

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В.ЛОМОНОСОВА»

ФИЗИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ОБЩЕЙ ФИЗИКИ

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

**«ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ИЗМЕРЕНИЯ
НИЗКОЧАСТОТНЫХ СЛАБЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ
СОВРЕМЕННЫМИ ДАТЧИКАМИ ЕРС»**

Выполнил студент
405 группы:
Хапкин Никита Владимирович

подпись студента

Научный руководитель:
к. ф.-м. н. ассистент Русакова Н.Е.

подпись научного руководителя

Научный консультант:
вед. инженер Николадзе Г.М.

подпись научного консультанта

Допущена к защите _____

Зав. кафедрой д.ф.-м.н. проф.

_____ Салецкий А. М.
подпись зав. кафедрой

Москва
2016

Оглавление

Введение.....	3
Глава 1. Измерение низкочастотных электрических полей датчиками ЕРІС ..	8
1.1. Методы измерения электрических полей	8
1.2. Описание датчика PS25201В.....	9
1.3. Проверка характеристик датчиков ЕРІС.....	11
Глава 2. Определение координат объекта по распределению потенциалов в одномерном случае	16
2.1. Теоретические расчеты	16
2.2. Экспериментальная часть	17
Глава 3. Измерение электрического поля человека.....	23
Заключение	27
Список использованных источников	28

Введение

Данная бакалаврская работа посвящена экспериментальным исследованиям методов регистрации и измерения слабых низкочастотных полей различной природы. Источниками таких полей могут быть как технические устройства и приборы, так и биологические объекты. В работе [1] описаны различные методы измерения напряженности электрических полей. В рамках данной работы измерялся непосредственно потенциал электрического поля. Однако в опытах с электрической локацией, имея показания двух датчиков, можно было построить проекцию вектора напряженности поля.

Измерение электрических полей является актуальным направлением современных исследований и используется в различных областях. Одним из развивающихся направлений, связанных с регистрацией электрических полей, является определение координат источника поля по измеренным значениям потенциала в нескольких точках. В работах [2-3] описываются задачи, связанные с определением местоположения летящего объекта по его электрическому полю. В них, путем регистрации создаваемого объектом электрического поля, строились траектории движений механических объектов, летящих на малых высотах. Возмущения создаются за счет перемещения электрического заряда, накапливаемого на корпусе летательного объекта.

В настоящее время проводятся опыты по определению деформаций объектов по искривлению их поля. В статье [4] описан метод, в котором диагностика проводится посредством регистрации магнитного поля. Однако, возможно так же выявить деформацию путем нахождения дефектов электрического поля, возникающих при обтекании током деформаций проводящего материала.

Измерение низкочастотных электрических полей используется не только в технической и военной областях, но и для наблюдения и регистрации процессов, протекающих в живых организмах

Биологические процессы, протекающие в живом организме, сопряжены с созданием слабых электрических сигналов. Это происходит при сокращении мышц, биении сердца, связано с работой нервной системы. В результате на поверхности биологического объекта возникают переменные низкочастотные электрические поля. Причем интенсивность этих полей на различных участках организма различается. Электрические поля играют большую роль в жизни живых организмов. Более того, некоторые виды даже умеют генерировать собственные электрические поля. Например, в статье [5] говорится о способности азиатских клариевых сомов создавать мощные электрические импульсы, которые, предположительно, считаются особями этого и других видов. Генерация и регистрация электрических полей рыбами открывает простор для исследования влияния электрических импульсов на биологические объекты. Некоторые рыбы способны генерировать сильные электрические поля для защиты от хищников и для того, чтобы оглушить свою добычу [6].

Живые организмы имеют собственные электрические системы регуляции процессов жизнедеятельности [7]. Общепринято в качестве основных регуляторов процессов жизнедеятельности организма млекопитающего рассматривать эндокринную систему и нервный аппарат. Один из рычагов работы этих систем – изменение распределения разности электрических потенциалов на поверхности органов. Интересным является тот факт, что внешние электрические импульсы могут также сильно влиять на состояние и деятельность организма. Американский национальный институт защиты труда проводил исследования, в которых изучалось влияние электрических и магнитных полей на здоровье людей. В книге [8] приведены различные методики изучения влияния внешних полей на человека. На кафедре биофизики Физического Факультета МГУ было доказано, что действие внешних слабых электрических полей существенно влияет на восстановление костной ткани.

Примером измерения электрических полей биологического объекта является снятие кардиограммы человека. В результате биения сердца на кожном покрове человека в области сердца и на других участках возникают электрические импульсы с частотой порядка 1 Гц. Знание амплитуд и форм этих сигналов позволяет проводить предварительную заочную диагностику человека. По характеру изменения этих сигналов можно судить о здоровье человека и диагностировать различные болезни, связанные с неправильной работой сердца [9]. Существует и методика измерения сигналов человека, не требующая прямого контакта с кожей человека, что упрощает работу с измерительным прибором и позволяет проводить измерения в фоновом режиме [10]. Подобная методика использовалась для получения картины электрической активности человеческого мозга [11].

Существует направление медицинской физики, в котором изучаются точки на поверхности кожи человека, в которых сосредоточены окончания нервных волокон. Эти точки характерны тем, что имеют различные электрические потенциалы. Измеряя величины этих потенциалов в этих точках, предположительно можно судить о состоянии здоровья человека [12], например риск развития инфаркта миокарда [13]. Однако современная медицина еще не до конца изучила этот феномен. Несмотря на это, существуют медицинские методы, связанные с этими точками. Например, иглоукалывание в области точек Фолля. Метод электропунктурной диагностики описан в статье [14]. В этой статье приведены результаты обследования активности ЦНС нескольких пациентов. Для получения результатов использовался метод электропунктурной диагностики Фолля.

Измерение подобных сигналов представляет собой сложную проблему. Дело в том, что при сверхнизких частотах переменное электрическое поле можно сравнить с постоянным. В настоящее время существуют методики, благодаря которым можно измерять постоянные электрические поля. Уже разработаны различные датчики, которые способны регистрировать слабые поля с низкими частотами. Однако чувствительность датчиков,

используемых в данной работе, падает с уменьшением частоты сигнала (см. Главу 1).

Существуют различные типы датчиков электрических полей. Методы измерения электрических полей основаны в основном либо на возбуждении индукционных полей, либо на использовании чувствительных полевых транзисторов, специально сконструированных для этой цели. Индукционные методы являются менее чувствительными, так как они основаны на измерении индуцированных зарядов. Полевые транзисторы позволяют измерять потенциалы и напряженности электрических полей, требующие чрезвычайной чувствительности, но их методика основана на регистрации изменяющегося электрического поля. Необычный метод измерения электрического поля основан на изучении картины, получаемой в жидкости благодаря эффекту направленной поляризации [15]. В статьях [16-19], речь идет об использовании различных датчиков ЭКГ. Эти датчики обладают небольшими размерами и способны детально считывать электрический сигнал с поверхности кожи человека. Однако, они обладают некоторыми недостатками. Им требуется питание и непосредственный контакт с кожей.

Наша научная группа в ряде экспериментов использовала датчики английской фирмы Plessey Semiconductors, разработанные совместно с Университетом Сассекса. Sam Thomas Beardsmore-Rust в своей докторской диссертации [20] говорит о применении датчиков электрических полей в электрически нейтральных средах. Датчики EPIC (Electric Potential Integrated Circuit) – электрические микросхемы для измерения электрического потенциала. В настоящее время они стали синонимом датчиков низкочастотных электрических полей [21]. Они выделяются среди других подобных датчиков своей способностью точно измерять слабые низкочастотные поля с частотой изменения порядка 1 Гц.

