

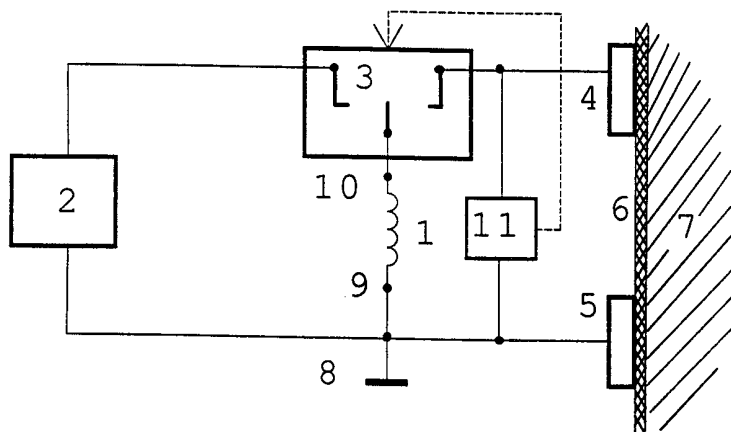


МЕЖДУНАРОДНАЯ ЗАЯВКА, ОПУБЛИКОВАННАЯ В СООТВЕТСТВИИ
С ДОГОВОРОМ О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ (РСТ)

<p>(51) Международная классификация изобретения ⁶: A61B 5/05, G01R 27/00</p>	<p>A1</p>	<p>(11) Номер международной публикации: WO 98/48693 (43) Дата международной публикации: 5 ноября 1998 (05.11.98)</p>
<p>(21) Номер международной заявки: РСТ/RU98/00123 (22) Дата международной подачи: 24 апреля 1998 (24.04.98) (30) Данные о приоритете: 97107063 29 апреля 1997 (29.04.97) RU (71)(72) Заявитель и изобретатель: КАРАСЁВ Александр Александрович [RU/RU]; 347939 Таганрог, Мариупольское шоссе, д. 27/1, кв. 164 (RU) [KARASEV, Alexandr Alexandrovich, Taganrog (RU)].</p>		<p>(81) Указанные государства: CA, FI, JP, US, евразийский патент (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), европейский патент (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Опубликована С отчетом о международном поиске.</p>

(54) Title: METHOD FOR MEASURING THE ELECTRICAL CONDUCTION OF ORGANIC TISSUES

(54) Название изобретения: СПОСОБ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДИМОСТИ ТКАНИ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА



The present invention pertains to medicine and may be used in different scientific and technical fields where a biological subject is studied in order to obtain information about the complex resistance components (electrical conduction) of its tissues. The present invention is used for improving the measurement precision of the electrical conduction in organic tissues and relates to a method that comprises placing electrodes on predetermined sections of the subject's skin. A high-quality inductance coil is connected at a predetermined moment to a DC voltage supply and saturated with electromagnetic energy, after which the coil is instantaneously connected to the electrodes. Free oscillations occur in an oscillation circuit, wherein the elements of said circuit are the coil induction and the complex resistance of the tissues in the electrode gap. After measuring the parameters of said oscillations, it is possible to calculate the complex resistance components (electrical conduction) of the biological subject's tissues.

(57) Реферат

Изобретение относится к медицине и может использоваться в различных областях науки и техники, где требуются исследования биологического объекта с получением информации о составляющих комплексного сопротивления (электропроводимости) его тканей.

Цель изобретения - повышение точности измерения электропроводимости ткани биологического объекта.

Способ заключается в том, что на исследуемый участок кожи биологического объекта накладывают электроды, высокодобротную катушку индуктивности на априорно заданное время подключают к источнику постоянного напряжения и насыщают электромагнитной энергией, после чего катушку индуктивности мгновенно подключают к электродам. В колебательном контуре, включающем в качестве элементов индуктивность катушки и комплексное сопротивление межэлектродной ткани, возникают свободные колебания, измерив параметры которых вычисляют составляющие комплексного сопротивления (электропроводимости) ткани биологического объекта.

ИСКЛЮЧИТЕЛЬНО ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ИНФОРМАЦИИ

Коды, используемые для обозначения стран-членов РСТ на титульных листах брошюр, в которых публикуются международные заявки в соответствии с РСТ.

