстоятельство: запоминание и обработка получаемых измерений напряжения, поддерживающего постоянство заданной величины тока между электродами на теле пациента, выполняется на внешнем персональном компьютере (например, на ноутбуке, который связан с измерительным прибором по каналу USB). При этом в процессе измерений

пациент подключается к защитному заземлению, а измерительный прибор – к защитному и сигнальному заземлениям. Такая схема измерений позволяет максимально защитить пациента от возможных неисправностей силовых электрических цепей и, одновременно, - уменьшить влияние электрических и электромагнитных помех на измеряемые значения величины напряжения.

#### 4.1. Описание схемы и устройства сенсора

Основными требованиями, определившими схему прибора, являлись [16]:

1. Измерения должны проводиться заданным стабилизированным током.
2. Диапазон рабочих токов должен лежать в интервале 1..10мкА.
3. Сопротивление определяется по падению напряжению между электродами.
4. Должны быть предусмотрены программные средства управления направлением протекания тока между электродами.

Исходя из этих требований и с учётом доступной электронной базы, был создан измерительный прибор (далее "измеритель") со следующими характеристиками:

1. Напряжение питания аналоговой части прибора обеспечивается шестью гальваническими элементами питания типа АА ( $V_{s-}=-4.5$  В и  $V_{s+}=+4.5$  В).
2. Потребляемый ток питания  $I_{пит}=10$  мА. При этом значении тока комплект элементов питания обеспечивает не менее 100 часов выполнения измерений. Поскольку саморазряд в гальванических элементах практически отсутствует, и измеритель не используется круглосуточно, то смена батареек питания должна выполняться через значительно большие календарные сроки.
3. Измеряемое напряжение не выходит из диапазона 0...4,5 В.
4. Коммуникационный интерфейс измерителя с внешним компьютером – протокол шины USB
5. Напряжение в цепях цифровой и коммуникационной частях прибора  $V_{ц}=+5$ В. Это напряжение берётся от блока питания внешнего компьютера через его разъем USB.
6. Прикладываемый к телу пациента ток может программно устанавливаться в диапазоне  $I_{уст}=125$  нА...250 мкА.
7. Частота дискретизации АЦП величины управляющего напряжения:-  $f_{АЦП}=15..240$  Гц, глубина квантования -  $L_{АЦП}=12..16$  Бит.

Разработанное устройство сенсора, удовлетворяющее перечисленным требованиям, состоит из трёх функциональных частей:

- Аналоговая измерительная часть.
- Блок источника тока
- Цифровая процессорная часть

Аналоговая измерительная часть сенсора содержит инструментальный операционный усилитель AD8224 фирмы Analog Devices, токовые зеркала для стабилизации тока, прикладываемого к телу пациента (они построены на прецизионных транзисторных сборках фирмы NXP Semiconductors), 16 разрядный АЦП ADS1112 фирмы Texas Instruments и 12 разрядный ЦАП с токовым выходом - DAC2932 фирмы Texas Instruments.

Выбор упомянутой микросхемы AD8224 операционного усилителя связан с рядом требований. Во-первых, усилитель должен иметь низкие токи утечки, т.к. измерение проводится сверхмалыми токами. Во-вторых, он должен обладать достаточно широким диапазоном питания – не менее чем  $\pm 5\text{В}$ . В-третьих, он должен иметь встроенную защиту от электростатических разрядов, т.к. на вход подается напряжение непосредственно с электродов, подключаемых к пациенту с возможным присутствием высокого электростатического напряжения на коже последнего (до 1000В).

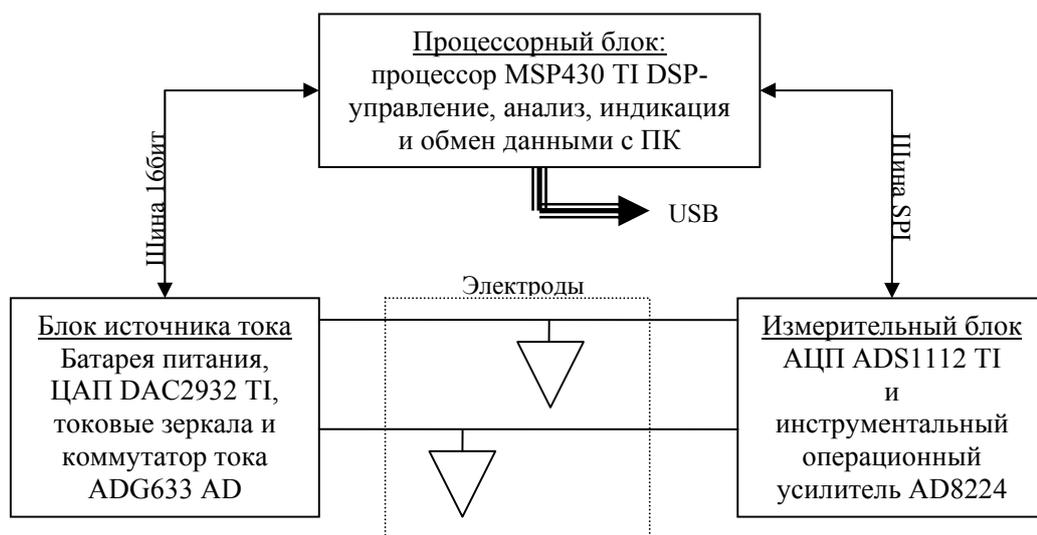


Рис. 11 Функциональные блоки измерителя кожного электросопротивления

Выбранный операционный усилитель AD8224 обладает следующими характеристиками:

- Максимальный ток утечки 25пА.
- Напряжение питания до  $\pm 18\text{В}$
- Электростатическая защита 4КВ.