Ю.М. Чи и Г. Кавенбергс из Калифорнийского Университета в своей статье [22] описали метод измерения электрического поля человека, в котором датчики не контактируют с кожей исследуемого. Мы проводили

измерения с подобными датчиками, однако с их корректной работой связано множество проблем. Основной проблемой являются сильные электрические помехи, которые необходимо отфильтровывать. В ближайшем будущем мы планируем создать установку, которая будет считывать электрический сигнал человека бесконтактным путем даже в условиях присутствия сильных электрических помех.

О.И. Мисеюк в статье [23] объясняет принцип работы модуляционных датчиков напряженности электрического поля в сверх низкочастотном диапазоне, которые расположены на подвижных носителях. Такая установка позволяет исследовать электрические поля в океане, а значит, обладает высокой чувствительностью к слабым низкочастотным импульсам. Эта работа представляет особый интерес для нашей научной группы, так как методики, описанные в данной статье, могут применяться для исследования биополей живых организмов.

Глава 1. Измерение низкочастотных электрических полей датчиками EPIC

1.1. Методы измерения электрических полей

Измерение слабых электрических полей низкой частоты представляет собой сложную проблему. Существующие методы измерения основаны в основном либо на возбуждении индукционных полей, либо на использовании чувствительных полевых транзисторов, специально сконструированных для этой цели. Индукционные методы, к ним можно также отнести контактные методы (щупы), являются менее чувствительными, так как они основаны на регистрации индуцированных зарядов. Полевые транзисторы позволяют измерять потенциалы и напряженности электрических полей, требующие чрезвычайной чувствительности, но их методика основана на регистрации изменяющегося электрического поля.

В настоящее время компании Plessey Semiconductors удалось создать наиболее чувствительные датчики низкочастотных электрических полей - EPIC (Electric Potential Integrated Circuit). Эти датчики позволяют измерять поля низких частот вплоть до частоты 0.2 Гц. Верхний предел измерения частот — 10 кГц .

Нашей научной группой было проведено исследование заявленных характеристик нескольких видов датчиков, после чего было принято решение о конструировании собственных датчиков. При измерениях, проводимых вне конденсатора, рабочие характеристики датчиков EPIC резко ухудшались.

1.2. Описание датчика PS25201B

Таблица 1. Заявленные характеристики датчика PS25201B

Характеристики	Значение			Единицы измерения	Условия
	Мин.	Хар.	Макс.		
Напряжение питания	±2.4		±5.5	В	Биполярное питание, Gnd=0 В
Потребляемый ток	0.6	2.5	3.5	мА	
Эффективное входное сопротивление		20		ГОм	
Эффективная входная емкость		15		пФ	
Коэффициент усиления напряжения	47.5	50	52.5		На частоте 1 кГц
Ёмкостная связь		250		пФ	Датчик на коже
Нижняя граница полосы пропускания по уровню -3 Дб		0.20		Гц	При значении емкостной связи 250 пФ
Верхняя граница полосы пропускания по уровню -3 Дб	4.0			кГц	

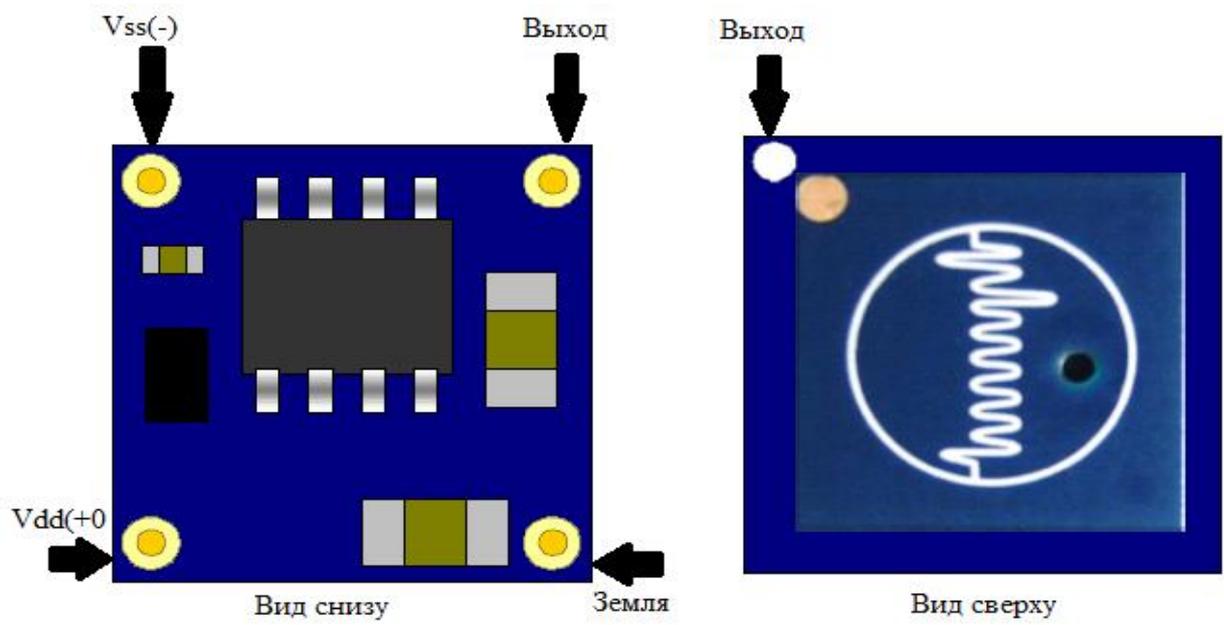


Рис. 1. Схема датчика PS25201B.

1.3. Проверка характеристик датчиков ЕРІС

Для того, чтобы проверить частотный диапазон работы датчиков, была построена следующая экспериментальная установка.

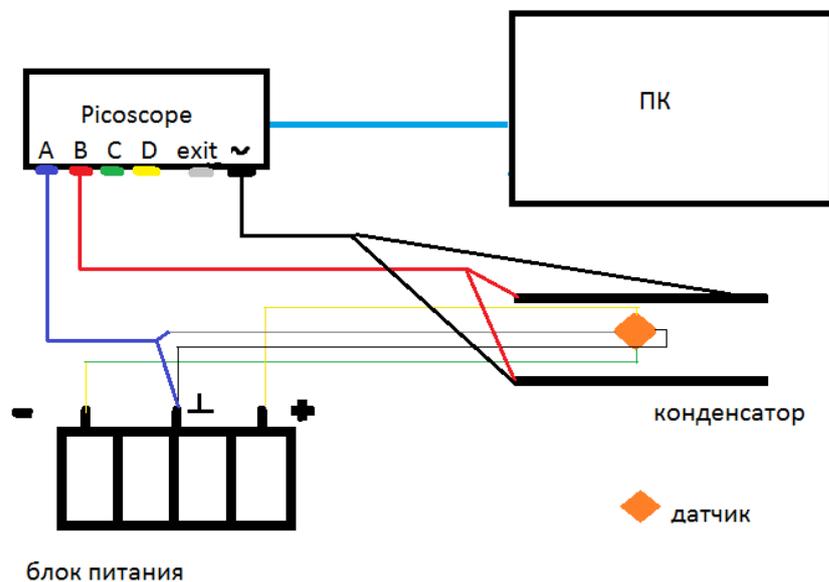


Рис. 2. Блок-схема экспериментальной установки

Основными частями являются:

- 1- цифровой осциллограф PicoScope 5442A
- 2- конденсатор
- 3- датчик низкочастотного поля
- 4- блок питания
- 5- ПК с соответствующим программным обеспечением
- 6- штатив, позволяющий перемещать датчик по вертикали

В блок питания вставляются 4 элемента питания R20, что позволяет подавать на датчик питание ± 3 В.

