

УДК 621.396:534

## ИЗМЕРИТЕЛЬ КРОВЕНАПОЛНЕНИЯ БИОТКАНЕЙ НА ОСНОВЕ ЁМКОСТНОГО ДАТЧИКА

С. Г. Сучков<sup>1</sup>, Д. А. Александров<sup>2</sup>, В. А. Николаевцев<sup>1</sup>, Д. С. Сучков<sup>1</sup>,  
А. В. Толстикова<sup>1</sup>, Ж. В. Папаева<sup>1</sup>, А. С. Толстокорова<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени  
Н.Г.Чернышевского, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

<sup>2</sup> Саратовский государственный медицинский университет им.В.И.Разумовского,  
410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, 112

Статья поступила в редакцию 16 апреля 2019 г.

**Аннотация.** Описан портативный измеритель локального кровенаполнения биотканей, использующий ёмкостной датчик. Показано, что его чувствительность достаточна для использования в практике экстренных медицинских служб. Обнаружено явление, позволяющее быстро, в течение 10÷15 секунд, определить состояние биоткани – живое или мертвое.

**Ключевые слова:** биоткань, кровенаполнение, ёмкостной датчик, диэлектрическая проницаемость.

**Abstract.** It is proposed to use the portable autonomous devices in practical medicine for the medical emergency, as well as during medical operations. That allow one to estimate the local changes of the patient tissues blood supply quickly and reliably. There are known the rheographic methods for estimation of the blood supply, which consist of biological tissues conductivity measuring with the subsequent evaluation of blood supply, but they have a low sensitivity and a low reliability for a small blood supply. There are devices that implement the spectroscopic and the laser methods for blood supply measuring, but they are very large and they can be used only in the stationary conditions. This paper describes a portable device for measuring of biological tissues local blood supply. This device is based on a capacitive sensor. The physical principles of its operation were described. Mathematical modeling and optimization of the sensor design was carried out by means of the software COMSOL Multiphysics®. It was shown that the sensitivity of a capacitive sensor allows its

effective application in the practice of emergency medical services. It was found that exposed to measure signal the living tissues give the indications of the capacitive sensor, which are increase with time. The indications for the dead tissues are decrease with time. This phenomenon allows one to determine living or dead state of biological tissue quickly.

**Key words:** biological tissue, blood supply, capacitive sensor, permittivity.

## 1. Введение

В практической медицине для определения тяжести состояния пациента важную роль играют методы быстрой оценки кровенаполнения тканей. Это необходимо для выбора рациональной лечебной тактики в медицине катастроф на догоспитальных и госпитальных этапах оказания помощи, а также при кровотечениях различной этиологии [1].

Известны способы определения кровенаполнения биотканей, использующие спектроскопические и лазерные методы [2]. Однако установки, реализующие такие методы, весьма громоздки и могут использоваться лишь в стационарных условиях. Известны также реографические методы [3], но они имеют низкую чувствительность и достоверность при малом кровенаполнении.

Для оказания экстренной медицинской помощи, а также при проведении медицинских операций, целесообразно применение портативных автономных приборов, позволяющих быстро и достоверно оценивать локальные изменения кровенаполнения тканей пациентов.

В данной работе с этой целью для количественной оценки кровенаполнения биотканей используется факт значительного различия диэлектрической проницаемости биотканей, не наполненных кровью ( $\epsilon=40\div 50$ ), и диэлектрической проницаемости крови ( $\epsilon=85\div 86$ ) [4].

Для количественной оценки этого различия наиболее удобными измерениями являются измерения емкости некоторой электродной структуры, создающей глубоко проникающее в биоткани электрическое поле.

Целью работы является разработка конструкции ёмкостного датчика кровенаполнения биотканей, имеющего электродную структуру, формирующую глубоко проникающее в биоткани человеческого организма электрическое поле, а также реализация цифрового измерения емкости электродной структуры с компенсацией влияния различных условий измерений.

## 2. Математическое моделирование электродной структуры

Для расчета электрического поля, создаваемого электродной структурой в слоистой биосреде, частично заполненной кровью, применяется программный комплекс COMSOL Multiphysics®, использующий метод конечных элементов для решения дифференциальных уравнений в частных производных с импедансными граничными условиями в слоистой среде с потерями. Рассматриваемая электродная структура и слоистая биосреда представлены на рис. 1.