Операционный усилитель включен по схеме дифференциального усилителя с единичным коэффициентом усиления. Он выполняет функцию подавления синфазных помех. В основном это помехи возникают по эфиру от сети переменного тока промышленной частоты (50Гц). Амплитуда таких помех

достигает величин порядка 2 В на входном сопротивлении измерительного блока (порядка 200 КОм). Для эффективного подавления помех в аналоговой измерительной части прибора оказалось необходимым подобрать усилитель с максимально широким диапазоном входных напряжений.

Выход операционного усилителя AD8224 подключен непосредственно к входу АЦП ADS1112. При выборе микросхемы АЦП главным требованием было наличие глубины квантования входного напряжения не менее чем 12 разрядов. Выбранный АЦП позволяет (статически) регулировать как частоту дискретизации, так и глубину квантования (что облегчает отладку системы).

Диапазоны регулирования:

- частота дискретизации - от 15 до 240 Гц;
- глубина квантования - от 12 до 16 бит.

Положительными качествами выбранной микросхемы АЦП являются также малые габариты её корпуса и наличие встроенного источника опорного напряжения с погрешностью не более, чем 1 мВ.

Кроме перечисленных компонент элементной базы измерителя электрического сопротивления кожи следует отметить использование в его схеме дополнительного источника опорного напряжения REF3222 фирмы Texas Instruments с погрешностью не более 4 мВ. Этот элемент обеспечивает преобразования операционным усилителем AD8224 входного напряжения на электродах в рабочий диапазон входных напряжений АЦП ADS1112.

В основе блока источника тока лежит 12-ти разрядный с токовым выходом ЦАП DAC2932 фирмы Texas Instruments. Его достоинствами являются низкое напряжение питания - 3В (т.е. - малое потребление), высокая частота преобразования – до 40МГц и возможность установки ограничения максимального тока, равного 0,5мА. Однако полученный от ЦАП ток не представляется возможным подать непосредственно на электроды по двум причинам.

Во-первых, диапазон напряжений мал – всего 0..3В, что означает, что при высоком электрическом сопротивлении кожи доступный диапазон токов между электродами (и измеряемых сопротивлений) также будет слишком мал.

Во-вторых, на выходе ЦАП отсутствует возможность изменения направления протекания тока между электродами, поскольку выход ЦАП может служить только истоком тока.

В связи с этим - для облегчения отладки процесса измерения параллельно электродам реализовано управляемое подключение дополнительного сопротивления с номиналом 1360 Ком. Требуемое изменение направления протекания тока между электродами осуществляется при помощи токовых зеркал.

Упомянутые токовые зеркала, используемые в блоке источника тока и в измерительном блоке, необходимы для стабилизации измерительного тока и расширения диапазона входных напряжений. Их элементы питаются непосредственно токовым выходом 12-ти разрядного ЦАП DAC2932 фирмы Texas Instruments, на вход которого подаётся сформированный в процессорной части прибора цифровой сигнал, управляющий величиной измерительного тока. Зеркала собраны на комплиментарных транзисторных сборках и должны обеспечивать симметрию входной цепи дифференциального каскада операционного усилителя для положительных и отрицательных входных напряжений. Такое решение позволяет расширить диапазон входных напряжений аналоговой измерительной части прибора до  $\pm 3,8\text{В}$  при напряжении питания  $\pm 4,5\text{В}$ .

Процессорный блок измерителя основан на использовании микросхемы современного микропроцессора MP430F1611 фирмы Texas Instruments. Процессор является 16-ти разрядным сигнальным процессором MSP430 с управляемой тактовой частотой до 16 МГц и с богатой внешней периферией. Основным доводом, послужившим в пользу выбора сигнального процессора данного семейства, было его низкое напряжение питания (1,8..3,6 В) и сверхнизкое потребление – (250 мкА/МIPS). Другим важным качеством этого процессора является наличие удобной среды разработки и отладки программного обеспечения на языке Си.

На рис. 12 приведен общий вид разработанного прибора.



Рис. 12 Общий вид измерителя кожного электросопротивления

На его нижней плате реализована цифровая часть, а на верхней плате – аналоговая часть измерительных преобразований. Кроме микропроцессора, на нижней плате размещены следующие элементы:

- Источник питания процессора, построенный на линейном регуляторе напряжения TPS76333, обеспечивающем питание схемы с напряжением 3.3 В, получаемого от батареек.

- Кварцевый осциллятор с частотой 32 КГц,

- Микросхема интерфейса USB,

- Индикаторные светодиоды и функциональные кнопки.