У осциллографа PicoScope есть четыре активных канала, которые могут принимать, обрабатывать сигнал и отправлять его на компьютер, где сигнал визуализируется при помощи специального программного обеспечения Pico Software. Также имеется функциональный генератор. С генератора подается

напряжение на конденсатор 2. Датчик 3 крепится на штативе и помещается внутри конденсатора посередине между его пластинами. Компьютерная программа позволяет изменять характеристики генератора (тип, частоту, амплитуду сигнала) и каналов (пределы измерения, фильтры и пр.).

В данной работе представлены результаты проверки датчика PS25201. Данный датчик может работать с участками цепи с высоким сопротивлением, вплоть до 20 ГОм. Связь с сенсором осуществляется через сухой контакт. Датчик работает с биполярным питанием от $\pm 2,4$ В до $\pm 5,5$ В. Данный датчик имеет высокое входное сопротивление и может использоваться в электрокардиографах. Он не требует влажного контакта, а результат, получаемый при снятии кардиограммы с помощью этих датчиков, сравним с результатом, получаемым при работе с обычными влажными электродами.

Для изучения работы датчиков были проведены несколько серий экспериментов. В первой серии экспериментов снималась зависимость показаний напряжения от разности потенциалов, подаваемой на конденсатор. Частота подаваемого сигнала была фиксированной и равной 1 Гц. На Рис. 4 представлена осциллограмма для случая, когда амплитуда подаваемого сигнала равна 1 В.

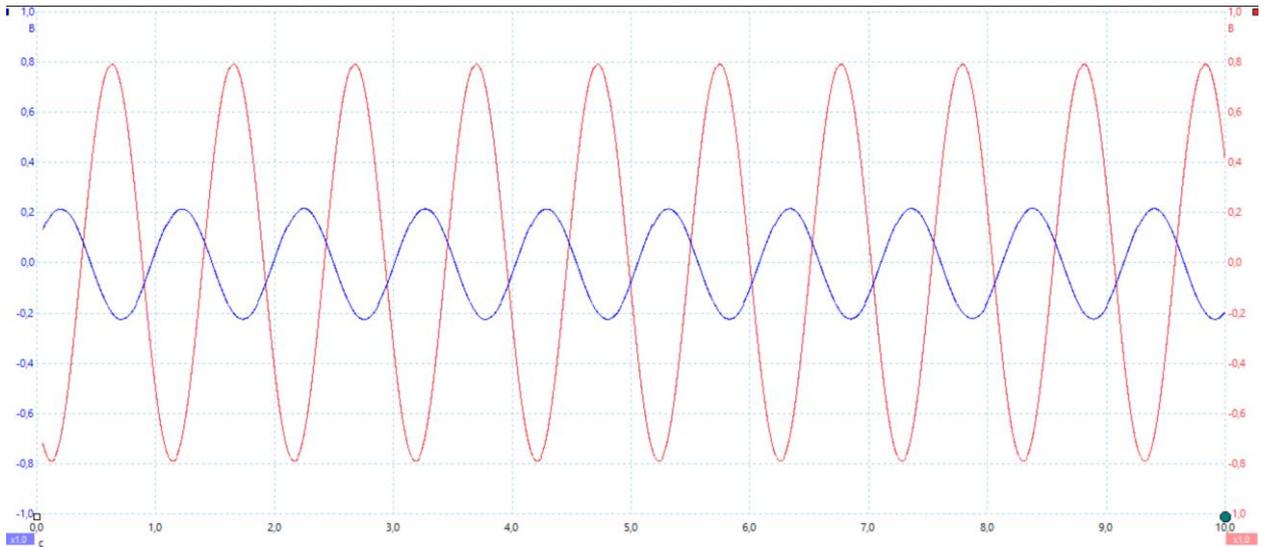


Рис. 3. Сигнал, поданный на конденсатор (красная линия) и сигнал, полученный с датчика (синяя линия)

В результате измерений было выявлено, что при увеличении амплитуды напряжения, подаваемого на обкладки конденсатора, амплитуда напряжения, снимаемого с датчиков, линейно возрастает. На Рис. 5 приведен вид полученной зависимости. Высокие значения коэффициента корреляции свидетельствуют о корректной работе датчиков.

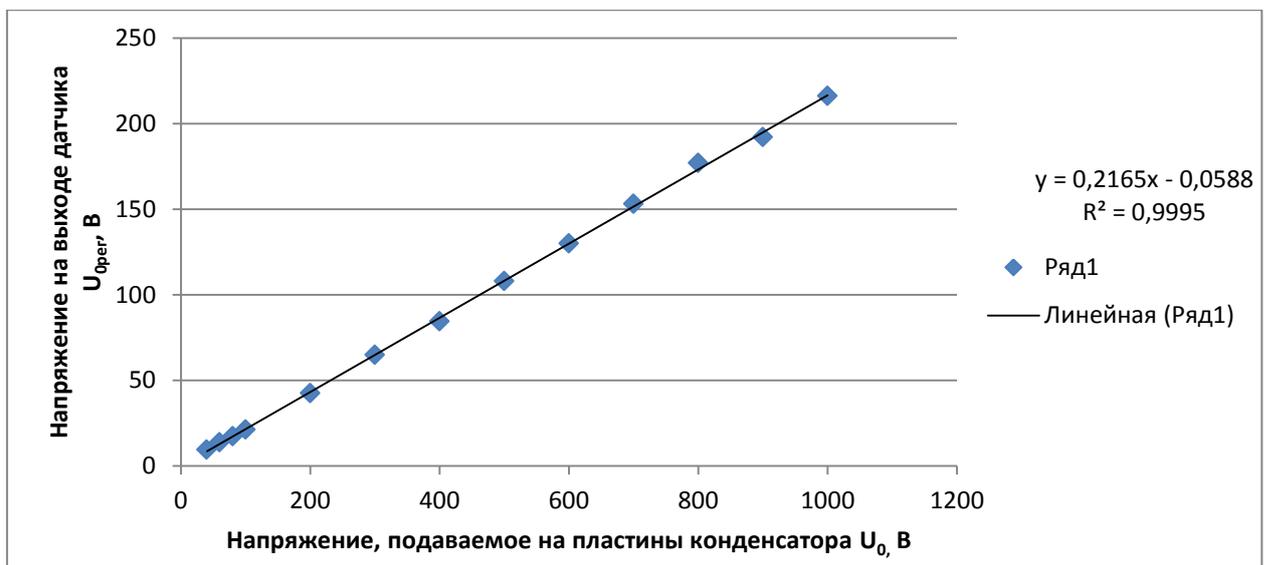


Рис.4. Зависимость напряжения на выходе датчика от разности потенциалов, подаваемой на конденсатор

Во второй серии экспериментов изменялась частота подаваемого сигнала, при этом его амплитуда была постоянной и равной 2 В.

