

УДК 613.6.02

Теоретические исследования погрешности удельной проводимости кожи человека, вызванной различными методами измерения

*Е.А. Дубенская, студент
кафедра «Инженерное дело в медико-биологической практике»,
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

*Г.Ф. Сираева, студент
кафедра «Биомедицинские технические системы»,
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

*Научный руководитель: Косоруков А.Е., ассистент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
kosorukov@bmstu.ru*

Неинвазивные методы диагностики функционального состояния организма человека в целом и отдельных систем органов становятся все более популярными, так как при выявлении дисфункции лечебное воздействие производится не на отдельные органы, а на всю систему в целом, что позволяет производить сбалансированное лечение [1]. Среди этих методов одним из самых популярных является метод электропунктурной диагностики. Преимуществами данного метода являются простота, высокая информативность и относительно невысокая стоимость оборудования.

Принцип действия систем электропунктурной диагностики основывается на измерении электропроводности или электрического сопротивления между активным электродом, находящимся в точке акупунктуры, и индифферентным, расположенным на небольшом удалении от активного электрода. При этом площадь активного электрода должна быть меньше площади индифферентного электрода не менее чем в 100 раз. При таком способе измерения электрокожное сопротивление или электропроводность определяются электрическими свойствами участка под электродом. При этом вклад в эту величину вносит каждый из разнородных по своим свойствам слоев кожи.

Развитие метода электропунктурной диагностики началось с применения стимулирующего воздействия токовых импульсов на биологически активные точки (точки акупунктуры – далее ТА). Существует множество вариаций данного метода диагностики, наиболее известные среди них – метод Риодораку, Фолля, Мотоямы. Однако у данных методов есть существенные недостатки. Например, при проведении диагностики по

методу Риодораку происходит повышение температуры тканей пальца, которое может привести к активации физиологических процессов и повлиять на результаты измерения.

В данной статье рассмотрена методика, при которой амплитуда кратковременного воздействующего импульса составляет 100 нА. Время воздействия приблизительно составляет 0,3 с [2].

Целью настоящей работы является исследование влияния анатомических, геометрических и физиологических особенностей пальца и электродной системы, положения активного электрода относительно точки акупунктуры на погрешность измерения удельной электропроводности кожи в области ТА, а также оценка изменения температуры в подэлектродной области при измерительном воздействии.

Для решения поставленной задачи было проведено численное моделирование распределения электрического поля и плотности тока внутри биологических тканей пальца. Численное моделирование основывалось на методе конечных элементов и было реализовано в программном пакете Comsol Multiphysics 4.0 а.

Первый эксперимент был проведен для того, чтобы установить влияние положения индифферентного электрода относительно активного. Была рассмотрена упрощенная двумерная модель кисти руки с одним пальцем, представленная на Рисунке 1. При расчетах использовались параметры модели кисти руки [3, 4, 6], приведенные в Таблице 1.

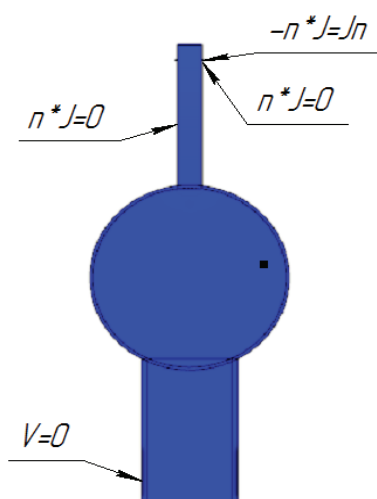


Рис. 1. Граничные условия для модели кисти руки

Таблица 1

Параметры модели кисти руки

Ткань	Толщина слоя, мм	Удельная электропроводность, См/м	Относительная диэлектрическая проницаемость
Мягкие ткани	7,3	0,05	1100
Эпидермис	0,3	0,00002	1100

Активный электрод представлен тонким кольцом толщиной 1 мм, шириной 1 мм, ширина пассивного электрода 30 мм.

Результаты первого эксперимента приведены на Рисунке 2.