Использование этих средств описывается ниже - в разделе описания программного обеспечения микропроцессора.

## **4.2. Проблемы создания программного обеспечения мехатронного сенсора**

Проблемы создания алгоритмов и программ мехатронного сенсора заключаются в необходимости построения функций управления в реальном времени работой элементов его оборудования и функций управления самим процессом измерений. При микропроцессорной реализации аппаратного устройства современного сенсорного прибора главная тяжесть решения проблемы обеспечения согласованной работы элементов его аналоговой и цифровой частей ложится на разработку алгоритмов работы и программ микросхемы сигнального процессора. При этом управление процессом измерений выполняется с помощью алгоритмов и программ внешней ЭВМ с её средствами интерфейса исследователя или врача.

Описываемый ниже опыт разделения функций управления в реальном времени при создании подобной двухпроцессорной системы алгоритмов и программ мехатронного сенсора кожной электропроводимости выходит за рамки особенностей именно этого устройства и может быть распространён на широкий класс элементов сенсорики,

### **4.2.1. Описание программного обеспечения микропроцессора MP430F1611**

Программное обеспечение этого сигнального процессора написано на языке Си. Оно загружается в его Flash-память с помощью среды программирования IAR Embedded WorkBench. Построенное программное обеспечение состоит из двух частей (см. ниже её блок-схему):

- Программа запуска процесса измерений.
- Программа цикла процесса измерений.

В программе запуска процесса измерений выполняются следующие настройки :

1. *«Остановка WatchDog таймера»*. Это действие реализует сброс функции будильника таймера в начальное положение с последующим ожиданием сигнала его запуска.
2. *«Включение поддержки питания»*. Схема прибора требует выполнения последовательности ряда команд для получения подтверждения нормального функционирования прибора.
3. *«Настройка внутренних резонаторов»*. Внутренние кварцевые резонаторы сигнального процессора обеспечивают возможность выбирать частоту работы его элементов, наиболее подходящую для обработки внешних сигналов, поступающих с определённой частотой работы АЦП.
4. *«Настройка последовательного порта»*. Последовательный порт данной микросхемы может использоваться для различных целей с разными протоколами интерфейса канала. Система команд микросхемы обеспечивает возможность настройки параметров порта, из которых для настройки приёма и передачи байтов по каналу USB в стандартном стиле используются: выбор скорости передачи данных, отсутствия или присутствия контроля чётности данных, выбор способа инициализации процесса передачи.
5. *«Настройка светодиода»*. На плате разработанного измерителя предусмотрен программно доступный светодиод. Он используется для оповещения пользователя о нормальном функционировании прибора.
6. *«Настройка нагрузочного сопротивления»*. Как было упомянуто выше, между измерительными электродами системы параллельно измеряемой цепи присутствует специальный резистор с управляемой его коммутацией в схему измерений. Путём подключения этого резистора при отсутствии на электродах внешнего сопротивления выполняется настройка тарифовочных значений управляющего напряжения аналоговой части.
7. *«Настройка ЦАП»*. Здесь задаётся частота дискретизации АЦП (13 Гц) предельный уровень измеряемого напряжения (3В) и глубина его квантования (12 разрядов). Используется возможность автоматического отключения питания, если измерения не выполняются: при отсутствии внешней команды «Работа» или при прекращении запросов данных от внешнего компьютера питание от батареек автоматически отключается.
8. *«Настройка таймера и открытие прерываний»*. Таймер процессора работает с периодом 10 мсек. По сигналам прерывания его будильника в цикле измерений периодически изменяется направление тока между электродами сенсора. Эта функция предусмотрена для того, чтобы исключить возможное насыщение зарядов в теле измеряемого

биообъекта. Период изменения направления тока реализуется с помощью будильника, который может настраиваться в диапазоне от 10 мсек. до 32 сек.

В свою очередь программа цикла процесса измерений состоит из двух частей:

1. **«Чтение АЦП и удаление периодических шумов»**. Чтение показаний АЦП выполняется по сигналу готовности, формируемому в АЦП в конце процесса преобразования входного напряжения в цифровую форму. Оцифрованные данные поступают в программу выявления шумов и удаления их. Для этого выделяются значения максимумов и минимумов в последовательности получаемых данных и количество считываний промежуточных данных между их экстремальными значениями. Формируется массив значений максимума, минимума и количества прочитанных данных в периоде. Посылка массива этих данных в *ноутбук* выполняется после получения от него очередного запроса данных.

2. **«Прием сообщения с ноутбука и выполнение команд»**. На каждом такте цикла измерений в сигнальном процессоре выполняется программа опроса текущих команд, получаемых от ноутбука, и исполнение связанных с ними действий. Эти команды и действия составляют следующий список:

- Подключение и отключение питания ЦАП.
- Управление адаптацией величины тока и возможностью считывания данных с АЦП (см. ниже).
- Задание величины тока для измерения.
- Изменение скорости мигания светодиода.
- Задание режима инвертирования тока и его периодичности.

В программе сигнального процессора в процессе его работы открыты прерывания от таймера (получаемые с периодом 10 мсек) и прерывания от порта последовательного интерфейса, связывающего процессор с микросхемой преобразователя последовательного интерфейса в USB-интерфейс. Причем на прием информации от ноутбука прерывания открыты всегда, а на посылку в ноутбук только по его запросу.

