



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

Препринты ИПМ • Препринт № 18 за 2012 г.



Платонов А.К., Сербенюк Н.С.,  
Трифонов О.В., Ярошевский В.С.

Высококочувствительный  
сенсор электрического  
сопротивления кожи  
человека

**Рекомендуемая форма библиографической ссылки:** Высококочувствительный сенсор электрического сопротивления кожи человека / А.К.Платонов [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2012. № 18. 20 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-18>

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

А.К. Платонов, Н.С. Сербенюк,  
О.В. Трифионов, В.С. Ярошевский

**ВЫСОКОЧУВСТВИТЕЛЬНЫЙ СЕНСОР  
ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА**

Москва — 2012

**Платонов А.К., Сербенюк Н.С. Трифонов О.В., Ярошевский В.С.**

## **ВЫСОКОЧУВСТВИТЕЛЬНЫЙ СЕНСОР ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА**

Рассмотрены результаты экспериментального исследования технических и физиологических шумовых составляющих в сигнале высокочувствительного сенсора электрического сопротивления кожи человека. Описаны аппаратно-программные средства, обеспечивающие высокий уровень защиты от внешних и внутренних шумов для повышения чувствительности измерения электропроводности кожи, токов и биологического потенциала подкожного слоя. Исследования проводятся в рамках совместного проекта РАН-БАН и гранта РФФИ, имеющих целью создание новых технологий реабилитации спинальных больных.

**Ключевые слова:** электрическое сопротивление кожи человека, подкожные токи человека, биомехатроника.

**Aleksandr Konstantinovich Platonov, Nicolay Sergeevich Serbenyuk, Oleg Vladislavovich Trifonov, Victor Semenovich Yaroshevskiy**

### **HIGH SENSITIVE HUMAN SKIN RESISTANCE MEASURING DEVICE**

The results of technical and physiological noise components in signal of high-sensitive human skin resistance measuring tool had been considered. Hardware and software tools for skin electric conductivity and under skin biological currents studies with high protection level from internal and external noises and sensitivity gain had been described. Experimental innovative tool design for biomechatronic human foot stimulator is considered. The studies are carried out in RAS-BAS collaboration and RFBR grant in development of new technologies of rehabilitation of spinal patients.

**Key words:** human skin resistance, human underskin currents, biomechatronics.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, проект 11-01-12060-офи-м-2011.

## **Содержание**

Диагностика состояния ног человека по измерениям величины электрической проводимости кожи.....	3
Высокочувствительный сенсор электропроводности кожи человека .....	6
Описание схемы и устройства сенсора «Скинометр» .....	7
Программное обеспечение сенсора «Скинометр» .....	12
Интерфейс пользователя с сенсором «Скинометр» .....	13
Описание модели измерительного тракта и результаты измерений.....	14
Заключение .....	19
Литература.....	20

## **Диагностика состояния ног человека по измерениям величины электрической проводимости кожи**

Описываемый ниже сенсор биоэлектрического сопротивления кожи человека является одним из возможных средств наблюдения за ходом лечения нарушенных при спинно-мозговой травме соматических и вегетативных функций пострадавшего, поскольку предполагается, что процессы изменения анатомо-физиологического состояния конечностей человека в состояниях патологии и выздоровления должны отражаться в измеряемых характеристиках кожи на определённых участках его тела.

С одной стороны, хорошо известно [1, 2, 3, 4, 5] о существовании в организме человека двух отдельных рефлекторных механизмов, в виде так называемых, кожно-висцеральных («внутреннекожных») информационных дуг связи спинного мозга с определёнными участками кожи и с внутренними органами тела человека.

Первый из них - известный кожно-висцеральный механизм рефлекторных откликов представлен «меридиональными» множествами биологически активных точек [2, 3, 6], отвечающих как за существующее на коже точечное физиологическое отражение состояния внутренних органов организма человека (центробежная кожная ветвь дуги), так и за возможность лечения этих внутренних органов средствами прессотерапии или электротерапии (центростремительная висцеральная ветвь дуги). Обычно под такой биологически активной точкой понимается небольшой ограниченный участок кожи тела пациента (в пределах ширины большого пальца его руки) и подкожная клетчатка на некоторой глубине его тела. Существование сети таких кожно-висцеральных рефлекторных дуг параллельно сети рефлекторных дуг (по И.П. Павлову) нервной системы человека считается доказанным, благодаря положительным результатам лечебного применения в последние десятилетия различных систем акупунктурной, акупрессурной и электропунктурной диагностики, наряду с мануальной терапией и аналогичными опытами на обезьянах.

Второй подобный физиологический механизм связи электрического сопротивления поверхностных слоёв кожи с состояниями внутренних органов человека представляют активные кожные зоны Захарьина — Геда<sup>1</sup> [1, 6, 7] - достаточно широкие (десятки кв. см.) поверхностные участки кожи, в которых при заболеваниях определённых внутренних органов появляются отражённые боли и/или изменения болевой или температурной чувствительности. Как известно, биологически активные точки (БАТ) и активные кожные зоны Захарьева-Геда (АКЗ) заметно отличаются от соседних участков кожи целым рядом свойств (повышенное потребление кислорода, температура, скорость её

---

<sup>1</sup> Г.А. Захарьин, отечественный терапевт (1829—1897) обнаружил эти кожные зоны; Н. Head, английский невролог (1861—1940) их исследовал и подробно описал.

изменения и др. [7]). Большие размеры и поверхностная локализация этих зон упрощают обстоятельства диагностики и лечения. С точки зрения реализации мехатронных систем диагностики и терапии наиболее удобным является обнаруженное в 1946 году японским исследователем И.Е.Х. Нибое легко наблюдаемое пространственное отличие величины электрической проводимости этих зон [2, 5].

Общность путей описанных кожно-висцеральных дуг и рефлекторных дуг нервной системы чаще всего объясняется общим клеточным происхождением и последующим общим развитием нервных и кожных тканей вместе с развитием кровеносных и лимфатических сосудов внутренних органов в процессе их эмбрионального развития.

С другой стороны, диагностическое значение измерений кожной электропроводимости связано с наличием подкожных гальванических токов [7, 8], вызываемых биопотенциалами электрической активности мышц и сосудов вблизи электродов измерителя. Иными словами, наблюдаемое миографией отличие электрической активности вялой и активной мышцы должно отражаться на величине подкожных гальванических токов. По имеющимся данным [8] эти протекающие под кожей, так называемые, «физиологические электрические токи» имеют величину до 6 микроампер.

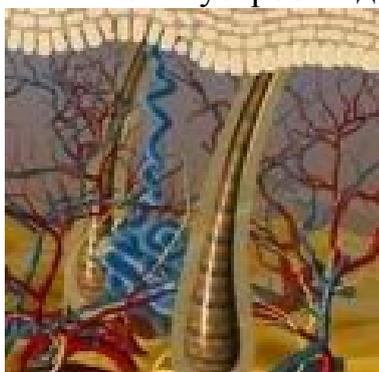


Рис.1. Строение кожи человека.