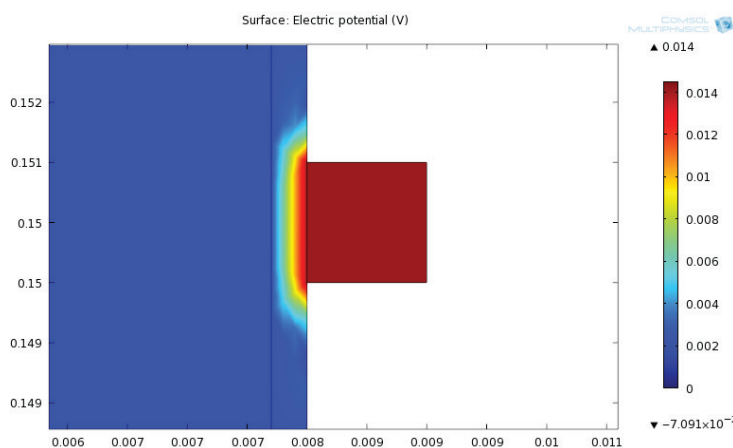


Рис. 2. Распределение потенциала вблизи активного электрода

Как следует из Рисунка 2, все падение напряжения приходится на слой эпидермиса. Следовательно, проводимость кожи можно рассчитывать по формуле (1):

$$\sigma = \frac{1}{\rho} = \frac{dl}{S_{\text{акт.эл.}} * R'} \quad (1)$$

где dl – толщина эпидермиса,

$S_{\text{акт.эл.}}$ – поперечная площадь активного электрода.

Сопротивление эпидермиса рассчитывается по формуле:

$$R = \frac{1}{g} = \frac{U}{I} = \frac{U}{J * S_{\text{акт.эл.}} * R'} \quad (2)$$

где J – плотность тока на активном электроде,

U – напряжение между электродами.

Тогда формулу для расчета удельной электропроводности можно записать в следующем виде:

$$\sigma = \frac{dl}{U} * J, \quad (3)$$

где значение погрешности при каждом измерении определяется по формуле:

$$\delta R_i = \frac{|R_0 - R_i|}{R_0} \cdot 100\%, \quad (4)$$

По результатам первого эксперимента (рис. 3) можно заключить, что погрешность измерения при расположении индифферентного электрода у основания пальца сопоставима с погрешностью измерения при расположении индифферентного электрода на запястье.

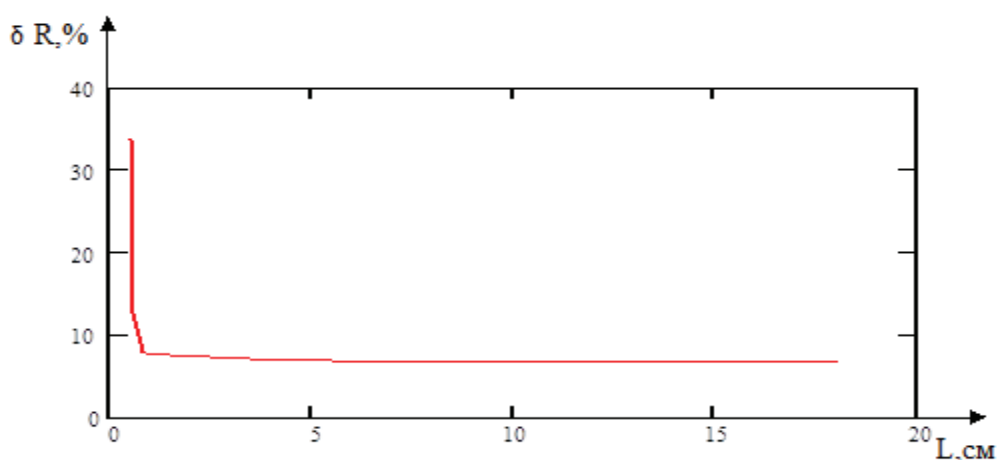


Рис. 3. Зависимость погрешности регистрируемого сопротивления от расстояния между электродами

Поэтому в дальнейшем можно рассматривать модели пальца руки без учета кисти и запястья.

Во втором эксперименте определялось, какое количество теплоты выделится при протекании электрического тока в подэлектродной зоне и не повлияет ли это тепловое воздействие на метаболизм и, как следствие, на результаты измерения.