В прерывании по таймеру проверяется необходимость инвертировать ток и производится управление светодиодом. Управление светодиодом осуществляется по следующей схеме: при приходе запроса на чтение данных от ноутбука, светодиод меняет тип свечения (гаснет - горит). Если в течение 2 секунд не пришел такой запрос, то питание ЦАП отключается и светодиод мигает редкими импульсами. Точнее, - при отсутствии запросов со стороны ноутбука светодиод мигает с периодом в 2 секунды, а при подключении к ноутбуку светодиод мигает равномерно с частотой 10 Гц.

На рис. 13 показана блок-схема модулей программы микропроцессора.

#### 4.2.2. Описание программы внешнего компьютера

На любом внешнем компьютере, имеющем разъём шины USB (далее - ноутбуке) может быть реализована описываемая ниже программа для выполнения настроек сенсора электропроводности и проведения исследований особенностей получаемых сигналов.

Служебная часть программы обеспечивает:

- связь ноутбука с сенсором по каналу USB;
- посылку в микропроцессор сенсора описанных выше команд управления процессом измерений параметров электропроводности объекта между электродами сенсора;
- в циклическом режиме посылку с установленной частотой запросов на выполнение измерений в установленном режиме;
- прием и запоминание текущего вектора измерений - с их привязкой к московскому времени момента начала сеанса измерений и номеру в сеансе;
- выполнение первичной обработки сигнальной информации;
- запоминание и показ на экране монитора массива данных сеанса измерений;
- реакцию в интерактивном режиме на сигналы клавиатуры и мыши.



Внешний вид интерактивного окна программы представлен на рис. 14. В правой части окна расположены элементы для установки параметров режима

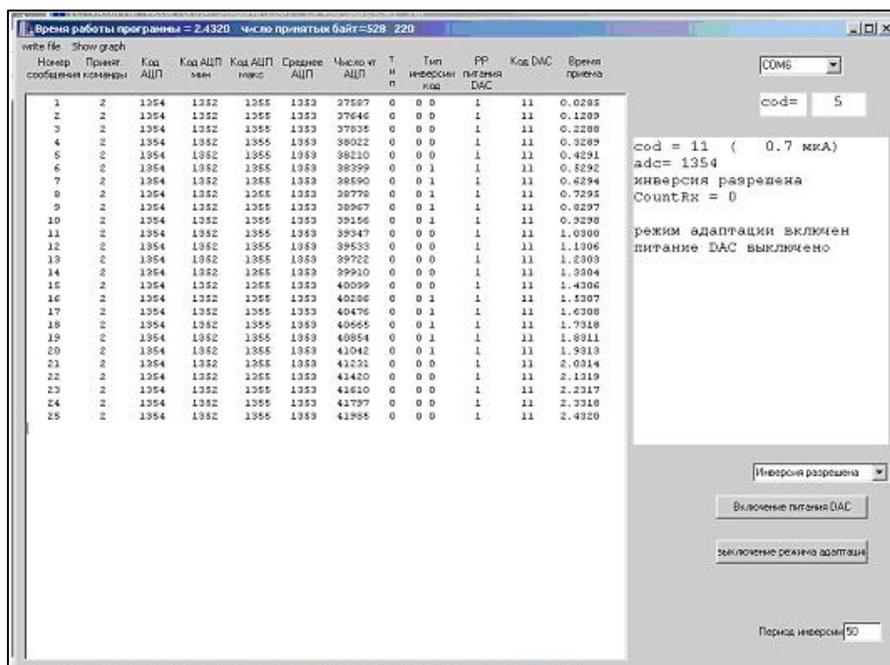


Рис. 14 Окно программы компьютера

измерений и поле с ответной информацией сенсора о параметрах выполняемого режима. В левой части окна программы расположено информационное поле, в котором экспериментатору показывается в режиме реального времени текущее состояние процесса измерений.

На рис. 14 справа вверху показано, что установлен режим COM-порта внешнего компьютера для связи с измерительным прибором. Эта автоматическая функция поиска порта сделана из-за отсутствия стандартных устройств канала на некоторых компьютерах и неизвестном номере порта, генерируемом микросхемой COM-USB. Поиск параметров порта происходит программно при запуске измерений. Если в течение 5 секунд от первого обращения к сенсору не происходит приема ответа от сенсора, программа автоматически производит поиск всех доступных COM-портов и пытается открыть порт с максимальным номером.