Кожа устроена достаточно сложно и многослойно (см. рис. 1). Верхний (эпидермис с роговым слоем) имеет наибольшее сопротивление (сотни Мом). Под ним находится «дерма», пронизанная сосудами с кровью, потом и лимфой, с более низким электрическим сопротивлением. А ниже и протекают слабые гальванические токи. Варьируя величины подаваемых на человека токов в диапазоне до 10 мкА и измеряя полученные напряжения, возникающие на коже, можно определить не только сопротивление кожи человека, но и «физиологический ток»

человека. Наиболее часто измеряемые электрические параметры показаны на рисунке 2. При оценки биологических потенциалов измеряются:

1. **Электрический потенциал кожи**. По данным работы [5] 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. Измерение электрических потенциалов кожи используется также в миографии и в электроэнцефалографии.

2. **Биоэлектрическое сопротивление** между двумя точками организма. Например, прибор Фолля-Веренера для поиска и работы с БАТ измеряет сопротивление (90 Ком и выше) между ладонью руки и проверяемой АКЗ - напряжением 9 В при протекающих токах от 0 до 100 мкА. В этом диапазоне ответный сигнал преобразуется в звуковую частоту, которая 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.

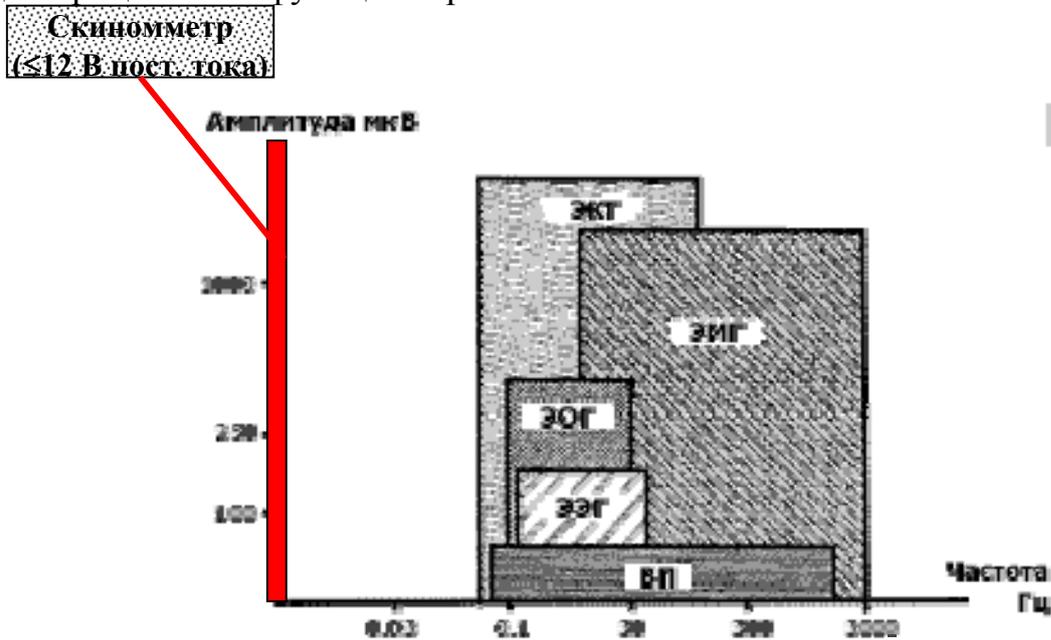


Рис. 2. Электрические измерения на теле человека

Причём в зависимости от внешних факторов и внутреннего состояния организма размеры БАТ могут меняться от величины менее чем 1 мм<sup>2</sup> до величины почти 1 см<sup>2</sup>, а их положение может изменяться в пределах 2 см. [5, с.42]. Хотя эти обстоятельства заметно усложняют технологии поиска и использования таких точек для диагностики и лечения, эти технологии находят широкое применение в медицине.

Если мануальная терапия стоп парализованных ног способна, как это показывают опыты ИФ РАН и ИМБП РАН, производить требуемый положительный эффект в условиях травматического нарушения нервных путей, то разумно предположить, что в реабилитации мышц пациента могут в какой-то мере принимать участие и те кожно-висцеральные рефлекторные пути, которые, возможно, не затронуты травмой. В анализе электрических параметров стопы, прежде всего, интересны именно те "меридианы" БАТ или АКЗ, которые проходят через стопы ног, отображаясь на зоны прессорефлексотерапии стоп ног. С этой целью представляется целесообразным строить и периодически контролировать индивидуальные карты электрических параметров стоп и других мест кожи ног пациента.

Для построения требуемой карты кожной электропроводности предполагается использовать конструкцию «сенсорной стельки», с измерительными электродами. Желательно, чтобы матрица сенсорных электродов содержала 223 элемента, вписанных в прямоугольную матрицу 26×11 элементов. В этом случае 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.

Однако в соответствии с многими 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 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. Поэтому в ИПМ им. М.В. Келдыша РАН предпринята разработка необходимого для проведения экспериментов прибора. Он предназначен для измерения биоэлектрических параметров кожи стоп человека - по аналогии с известными методами Фолля или Накатани [5], но разработанный прибор отличается более высокой чувствительностью подобных измерений при крайне низкой величине измерительного тока.

В методе Фолля измерение сопротивления БАТ кожи выполняется напряжением 1,2 - 1,5 В при токах 0-20 мА. В методе Накатани в тех же условиях напряжение 9-12 В формирует величину тока 20-100 мА при токе короткого замыкания 200 мА (т.е. в цепи измерения стоит нагрузочное сопротивление около 50 ом). Описываемый ниже «Скинометр» предназначен для измерения сопротивления любых точек кожи напряжением до 24 В при задаваемой величине тока измерения не выше 250 мкА.

### **Высокочувствительный сенсор электропроводности кожи человека**

Важно подчеркнуть, что в рассматриваемой задаче реабилитации способностей человека к выполнению произвольных движений следует диагностировать не столько состояние внутреннего органа, отражаемого в измеряемой АКЗ, сколько наличие подкожной электрической активности организма. Наличие чрекожных электрических потенциалов свидетельствует не только об отсутствии разрыва кожно-висцеральной рефлекторной дуги, но и о заметном функционировании подкожных мышц. Предположение о диагностическом значении измерений подкожной электрической активности подтверждается также как известными положительными результатами физиотерапии мышечной недостаточности [9], так и успешным применением сенсора электрокожного сопротивления в задачах управления роботом массажёром [10, 11]. Вместе с тем, - для измерения слабых подкожных физиологических токов нужен очень чувствительный прибор.