Для определения распределения температурного поля необходимо определить граничные условия в следующих плоскостях моделируемой биоткани:

- в области, расположенной относительно далеко от места активного испарения тканевой жидкости и, соответственно, границы раздела электрод–ткань;
- на границе раздела электрод–ткань.

Параметры модели для второго эксперимента представлены в Таблице 2 [5].

Таблица 2

Энергетические параметры модели

Ткань	Плотность, кг/м ³	Удельная теплоемкость, Дж/(К*кг)	Теплопроводность, Вт/(м*К)
Мягкие ткани	1070	3470	4220
Эпидермис	1036	1510	4220

Несмотря на то, что удалённые от границы раздела электрод-ткань поверхности подвержены действию конвективного теплового потока, его вклад в суммарный тепловой баланс незначителен. Поэтому его можно заменить неким постоянным температурным режимом.

Граничные условия на границе раздела электрод-ткань более сложные. Здесь необходимо рассмотреть по крайней мере три вида тепловых потоков.

- кондуктивный тепловой поток между тканью и металлом электрода;
- конвективный тепловой поток, вызванный потоками жидкости и пара в промежутке между электродом и тканью.
- тепловой поток вследствие испарения, связанный с выпариваемой массой биоткани [5].

В соответствии с моделью мы получили максимальное нагревание ткани на границе раздела электрод-кожа, как представлено на Рисунке 4. Оно составило $21 \cdot 10^{-12} \text{ }^{\circ}\text{C}$.

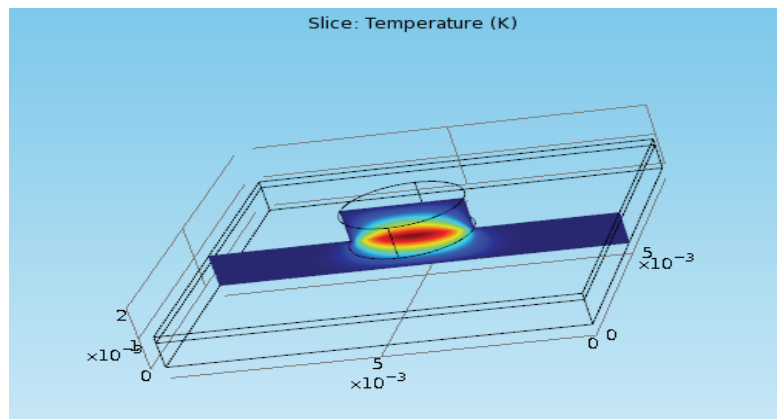


Рис. 4. Распределение температуры, срез

Таким образом, количество теплоты, полученное этой тканью, составило:

$$Q_3 = (C_1 \cdot m_1 + C_2 \cdot m_2) \cdot T = 4,19 \cdot 10^{-14} \text{ Дж} \quad (5)$$

То есть количество теплоты, выработавшееся на электроде, приблизительно равно количеству теплоты, затраченному на нагревание ткани.

Данная модель была построена без учета различия температуры тела и электрода. Если учесть, что температура пальца будет приблизительно на 10 градусов выше температуры электрода, то влияние электрического поля на общие тепловые потоки будет незаметным (рис. 5).

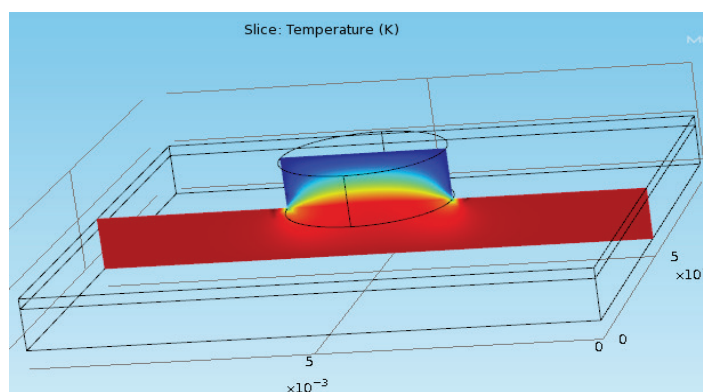


Рис. 5. Тепловые потоки с учетом разницы температуры тела и электрода

По результатам второго эксперимента можно сделать следующие заключения:

1. Изменение количества теплоты, вызванное током, протекающим через кожу под электродом, пренебрежимо мало по сравнению с уровнем естественного тепловыделения. Поэтому можно утверждать, что измерения электрических параметров кожи при данной

конфигурации электрода и при данных уровнях тока не оказывают теплового воздействия на организм.