Ниже следуют параметры выбора значения кода управления уровнем тока, формируемого цифро-аналоговым преобразователем. Код 4095 соответствует току 500 микроампер. Видно, что после остановки сеанса измерений задан новый код 5 (0,32 мкА), а выполнялся код 11 (0,7 мкА), что подтверждается и данными информационного поля. Ввод нового значения кода тока измерений произойдет после нажатия кнопки "Включение питания DAC"

Смысл полученных сообщений в поле параметров сенсора заключается в следующем (сверху - вниз):

- Cod = 11 (0.7 мкА) – текущая величина кода ЦАП и его соответствующее значение в амперах.
- ADC=1354 - сообщается последнее необработанное значение кода получаемого измерения
- Разрешена смена направления тока между электродами сенсора (см. выше).
- Есть нагрузка или нет – сообщение об отсутствии подключения внешнего тарировочного сопротивления.
- Включен ли режим "*Адаптация по току*" - режим интерпретации измеряемого сигнала напряжения в единицах сопротивления кожи в зависимости от величины установленного тока (в данный момент такой режим включён).
- Включено или нет питание ЦАП

*Ниже расположены:*

- Кнопка разворачивающегося меню для задания режима работы с периодической инверсией тока. Возможны три режима – периодическая инверсия, положительный постоянный ток, отрицательный постоянный ток.
- Кнопка включения/выключения питания ЦАП. Этой кнопкой запускается очередной сеанс измерений.
- Кнопка включения/выключения режима адаптации по току.

Внизу расположено окно для задания периода инверсии тока. Код 1 соответствует 10 миллисекундам.

Слева расположено окно с текущими параметрами измерений. Количество полученных измерений значительно больше помещающихся в этом окне. Для просмотра всех измерений необходимо нажать кнопку в меню программы с именем «write file» (в левом верхнем углу окна). После её нажатия в процессе измерения начнется запись текущих параметров измерений в буферный файл с постоянным именем «result.xls» - в формате системы Excel (см. таблицу 1). Обеспечивается возможность непрерывной записи измерений. Однако просмотр результатов в системе Excel допускает максимальное количество 65536 строк, или 6553.6 сек (1 час 49 мин 13.6 сек).

Для окончания записи необходимо нажать в меню программы на появившуюся в момент записи кнопку «stop file» (см. рис.14).

Файл «result.xls» с периодом 100 мсек в каждой строке содержит следующую информацию

Колонка 1 – служебная информация.

Колонка 2 – последнее измеренное значение кода аналого-цифрового преобразователя. Максимальный код 2047 соответствует 2 В измеренного напряжения между электродами сенсора.

Состав спасаемых сенсорных данных

Таблица 1.

Служ. инф.	ADC instant	Re al Dir	Inver se	Type ADC	cod	Min ADC	Max ADC	Count Read ADC	Count In	Time ADC	dd.mm.yyyy hh:mm:ss.zzz
182	1354	1	0	0	15	1351	1354	30646	28	2.6815	24.12.2010 12:01:50.782
138	1354	1	0	0	15	1351	1354	30858	29	2.7775	24.12.2010 12:01:50.883
94	1354	1	0	0	15	1351	1354	31070	30	2.8894	24.12.2010 12:01:50.983
50	1354	0	0	0	15	1351	1354	31282	31	2.9855	24.12.2010 12:01:51.083
4	1354	0	0	0	15	1351	1354	31492	32	3.0815	24.12.2010 12:01:51.183
214	1354	0	0	0	15	1351	1354	31702	33	3.1774	24.12.2010 12:01:51.283
174	1354	0	0	0	15	1351	1354	31918	34	3.2896	24.12.2010 12:01:51.383
126	1354	0	0	0	15	1351	1354	32126	35	3.3856	24.12.2010 12:01:51.483
80	1354	1	0	0	15	1351	1354	32336	36	3.4815	24.12.2010 12:01:51.584
36	1354	1	0	0	15	1351	1354	32548	37	3.5775	24.12.2010 12:01:51.684
250	1354	1	0	0	15	1351	1354	32762	38	3.6895	24.12.2010 12:01:51.784
202	1354	1	0	0	15	1351	1354	32970	39	3.7857	24.12.2010 12:01:51.884

Колонка 3 – направление тока – 0 соответствует положительному направлению тока, 1 – отрицательному.

Колонка 4 – режим работы с инверсией: 0 - инверсия присутствует с заданным периодом, 1 - положительное плечо без инверсии, 2 – отрицательное плечо без инверсии.

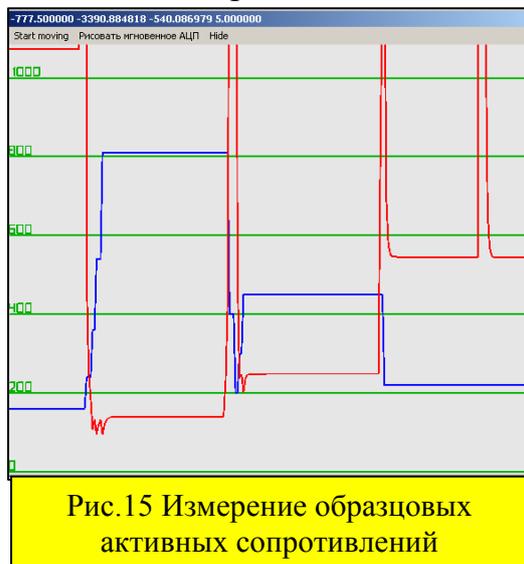


Рис.15 Измерение образцовых активных сопротивлений

Колонка 5 – рабочая информация.

Колонка 6 – величина заданного тока.

Колонка 7 – минимум АЦП при текущих помехах за последние 100 мсек.