По результатам эксперимента была рассчитана зависимость усиления напряжения от частоты сигнала, подаваемого на конденсатор.

$$A = 20 \lg \frac{\varphi_{\text{датчика}}}{\varphi_{\text{теор}}} \quad (1)$$

$\varphi_{\text{датчика}}$ — потенциал, снимаемый датчиком.

$\varphi_{\text{теор}}$ — теоретически рассчитанный потенциал в координате датчика.

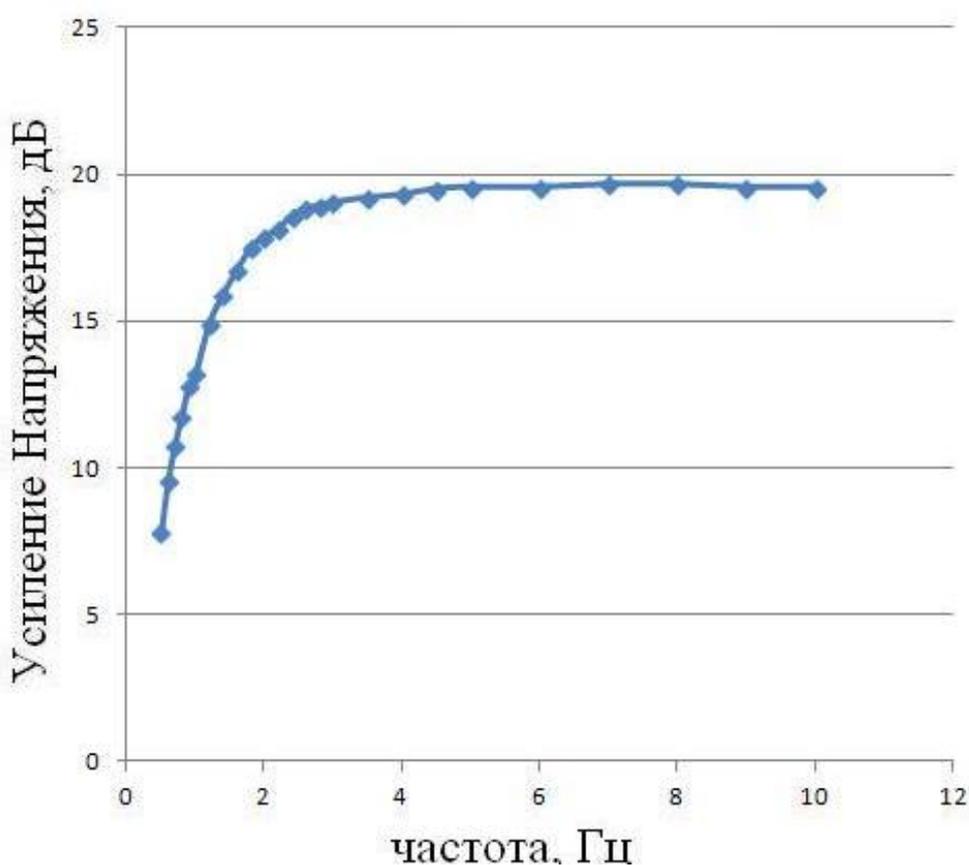


Рис.5. Зависимость усиления напряжения от частоты сигнала, подаваемого на конденсатор

Данная зависимость имеет нелинейный вид. График усиления является линейным при значениях частот сигнала от 5 Гц и выше.

По результатам проведенных экспериментов был сделан следующий вывод. Датчики PS25201 подходят для измерения слабых низкочастотных электрических полей, однако разные датчики этого типа выдают различные результаты. Было принято решение сконструировать собственный прибор для проведения экспериментов с регистрацией электрических полей.

Глава 2. Определение координат объекта по распределению потенциалов в одномерном случае

2.1. Теоретические расчеты

Рассмотрим одномерный случай нахождения координаты заряда при известных потенциалах в двух точках.

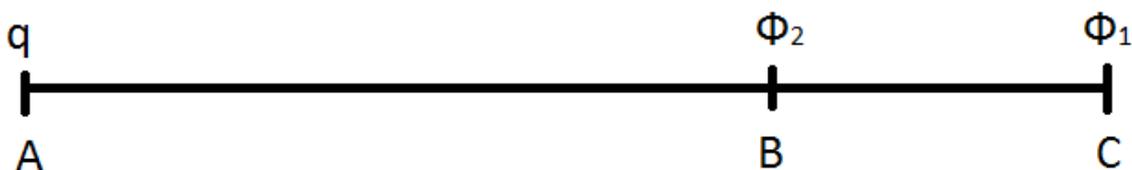


Рис. 6. Схема задачи.

Расстояние AC равно x , расстояние BC равно a . Учтем, что на датчики осуществляется наводка со стороны посторонних объектов. Тогда потенциалы, снимаемые датчиками, будут иметь вид:

$$\begin{cases} \varphi'_1 = A_1 * \varphi_1 - B_1; \\ \varphi'_2 = A_2 * \varphi_2 - B_2; \end{cases} \quad (2)$$

Здесь φ'_1 — потенциал, снимаемый дальним датчиком, φ'_2 — потенциал, снимаемый ближним датчиком, φ_1 — теоретически рассчитанный потенциал в координате дальнего датчика, φ_2 — теоретически рассчитанный потенциал в координате ближнего датчика, A_1, B_1, A_2, B_2 — коэффициенты, связывающие теоретические и экспериментальные значения потенциалов.

Теоретические потенциалы на датчиках принимают следующие значения:

$$\begin{cases} \varphi_1 = \frac{kq}{x}; \\ \varphi_2 = \frac{kq}{x - a}; \end{cases} \quad (3)$$

Найдем координату x

$$\begin{cases} \varphi'_1 = A_1 * \frac{kq}{x} - B_1; \\ \varphi'_2 = A_2 * \frac{kq}{x - a} - B_2; \end{cases} \quad (4)$$

Решая систему уравнений, получаем значения координаты и электрического заряда источника поля

$$\frac{x - a}{x} = \frac{A_2(\varphi'_1 + B_1)}{A_1(\varphi'_2 + B_2)}; \quad (5)$$

$$x = \frac{a}{\left(1 - \frac{A_2(\varphi'_1 + B_1)}{A_1(\varphi'_2 + B_2)}\right)}; \quad (6)$$

$$q = \frac{x}{k} * \frac{\varphi'_1 + B_1}{A_1}; \quad (7)$$

Таким образом, зная значения потенциалов в двух точках и коэффициенты A_1 , B_1 , A_2 , B_2 , можно определить координату точечного заряда и сам заряд.

2.2. Экспериментальная часть

В первую очередь помехи создавались электрическими приборами и электрической сетью, на время проведения экспериментов они выключались. Металлические предметы, находившиеся вблизи датчиков, так же вносили искажения. Они также убирались на время экспериментов. Помимо этого работа ноутбука и осциллографа тоже вносила помехи. Их убрали на максимально возможное расстояние.

По результатам опытов было установлено, что при увеличении расстояния от датчиков до сферы их чувствительность уменьшалась. При этом если сферу оставить на одном месте и изменять амплитуду подаваемого

на нее сигнала, то можно с высокой точностью измерять сигнал на источнике в диапазоне 300-2000 мВ.

Коэффициенты ослабления рассчитывались как отношение теоретических значений потенциалов в координатах датчика к практически полученным потенциалам.