Математическое моделирование показало существенное влияние формы, взаимного расположения электродов и глубины погружения электродов в биоткань на чувствительность полной ёмкости между электродами  $C_T$  к величине кровенаполнения дермы и мышечной ткани. При расчетах полная ёмкость  $C_T$  определялась из соотношения

$$C_T = -\frac{1}{\omega \operatorname{Im}\left(\frac{1}{Y}\right)}, \quad (1)$$

где  $\omega$  – круговая частота,  $Y$  – адмиттанс электродной структуры, который определяется точным расчетом методом конечных элементов с использованием программного пакета COMSOL Multiphysics®.

Объемная плотность энергии  $W$  электрического поля с напряженностью  $E$  определялась из соотношения

$$W = \frac{1}{2} \left| \left( \frac{\varepsilon \varepsilon_0}{2} - i \frac{\sigma}{2\omega} \right) E^2 \right|, \quad (2)$$

где  $\varepsilon_0 = 8.85 \cdot 10^{-12}$  Ф/м,  $\varepsilon$  – локальная диэлектрическая проницаемость,  $\sigma$  – локальная проводимость,  $\omega = 2\pi f$  – круговая частота,  $f = 700$  кГц (для условий

эксперимента). Пространственное распределение плотности энергии электрического поля в структуре изображено цветовой гаммой на рис. 1.