Колонка 8 – максимум АЦП при текущих помехах за последние 100 мсек.

Колонка 9 – число прочитанных значений АЦП за последние 100 мсек.

Колонка 10 – число принятых сообщений от внешней ЭВМ (ноутбука)

Колонка 11 – время начала приема сообщения по каналу связи.

Колонка 12 – дата и время окончания приема сообщения на персональном

компьютере.

Описанная логика программного обеспечения сенсора электропроводности позволила провести исследования свойств его сигналов.

## 5. Эксперименты и их анализ

### 5.1. Свойства сигналов сенсора электропроводимости.

Слева вверху на рис.14 показана кнопка «Show graph». По её нажатию открывается окно, в котором в режиме осциллографа рисуются мгновенные измеренные значения сопротивления объекта между электродами сенсора, среднее сопротивление и код тока подаваемый на ЦАП (и протекающий между электродами), увеличенный в 10 раз (на изображении).

На рис. 15 приведен пример измерений величины образцовых сопротивлений, равных 988 КОм, 133 КОм, 237 КОм и 511 КОм. Последовательно измерялись сопротивления одного или разных номиналов. На рисунке показаны: красным цветом – получаемое значение сопротивления, синим – код тока. Полученные величины сопротивлений лежат в 5% диапазоне погрешностей номиналов при любом задаваемом токе. Наблюдаемый дребезг обусловлен некачественным контактом в процессе подключения нового сопротивления.

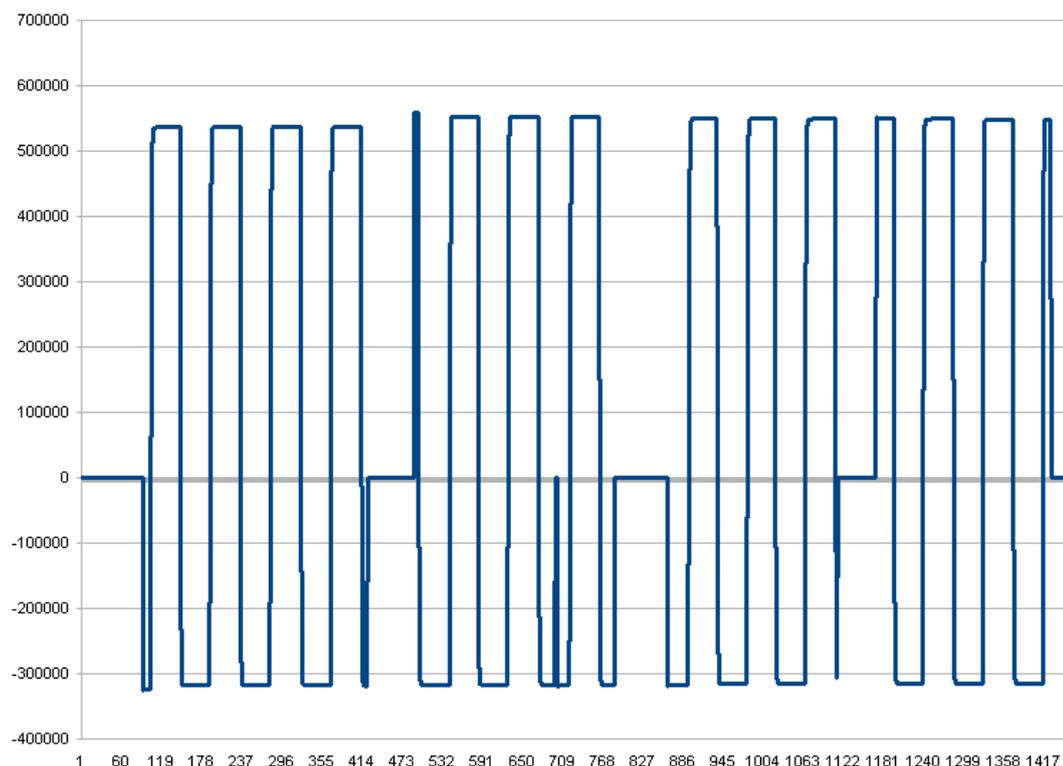


Рис.16. Измерение постоянного сопротивления разными по величине токами

Результаты обработки измерений постоянного сопротивления 511 КОм при коде тока в 5 ед., 10 ед., и т.п. показаны на рисунке 16. Следует обратить внимание на изменение направления тока (сопротивление рассчитывается по

формуле  $R=U/i$  , где  $i$  – разного знака). Отсюда в показаниях величин сопротивлений возникает меандр. Хорошо заметны моменты изменения величины тока (в виде нарушения периодичности меандра).

## 5.2. Примеры исследования кожной проводимости

На графике рис.17 показан пример измерения сопротивления на пальце руки человека. Красной линией обозначено полученное среднее значение сопротивления при положительном направлении тока с его заданной величиной, равной 1.22 мкА (синяя линия внизу). Следует обратить внимание на картину переходных процессов. Как показали исследования, их длительность зависит от состояния человека и сухости его кожи.

На левом графике переключения направления тока не производилось. Поэтому процесс вышел на асимптоту - горизонтальную прямую.