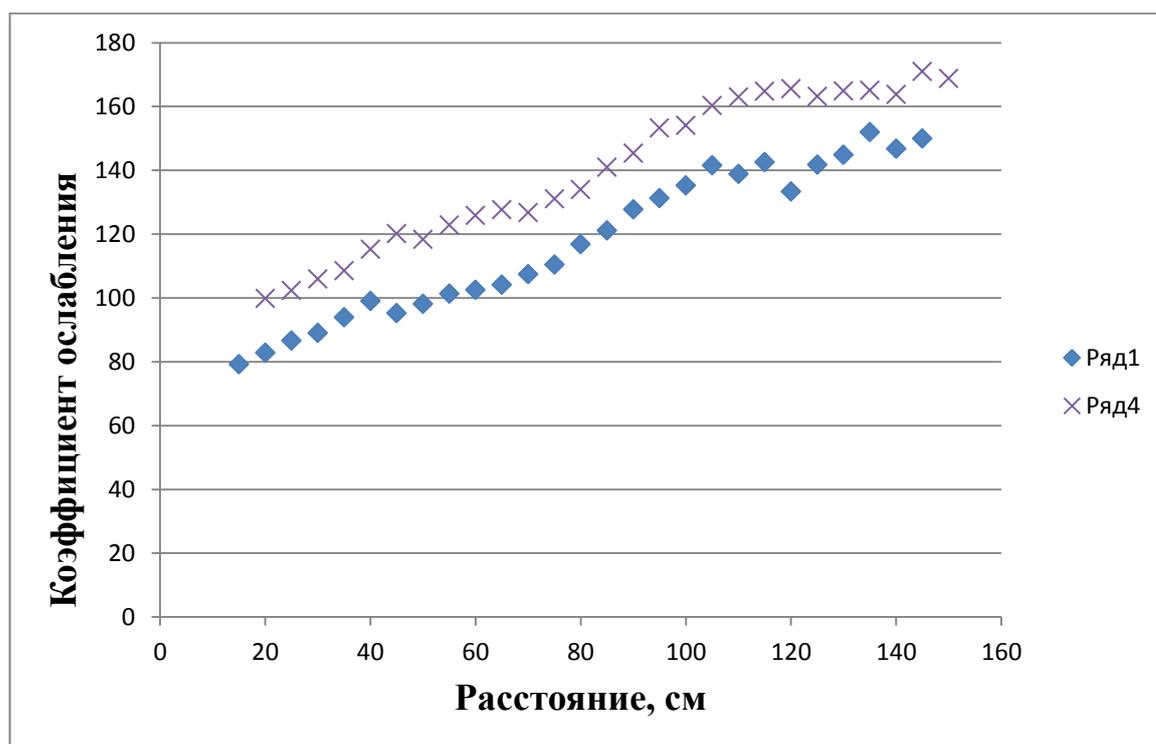


Рис. 7. График зависимости коэффициентов ослабления датчиков от расстояния до источника.

На Рис. 8 показана зависимость коэффициента ослабления сигнала, снимаемого датчиков от расстояния до сферы. Крестиками обозначены коэффициенты ослабления дальнего датчика, а точками - ближнего.

После этого был проведен опыт, в котором сфера оставалась на одном месте, но изменялась амплитуда подаваемого на него сигнала.



Рис. 8. Коэффициент ослабления сигнала при различных значениях амплитуды сигнала.

В следующем опыте исследовалась зависимость сигналов с датчиков от расстояний между ними и сферой.

Расстояние от сферы до дальнего датчика менялось в диапазоне от 30 до 170 см. Частота сигнала была равна 5 Гц, амплитуда – 2 В.

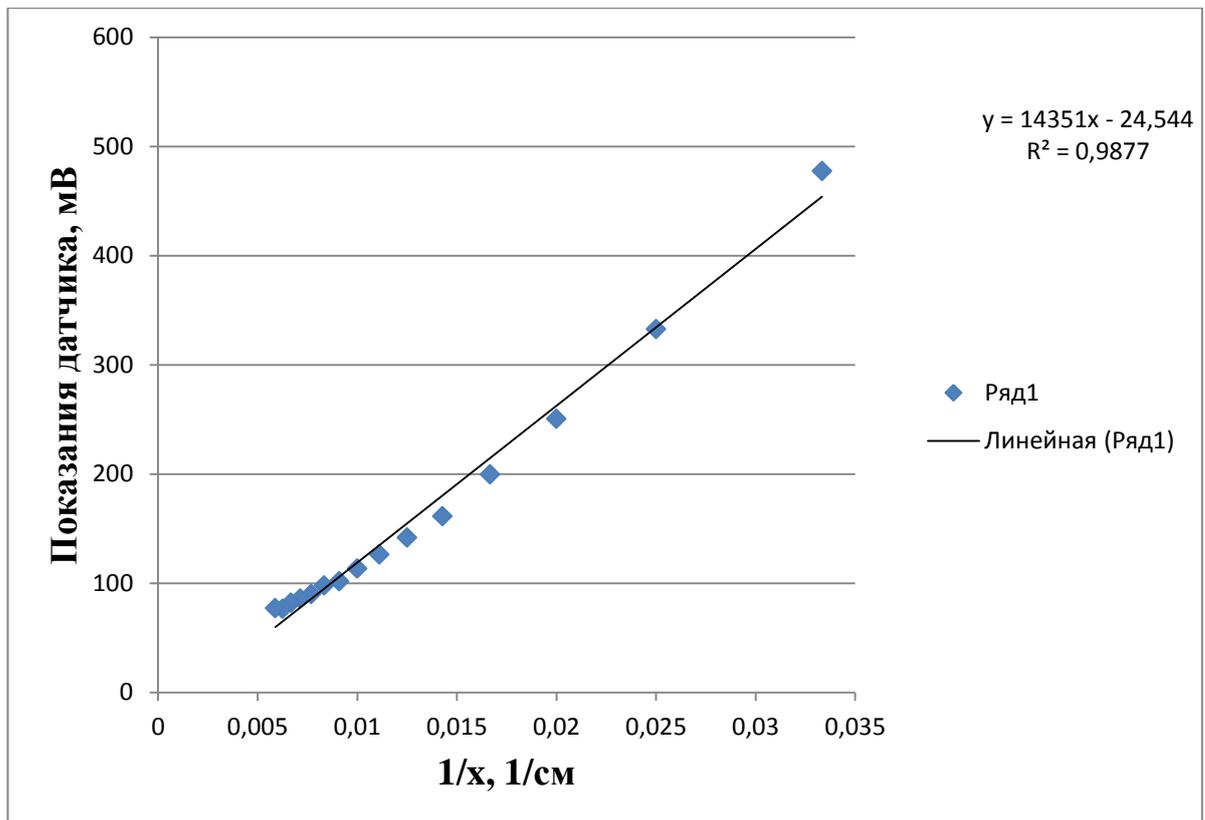


Рис. 9. Зависимость показаний дальнего датчика от величины, обратной расстоянию до сферы