В связи с этим к разрабатываемому в ИПМ сенсору были предъявлены более строгие требования, чем к приборам, применяемым в практике электропунктурной диагностики. Было принято, что сенсор должен *обеспечить слабое воздействие на человека в момент измерения, иметь высокую чувствительность и быть устойчивым к помехам*. Эти требования были вызваны следующими соображениями:

1. Ожиданием у параплегических пациентов возможных весьма слабых отклонений от нормы измеряемых параметров проводимости кожи стоп.
2. Стремлением избежать ложной для измерения активации физиологических токов организма измерительным током прибора.

Реализованный в ИПМ способ измерений электрического сопротивления кожи основан *на измерении величины падения напряжения* на выбранном участке тела между точечными или поверхностными электродами при прохождении через этот участок фиксированного слабого измерительного тока. Крайне малая величина измерительного тока (*порядка сотен наноАмпер*), как было сказано, выбрана из соображений гарантии его слабого воздействия на пациента.

Принимается, что при измерении кожной проводимости 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 (а не диагностики состояния какого-либо внутреннего органа человека).

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). Внутри измерительного прибора применена полная оптронная гальваническая развязка входных и выходных цепей. При этом в процессе измерений пациент подключается к сигнальному (приборному) заземлению, а измерительные внешние средства (ЭВМ) – к защитному (силовому) заземлению, не связанному с сигнальным. 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.

### **Описание схемы и устройства сенсора «Скинометр»**

Основными требованиями, определившими схему прибора, являлись [12]:

- Измерения должны проводиться заданным стабилизированным током.
- Диапазон рабочих токов должен лежать в интервале от 0.1 до 250мкА.
- Сопротивление определяется по падению напряжения между электродами.
- Направление протекания тока между электродами должно быть управляемым.

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

1. Связь прибора с ЭВМ осуществляется по шине USB.
2. Питание прибора осуществляется напряжением +5В непосредственно от шины USB. Потребляемый ток питания  $I_{пит} = 30$  мА.
3. Схема прибора обеспечивает полную гальваническую развязку по питанию цифровой и аналоговой части прибора от шины USB.
4. Напряжение питания аналоговой части прибора обеспечивается встроенным источником питания, обеспечивающим рабочий диапазон напряжений в  $\pm 12$  В. ( $V_{s-} = -12$  В и  $V_{s+} = +12$  В).
5. Напряжение питания цифровой части (микроконтроллера)  $V_{ц} = +3.30$  В
6. Диапазон программно задаваемых токов регулируется при помощи 12-ти разрядного ЦАП и обеспечивает регулировку в диапазоне  $I_{уст} = 0$  нА до 250 мкА с точностью 61 нА.
7. Диапазон измеряемых входных напряжений составляет  $\pm 1.65$  В
8. Частота дискретизации входного АЦП:  $f_{АЦП} = 1.3$  кГц, глубина квантования -  $L_{АЦП} = 12$  Бит.

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

- Источник тока.
- Измеритель.
- Микропроцессор.

Основой источника тока является двухканальный 12-ти разрядный ЦАП DAC2932 фирмы Texas Instruments с токовыми выходами (Рис.3). Его достоинствами являются низкое напряжение питания - 3В и малое потребление энергии, высокая частота преобразования – до 40МГц и возможность установки ограничения максимального выходного тока по каждому каналу, равного 0,5мА. Однако ток от ЦАП нельзя подать непосредственно на выходные

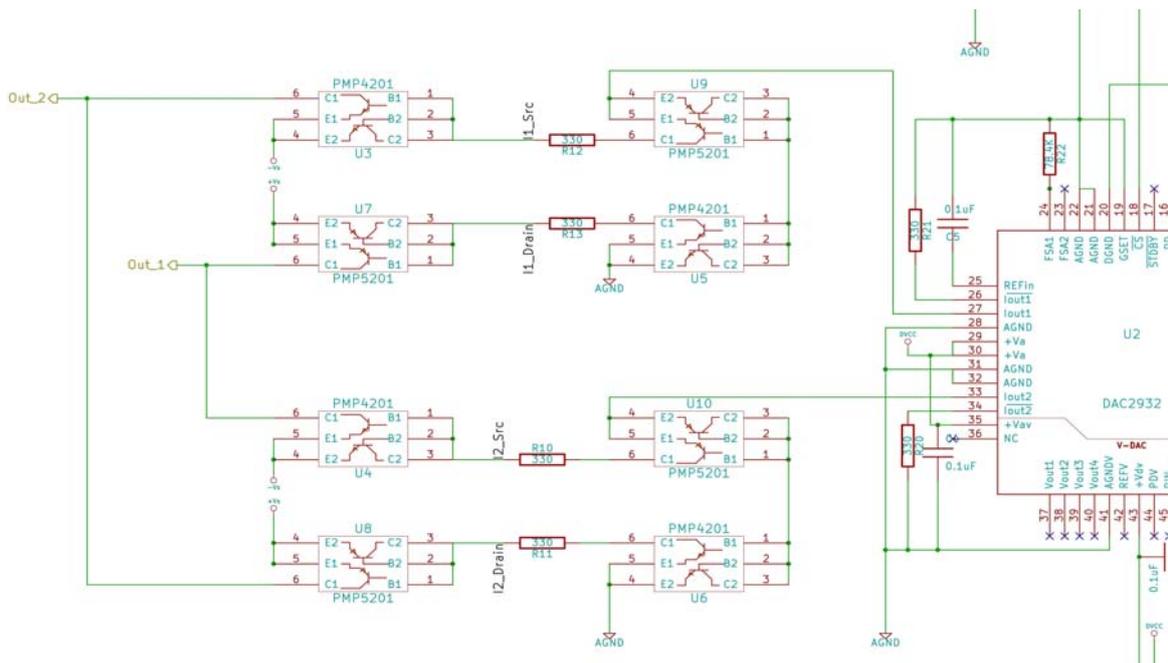


Рис.3. Схема источника тока и токовых зеркал.

электроды по двум причинам.

Во-первых, диапазон выходных напряжений ЦАП 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.

Для решения перечисленных проблем были использованы каскады токовых зеркал, основанные на прецизионных комплементарных транзисторных парах фирмы NXP. Каждый каскад состоит из четырех токовых зеркал. Первая пара зеркал питается непосредственно от ЦАП, что позволяет снизить выходной ток в два раза и получить два идентичных источника тока. Каждое из оставшихся токовых зеркал предназначено для увеличения диапазона выходных напряжений и подключено вторым плечом непосредственно к выходным электродам. Такое решение позволило расширить диапазон выходных напряжений до  $\pm 12\text{В}$  и уменьшить максимальный выходной ток в два раза, что весьма актуально, т. к. исследовательский интерес лежит именно в области сверхмалых токов. Оба канала ЦАП были задействованы таким образом, чтобы токи от них через электроды протекали в противоположном направлении, т. е. была реализована функция изменения направления тока.