AT	Австрия	FI	Финляндия	MR	Мавритания
AU	Австралия	FR	Франция	MW	Малави
BB	Барбадос	GA	Габон	NE	Нигер
BE	Бельгия	GB	Великобритания	NL	Нидерланды
BF	Буркина Фасо	GN	Гвинея	NO	Норвегия
BG	Болгария	GR	Греция	NZ	Новая Зеландия
VJ	Бенин	HU	Венгрия	PL	Польша
BR	Бразилия	IE	Ирландия	PT	Португалия
CA	Канада	IT	Италия	RO	Румыния
CF	Центральноафриканская Республика	JP	Япония	RU	Российская Федерация
BY	Беларусь	KP	Корейская Народно-Демократическая Республика	SD	Судан
CG	Конго	KR	Корейская Республика	SE	Швеция
CH	Швейцария	KZ	Казахстан	SI	Словения
CI	Кот д'Ивуар	LI	Лихтенштейн	SK	Словакия
CM	Камерун	LK	Шри Ланка	SN	Сенегал
CN	Китай	LU	Люксембург	TD	Чад
CS	Чехословакия	LV	Латвия	TG	Того
CZ	Чешская Республика	MC	Монако	UA	Украина
DE	Германия	MG	Малагаскар	US	Соединенные Штаты Америки
DK	Дания	ML	Мали	UZ	Узбекистан
ES	Испания	MN	Монголия	VN	Вьетнам

Способ измерения электропроводимости ткани биологического объекта.

Область техники.

Изобретение относится к медицине и может использоваться в различных областях науки и техники, где требуются исследования биологического объекта с получением информации о составляющих комплексного сопротивления (электропроводимости) его тканей.

Предшествующий уровень техники.

В последние годы все более широкое распространение получают направления научных и диагностических исследований биологических объектов, предусматривающие анализ параметров измеренного комплексного сопротивления (импеданса) различных участков тела биообъекта, так называемые импедансные методы. Эти методы основываются на измерении электрических параметров кожи биообъекта в различных участках тела и сравнении этих параметров с известными (изученными) параметрами нормального (эталонного) образца кожи. По степени отклонения этих параметров и судят о состоянии кожи, болезнях и других процессах и явлениях, протекающих в живом организме.

Известен способ измерения электрокожного сопротивления, защищенный авторским свидетельством СССР №1821195 МПК5 А61Н39/00, А61В5/05, публ. 1993 г. Би №22, по которому на кожу накладывают измерительные электроды, пропускают между ними знакопостоянные стабилизированные импульсы электрического тока длительностью 200...380 мсек при плотности тока 7,1...36,2 мкА, многократно измеряют сопротивление в конце

каждого импульса, вычисляют значение поправки к измеряемому сопротивлению как разность между значением сопротивления при первом измерении и значением сопротивления при втором через 42 сек после первого измерения, а значение сопротивления при каждом последующем измерении определяют с учетом этой поправки. Недостаток - на результаты измерения большое влияние оказывают внешние факторы: возникновение или прекращение потоотделения, степень прижатия электродов, концентрация электролита в роговом слое, поэтому он обладает низкими диагностическими возможностями из-за неповторимости результатов измерения.

Способ измерения электропроводности кожи в области биологически активных точек (см. описание к авторскому свидетельству СССР №1801472 МПК5 А61Н39/02, публ. 1993 г, ВИ №10) позволяет снизить погрешность в измерениях за счет разброса подэлектродного сопротивления. По этому способу чашечку активного электрода плотно заполняют хлопчатобумажной тканью, пропитанной электролитом. К электродам через переменный резистор подключают стабилизированный источник постоянного напряжения 12В, переключают активный и пассивный электроды и с помощью переменного резистора устанавливают величину тока короткого замыкания равной 200 мкА, после этого пассивный электрод зажимают в правой руке, а активный электрод прикладывают к исследуемой биологической активной точке и через 4-5 сек измеряют ток и вычисляют электропроводность кожи в области биологически активной точки. Этот способ также имеет низкие диагностические возможности из-за неповторимости результатов в результате влияния внешних факторов.

По способу двухэлектродного измерения электрического сопротивления биообъектов, защищенному авторским свидетельством СССР №1204182 МПК4 А61В5/05, G01R27/02 публ. 1986 г, Би №2, на исследуемом объекте размещают электроды, через

которые пропускают измерительный ток и измеряют межэлектродное сопротивление R_1 , затем изменяют величину измерительного тока и площадь электродов в k раз при условии неизменности внешних габаритов электродов и измеряют новое значение межэлектродного сопротивления R_2 , а величину сопротивления ткани биообъекта R_T и подэлектродного сопротивления R_o вычисляют по формулам:

$$R_T = \frac{kR_1 - R_2}{k-1},$$

$$R_o = \frac{R_2 - R_1}{k-1},$$

Этот способ малоприменим для измерения электропроводности ткани живого организма, т.к. может привести к ожогам и другим нарушениям электрофизиологического состояния ткани. Кроме того он не позволяет измерить емкостную составляющую комплексного сопротивления ткани биообъекта.