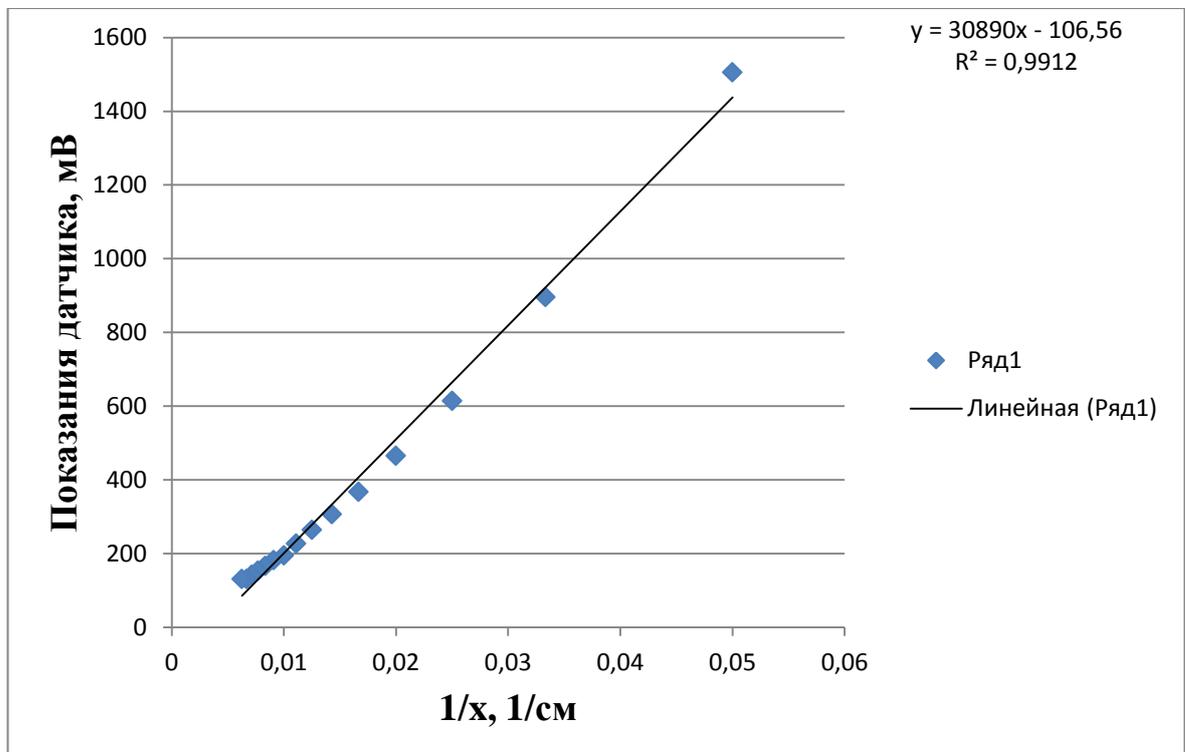


Рис. 10. Зависимость показаний ближнего датчика от величины, обратной расстоянию до сферы

В ходе эксперимента было установлено, что зависимость сигнала от величины, обратной расстоянию, является линейной на участке, соответствующем расстоянию до ближайшего датчика равному 30 – 90 см.

В контрольном эксперименте были выбраны 3 точки, соответствующие расстояниям от сферы до ближайшего датчика, равным 30, 50 и 70 см. По показаниям в этих точках были построены следующие зависимости.

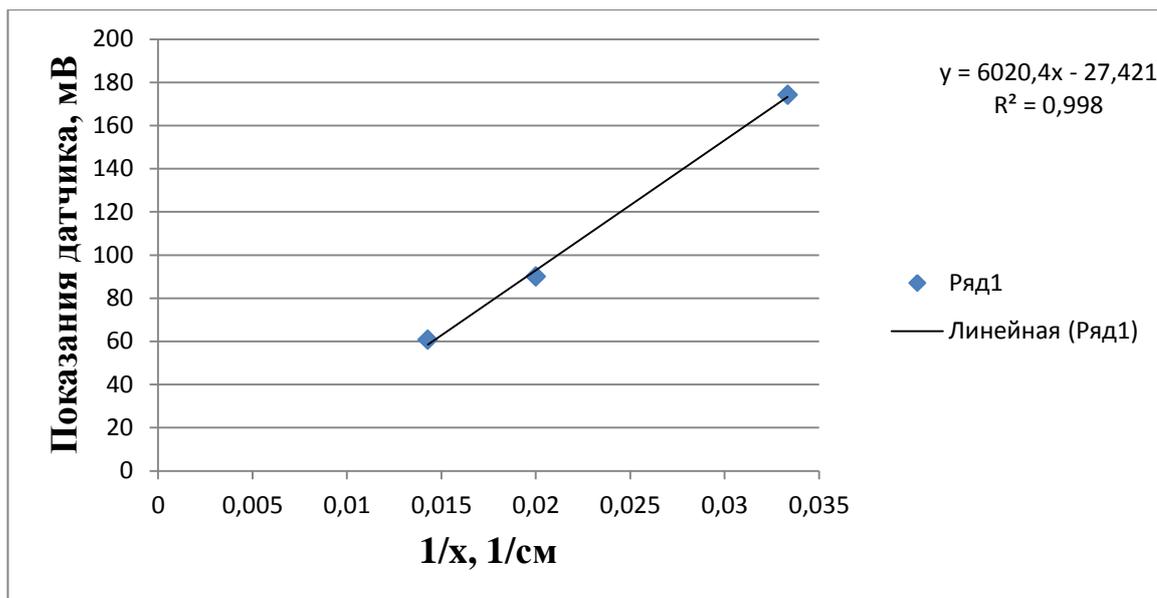


Рис. 11. Юстировка дальнего датчика

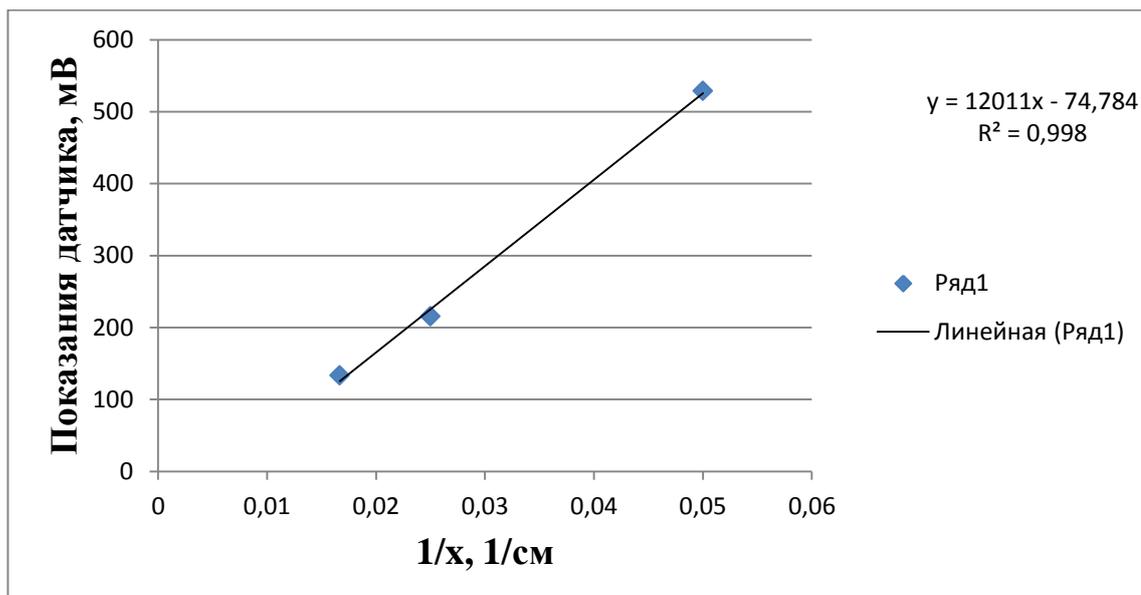


Рис. 12. Юстировка ближнего датчика

Далее были выбраны 3 точки, в которых снимались показания датчиков, а потом определялась координата сферы.