Ясно, что для работы со столь малыми токами, нельзя, чтобы токи утечки аналоговой измерительной части прибора были велики, т. к. в противном случае это внесет существенные искажения в эксперименты. Кроме того, вход измерителя должен работать в дифференциальном режиме для обеспечения максимальной помехозащищенности и обеспечивать измерения для обеих полярностей. Его рабочее напряжение должно обеспечивать функционирование во всем расширенном диапазоне выходных напряжений - не менее  $\pm 12\text{В}$ . Кроме того, должна быть обеспечена защита от высоких напряжений, т. к. сигнал снимается непосредственно с человека.

Учитывая перечисленные требования, в качестве входного каскада был выбран инструментальный операционный усилитель INA116 фирмы BURR-BROWN. Его основными достоинствами являются:

- ▲ Сверхнизкие токи утечек на входах — 9фА
- ▲ Напряжение питания  $\pm 18\text{В}$
- ▲ Встроенная защита от высокого напряжения  $\pm 40\text{В}$ .
- ▲ Встроенная буферная защита входного сигнала.

Этот операционный усилитель включён по схеме дифференциального усилителя с единичным коэффициентом усиления, обеспечивая требуемый ток для АЦП (Рис.4). Он выполняет функцию подавления синфазных помех. В основном это помехи, возникающие по эфиру от сети переменного тока промышленной частоты (50Гц). Амплитуда таких помех достигает величин

порядка 10В на входном сопротивлении измерительного блока (порядка 4Мом). Следует отметить, что входное сопротивление измерительной части прибора может иметь величину порядка  $10^{15}$  Ом, однако величина помех и наводок при таком высоком входном напряжении становится крайне большой, поэтому

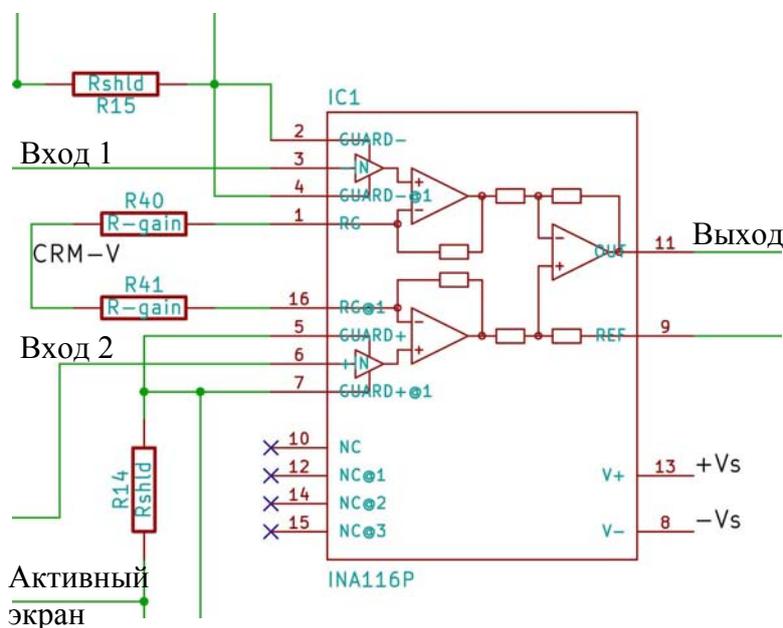


Рис.4. Схема входного усилителя.

входное сопротивление было снижено до 4Мом.

Следует отметить встроенную буферную защиту входного сигнала операционного усилителя. Она позволила применить в приборе технику активного экрана и получить существенное снижение шума. Схема входного усилителя с активным экраном представлена на рис.4.

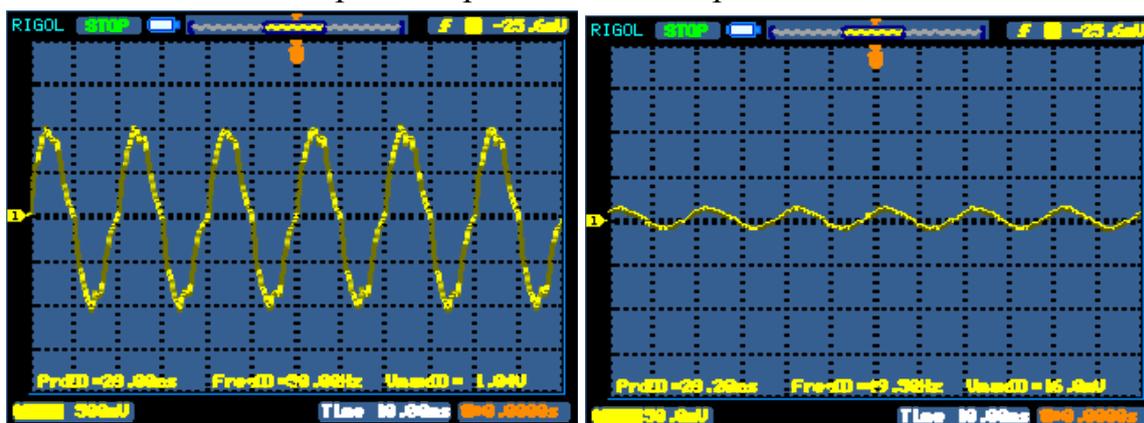


Рис. 5. Помехи, поступающие в прибор с кожи человека - помехи электрической сети переменного тока с частотой 50 Гц. Фотография слева – максимальная регистрируемая помеха без аппаратного шумоподавления. Фотография справа – режим максимального аппаратного шумоподавления. Щуп осциллографа включен с делителем 1:10.

Основной шумовой составляющей, как было выявлено в процессе проведения экспериментов на коже человека [10], является эфирное влияние электрической сети переменного тока 50 Гц на тело человека. Человек играет роль антенны и передаёт получаемое воздействие электрической сети в прибор. На рисунке 5 показаны фотографии помех на выходе входного операционного усилителя, снятых осциллографом.

Эти фотографии иллюстрируют преимущества схемы симметричного входного усилителя с активным экраном.

Выход операционного усилителя INA116 подключён непосредственно к входу АЦП микропроцессора. Так как АЦП микропроцессора обеспечивает измерение только положительных напряжений, выходной сигнал операционного усилителя был смещён при помощи источника опорного напряжения на 2.048 В.

Процессорный блок Скинметра создан на основе современного микропроцессора MP430F1611 фирмы Texas Instruments. Процессор является 16-ти разрядным сигнальным процессором серии MSP430 с управляемой тактовой частотой до 16MHz и богатой внешней периферией. Основным доводом, послужившим в пользу выбора сигнального процессора данного семейства, было его низкое напряжение питания (1,8..3,6 В), толерантностью входов и выходов к напряжению 5В и сверхнизкое потребление – (250 мкА/MIPS). Другим его важным качеством является наличие удобной среды разработки и отладки программного обеспечения на языке Си.