Известны способы измерения резистивной и емкостной составляющих комплексного сопротивления путем анализа переходных процессов при скачкообразном изменении напряжения на измеряемом сопротивлении.

По способу измерения электрических величин активного сопротивления, индуктивности и емкости, защищенном авторским свидетельством СССР №1797079 МПК5 G01R27/26, публ. 1993 г, Би №7, на последовательную активно-емкостную или активно-индуктивную измерительную цепь, один из элементов которой известен подают напряжение постоянного тока, затем через образцовый интервал времени с момента подачи напряжения на средней точке измерительной цепи измеряют первое мгновенное значение напряжения на средней точке измерительной цепи, через такой же интервал времени с момента первого измерения измеряют второе мгновенное значение напряжения на средней точке измерительной цепи и определяют неизвестный элемент по формулам:

- для активно-емкостной цепи

$$C_x = -\frac{\Delta t}{R_0 \ln \frac{U_2 - U_1}{U_1}},$$

$$R_x = -\frac{\Delta t}{C_0 \ln \frac{U_2 - U_1}{U_1}},$$

- для индуктивно-активной цепи

$$L_x = -\frac{R_0 \Delta t}{\ln \frac{U_2 - U_1}{U_1}},$$

$$R_x = -\frac{L_0 \ln \frac{U_2 - U_1}{U_1}}{\Delta t},$$

где - C_x, R_x, L_x - значение неизвестного элемента измерительной цепи,

C_0, R_0, L_0 - значение известного элемента измерительной цепи,

Δt - образцовый интервал времени,

U_1, U_2 - первое и второе мгновенные значения напряжения на средней точке измерительной цепи.

Недостаток такого способа измерений сопротивлений - он не позволяет измерить с достаточной точностью значения активной и реактивной составляющих комплексного сопротивления. Кроме того он неприменим для измерения электропроводности ткани биообъекта из-за низкой точности, т.к. на результаты измерения существенно влияет нестабильность подэлектродного сопротивления, как резистивной, так и емкостной его составляющих.

В описании к авторскому свидетельству СССР №1707569, МПК5 G01R27/18, публ. 1992 г, Би №3 описан способ измерения резистивной и емкостной составляющих комплексного сопротивления в соответствии с которым измеряемое сопротивление периодически подключают вначале к эталонному источнику напряжения на априорно заданное время t_1 , затем измеряемое сопротивление закорачивают, мгновенное значение падения напряжения на сопротивлении измеряют в конце временного промежутка t_1 и через априорно заданное время $t_2=t_1$ после закорачивания. Резистивную и емкостную составляющие вычисляют по формулам:

$$R_x = R_0 \left[\frac{\ln\left(1 - \frac{U_1}{U_2}\right)}{\ln \frac{U_2}{U_1}} - 1 \right],$$

$$h_x = - \frac{t_1}{R_0 \left[\ln\left(1 - \frac{U_1}{U_0}\right) - \ln \frac{U_2}{U_1} \right]},$$

где R_0 - внутреннее сопротивление эталонного источника напряжения,

U_0 - напряжение эталонного источника питания,

U_1 - мгновенное значение напряжения на комплексном сопротивлении в конце временного промежутка t_1 ,

U_2 - мгновенное значение напряжения в конце временного промежутка $t_2=t_1$ после закорачивания,

$t_1=t_2$ - априорно заданный временной промежуток.

Недостаток такого способа - низкая точность из-за существенного влияния на результаты измерения подэлектронного сопротивления.