2. При силе тока 100 мкА, что характерно для метода Накатани, в биоткани под электродом выделяется тепло, на 2 порядка превышающее уровень собственного метаболизма. Это приводит к разрушению тканей, вплоть до некротических, и к невозможности повторных измерений в данной области. При силе тока от 5 до 10 мкА, характерных для метода Фолля, под электродом в биоткань выделяется тепло, сопоставимое с уровнем собственного тепловыделения, что может вызывать ответную реакцию организма и приводить к искажению результатов измерений, вызванных реакцией организма на факт измерений. При токах порядка 1 мкА и менее тепловыделение под электродом на 6 порядков меньше тепловыделения организма, что позволяет производить многократные измерения в одних и тех же точках акупунктуры.

В третьем эксперименте было рассмотрено 3 конструкции электродов (рис. 6). Первая конструкция (далее – Модель 1) представляет собой систему из одного индифферентного электрода на основании пальца и одного активного, который мы по очереди прикладываем к разным точкам акупунктуры. Площади активного и индифферентного электродов соотносятся как 1:100 для достижения минимальной погрешности.

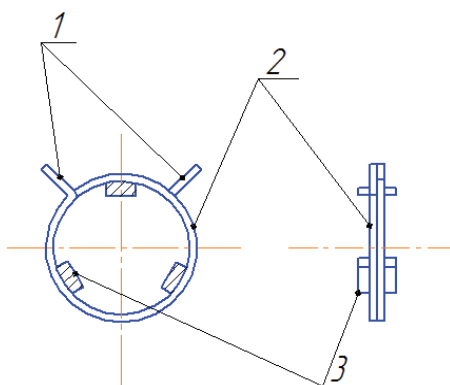


Рис. 6. Конструкция электродов, Модели 2 и 3: 1 – рычаги, 2 – пружинящее кольцо, 3 – активный (индифферентный) электрод

Вторая конструкция (далее – Модель 2) представляет собой 1 индифферентный электрод, размещенный на основании пальца и пружинящее кольцо, внутри которого размещены 3 электрода: один активный и два пассивных (рис. 6). Площади активных и пассивных электродов равны и соотносятся с площадью индифферентного электрода как 1:100. Нажимая на рычаги кольца (1), можно изменять его размер, чтобы надеть его на палец пациента, что позволяет зафиксировать активный электрод (3) над точкой

<http://sntbul.bmstu.ru/doc/586688.html>

акупунктуры. Два пассивных электрода нужны для того, чтобы предотвратить контакт кольца, на котором закреплены электроды, с кожей. Таким образом, исключаются погрешности, вызванные проводимостью кольца. У данной конструкции есть несколько преимуществ:

1. При использовании нескольких таких колец одновременно можно избавиться от необходимости перемещения активного электрода и уменьшить поляризационные эффекты, что положительно влияет на точность исследований.
2. В процессе измерения погрешность, вызванная перемещением активного электрода, сводится к минимуму.

Третья конструкция (далее – Модель 3) представляет собой такое же кольцо, но с двумя активными и одним индифферентным электродом. Данная модель позволяет проводить исследования сразу в двух точках акупунктуры на одном пальце (мизинце).

Модели 2 и 3 удобны в использовании, однако требуется выяснить, какую погрешность данное расположение электродов вносит в результаты измерения.

Были рассмотрены три модели: модель пальца, учитывающая шесть тканей (кость, соединительная ткань, подкожная жировая клетчатка, сетчатый слой дермы, сосочковый слой дермы, эпидермис), с тремя вариантами расположения электродов: один активный электрод на кончике пальца и один пассивный на основании (Модель 1), один активный и два пассивных электрода на кончике пальца и один пассивный на основании (Модель 2), два активных и один пассивный электрод на кончике пальца и один пассивный в основании (Модель 3).