Рис. 6. Общий вид разработанного сенсора.

На горизонтальной плате реализована цифровая часть, а на вертикальной плате – аналоговая часть прибора (Рис.6). Кроме микропроцессора, на нижней плате размещены следующие элементы:

- Импульсные источники питания (DC-DC конвертеры) с выходными напряжениями +5В и ±12В и гальванической изоляцией входных и выходных цепей.

- Источник питания процессора, построенный на линейном регуляторе напряжения TPS76333, обеспечивающем питанием схемы с напряжением 3.3В.

- Кварцевый осциллятор с частотой 32КГц.

- Микросхема интерфейса USB.

- Оптическая развязка сигналов.

- Индикаторные светодиоды и функциональные кнопки.

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

### **Программное обеспечение сенсора «Скинометр»**

Проблемы создания алгоритмов и программ мехатронного сенсора заключаются в необходимости построения функций управления в реальном времени работой элементов его оборудования, функций управления самим процессом измерений, функций фильтрации и других видов обработки получаемых данных. При микропроцессорной реализации аппаратного устройства современного сенсорного прибора главная тяжесть решения проблемы обеспечения согласованной работы аналоговой и цифровой частей ложится на разработку алгоритмов и программ его микропроцессора. При этом управление процессом измерений и их последующей обработки выполняется с помощью алгоритмов и программ ЭВМ верхнего уровня с её средствами графического интерфейса, помогающими исследователю или врачу.

Программное обеспечение микропроцессора разработанного Скинометра написано на языке С и загружается в его Flash-память с помощью среды программирования IAR Embedded Workbench. Программное обеспечение процессора верхнего уровня реализовано в среде Borland Builder на языке С++.

Схема функционирования прибора выглядит следующим образом. В микропроцессоре циклически выполняется чтение показаний АЦП в режиме ожидания сигнала готовности, формируемого в АЦП в конце процесса преобразования входного напряжения в цифровую форму. Преобразование выполняется с частотой примерно 1.3 кГц. После чтения результата выполняется программа подавления помех.

Чтение информации, поступающей из микропроцессора на верхнюю ЭВМ, осуществляется с постоянной частотой 10 Гц, что соответствует периоду в 100 мс. На этом интервале сетевая помеха имеет 5 периодов, что позволяет алгоритмически эффективно удалять её.

Существует много вариантов подавления синусоидального сигнала, построенные на знании её частоты 50 Гц. Однако, как показали эксперименты, сетевая помеха не имеет постоянной частоты (частота сети варьируется от 48 Гц до 51 Гц) и постоянной амплитуды (она зависит от мгновенной величины нагрузки в сети). Поэтому в описываемой реализации для удаления помехи

выделяются значения максимумов и минимумов значений в последовательности получаемых данных и количество считываний данных между экстремальными значениями. Среднее значение максимума и минимума на выбранном интервале принимается за код измерения напряжения.

Номер сообщения команды	Принятая команда	Код АЦП	Код АЦП мин	Код АЦП макс	Среднее АЦП	Число чт АЦП	Тип инверсии код	PP питания DAC	Код DAC	Время приема
19	13	1724	1719	1734	1726.5	58615	0 0 1	1	3	52.358
20	13	3312	3311	3326	3318.5	59164	0 0 0	1	3	52.798
21	13	3317	3312	3327	3319.5	59671	0 0 0	1	3	53.236
22	13	1730	1719	1735	1727.0	60220	0 0 1	1	3	53.669
23	13	1734	1719	1735	1727.0	60730	0 0 1	1	3	54.106
24	13	3325	3311	3326	3318.5	61282	0 0 0	1	3	54.545
25	13	3325	3311	3327	3319.0	61793	0 0 0	1	3	54.983
26	13	3321	3311	3326	3318.5	62304	0 0 0	1	3	55.422
27	13	1723	1719	1734	1726.5	62853	0 0 1	1	3	55.859
28	13	1721	1719	1734	1726.5	63364	0 0 1	1	3	56.298
29	13	3312	3311	3327	3319.0	63914	0 0 0	1	3	56.736
30	13	3325	3312	3326	3319.0	64418	0 0 0	1	3	57.169
31	13	1734	1719	1735	1727.0	64969	0 0 1	1	3	57.606
32	13	1733	1719	1734	1726.5	65479	0 0 1	1	3	58.045
33	13	3321	1823	3325	2574.0	496	0 0 0	1	3	58.486
34	13	3313	3311	3326	3318.5	1001	0 0 0	1	3	58.918
35	13	3312	3312	3326	3319.0	1512	0 0 0	1	3	59.356
36	13	1727	1719	1734	1726.5	2059	0 0 1	1	3	59.793
37	13	1730	1719	1734	1726.5	2570	0 0 1	1	3	60.237
38	13	3325	3311	3327	3319.0	3120	0 0 0	1	3	60.668
39	13	3325	3311	3327	3319.0	3630	0 0 0	1	3	61.112
40	13	1726	1719	1735	1727.0	4180	0 0 1	1	3	61.545
41	13	1721	1719	1734	1726.5	4689	0 0 1	1	3	61.986
42	13	1719	1719	1734	1726.5	5200	0 0 1	1	3	62.418
43	13	3313	3311	3325	3318.0	5750	0 0 0	1	3	62.862
44	13	3317	3311	3326	3318.5	6260	0 0 0	1	3	63.296
45	13	1722	1719	1734	1726.5	6815	0 0 1	1	3	63.734
46	13	1725	1719	1735	1727.0	7326	0 0 1	1	3	64.174
47	13	3322	3311	3325	3318.0	7868	0 0 0	1	3	64.611
48	13	3317	3311	3326	3318.5	8378	0 0 0	1	3	65.050
49	13	1723	1719	3115	2417.0	8931	0 0 1	1	3	65.481
50	13	1732	1719	1734	1726.5	9570	0 0 1	1	3	66.028
51	13	3319	2135	3319	2727.0	10111	0 0 0	1	3	66.465
52	13	3320	3311	3326	3318.5	10629	0 0 0	1	3	66.904
53	13	3314	3311	3326	3318.5	11139	0 0 0	1	3	67.340
54	13	1720	1719	1734	1726.5	11689	0 0 1	1	3	67.779
55	13	1721	1719	1734	1726.5	12198	0 0 1	1	3	68.216
56	13	3317	3311	3325	3318.0	12749	0 0 0	1	3	68.654
57	13	3321	3311	3326	3318.5	13259	0 0 0	1	3	69.093
58	13	1732	1719	1875	1797.0	13810	0 0 1	1	3	69.530

Рис.7. Текстовый формат выдачи информации

На внешней ЭВМ результаты измерений сохраняются в файле на диске, визуализируются на экране дисплея в виде текстового окна для просмотра (Рис.7) или в виде графика, имитирующего цифровой осциллограф (Рис.8).