Резонансные методы измерения составляющих комплексного сопротивления позволяют снизить влияние подэлектродного сопротивления на результаты измерения. Так, используя резонансный метод измерения емкостей, описанный в книге Р.Г.Карпова и Н.Р.Карпова "Электрорадиоизмерения" М. "Высшая школа" 1978 г. стр.140...141, рис.7.13, или резонансный метод измерения активных сопротивлений, описанный там же на стр.143, рис.7.17, можно с высокой точностью измерить комплексное сопротивление ткани биообъекта. По этому способу высокочастотный генератор слабой связью связывается с колебательным контуром, составленный из известной индуктивности L и перестраиваемой емкости $C_{пер.}$, последовательно которым подключается либо измеряемая емкость, либо измеряемый резистор. Контур настраивается в резонанс, затем измеряемое сопротивление закорачивается и путем перестройки перестраиваемого конденсатора $C_{пер.}$, контур заново настраивается в резонанс. По разности двух значений емкости перестраиваемого конденсатора определяют значение искомой емкости.

Недостаток резонансных методов - длительность измерения из-за необходимости перестройки элементов колебательного контура и выявления резонанса.

Известны способы бесконтактного измерения удельного электросопротивления полупроводниковых пленок.

Наиболее близким по технической сущности к заявляемому способу измерения электропроводности ткани биообъекта является способ измерения составляющих комплексного сопротивления реализуемый устройством, защищенным патентом Российской Федерации №2003123, МПК5 G01R27/26, публ. 1993 г, Би №41-42. Этот способ заключается в том, что измеряемое комплексное сопротивление включают параллельно измерительному параллельному колебательному контуру (или последовательно из-

мерительному последовательному колебательному контуру) автоколебательного генератора с частотно-независимым выходным мостом, при этом реактивную составляющую комплексного сопротивления определяют по изменению частоты автоколебаний, а величину резистивной составляющей по амплитуде на выходе частотно-независимого моста.

Применительно к измерению электропроводимости ткани биологического объекта такой способ измерения обеспечивает возможность одномоментного определения резистивной и емкостной составляющих комплексного сопротивления электродной ткани.

С заявляемым способом измерения электропроводимости способ-прототип, описанный в патенте №2003128, МПК5 G01R27/26, публ. 1993 г, Би №41-42 имеет следующие совпадающие признаки:

- на исследуемый участок биологического объекта кожи налагают измерительные электроды,

- составляющие межэлектродного комплексного сопротивления определяют по параметрам электрических колебаний в колебательном контуре, включающем в качестве элемента межэлектродное комплексное сопротивление.

Недостаток способа прототипа - низкая точность из-за нестабильности частоты автогенератора и существенного влияния подэлектродного сопротивления на амплитуду этих колебаний.

Цель изобретения - повышение точности измерения электропроводимости ткани биологического объекта.

Раскрытие изобретения.

Указанная цель достигается тем, что в способе измерения электропроводности ткани биологического объекта, содержащем наложение электродов на исследуемый участок кожи биологического объекта и определение составляющих комплексного сопротивления (электропроводности) межэлектродной ткани по параметрам электрических колебаний в колебательном контуре, включающем в качестве элемента комплексное сопротивление межэлектродной ткани, к электродам подключают предварительно насыщенную электромагнитной энергией высокочастотную катушку индуктивности, а составляющие электропроводности ткани биологического объекта определяют по параметрам свободных колебаний, возникающих в колебательном контуре, включающем в качестве элементов индуктивность катушки индуктивности, омическое сопротивление и емкость межэлектродной ткани биологического объекта.

Насыщение электромагнитной энергией катушки индуктивности осуществляют дозированно путем подключения катушки индуктивности на априорно заданное время к источнику постоянного напряжения.

Резистивную составляющую электропроводности ткани биологического объекта определяют по скорости затухания свободных колебаний в колебательном контуре.

Емкостную составляющую электропроводности ткани биологического объекта определяют по амплитуде первой полуволны колебаний напряжения между электродами после подключения к ним насыщенной электромагнитной энергией катушки индуктивности.

Омическое сопротивление и электростатическую емкость межэлектродной ткани определяют из выражений:

$$R_x = -\frac{2L \ln \frac{U_2}{U_1}}{T},$$

$$C_x = L \left[\frac{U_0}{(r_0 + r_L) U_m} \left(1 - e^{-\frac{r_0 + r_L}{L} \tau} \right) \right]^2,$$

где R_x - омическое сопротивление межэлектродной ткани;

C_x - электростатическая емкость межэлектродной ткани;

L - индуктивность катушки индуктивности;

r_0 - внутреннее сопротивление источника постоянного напряжения;

r_L - омическое сопротивление катушки индуктивности;

T - временной промежуток, в течение которого измеряется скорость затухания свободных колебаний в колебательном контуре;

U_1 - амплитуда колебаний в начале временного промежутка T ;

U_2 - амплитуда колебаний в конце временного промежутка T ;

τ - временной промежуток, в течение которого катушка индуктивности подключена к источнику постоянного напряжения;

U_0 - напряжение источника постоянного напряжения;

U_m - амплитуда первой полуволны колебаний напряжения между электродами после подключения к ним насыщенной электромагнитной энергией катушки индуктивности.

