

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ И ФАЗО-ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ТЕЛА

С.П. Пронин, А.С. Воронов, В.С. Цуриков

В тексте использованы следующие условные обозначения:

ТА – точка акупунктуры;
БАТ – биологически активная точка;
ОУ – операционный усилитель;
АЦП – аналогово-цифровой преобразователь;
ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь;
ГКЧ – генератор качающейся частоты;
ФЧХ – фазо-частотная характеристика;
АЧХ – амплитудно-частотная характеристика.

Традиционные методы акупунктурой диагностики весьма сложны, во многом субъективны и практически недоступны современному врачу. Поэтому в рефлексотерапии большое внимание уделяется разработке современных методов инструментальной диагностики, которые позволили бы дать наиболее полную и объективную характеристику

состояния меридианов и выявить наличие патологии.

В связи с этим изучение изменений свойств кожи при различных заболеваниях представляет особый интерес, поскольку, отражая состояние внутренней среды организма, кожа более доступна исследованию, чем любой внутренний орган.

Методика Р. Фолля и аналогичные методики основаны на том факте, что сопротивление человеческого тела электрическому току, разность потенциалов либо температур в биологически активных точках находится в непосредственной зависимости от состояния человека на данный момент, как физического, так и душевного.

В общих чертах блок – схема большинства устройств, основанных на методике Р. Фолля и аналогичных методиках выглядит так, как показано на рисунке 1.

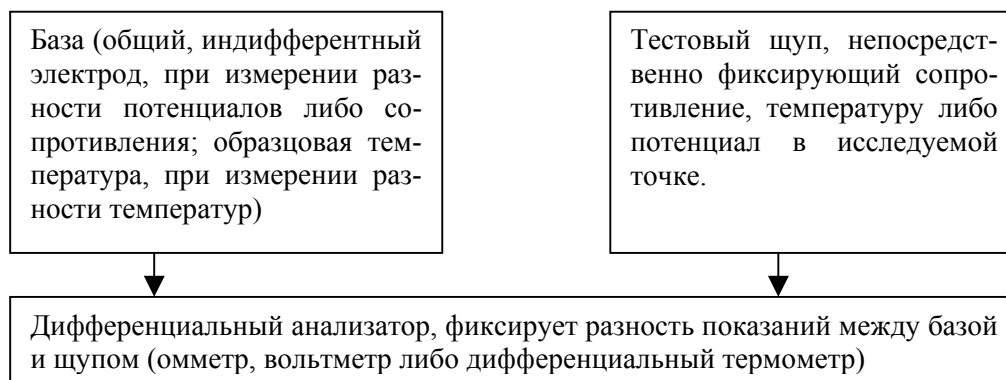


Рисунок 1 – Блок-схема большинства устройств, основанных на методике Р. Фолля

Помимо методики Р. Фолля на сегодняшний день известно несколько методик диагностики состояния, построенных по аналогичной схеме и основанных на показателях электропроводности определенных точек основных меридианов. Наиболее спорным для всех них является вопрос о параметрах электрического тока, используемого при измерениях.

В методике Р. Фолля используются относительные единицы при максимальном по-

стоянном токе от 2-х до 10мкА. В методике Накатани и ее модификации А. И. Нечушкиным измерение сопротивления кожи также производится по постоянному току. Эти две методики отличаются уровнем прикладываемого напряжения и тока. В методике Накатани напряжение равно 12В при токе короткого замыкания равном 200мкА. В методике профессора А. И. Нечушкина напряжение равно 1-1.5В при токе короткого замыкания равном 20 мкА.

В методике, разработанной профессором Ю.А. Ступницким, исследования электропроводности в точках кожи производятся посредством измерения в них отрицательного и положительного токов при токе короткого замыкания 50 мкА. Известно еще несколько методик измерения электропроводности кожи, параметры тока, в которых сильно отличаются друг от друга.