### Интерфейс пользователя с сенсором «Скинометр»

Пользователь запускает программу на внешней ЭВМ. Программа общается с микроконтроллером 10 раз в секунду, выдавая запрос на получение данных. Микропроцессор в ответ посылает информацию о статусе своей работы. В ее состав входит следующая информация:

1. Байт начала структуры информации,
2. Значение АЦП, принятое последним (2 байта),
3. Значение управляющего тока (2 байта),
4. Количество принятых управляющих команд (2 байта),
5. Минимальное значение АЦП за последний заданный участок времени (2 байта),
6. Максимальное значение АЦП за последний заданный участок времени (2 байта),
7. Количество считанных значений АЦП по модулю 65536 (2 байта),
8. Количество 10 миллисекундных прерываний таймера микропроцессора (2 байта),

9. Номер свободной ячейки для записи шлейфа (2 байта),
10. Номер последней отосланной ячейки из записанного шлейфа (2 байта),
11. Байт контрольной суммы.

Полученная информация отображается на дисплее (как показано на Рис.7 и 8). Пользователь имеет возможность выполнить следующий набор команд:

1. Разрешить/запретить выдачу тока на пациента,
2. Задать код выдаваемого тока (DAC),
3. Выбрать режим биполярного тока или однополярного тока конкретного направления,
4. Ввести число измерений АЦП, участвующих в подавлении шума,
5. Запустить сохранение шлейфа измерений,
6. Запустить чтение шлейфа измерений на верхней ЭВМ. Результат будет сохранен в файле.

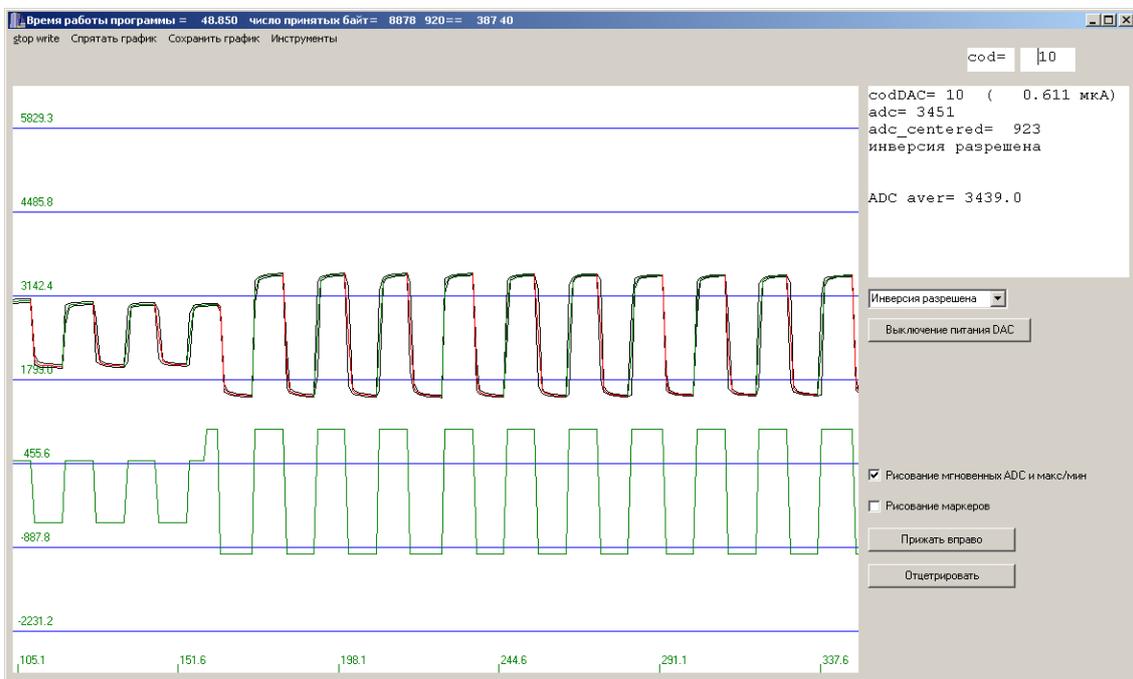


Рис.8. Графический формат выдачи информации.

Пользователь имеет возможность сохранить все данные в файле на диске. При этом к каждому измерению приписываются и запоминаются дата и время получения измерения (во внутренних единицах («тиках») и в московском времени).

### Описание модели измерительного тракта и результаты измерений

Модель контуров токов на измеряемом участке сопротивлений кожи описывается в виде эквивалентной схемы, представленной на рис. 9. В этой модели ток  $i_1$  задаётся его выбранным значением, а измеряется падение напряжения между точками кожных контактов  $K_1$  и  $K_2$ . Получаемое значение является функцией искомого сопротивления кожи  $R_x$  и протекающих по нему

неизвестных токов  $i_2$  (через кожу) и  $i_3$  (физиологический ток). При этом, сопротивление  $R^*$  является нагрузочным сопротивлением прибора с постоянным, но, вообще говоря, - не точно известным значением.

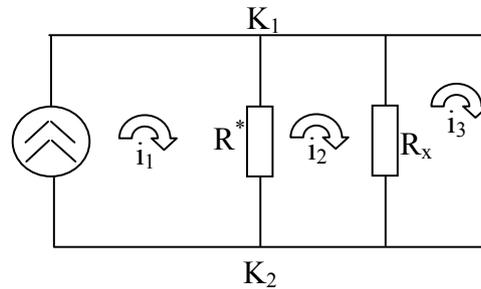


Рис.9. Эквивалентная схема для расчета сопротивлений и токов.

Для тарировочного измерения истинной величины  $R^*$  между контактами  $K_1$  и  $K_2$  проводились измерения ряда сигналов, получаемых от известных резисторов: 906 КОм, 744 КОм, 692 КОм, 301 КОм, 100.4 КОм. Суммарное сопротивление  $R^*$  и  $R_x$  определяется по формуле сложения параллельных сопротивлений. Результат можно видеть в средней колонке таблицы. Справа расположены измеренные значения падения напряжения, разделённые на заданный ток. Видно хорошее совпадение результатов (ошибка возникает из-за неточности определения тарировочных сопротивлений).

Тарировочные сопротивления	Расчетные значения сопротивлений	Измеренные значения сопротивлений
906.0	695.85	699.497
744.0	596.15	599.018
692.0	562.30	566.714
301.0	273.55	276.864
100.4	97.15	98.409

По этим данным выбрано значение сопротивления  $R^* = 3,18$  Мом.