Заявленный способ может быть признан изобретением, так как соответствует критериям "новизна" и "изобретательский уровень" и промышленно применим.

Отличительный признак - подключение к электродам, размещенным на исследуемом участке кожи биологического объекта, катушки индуктивности, предварительно насыщенной электромагнитной энергией, с целью определения составляющих комплексного сопротивления (импеданса) ткани биологического объекта неизвестен из существующего уровня техники. Так же неизвестно определение составляющих импеданса по параметрам свободных колебаний в колебательном контуре, элементами которого являются индуктивность насыщенной электромагнитной энергией катушки индуктивности и импеданс межэлектродной ткани биологического объекта.

Краткое описание фигур чертежей.

Сущность заявленного способа поясняется описанием работы устройства, функциональная схема которого приведена на фиг.1 и с использованием которого может быть реализован заявленный способ измерения электропроводимости ткани биологического объекта.

Это устройство (фиг.1) содержит высокочастотную катушку индуктивности 1, эталонный источник 2 постоянного напряжения, переключатель 3, активный 4 и пассивный 5 электроды, которые наложены на исследуемый участок кожи 6 биологического объекта с целью измерения электропроводимости межэлектродной ткани 7. Пассивный электрод 5 соединен с общей шиной 8, с которой также соединены один из полюсов источни-

ка 2 и конец катушки индуктивности 1. Блок 11 управления и измерения, подключенный к отводам катушки индуктивности 1, обеспечивает измерение параметров свободных колебаний в контуре.

Осуществление изобретения.

Для измерения электропроводимости ткани 7 биологического объекта конец 10 катушки индуктивности 1 через переключатель 3, управляемый блоком 11, подключают на априорно заданный промежуток времени τ к источнику 2.

Электромагнитная энергия, накопленная в катушке индуктивности 1 за временной промежуток τ , может быть определена из выражения:

$$t = LI_{\tau}^2 = L \left[\frac{U_0}{r_0 + r_L} \left(1 - e^{-\frac{r_0 + r_L}{L} \tau} \right) \right]^2 \quad (1),$$

где L - индуктивность катушки 1;

I_{τ} - ток через катушку 1 в конце временного промежутка τ ;

U_0 - напряжение источника 2;

r_0 - внутреннее сопротивление источника 2;

r_L - омическое сопротивление катушки 1.

Изменяя временной промежуток τ можно изменять количество электромагнитной энергии, накопленной в катушке 1.

Формула (1) верна с допустимой точностью для катушки индуктивности, обладающей высокой добротностью (500 и выше), у которой можно пренебречь межвитковой емкостью.

По окончании временного промежутка τ конец 10 катушки 1 с помощью переключателя 3 отсоединяют от источника 2 и соединяют с активным электродом 4.

Так как сопротивление ткани 7 имеет емкостной характер, при подключении конца 10 катушки 1 к электроду 4 образуется последовательный колебательный контур, в котором возникают свободные колебания. Элементами этого колебательного контура являются индуктивность катушки 1, переходное сопротивление активный электрод - кожа 6, параллельное соединение сопротивления межэлектродного промежутка кожи 6 и сопротивления межэлектродной ткани 7, переходное сопротивление пассивный электрод 5 - кожа 6.

Свободные колебания в этом контуре будут изменяться по закону:

$$U(t) = U_m e^{-\alpha t} \cos(\omega t) \quad (2),$$

где U_m - максимальная амплитуда колебаний напряжения между электродами, которая равна амплитуде первой полуволны;

α - скорость затухания колебаний;

$\omega = 2\pi f$ - круговая частота колебаний.

Максимальная амплитуда свободных колебаний напряжения между электродами 4, 5 (амплитуда первой полуволны) зависит от количества накопленной в катушке 1 электромагнитной энергии и пропорциональна максимальному току в катушке 1, который равен I_τ - току в конце временного промежутка τ .

$$U_m = \sqrt{\frac{L}{C_t}} I_\tau = \sqrt{\frac{L}{C_t}} \frac{U_0}{r_0 + r_L} \left(1 - e^{-\frac{r_0 + r_L}{L} \tau}\right) \quad (3),$$

где, помимо ранее оговоренных обозначений C_3 - эквивалентная емкость в колебательном контуре.