Такое многообразие методик и используемых в них параметров энергетического воздействия на точки кожи приводит к высокой вариабельности результатов и, следовательно, не позволяет однозначно трактовать полученные данные с целью оценки состояния ТА, поскольку электрокожное сопротивление в области проекций ТА обладает нелинейными свойствами. В связи с этим возникает необходимость разработки новых методик измерения, а также выбора наиболее информативно значимых параметров энергетического воздействия на ТА.

Основной целью работы является усовершенствование методики Р. Фолля.

В первую очередь надо учесть, что человек на 80 % состоит из воды, где основным носителем заряда в воде являются ионы. Следовательно, даже при простейшей модели человеческого тела как сосуда с водой мы получим изменение снимаемых показаний сопротивления со временем из-за разделения ионов (сопротивление будет расти из-за постоянно уменьшающегося количества свободных носителей заряда). При построении более реалистичных моделей мы получим еще более сложные зависимости, в любом случае, для адекватного измерения, требуется подавать на человеческое тело переменное напряжение с частотой не ниже 12 Гц. Дополнительно было бы не лишним иметь возможность исследовать зависимость электрических характеристик БАТ от частоты и амплитуды подаваемого напряжения.

Например, если в общих чертах смоделировать ткани человеческого тела, то принципиальная схема будет выглядеть так:

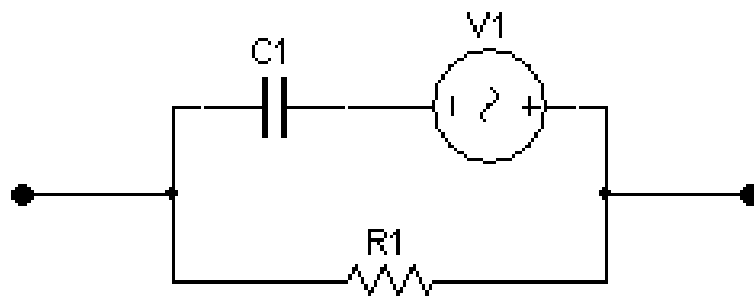


Рисунок 2 – Принципиальная схема замещения ткани человеческого тела

Емкость $C1$ приблизительно находится в пределах 0,03-0,1 мкФ, $R2$ – 10-200 кОм (в БАТ), а генератор $V1$ отражает разделение ионов, количество которых зависит от времени воздействия. Статической разностью потенциалов, вызванной разными причинами (ионизация воздуха и др.), а также паразитной индуктивностью можно пренебречь так как подаваемое в предложенном методе на человека напряжение несоизмеримо больше паразитного напряжения, а индуктивность пренебрежимо мала и практически не влияет на результат измерения.

На рисунке 3 представлена модель схемы замещения ткани (без $V1$) совместно с обобщенной схемой измерительной установки, реализованной в системе Multisim8.0. Эта модель позволяет получить теоретические АЧХ ткани человеческого тела при различных

комбинациях значений составляющих элементов.

Кратко опишем данную схему. Объектом измерения является часть схемы, состоящая из $C1$, $R2$. Остальные элементы представляют собой дифференциальный анализатор (см. рис. 1). Базовым щупом является выход ОУ, т.к. он также является источником тока, измерительным щупом соответственно является вход ОУ.

Поясним вкратце работу схемы, представленной на рисунке 3. Напряжение на выходе ОУ связано с входным напряжением зависимостью:

$$U_{\text{вых}} = -\frac{|Z|}{R_1} U_{\text{вх}},$$

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ И ФАЗО-ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ТЕЛА

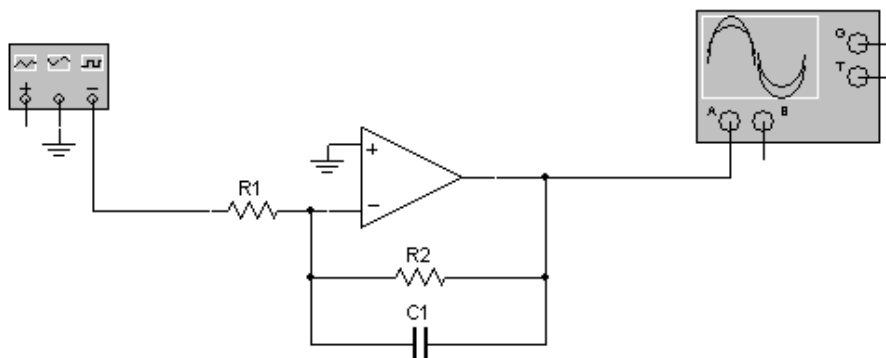


Рисунок 3 – Теоретическая модель измерительной установки с объектом измерения

где $|Z|$ – модуль комплексного сопротивления:

$$|Z| = \sqrt{R_2^2 - \frac{1}{\omega^2 C^2}};$$

$U_{\text{вых}}$ – выходное, измеряемое напряжение; $U_{\text{вх}}$ – входное напряжение, сигнал синусоидальный, амплитуда 1.4 В, частота от 10 Гц до 10 кГц; R_1 – входное (задающее) сопротивление, определяющее диапазон изменения.

При условии, что $U_{\text{вх}}$ и R_1 нам известны, имеем прямую зависимость $U_{\text{вых}}$ от $|Z|$, что позволяет использовать для анализа либо $|Z|$, либо коэффициент усиления данной схемы k :

$$k = \frac{|Z|}{R_1}.$$

Результаты моделирования представлены на рисунке 4.

Если усреднить все графики, получим усредненные АЧХ и ФЧХ, представленные на рисунке 5.

Автоматизация измерений осуществляется при помощи аудио-карты компьютера и соответствующего программного обеспечения. В такой системе аудио-карта одновременно выполняет функции генератора качающейся частоты и платы сбора данных. Однако аудио карта вносит искажения в измеряемый сигнал посредством частотных фильтров. Измерительная цепь с частотными фильтрами представлена на рисунке 6.

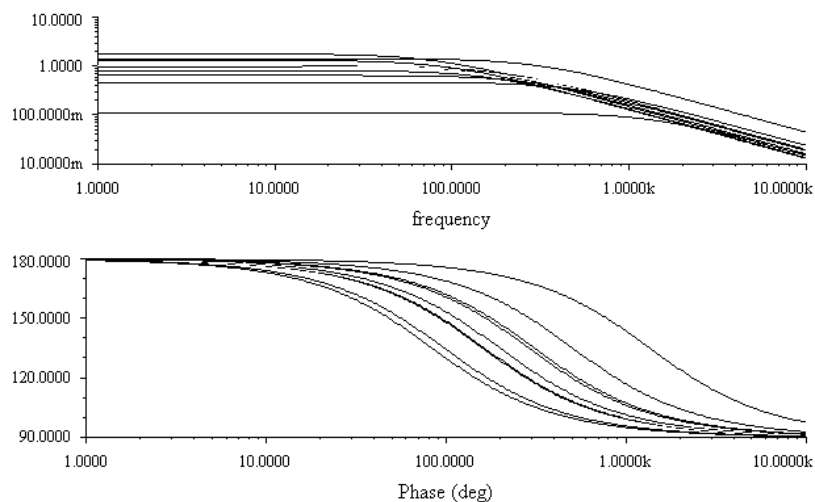


Рисунок 4 – Результаты моделирования

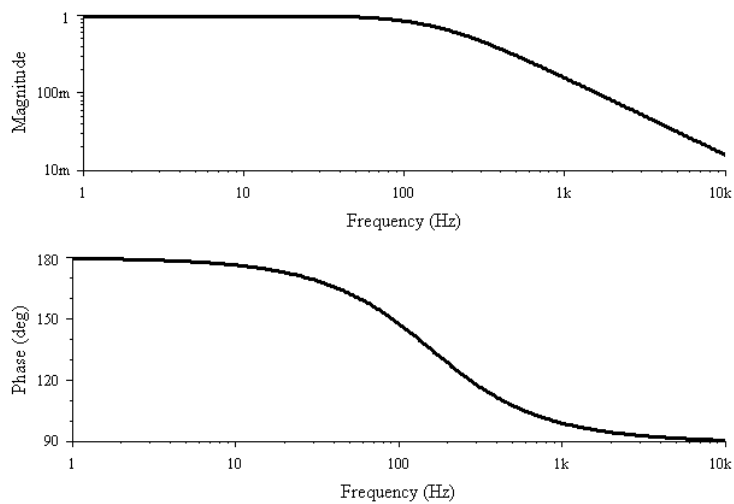


Рисунок 5 – Усредненный результат моделирования

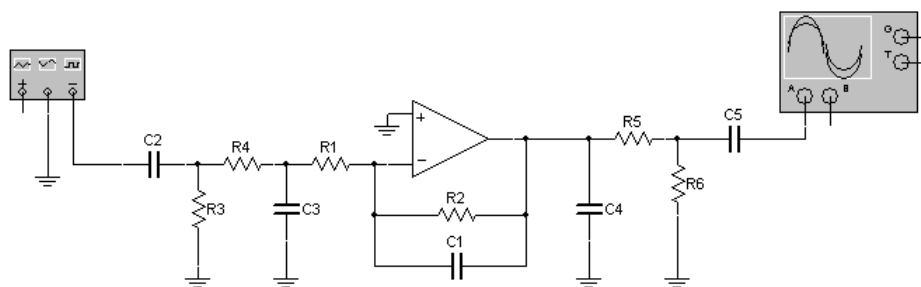


Рисунок 6 – Измерительная цепь с использованием аудио-карты

АЧХ и ФЧХ данной цепи при замыкании выхода на вход будет выглядеть так, как показано на рисунке 7.

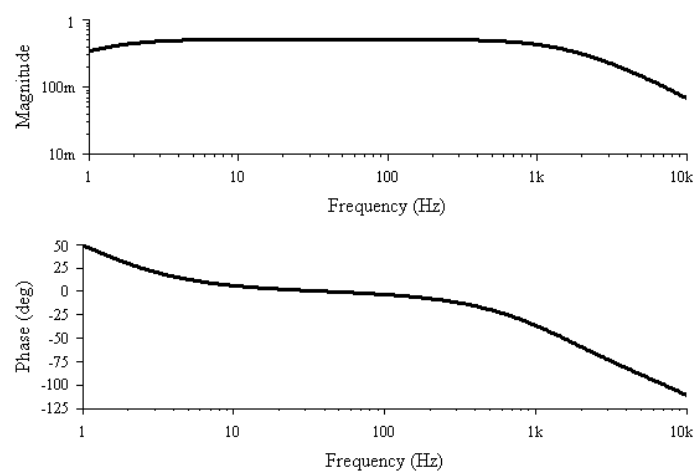


Рисунок 7 – Типичные АЧХ и ФЧХ звуковой карты

При включении объекта измерения в измерительную цепь получим результаты, представленные на рисунке 8.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ И ФАЗО-ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ТЕЛА