- 1) Первая точка соответствовала расстоянию 70 см. В этой точке показания уже были сняты при юстировке. При повторном измерении показания датчиков совпали с первоначальными, что говорит о том, что условия проведения опыта остались неизменными, а датчики работают корректно. Потенциалы оказались равными $\varphi'_1 = 61$ мВ и $\varphi'_2 = 133$ мВ. Рассчитанная координата равна $x = 65$ см.
- 2) Вторая точка соответствовала расстоянию 40 см. Потенциалы оказались равными $\varphi'_1 = 121$ мВ и $\varphi'_2 = 317$ мВ. Рассчитанная координата равна $x = 43$ см.
- 3) Третья точка лежала в интервале, где линейность нарушается – на расстоянии 100 см. В этой точке показания были равны $\varphi'_1 = 37$ мВ и $\varphi'_2 = 76$ мВ. Рассчитанная координата равна $x = 70$ см.

При измерениях, проводившихся в точках, лежащих на линейном участке, погрешность составляет 7% . Это говорит о том, что на данном участке координата измеряется с высокой точностью. Вне линейного участка погрешность составила 30%.

Глава 3. Измерение электрического поля человека

В первом варианте установки для измерения электрических потенциалов на коже человека использовались датчики EPIC PS25201. Они позволили снять кардиограмму у человека, приложившего пальцы к датчикам. Картина была достаточно стабильной, на ней видны основные зубцы кардиограммы, однако присутствовали и сильные помехи.



Рис.13. Кардиограмма, снятая с помощью датчиков EPIC PS25201

Было принято решение использовать в качестве датчиков чувствительные элементы в форме шаров и пустотелых сфер.

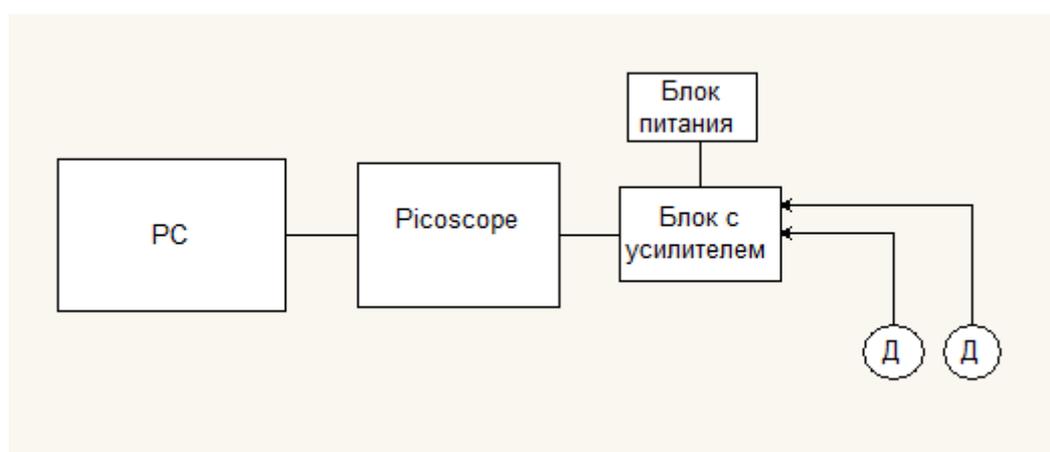


Рис.14. Схема экспериментальной установки

Собранная в лаборатории экспериментальная установка состоит из следующих компонентов:

- 1) цифровой осциллограф PicoScope 5442A,
- 2) блок с дифференциальным усилителем,
- 3) чувствительные элементы в виде двух шаров или сфер,
- 4) блок питания,
- 5) ПК с соответствующим программным обеспечением.

В качестве чувствительных элементов использовались металлические сферы различных радиусов, а так же металлические шары. Кардиограммы снимались путем приложения пальцев к сферам, и путем приложения сфер к различным участкам тела. Данная установка помогает свести к минимуму различные наводки от сети и электроприборов, таким образом, разность сигналов представляет собой картину ЭКГ человека.

Было установлено, что на величину сигнала влияют индивидуальные особенности человека, в том числе поверхностного слоя - кожи. На картине видны основные зубцы кардиограммы, что говорит о ее качестве и достоверности.