При известных значениях L , U_0 , r_0 , r_L и τ , а эти величины могут быть предварительно измерены с очень высокой точностью, измерив амплитуду первой полуволны колебаний U_m , эквивалентную емкость можно определить из выражения (3) по формуле:

$$h_t = L \left[\frac{U_0}{(r_0 + r_L) U_m} \left(1 - e^{-\frac{r_0 + r_L}{L} \tau}\right) \right]^2 \quad (4).$$

Скорость затухания свободных колебаний в колебательном контуре может быть определена, если измерить амплитуду колебаний в начале и в конце временного промежутка, кратного периоду колебаний, по формуле:

$$\alpha = -\frac{\ln\left(\frac{U_2}{U_1}\right)}{T}, \quad (5)$$

где $\alpha = \frac{R_t}{2L}$ - скорость затухания свободных колебаний;

U_1 - амплитуда свободных колебаний в начале временного промежутка T ;

U_2 - амплитуда свободных колебаний в конце временного промежутка T ;

R_3 - эквивалентное омическое сопротивление колебательного контура;

$T \geq \frac{10}{2\pi f}$ - временной промежуток, в течение которого измеряется скорость затухания;

f - частота свободных колебаний.

Из формулы (5), учитывая, что $\alpha = \frac{R_t}{2L}$, выражение для определения эквивалентного омического сопротивления R принимает вид:

$$R_t = -\frac{2L \ln\left(\frac{U_2}{U_1}\right)}{T} \quad (6).$$

Частота свободных колебаний в колебательном контуре определяется выражением:

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\left(\frac{L}{C_t} - \frac{R_t}{4L^2}\right)} \quad (7).$$

Учитывая, что омическое сопротивление катушки 1 индуктивности равно нескольким омам, омическое сопротивление межэлектродной ткани 7 - две - три сотни ом, омическое сопротивление межэлектродного участка кожи 6 - несколько сотен килоОм, а емкость перехода электрод - ткань биологического объекта на два порядка больше емкости межэлектродной ткани 7 уже при площади электрода более 0,2 см², можно констатировать, что при частоте свободных колебаний $f \geq 100$ кГц омическая и емкостная составляющие комплексного сопротивления ткани 7 биологического объекта с погрешностью не более 5% равны значениям, определенным по формулам (4), (5) и (6).

Таким образом, если высокодобротную катушку индуктивности насытить дозированной электромагнитной энергией, а затем эту катушку мгновенно подключить к электродам, наложенным на исследуемый участок кожи биологического объекта, в колебательном контуре, образованном индуктивностью катушки и комплексным сопротивлением (импедансом) межэлектродной ткани биологического объекта, возникнут свободные колебания электрического тока, по параметрам которых можно одновременно определить составляющие комплексного сопротивления (электропроводности) ткани биологического объекта. При

этом результаты измерения параметров колебаний блоком 11 практически не будет зависеть ни от внешней среды, ни от состояния кожного покрова.

Электромагнитную энергию, накапливаемую катушкой индуктивности можно с высокой точностью дозировать, подключая катушку к источнику постоянного напряжения на априорно заданное время. Резистивную составляющую комплексного сопротивления ткани биологического объекта можно определить измерив скорость затухания свободных колебаний. Реактивную составляющую комплексного сопротивления ткани биологического объекта можно определить измерив амплитуду первой полу волны колебаний напряжения между электродами. По частоте свободных колебаний можно судить как о реактивной, так и о резистивной составляющих комплексного сопротивления ткани биологического объекта.

В сравнении с известными способами измерения электропроводности ткани биологического объекта заявляемый способ отличается простотой, более высокой точностью, высокими диагностическими возможностями. Все способы, основанные на измерениях с использованием постоянного или импульсного однополярного тока имеют низкую точность из-за нестабильности подэлектродного сопротивления. Способы измерения с использованием перестраиваемых генераторов высокой или низкой частоты имеют более низкую точность в сравнении с заявляемым способом из-за дополнительной погрешности при определении резонанса. Способы измерения с использованием автогенератора с колебательным контуром в цепи обратной связи имеют более низкую точность из-за влияния подэлектродного сопротивления на коэффициент передачи обратной связи.