Учитывая морфологические особенности и электрические свойства тканей, из которых состоит палец, согласно различным источникам, были выбраны средние значения толщины и удельной электропроводности тканей (табл. 3). Так как значение диэлектрической проницаемости не влияет на значение и распределение потенциалов, для удобства расчетов диэлектрическая проницаемость для всех слоев была выбрана равной диэлектрической проницаемости эпидермиса [3, 4, 6].

Таблица 3

Параметры модели пальца

Ткань	Толщина слоя, мм	Удельная электропроводность, См/м	Относительная диэлектрическая проницаемость
Кость	5,0	0,00001	1100
Соединительная	1,5	0,0005	1100

ткань			
Подкожная жировая клетчатка	2,0	0,012	1100
Сетчатый слой дермы	0,8	0,05	1100
Сосочковый слой дермы	0,5	0,05	1100
Эпидермис	0,2	0,00002	1100
Электрод	1,5	1	1

По результатам проведенных исследований на модели пальца руки (рис. 7) были построены зависимости погрешностей измерений от основных параметров исследуемого объекта (рис. 8, 9, 10).

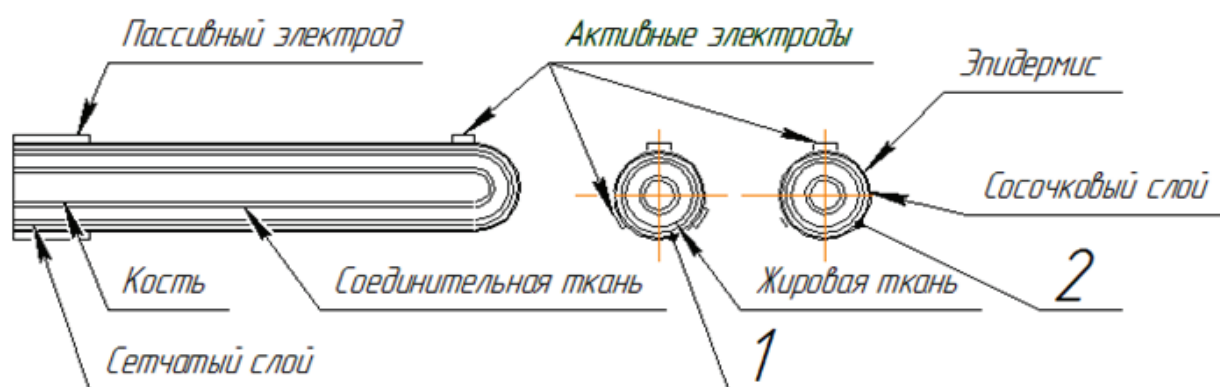


Рис. 7. Палец руки в продольном и поперечном разрезе с вариантами наложения электродов: 1 – три электрода на кончике пальца; 2 – один электрод на кончике пальца