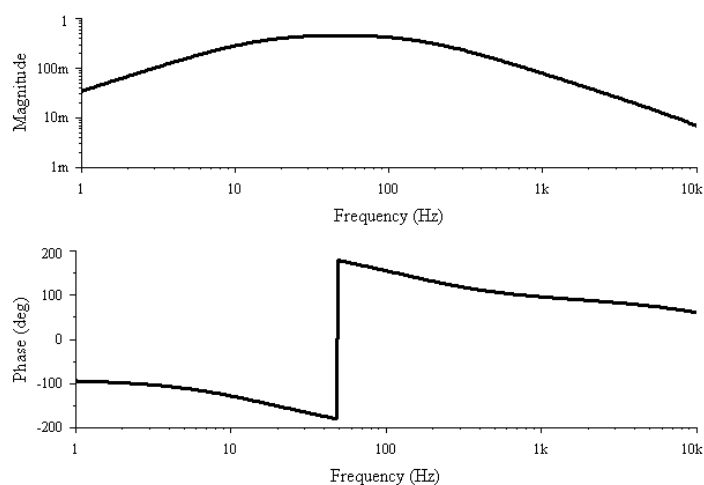


Рисунок 8 – АЧХ и ФЧХ полной измерительной цепи

Из сравнения рисунков 5,7 видно, что исходные теоретические АЧХ и ФЧХ сильно искажены. Частично исключить искажения можно используя два канала записи. Таким образом, появляется возможность сравнивать сигнал, прошедший через цепочку: выход аудио карты – измерительная цепь – вход аудио карты с сигналом прошедшим по пути: выход аудио карты – вход аудио карты, либо по пути: выход аудио-карты – образцовая измерительная цепь (коэффициент усиления - 1) – выход аудио карты. Это позволит нам перейти от абсолютной величины «напряжение» к относительной величине «коэффициент усиления» и значительно умень-

шить влияние входных и выходных частотных фильтров на результат измерения. Искажения в таком случае будут обусловлены только разбросом параметров элементов измерительной цепи.

На рисунке 9 представлен результат практического измерения, полученный при помощи прибора «Спектро-Фазо-Анализатор Живых Тканей» (СФАЖТ), и программного обеспечения, написанного в среде MatLab 7.0. Результаты не противоречат построенной теоретической модели, что является основанием для продолжения исследований в данном направлении.

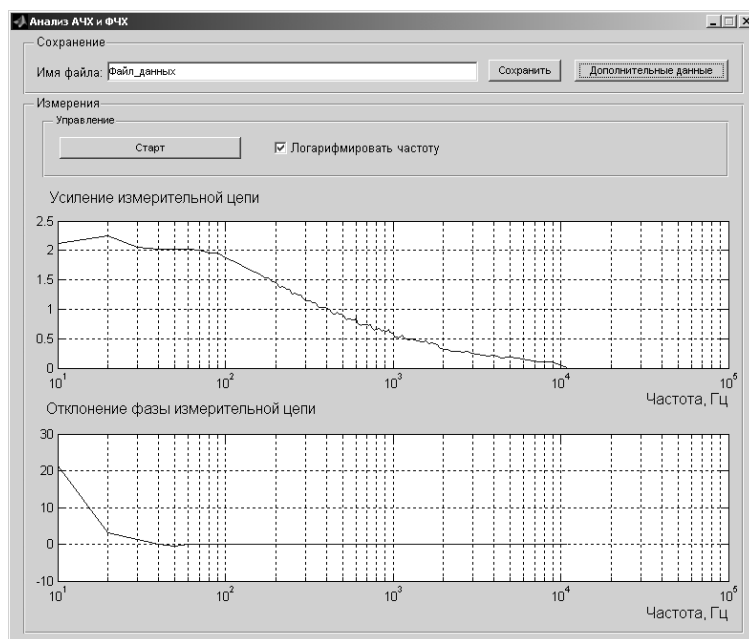


Рисунок 9

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. <http://www.nakatani.narod.ru/index.html>
2. <http://www.infamed.com/nmdt/>
3. Самосюк И.З., Лысенюк В.П., Лиманский Ю.П. и др., Нетрадиционные методы диагностики и терапии. – Киев, 1994.
4. Марков Ю.В. Рефлексотерапия в современной медицине. – СПб.: Наука, 1992.
5. Нечушкин А.И. и др. “Дискретные уровни функциональной активности точек акупунктуры в норме и патологии”. Теория и практика рефлексотерапии. – Л.: ГИДУВ, 1984.
6. Кануников И.Е., Макаров А.К., Смирнов А.Г., Ступницкий Ю.А. Оценка функционального состояния организма человека методом электропунктурной диагностики по Nakatani // Научная конференция “Актуальные вопросы диагностики и лечения” (ВМА).
7. Ступницкий Ю.А. Особенности измерения, оценки и интерпретации показателей электропроводности в точках кожи // Механизмы лечебного действия и практическое применение рефлексотерапии. – Л., 1984.
8. Ступницкий Ю.А. Электропроводность кожи человека и влияние на нее мышечной деятельности, тепловых и холодовых воздействий // Автореф. дисс. канд. биол. наук. – Л., 1986.