Другим достоинством заявленного способа является то, что при его использовании полностью отсутствует возможность травмирования межэлектродной ткани, так как энергия воздей-

ствующего сигнала строго дозирована и не зависит от состояния кожного покрова. Более того этот сигнал обеспечивает нейрогуморальную регуляцию и может использоваться при лечении различной патологии методом рефлексотерапии с одновременным контролем эффективности лечения.

Промышленная применимость.

Способ измерения электропроводимости ткани биологического объекта в первую очередь найдет применение при диагностике функционального состояния организма человека путем анализа значений электрокожного сопротивления в зонах представительства внутренних органов. Кроме того, этот способ может использоваться в устройствах электростимуляции с контролем дозирования воздействия, например, таких, в которых уровень соответствующего сигнала определяется реакцией организма на воздействие.

Устройство, реализующее заявленный способ, без труда может быть изготовлено на промышленно освоенных элементах. В качестве источника питания может быть применен любой прецизионный источник питания с использованием батарей питания 1,0...1,5В, в качестве блока измерения - микропроцессор типа INTEL серии 051, в качестве переключателя - электронный ключ на биполярном транзисторе типа КТ817, в качестве катушки индуктивности - КИ В22-1.4.

Формула изобретения

1. Способ измерения электропроводимости ткани биологического объекта, содержащий наложение электродов на исследуемый участок кожи биологического объекта и определение составляющих комплексного сопротивления (электропроводимости) межэлектродной ткани по параметрам электрических колебаний в колебательном контуре, включающем в качестве элемента комплексное сопротивление межэлектродной ткани, отличающийся тем, что к электродам подключают предварительно насыщенную электромагнитной энергией высокооборотную катушку индуктивности, а составляющие электропроводимости ткани биологического объекта определяют по параметрам свободных колебаний, возникающих в колебательном контуре, включающем в качестве элементов индуктивность катушки индуктивности, подключенной к электродам, и комплексное сопротивление межэлектродной ткани биологического объекта.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что насыщение электромагнитной энергией катушки индуктивности осуществляют дозированно путем подключения катушки индуктивности на априори заданное время к источнику постоянного напряжения.

3. Способ по п.1 или 2, отличающийся тем, что резистивную составляющую электропроводимости ткани биологического объекта определяют по скорости затухания свободных колебаний в колебательном контуре.

4. Способ по одному из пунктов 1...3, отличающийся тем, что емкостную составляющую электропроводимости ткани биологического объекта определяют по амплитуде первой полуволны колебаний напряжения между электродами после подключения к ним насыщенной электромагнитной энергией катушки индуктивности.

5. Способ по одному из пунктов 1...4, отличающийся тем, что омическое сопротивление и емкость межэлектродной ткани определяют из выражений:

$$R_x = -\frac{2L \ln \frac{U_2}{U_1}}{T},$$

$$C_x = L \left[\frac{U_0}{(r_0 + r_L) U_m} \left(1 - e^{-\frac{r_0 + r_L}{L} \tau} \right) \right]^2,$$

где R_x - омическое сопротивление межэлектродной ткани;

C_x - электростатическая емкость межэлектродной ткани;

L - индуктивность катушки индуктивности;

r_0 - внутреннее сопротивление источника постоянного напряжения;

r_L - омическое сопротивление катушки индуктивности;

T - временной промежуток, в течение которого измеряется скорость затухания свободных колебаний;

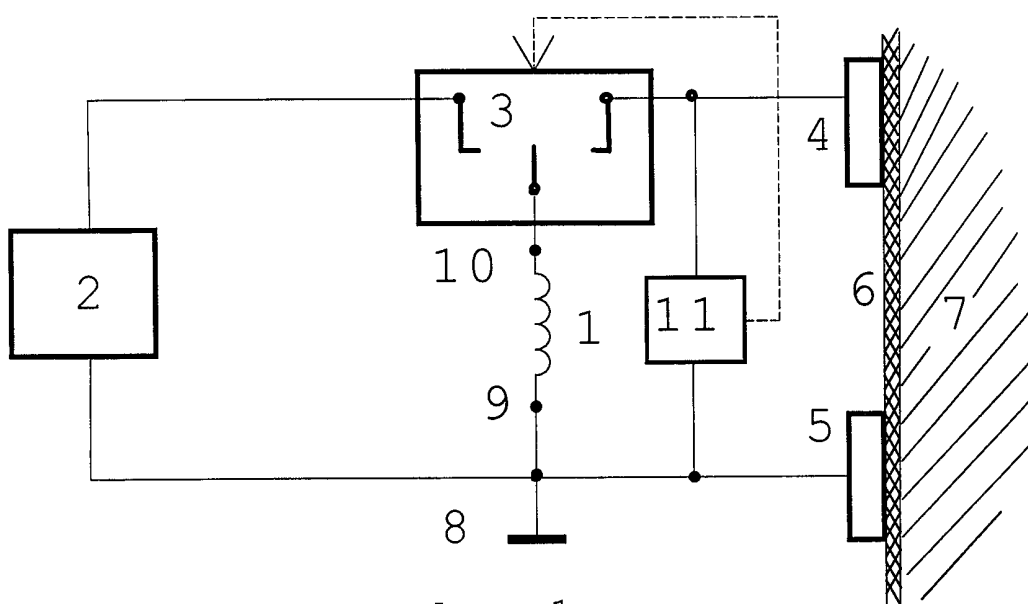
U_1 - амплитуда колебаний в начале временного промежутка T ;