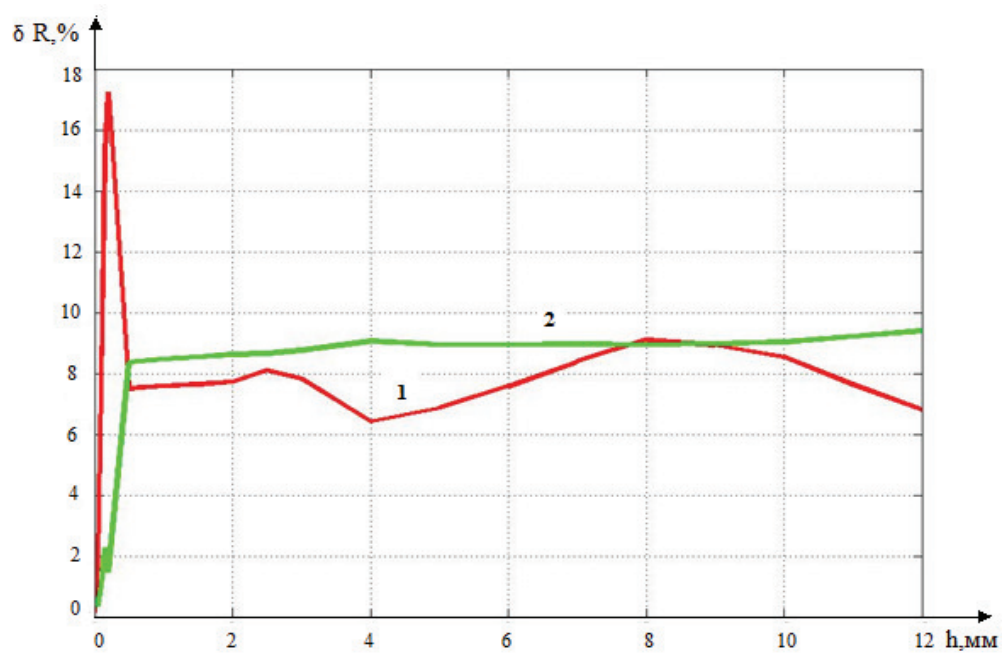


Рис. 8. Зависимость погрешности метода с тремя электродами от глубины:
 1 – один активный и два индифферентных электрода; 2 – один индифферентный и два активных электрода

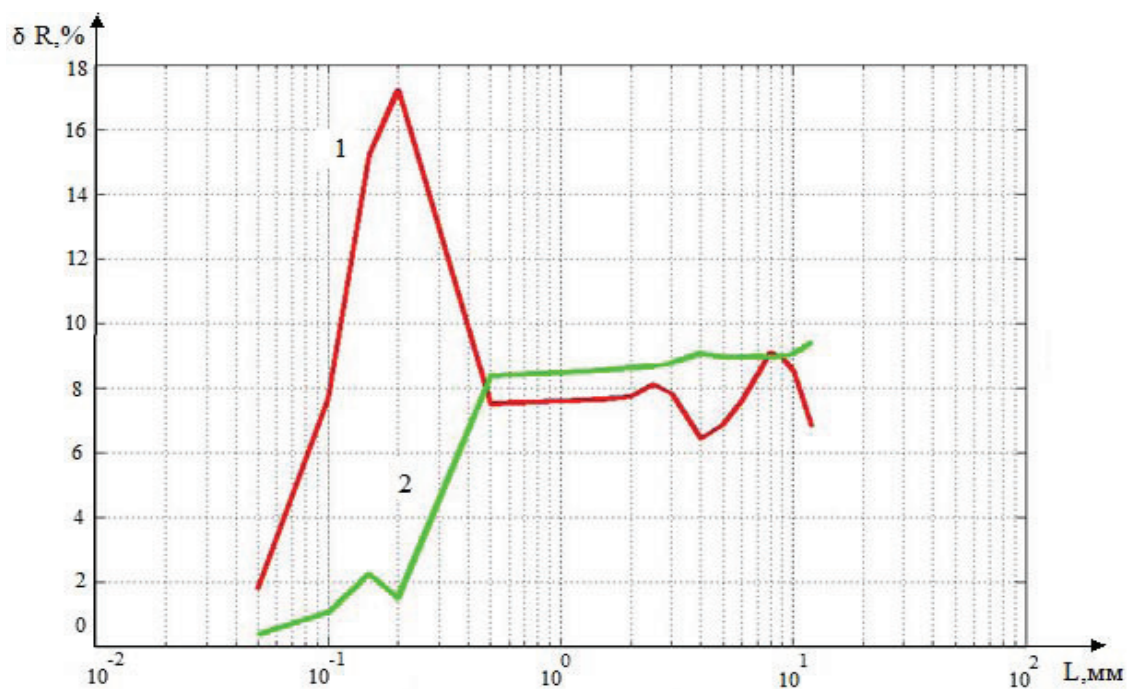


Рис. 9. Зависимость погрешности методов с тремя электродами от расстояния до центра активного электрода:
 1 – один активный и два индифферентных электрода; 2 – один индифферентный и два активных электрода