При проведении экспериментов на коже необходимо определять два параметра – суммарное сопротивление проводимых участков кожи  $R_x$  и физиологический ток  $i_3$ . Для этого проводится два измерения при разных величинах заданного тока  $i_1$ . По закону Кирхгофа для электрических цепей имеем уравнения:

$$\begin{cases} \frac{U_{K_2K_1}}{R^*} = i_1 - i_2 \\ \frac{U_{K_2K_1}}{R_x} = i_2 - i_3 \end{cases} \quad \text{или} \quad \begin{cases} i_2 = i_1 - \frac{U_{K_2K_1}}{R^*} \\ i_3 = i_2 - \frac{U_{K_2K_1}}{R_x} \end{cases}$$

Исключая переменную  $i_2$ , получим  $i_3 = i_1 - U_{K_2K_1} \circ \left( \frac{1}{R^*} + \frac{1}{R_x} \right)$ . Сделаем два измерения при разных токах  $i_1^1$  и  $i_1^2$ . Им соответствует два измерения напряжения  $U_{K_2K_1}^1$  и  $U_{K_2K_1}^2$ . Получаем систему уравнений:

$$\begin{cases} i_3^1 = i_1^1 - U_{K_2K_1}^1 \circ \left( \frac{1}{R^*} + \frac{1}{R_x} \right) \\ i_3^2 = i_1^2 - U_{K_2K_1}^2 \circ \left( \frac{1}{R^*} + \frac{1}{R_x} \right) \end{cases}$$

Если предположить, что ток  $i_3$  не меняется при изменении воздействия током  $i_1$ , то есть  $i_3^1 = i_3^2 = i_3$ , то можно найти сопротивление  $R_x$  вычитая второе уравнение из первого.

$$\frac{1}{R_x} = \frac{i_1^1 - i_1^2}{U_{K_2K_1}^1 - U_{K_2K_1}^2} - \frac{1}{R^*}$$

Подставляя это выражение в первое уравнение, получим

$$i_3 = i_1^1 - U_{K_2K_1}^1 \circ \frac{i_1^1 - i_1^2}{U_{K_2K_1}^1 - U_{K_2K_1}^2}$$

Рассмотрим в качестве примера измерение результата подачи тока постоянной величины 0.214 мкА на ладонь человека со сменой его направления с частотой 1 Гц (рис. 10 и 11). Внизу на рисунке 10 показан график изменения полярности подаваемого тока, наверху - измеренного напряжения, обеспечивающее постоянство тока заданной полярности на электродах, приложенных к ладони руки.

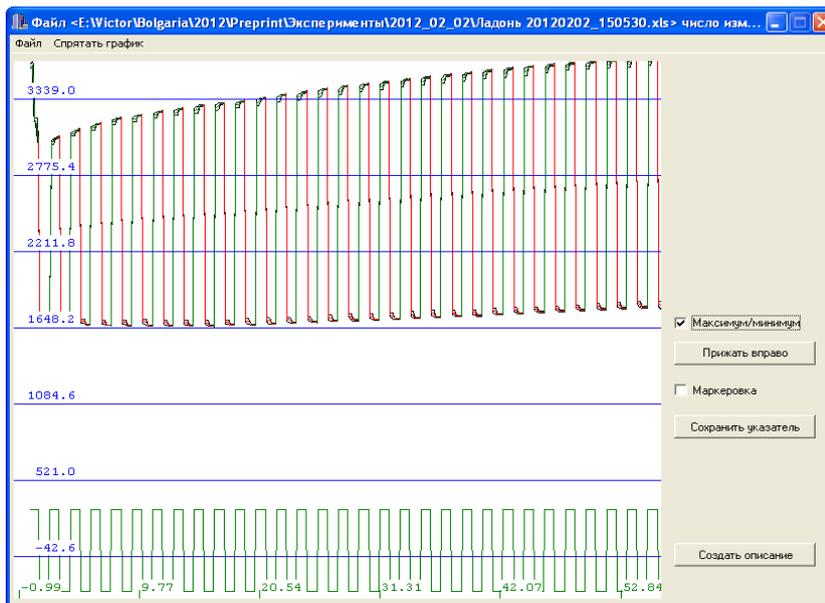


Рис.10. Измерение напряжений на коже ладони

Следует обратить внимание на наблюдаемое непостоянство значений измеряемых напряжений при одних и тех же токах (рис.10 и 11).

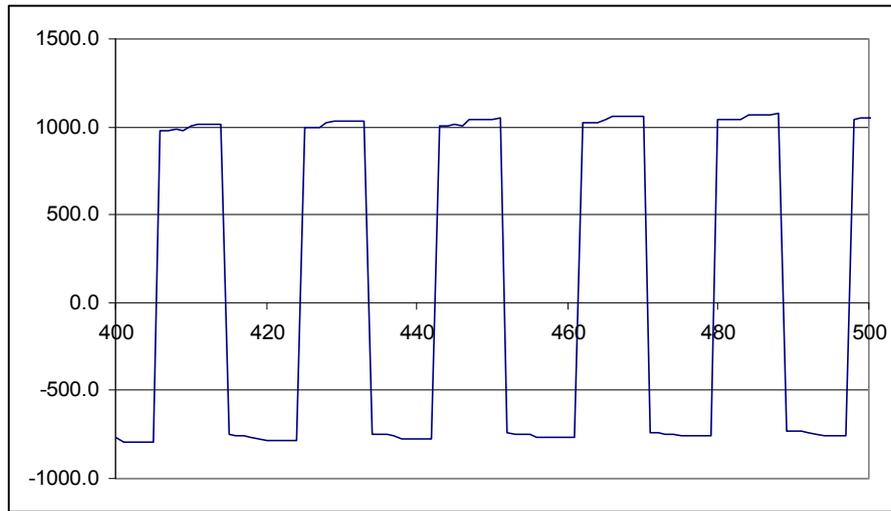


Рис.11 Пример локального изменения напряжения.

Для моделирования и оценки параметров этих изменений необходимо добавить в модель параллельно сопротивлению  $R_x$  некоторую емкость  $C_x$ , величину которой следует определить, обрабатывая совместно последовательность измерений меняющейся величины падения напряжения в измеряемых точках кожи.

Для приведённых значений измерений получаемое значение сопротивления  $R_x$  составляет величину около 2 Мом, а искомая величина физиологического тока  $i_3$ , медленно уменьшается от величины 58 нА до величины  $-43$  нА, как это показано на рисунке 12. По оси абсцисс на этом рисунке показано время в секундах.