U_2 - амплитуда колебаний в конце временного промежутка T ;

τ - временной промежуток, в течение которого катушка индуктивности подключена к источнику постоянного напряжения;

U_0 - напряжение источника постоянного напряжения;

U_m - максимальная амплитуда (амплитуда первой полуволны) колебаний напряжения между электродами после подключения к ним насыщенной электромагнитной энергией катушки индуктивности.



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/RU 98/000123

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B 5/05; G01R 27/00
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B 5/00-5/05; G01R 27/00-27/02, 27/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SU 707573 A (GORKOVSKIY MEDITSINSKIY INSTITUT) 10 January 1980 (10.01.80)	1-5
A	US 4160447 A (STANLEY ELECTRIC CO., LTD) 10 July 1979 (10.07.79)	1-5
A	WO 94/15529 A1 (ACADAMISCH ZIEKENHUIS UTRECHT) 21 July 1994(21.07.94)	1-5
A	EP 0747005 A1 (INSTRUMENTARIUM OY) 11 December 1996 (11.12.96)	1-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
 "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 23 June 1998 (23.06.98)	Date of mailing of the international search report 30 July 1998 (30.07.98)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ RU	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕМеждународная заявка №
PCT/RU 98/000123**А. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРЕДМЕТА ИЗОБРЕТЕНИЯ:**

A61B 5/05; G01R 27/00

Согласно международной патентной классификации (МПК-6)

В. ОБЛАСТИ ПОИСКА:

Проверенный минимум документации (система классификации и индексы) МПК-6

A61B 5/00-5/05; G01R 27/00-27/02, 27/26

Другая проверенная документация в той мере, в какой она включена в поисковые подборки:

Электронная база данных, использовавшаяся при поиске (название базы и, если возможно, поисковые термины):

С. ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ

Категория*	Ссылки на документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
A	SU 707573 A (ГОРЬКОВСКИЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИНСТИТУТ) 10.01.80	1-5
A	US 4160447 A (STANLEY ELECTRIC CO., LTD) Jul.10, 1979	1-5
A	WO 94/15529 A1 (ACADAMISCH ZIEKENHUIS UTRECHT) 21 July 1994(21.07.94)	1-5
A	EP 0747005 A1 (INSTRUMENTARIUM OY) 11.12.1996	1-5

 последующие документы указаны в продолжении графы С. данные о патентах-аналогах указаны в приложении

* Особые категории ссылочных документов:

"А" документ, определяющий общий уровень техники

"Т" более поздний документ, опубликованный после даты приоритета и приведенный для понимания изобретения

"Е" более ранний документ, но опубликованный на дату международной подачи или после нее

"Х" документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска, порочащий новизну и изобретательский уровень

"О" документ, относящийся к устному раскрытию, экспонированию и т.д.

"У" документ, порочащий изобретательский уровень в сочетании с одним или несколькими документами той же категории

"Р" документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета

"&" документ, являющийся патентом-аналогом

Дата действительного завершения международного поиска

23 июня 1998 (23.06.98)

Дата отправки настоящего отчета о международном

поиске: 30 июля 1998 (30.07.98)

Наименование и адрес Международного поискового органа:

Всероссийский научно-исследовательский институт
институт государственной патентной экспертизы,

Россия, 121858, Москва, Бережковская наб., 30-1

Факс: 243-3337, телетайп: 114818 ПОДАЧА

Уполномоченное лицо:

В.Солодова

Телефон №: (095)240-5888