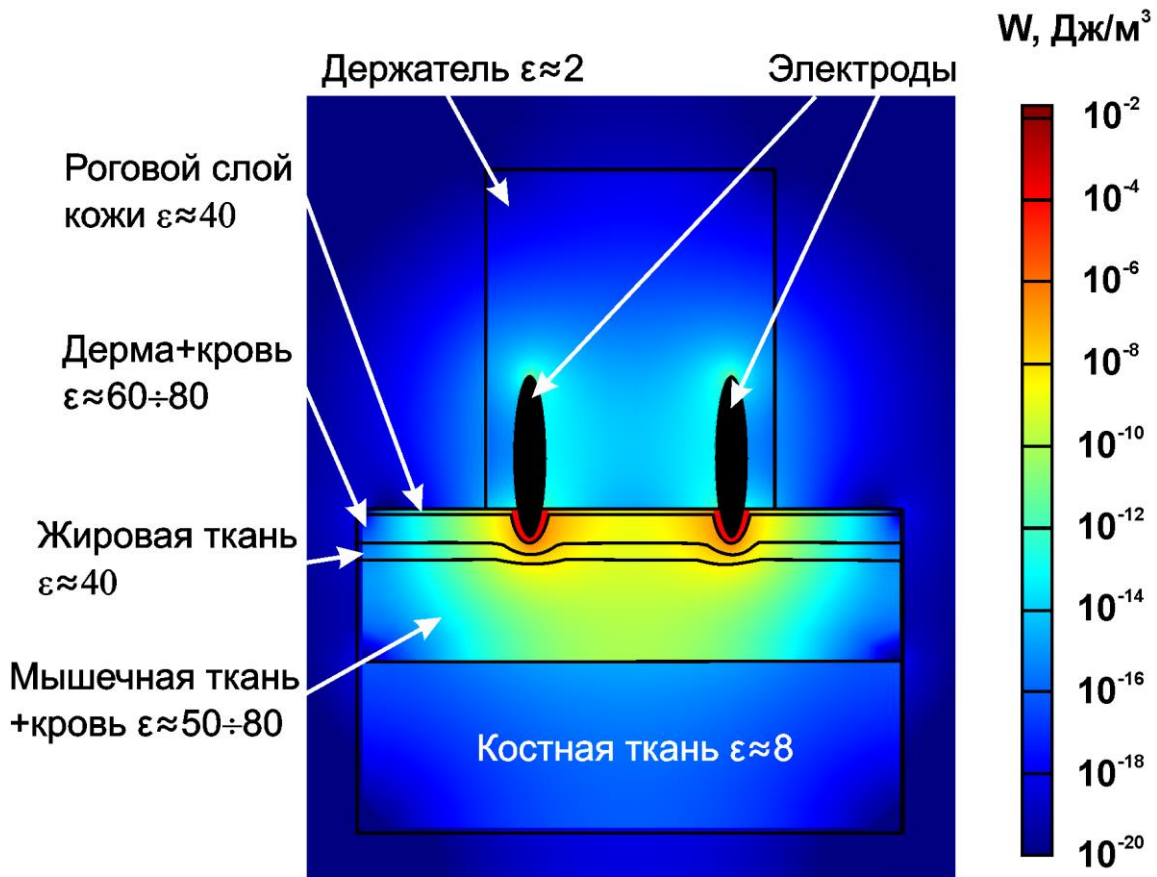


Рис. 1. Распределение электрического поля в ёмкостном датчике и биоструктуре

В результате оптимизации, целевой функцией которой являлась чувствительность ёмкости  $C_T$  к уровню кровенаполнения, а параметрами оптимизации - расстояние между электродами, их форма и глубина погружения электродов в биоткань, были найдены значения этих параметров, при которых были максимальны глубина проникновения поля в мышечную ткань (максимизация интеграла от плотности энергии (2) по объему мышечной ткани) и полная ёмкость датчика  $C_T$  (1), достигавшая значений в сотни пикофарад. Общий вид ёмкостного датчика с цифровым устройством измерения ёмкости представлен на рис. 2.



Рис. 2. Измеритель кровенаполнения биотканей с ёмкостным датчиком

### 3. Методика измерения ёмкости

Для измерения ёмкости между электродами применяется цифровой способ измерения, позволяющий непосредственно подключить ёмкостной датчик к сигма-дельта преобразователю [5]. Такой интерфейс обеспечивает высокую разрешающую способность, точность и линейность. Цифровой преобразователь ёмкости в цифровой код выполнен в виде однокристалльного устройства, что обеспечивает компактность, высокую надежность, высокую повторяемость характеристик и невысокую себестоимость. Частота обновления данных составляет 700 кГц.

В реальных условиях применения ёмкостного датчика возможны различные внешние влияния на межэлектродную ёмкость, например, влияние руки оператора, держащего ёмкостной датчик, или органические отложения на электродах. Для устранения подобных влияний необходимо перед каждым измерением проводить калибровку датчика. Для этого предусмотрено специальное программное обеспечение.

Также при проведении измерений кровенаполнения тканей организма необходимо обеспечить лишь легкое прикосновение электродов к органу, достаточное для погружения электродов в биоткань на  $1.5 \div 2$  мм. При сильном надавливании может измениться кровоток, и значение емкости снизится.

#### 4. Обсуждение результатов

Изначально была проведена проверка показаний датчика на эталонных конденсаторах, и установлена погрешность измерений, не превышавшая 1%. Затем датчик проверялся в водной среде и глицерине. Изменения показаний ёмкости соответствовали расчетным в пределах погрешности измерений.

Эквивалентная схема участка между электродами при измерениях через кожу представлена на рис. 3 и содержит ёмкости  $C_p$ , образуемые роговым слоем кожи и проводящей дермой (в качестве электрода), ёмкость самой биоткани  $C_b$ , а также сопротивление биоткани  $R_b$ .

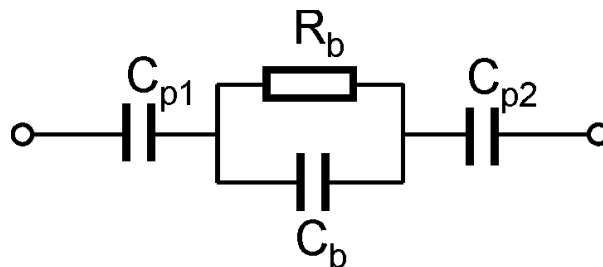


Рис. 3. Эквивалентная схема участка биоткани между электродами

Из приведенной эквивалентной схемы следует простое соотношение для полной измеряемой ёмкости электродной структуры на слоистой биоткани

$$C_T^{-1} = \frac{1}{C_{p1}} + \frac{1}{C_{p2}} + R_b \frac{\omega^2 R_b C_b}{1 + \omega^2 R_b^2 C_b^2}. \quad (3)$$

Из выражения (3) следует, что полная измеряемая ёмкость электродов  $C_T$  зависит как от кровенаполнения, которое влияет на значения  $R_b$  и  $C_b$ , так и, в значительной степени, от ёмкостей, создаваемых роговым слоем кожи, который для разных участков организма, а тем более для разных людей, может иметь разную диэлектрическую проницаемость (проводимость незначительна) и приводить к отличиям в значениях полной ёмкости до 2 раз.