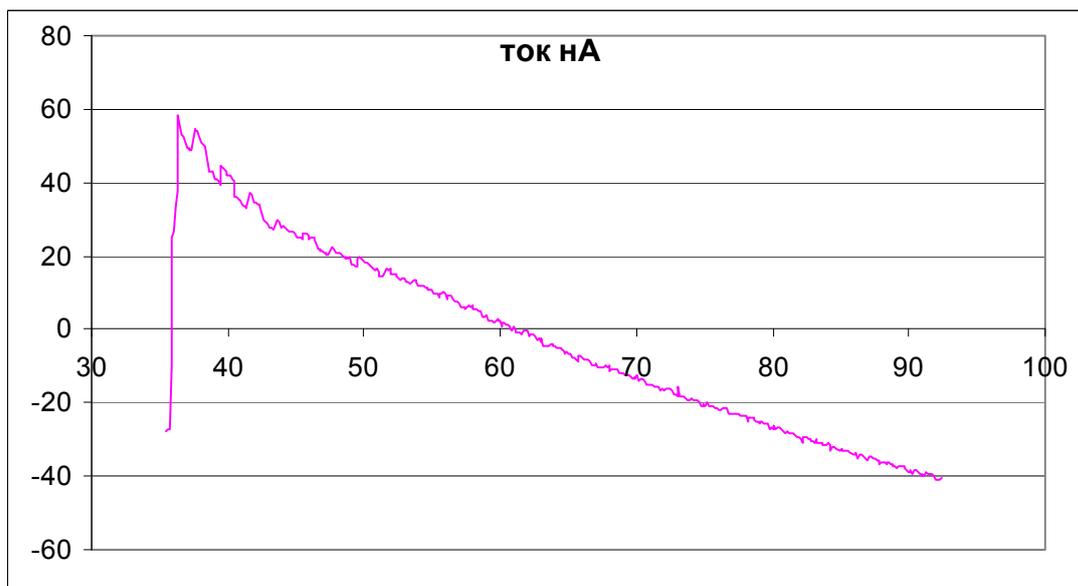


Рис.12. Изменение физиологического тока при эксперименте на коже ладони.

Таким образом, кроме локального изменения напряжения на участках, связанных с постоянными задаваемыми токами с их длительностью в 1 сек, имеет место более длительное глобальное изменение напряжения, связанное с реакцией организма на слабое токовое воздействие или с независимыми от этого изменениями протекающих физиологических токов в связи с функционированием организма. Выяснение этих обстоятельств требует дополнительных экспериментов.

Другим направлением работ, обеспечиваемых разработанным сенсором, является проведение комплексных исследований для выявления особенностей влияния внешней среды и индивидуальных особенностей пациентов на стабильность и разрешающую силу измерений кожной проводимости отдельных участков ног человека.

Общий вид разработанного измерителя кожного сопротивления в процессе испытаний показан на Рис. 13.



Рис.13. Вид рабочего места исследователя.

## Заключение

В работе рассмотрена проблема создания одного из возможных мехатронных средств для сенсорного наблюдения процесса реабилитации спинальных больных уже на первом этапе их лечения. Одной из главных задач наблюдений на этом этапе является обеспечение объективной диагностики и фиксирования изменения состояния больного в процессе лечения. В связи с этим сформулирована новая для развивающейся биомехатронной техники задача оценки жизнеспособности (или степени атрофии) ног человека с нарушениями двигательной активности. Эта задача заключается в поиске отображения функционального состояния мышц человека на электрические параметры точек и областей его кожи. Для этой цели в будущем предполагается использовать точечные измерения параметров кожной электропроводимости стоп ног больного средствами, аналогичными упомянутому средству матричной тактильной их стимуляции, разработанного в Институте механики БАН (София) [10], и построения этими средствами карты предполагаемого отражения кожно-висцеральных процессов в пяточной области ноги человека. На текущем этапе исследований выполняются локальные измерения параметров кожной электропроводимости в разных местах ноги.

Для решения описываемой проблемы сенсорного обеспечения процесса лечения требуется повышение чувствительности измерителей параметров кожной проводимости. Опыт разработки, изготовления требуемого измерителя и исследования его свойств показал, что после достижения некоторого уровня величины измерительных токов главные трудности на пути получения высокочувствительного сенсора оказываются связанными с шумовым влиянием электрических параметров тела человека, находящимся в электромагнитном поле электрической проводки обычного помещения. В силу большой практической сложности и дороговизны создания экранированных помещений это обстоятельство потребовало выполнить разработку специального комплекса аппаратно-программных средств для уменьшения влияния наведённых электрических полей на выполняемые измерения кожной проводимости. Созданы алгоритмы и аппаратные решения для повышения чувствительности и разрешающей способности измерений в условиях шумов.

Разработанный сенсор кожного сопротивления обладает чувствительностью, способной заметить и измерить величину и динамику изменения слабых подкожных электрических шумов. Это делает его перспективным средством для проведения естественно-научных экспериментов с целью построения новых диагностических методов определения численных физиологических параметров состояния мышечного аппарата человека.

## Литература

1. Большая медицинская энциклопедия, М, 1978 г., том 8, с. 342.
2. Львова Л. В. Искусство врачевания “Провизор” 1999, №17
3. Основопологающие понятия китайской философии и медицины  
<http://www.jhana.ru/tea/29-tea-encyclopedia-chapten8>
4. Мачерет Е.Л., Лысенюк В.П., Самосюк И.З. Атлас акупунктурных зон, К: Вища шк. Головное изд-во, 1986.-255с.
5. 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..
6. Берсенев В.А. Структура висцерокутанного сенситивного синдрома (патогенез зон Захарьина — Геда), Журнал невропатологии и психиатрии, 1979, т. 79, №7, с. 884.
7. Ченегин В.М. Кожно-гальванические реакции, как метод прогнозирования функционального состояния спортсменов. // Оценка и прогн. функц. Состояний в физиологии. – Фрунзе. 1980.- сс. 340-342.
8. Серова Е.Н., Иванов Ю.П. Кожно-гальваническая реакция: теория и новые методические подходы. Медицинские науки, Клиническая лабораторная диагностика 2007, № 5, сс52-56.
9. Электростимуляция мышц в спортивной медицине  
<http://www.sportmedicine.ru/electromyostimulation.php> , 19 июля 2011 года.
- 10.Архипов М.В., Головин В.Ф., Саморуков А.Е. Диагностика состояния пациента при механотерапии на основе электрокожного сопротивления // Мануальный терапевт-врач лечебной физкультуры. 2011. №1-2 С. 10-15.
11. Архипов М.В., Головин В.Ф., Журавлев В.В., Саморуков А.Е. Оценка состояния пациента по электрокожному сопротивлению при механотерапевтическом воздействии // Медицинская техника. 2011. № 3. сс. 14-17.
- 12.Платонов А.К., Герасименко Ю.П., Илиева-Митуцева Л., Никитин О.А., Сербенюк Н.С., Трифонов О.В., Ярошевский В.С. Биомехатронные элементы стимулятора стопы человека. // Препринты ИПМ им. М.В. Келдыша, 2011. № 38. 32 с.