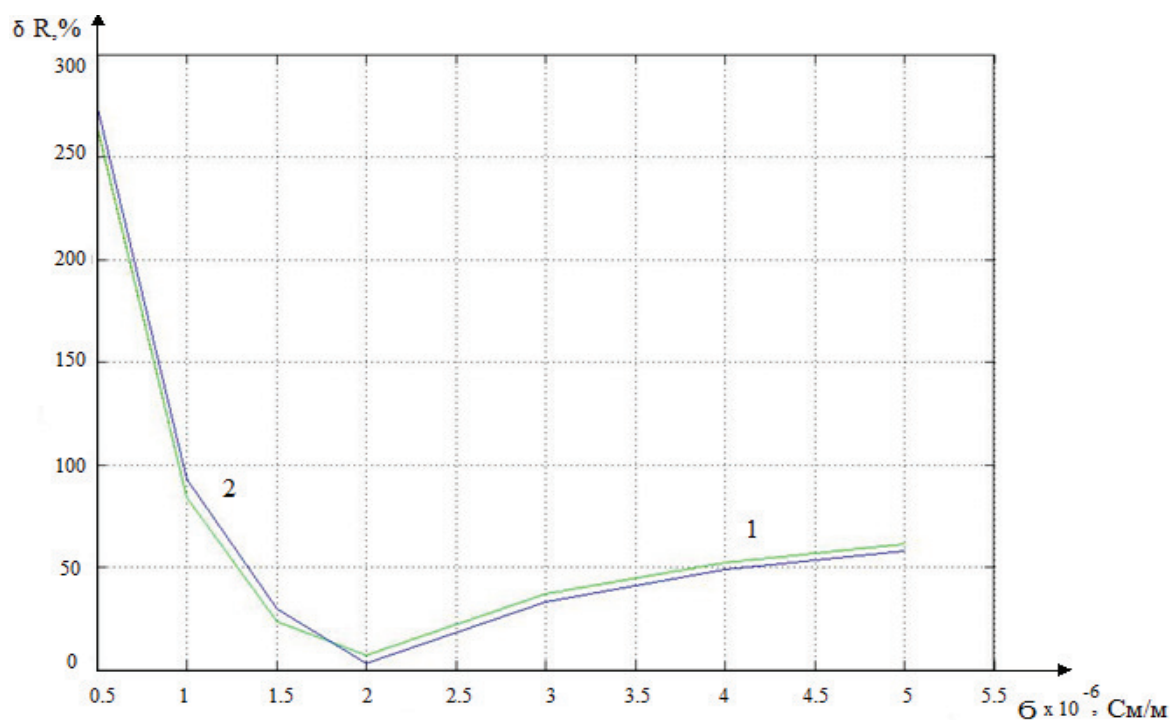


Рис. 10. Зависимость погрешности измерения сопротивления от электропроводности эпидермиса:

1 – один активный и два индифферентных электрода; 2 – один индифферентный и два активных электрода

В результате исследований установлено, что все предложенные конструкции электродов обеспечивают погрешность, не превышающую погрешность одноэлектродной системы.

В четвертом эксперименте для расчета погрешности измерения удельной электропроводности в зависимости от смещения электрода относительно центра ТА была рассмотрена область под активным электродом, состоящая из четырех слоев. Модель представлена на Рисунке 11. Диаметр активного электрода 2 мм, толщина активного электрода 0,5 мм. Область под электродом представили в виде цилиндра диаметром 15 мм высотой 3 мм.