На правом графике показан режим ежесекундного изменения направления тока. Видно, что процесс не успевает стабилизироваться, но его повторяемость хорошая, (даже учитывая не одинаковое усилие прижима электрода к пальцу). Разница в величине сопротивления кожи человека зависит от направления тока. Скорее всего, в организме человека существует подкожный ток, который прибавляется или вычитается в зависимости от направления измерительного тока. Картины переходных процессов похожи для каждого направления тока, но они различаются в зависимости от его направления.

Следующим этапом работ должно стать проведение комплексных исследований для выявления особенностей влияния внешней среды и конкретных пациентов на стабильность и разрешающую силу измерений. Описанный прибор проходит подготовку к проведению таких исследований.

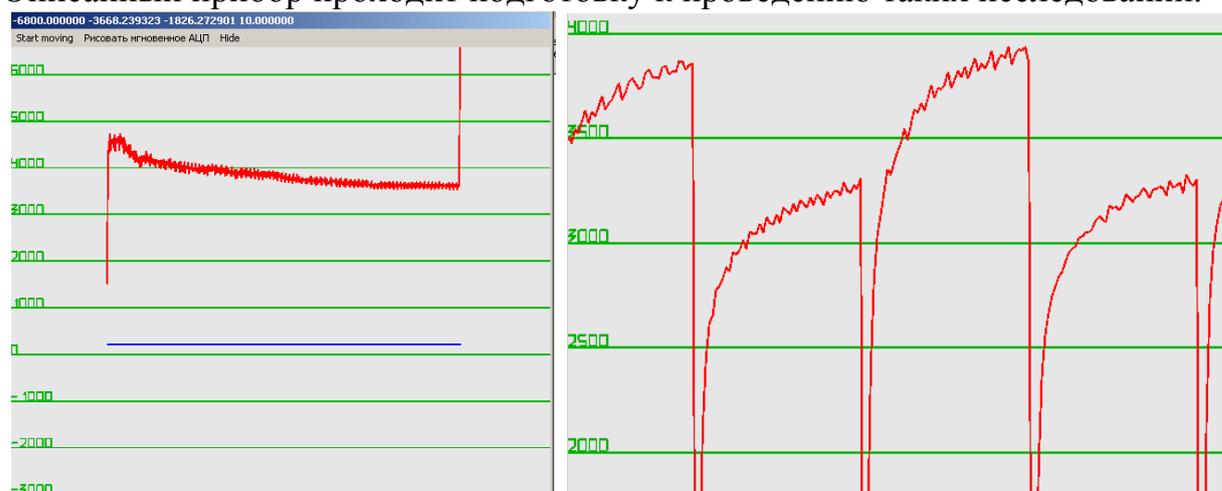


Рис. 17. Переходные процессы измерений сопротивления кожи пальца руки человека

## Заключение

В работе рассмотрена проблема реабилитации спинальных пациентов (людей или животных с полным поперечным поражением спинного мозга). Положительный опыт применения в Институте физиологии им. И.П. Павлова РАН прессорных воздействий на стопы парализованных лап подопытных животных, строго согласованных с навязанным шагательным движением, позволил обосновать необходимость разработки биотренажёра типа беговой дорожки, в котором мехатронными средствами реализуются тактильные воздействия на рецепторы опоры и проприорецепторы ног больного во время фаз опоры при шагательных движениях, вызванных эпидуральной стимуляцией спинного мозга.

В работах ИФ РАН и ИМЕХ БАН предложено на ранних стадиях после травмы или заболевания спинного мозга использовать средство восстановления локомоторной активности – «мехатронный boot-модуль» нескольких модификаций. Он способен во время острой фазы после травмы воздействовать на нейрональную локомоторную сеть - генераторы шагания регулярными афферентными импульсами от рецепторов опорной поверхности стопы и предохранять в это время нейроны, лишённые супраспинальных влияний и мышечный аппарат от дегенеративных изменений. Предполагается поэтапное развитие лечебных средств: «boot – модуль», «кровать», «тредбан с силовым экзоскелетом». Для восстановления вегетативных функций предполагается использовать «сенсорный boot – модуль» и акупрессурные методики.

Разработки мехатронного boot-модуля основаны на использовании средств тактильной стимуляции стоп ног больного ("эффекторный или тактильный boot-модуль"), разработанных в Институте механики Болгарской академии наук. Важно подчеркнуть экономическую целесообразность в современных условиях подобной тактики разработки, позволяющей получать значимые результаты на каждом из этапов постепенного вложения средств.

Особое внимание в предлагаемой работе уделено задаче сенсорного обеспечения мехатронного средства реабилитации спинальных больных уже на первом этапе его разработки. Одной из главных задач сенсорных средств на этом этапе является обеспечение объективной диагностики и наблюдения изменения состояния больного в процессе лечения. Для этой цели предлагается использовать измерения параметров кожной проводимости ног больного механическими средствами, аналогичными упомянутому средству тактильной стимуляции стоп ног больного ИМЕХ БАН. Предлагаемый вариант «сенсорного boot-модуля» практически идентичен конструкции «тактильного boot-модуля», отличаясь лишь требуемой заменой матрицы плунжеров на матрицу сенсоров. Это значительно удешевляет разработку

тренажёра, благодаря повышению серийности изготовления одинаковых деталей.