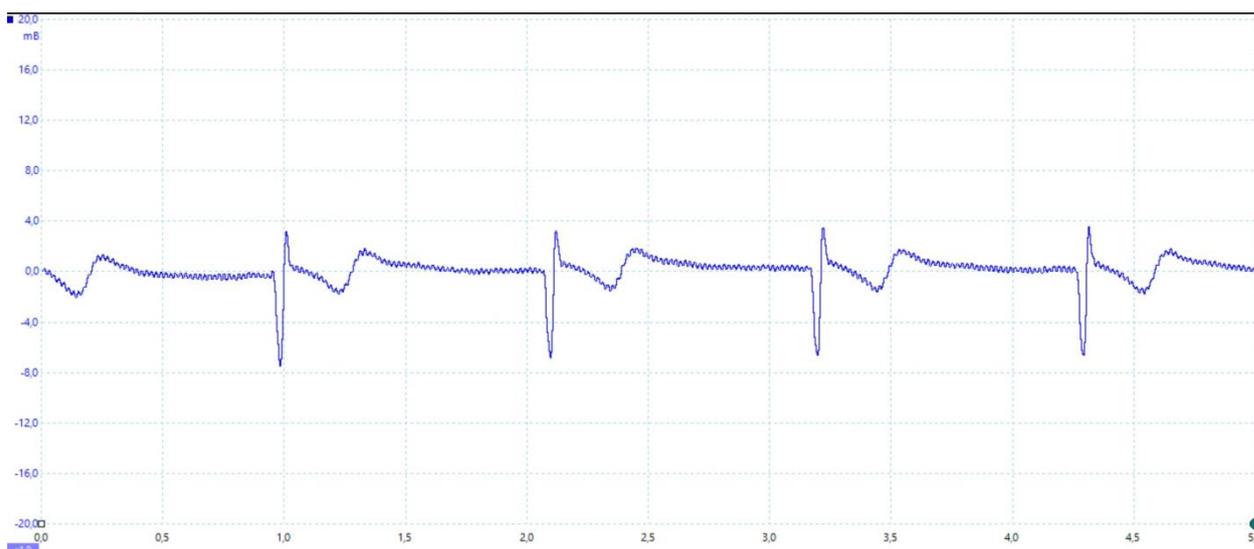


Рис.15. Кардиограмма первого испытуемого, снятая с помощью собранной установки

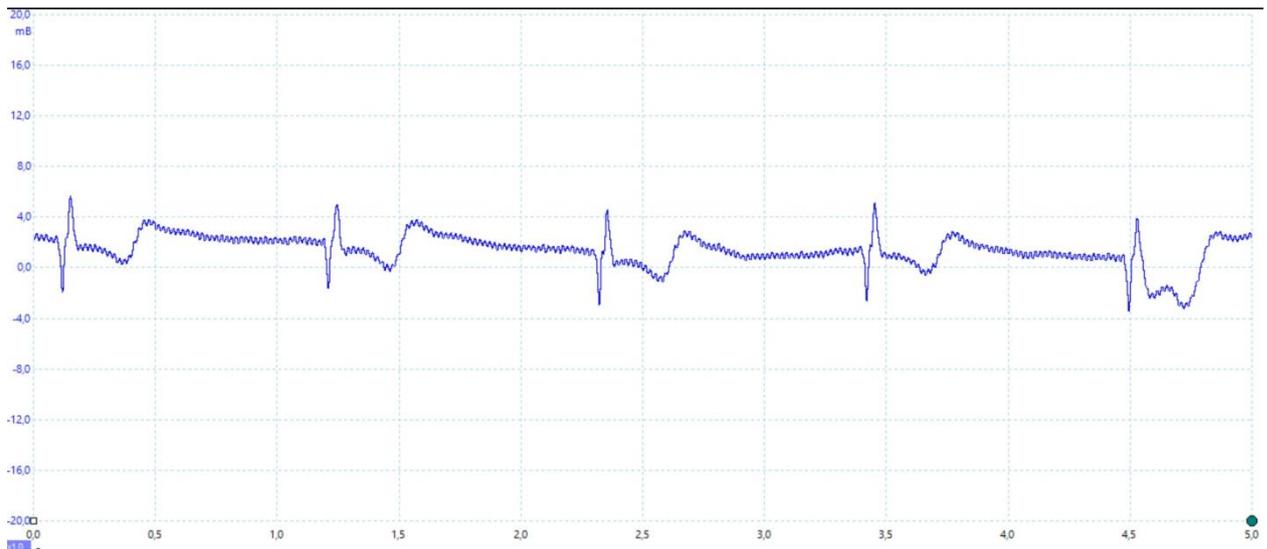


Рис.16. Кардиограмма второго испытуемого, снятая с помощью собранной установки

Устройство, разработанное нами, выделяется из общей массы электрокардиографов благодаря нескольким особенностям.

Во-первых, это компактность прибора. Данную разработку можно поместить в корпус, сравнимый по размерам с корпусом небольшого мобильного телефона. Это открывает простор для всевозможных исполнений устройства, например, встраивание в мебель, автомобильные сидения, планшетные компьютеры, часы и пр. Это позволит в безостановочном режиме регистрировать ЭКГ человека, что может заранее проинформировать о нарушениях в работе сердца. Это будет чрезвычайно полезно для людей с нарушениями сердечных функций.

Во-вторых, неоспоримым преимуществом является то, что прибор считывает информацию даже в условиях электромагнитного загрязнения, что дает возможность использовать его в сложных условиях, таких как в автомобиле. При этом качество картины находится на уровне кардиограмм, получаемых в больницах. При этом получить картину можно за считанные секунды.

В-третьих, стоимость устройства. Современные кардиографы характеризуются своими высокими ценами и необходимостью иметь навыки работы с ними. Устройство, созданное нами, изготовлено из недорогих материалов, и не требует никаких дополнительных навыков использования, что означает возможность широкого применения.

В-четвертых, для изготовления прибора не требуются никакие иностранные компоненты. Все детали изготавливаются в России.

Заключение

В ходе работы были проверены технические характеристики датчиков фирмы Plessey Semiconductors. Они близки к заявленным, однако, при попытках провести бесконтактные измерения, датчики оказались неподходящими для дальнейших исследований.

Проведен расчет координаты металлической сферы по потенциалам ее электрического поля в одномерном случае. В области 30-70 сантиметров координата определяется с высокой точностью.

Проверены контактный и бесконтактный методы регистрации слабых низкочастотных электрических полей, в которых использовалась собранная в лаборатории установка, не содержащая датчики фирмы Plessey Semiconductors.

Построенный прибор способен считывать электрические потенциалы на коже человека. Благополучно сняты электрокардиограммы нескольких людей.

Список использованных источников

1. Бирюков С. В. Физические основы измерения параметров электрических полей: Монография //Омск: Изд-во СибАДИ. – 2008.
2. Ластовецкий А. Е., Клепка С. П., Рябоконт М. С. Дистанционное измерение электрических зарядов воздушных объектов //Вестник Концерна ПВО Алмаз-Антей. – 2015. – №. 3 (15).
3. Нефёдов Д. С., Мелец А. Ф. Имитационная модель электростатической многопозиционной системы пассивной локации маловысотных летательных аппаратов. – 2014.
4. Зайцев Д. А., Модин И. Н. Расчет магнитного поля постоянного тока над трехмерными вытянутыми проводящими объектами //Разведка и охрана недр. – 2010. – №. 8.
5. Ольшанский В. Эпизодические электрические разряды при социальных взаимоотношениях: пример азиатских клариевых сомов //Журнал общей биологии. – 2011. – Т. 72. – №. 3.
6. Lissmann W. 8 Electric Location by Fishes. – 1963.
7. Зацепина Г. Н. и др. Электрическая система регуляции процессов жизнедеятельности //М.: Изд-во Моск. ун-та. – 1992.
8. Bowman J. D. et al. Manual for measuring occupational electric and magnetic field exposures. – US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, Division of Biomedical and Behavioral Sciences, 1998.
9. Shnayder V. et al. Sensor networks for medical care. – 2005.
10. Prance R. J. et al. An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning //Measurement Science and Technology. – 2000. – Т. 11. – №. 3. – С. 291.
11. Homma S. et al. Location of electric current sources in the human brain estimated by the dipole tracing method of the scalp-skull-brain (SSB) head model

- //Electroencephalography and clinical Neurophysiology. – 1994. – Т. 91. – №. 5. – С. 374-382.
12. Грачёв В. И., Колесов В. В. МЕТОДЫ И АППАРАТУРА ДЛЯ КВЧ-ПУНКТУРНОЙ ТЕРАПИИ.
 13. Гудина М. В., Волкотруб Л. П., Бородин А. С. Риск развития инфаркта миокарда на участках территорий с различными уровнями электромагнитных полей //Казанский медицинский журнал. – 2009. – Т. 90. – №. 4.
 14. Калмыков С. В., Сагалеев А. С., Цыбиков А. С. Диагностика функционального состояния организма на основе электропунктурного метода Фолля //Вестник Бурятского государственного университета. – 2010. – №. 13, С.177-185.
 15. Jin R. L. et al. Ultrahigh sensitivity electric field detection with a liquid electro-optical film //Optics letters. – 2011. – Т. 36. – №. 7. – С. 1158-1160.
 16. Park C. et al. An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system //Biomedical Circuits and Systems Conference, 2006. BioCAS 2006. IEEE. – IEEE, 2006. – С. 241-244.
 17. Sullivan T. J., Deiss S. R., Cauwenberghs G. A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor //Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE. – IEEE, 2007. – С. 154-157.
 18. Yao J., Wan Y. A wavelet method for biometric identification using wearable ECG sensors //Medical Devices and Biosensors, 2008. ISSS-MDBS 2008. 5th International Summer School and Symposium on. – IEEE, 2008. – С. 297-300.
 19. Lopez A., Richardson P. C. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes //Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. – 1969. – №. 1. – С. 99-99.
 20. Beardsmore-Rust S. T. Remote applications of electric potential sensors in electrically unshielded environments. – University of Sussex, 2010.
 21. Бекмачев А. Датчики Epic от Plessey Semiconductors – прорыв в сенсорных технологиях //Компоненты и технологии. – 2013. – №. 1. – С. 21-24.

22. Chi Y. M., Cauwenberghs G. Wireless non-contact EEG/ECG electrodes for body sensor networks // Body Sensor Networks (BSN), 2010 International Conference on. – IEEE, 2010. – С. 297-301.
23. Мисеюк О. И. Модуляционный датчик напряженности электрического поля в проводящей среде. – 2015.