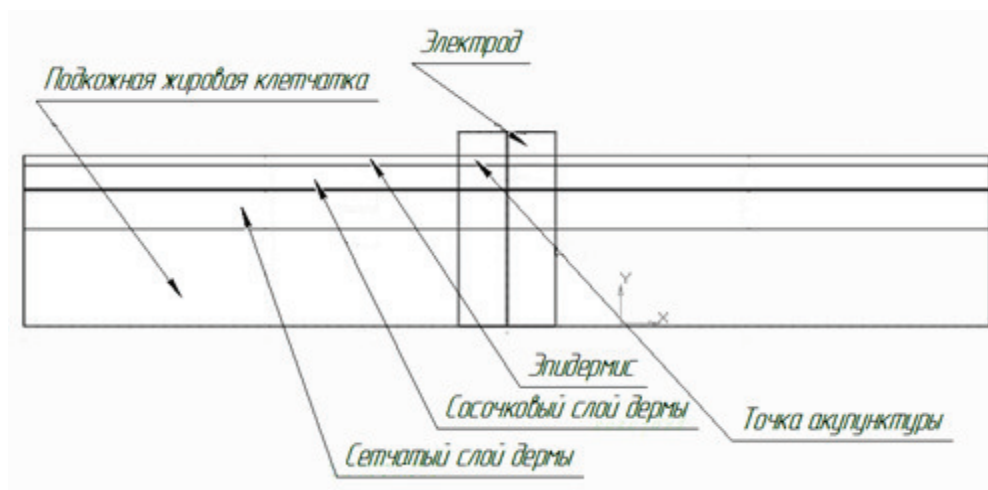


Рис. 11. Модель части пальца под электродом

В ходе исследований производилось смещение активного электрода относительно ТА на 0 – 3 мм при различных значениях электропроводности в ТА ($\sigma_{ТА}=0,000002$; 0,00001; 0,00002; 0,00004 (1/Ом*м)) при $\sigma_{эпидермис}=0,00002$ (1/Ом*м) и вычислялись погрешности расчета электропроводности в ТА.

В результате эксперимента получаем зависимости погрешностей измерения, представленные на Рисунке 12.

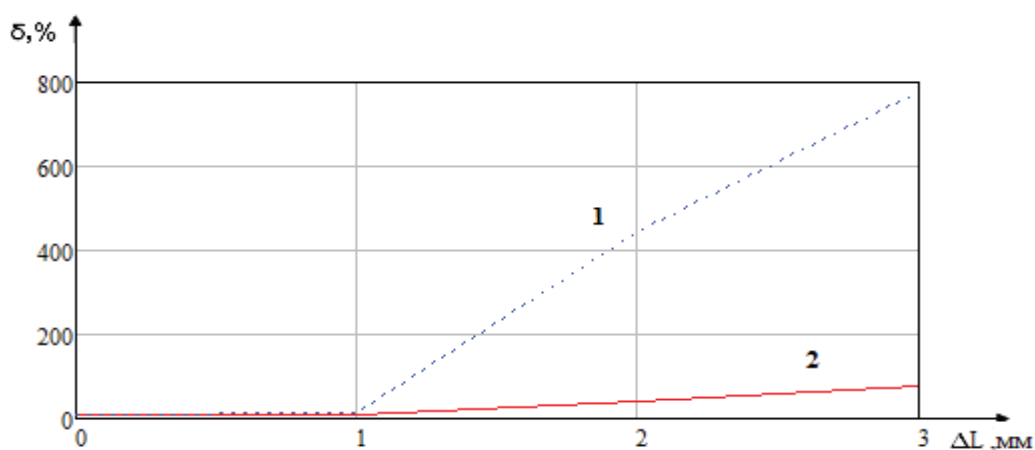


Рис. 12. Погрешность измерения удельной электропроводности в зависимости от смещения электрода от центра ТА:

1 – $\sigma_{ТА}=0,000002$ (1/Ом*м); 2 – $\sigma_{ТА}=0,00001$ (1/Ом*м)

В случае, когда $\sigma_{ТА} < \sigma_{окр.тканях}$, погрешность измерения электропроводности высокая, при $\sigma_{ТА} \approx \sigma_{окр.тканях}$ и $\sigma_{ТА} > \sigma_{окр.тканях}$ погрешность небольшая, что и привело к возникновению ошибочного утверждения о том, что в ТА сопротивление меньше чем в

окружающих тканях. Поэтому необходимо обеспечивать максимальную точность при установке электрода в ТА.

Список литературы

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов/ Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых знаний, 2000. – 376 с.
2. Загрядский В.А., Электрофизиология воздействия постоянного тока на кожу человека в области ТА в целях электропунктурной диагностики. – М: Наука, 1989. – 101 с.
3. Nataša Pavšelj and D. Miklavčič (2008) Numerical Models of Skin Conductivity Changes during Electroporation. 14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics: 307-310.
4. Gabriel C, Gabriel S, Corthout E (1996) The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. Phys Med Biol 41: 2231-2249.
5. Самойлов В.О. Медицинская биофизика. Санкт-Петербург: Спецлит, 2004. – 192с.
6. Калантаевская К.А. Морфология и физиология кожи человека. – Киев: Здоровье, 1972. – 123 с.