В работе высказано предположение, что наблюдаемый в ИФ РАН эффект функционального восстановления шагательных движений задних конечностей у спинализованных животных под влиянием прессорных воздействий на опорные рецепторы стоп может быть связан с усилением активации нейронов генераторов шагания. Предполагается, что воздействие на биологически активные точки стопы человека будет способствовать улучшению жизненно-важных вегетативных физиологических функций таких как произвольное мочеиспускание и дефекация.

Проблемы сенсорного обеспечения биотренажёра и исследования кожно-висцеральных процессов требуют применения измерителей параметров кожной проводимости. Опыт изготовления макета такого измерителя и исследования его свойств говорят о необходимости разработки алгоритмов повышения его чувствительности и разрешающей способности в условиях шумов.

### Литература

1. Герасименко Ю.П., Макаровский А.Н., Никитин О.А.. Управление локомоторной активностью человека и животных в условиях отсутствия супраспинальных влияний. Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова. 2000, т.86, N.11, с.1502-1511.
2. Герасименко Ю.П.. Генераторы шагательных движений человека: спинальные механизмы их активации. Авиакосмическая и экологическая медицина. 2002. Т.36, №3. С.14-24.
3. Никитин О.А. Возможности принудительной активации спинального генератора шагания. Доклад на семинаре в ИПМ им. М.В.Келдыша РАН 28.09.2006 г
4. D. Okhotsimsky, O. Nikitin, Y. Gerasimenko, N. Serbenjuk, L. Mitutsova, K. Delchev, V. Vitkov, A. Platonov, V. Yaroshevsky. A biomechanical stimulator for scientific-experimental study of the regeneration of spinal cord locomotion capabilities after traumatic break. Proceed. of Inter. Conf. "Advanced Problems in Mechanics 2005", Minisymposium on Biomechanics, June 28-July 5, 2005, St. Petersburg, Russia, 2006, ISBN 5-98883-009-9, pp.394 - 400.
5. Бернштейн Н.А. О построении движений. М.: Медгиз 1947.- 255с.
6. Алехин А.И., Беленький В.Е., Гришин А.А., Ленский А.В. "Устройство для восстановления функций нижних конечностей". Патент на изобретение №2352316. Дата приоритета: 16.11.2007.

7. ИППИ РАН, ЦКБ РАН: Применение функциональной электромиостимуляции в восстановительном лечении. Адрес в Интернете: <http://www.iitp.ru/ru/science/works/414.htm>
8. Platonov A., Mitutsova L., Delchev K., Vitkov V., Chavdarov I., Latkovski V., Yaroshevsky V., Nikitin O. Development of a mechatronic system "GAITSIM" for biomechanical rehabilitation of patients paraplegics. Engineering mechanics, 2007, 14 / 4, 249-258.
9. Platonov A., Ilieva-Mitutsova L, Nikitin O, Chavdarov I., Delchev K., Vitkov V., Yaroshevsky V., Serbenjuk N, Gerasimenko Y. Design of mechatronic system for foot receptor activation intended to improve rehabilitation of paraplegic patients. Proceed. of Inter. Conf. "PRAKTRO' 2007", 12 – 15 June 2007, Varna, 2007, 19-24.
10. Mitutsova L., Delchev K., Vitkov V., Chavdarov I., Yaroshevsky V., Serbenjuk N., Nikitin O. Biomechanical System for scientific-experimental study of the regeneration of the spinal cord locomotion capabilities after traumatic break. Proceed. of Intern. Conf. "PRAKTRO' 2007", 12 – 15 June 2007, Varna, 2007, 25-31.
11. Mitutsova L. Biomechanical control of the rehabilitation of a knee joint after trauma. Proceed. of Conf. "Biomechanics of Man '96", Prague, 1996, 131-134
12. Неборский А.Т., Неборский С.А. Электрокожная проводимость в оценке функционального состояния человека (экспериментально-теоретическое обоснование) / Под ред. Р.А. Вартбаронова. - М.: Медицина, 2007.- 224 с..
13. Головин В.Ф. Система регистрации электрокожного сопротивления (частное сообщение)
14. Ченегин В.М. Кожно-гальванические реакции, как метод прогнозирования функционального состояния спортсменов. // Оценка и прогн. функц. Состояний в физиологии. – Фрунзе. 1980.- сс. 340-342.
15. Мачерет Е.Л., Лысенюк В.П., Самосюк И.З. Атлас акупунктурных зон, К: Вища шк. Головное изд-во, 1986.-255с.
16. Описание прибора для высокоточного исследования проводимости кожи человека Отчет ИПМ им. М.В. Келдыша РАН № 5-035-08. 2008г. – 20 с.

Подписано в печать 22.06.2011. Формат 60x84/16. Усл. печ. л. 1,9. Тираж 59 экз. Заказ 49.  
ИПМ им.М.В.Келдыша РАН. 125047, Москва, Миусская пл., 4.

© ИПМ им.М.В.Келдыша РАН, 2011