Для исследования влияния кровенаполнения биотканей на показания ёмкостного датчика были проведены эксперименты на неживых биотканях (куриных крылышках) и на живых организмах (крысах) [1]. Результаты измерений с указанием интервала ошибок представлены в таблицах 1 и 2 соответственно,  $n$  – количество экспериментов.

Было установлено, что при измерениях на неживых биотканях показания датчика не зависели от длительности измерения, а при измерениях кровенаполнения живых биотканей показания ёмкостного датчика всегда возрастали с течением времени измерения, приближаясь к стационарному значению, превышающему начальное значение в  $4\div 5$  раз, через  $15\div 20$  минут для разных образцов биотканей. Однако результаты измерений через 5 сек, 10 сек и 15 сек после их начала имели хорошую повторяемость как по абсолютным величинам, так и по их динамике [1].

Таблица 1. Результаты замеров значений ёмкости  $C_T$  (пФ) по наружной поверхности дистального фрагмента куриного крылышка.

Время замера после приложения датчика	5сек	10сек	15 сек
Исходное значение	$261.1 \pm 8.4$	$255.0 \pm 8.6$	$253.5 \pm 7.8$
Введение физиологического раствора в количестве 1/4 объема тканей ( $n = 10$ )	$278.8 \pm 7.3$	$281.6 \pm 8.8$	$275.9 \pm 8.4$
Введение физиологического раствора в количестве 1/2 объема тканей ( $n = 10$ )	$266.7 \pm 5.9$	$264.0 \pm 8.2$	$266.3 \pm 8.0$
Введение крови в количестве 1/4 объема тканей ( $n = 10$ )	$419.6 \pm 10.0$	$414.3 \pm 8.4$	$415.5 \pm 8.7$
Введение крови в количестве 1/2 объема тканей ( $n = 10$ )	$521.1 \pm 9.4$	$505.7 \pm 9.1$	$509.3 \pm 9.6$

Из таблицы 1 видно, что значение полной ёмкости неживой ткани постоянно во времени в пределах интервала ошибки и происходит значительное увеличение ёмкости неживой биоткани при замене насыщения биоткани кровью вместо физиологического раствора. Двукратное увеличение кровенаполнения неживых биотканей показало возрастание полной ёмкости на 24.6%.

Сравнение расчетов с приведенными экспериментальными данными показало, что исходное значение полной ёмкости  $C_T$  достигается при диэлектрических проницаемостях рогового слоя и дермы  $\epsilon_p = \epsilon_d = 40$  и удельном сопротивлении дермы  $\rho_d = 28 \text{ Ом}\cdot\text{м}$ , а при введении крови указанное возрастание полной ёмкости датчика достигается при увеличении диэлектрической проницаемости рогового слоя кожи  $\epsilon_p$  от 43 до 50, увеличении средней диэлектрической проницаемости дермы и мышечной ткани  $\epsilon_d$  от 60 до 80, и уменьшении удельного сопротивления дермы и мышечной ткани  $\rho_d$  с 8 до 2 Ом·м.

Измерения зависимости полной ёмкости от кровенаполнения живых тканей проводились на белых крысах ( $n = 20$ ) линии Wistar массой 200÷250 грамм. Для измерений использовалась внутренняя выбритая поверхность бедра лабораторных крыс. Все манипуляции на животных проведены в строгом соответствии с «Правилами проведения качественных клинических испытаний в РФ» (утв. МЗ РФ и введены в действие с 1 января 1999 г.), приложением 3 к приказу МЗ СССР №755 от 10.08.77, положениями Хельсинской декларации (2000 г.) и рекомендациями, содержащимися в Директивах Европейского Сообщества (№86 / 609ЕС). Снижение (угнетение) кровообращения в тканях животного осуществлялось введением нарастающей дозы анестетика. Последующие после исходного измерения три серии замеров проводились при последовательном увеличении дозы анестетика на 30÷40 % по отношению к каждому предшествующему замеру.



Таблица 2. Результаты замеров значений ёмкости  $C_T$  (пФ) на внутренней выбритой поверхности бедра лабораторных крыс.

Время замера после приложения датчика	5сек	10сек	15 сек
Исходное значение (n = 20)	84.1 ± 2.7	101.7 ± 3.3	119.9 ± 4.2
1 увеличение дозы (n = 20)	78.1 ± 2.6	88.3 ± 3.1	108.9 ± 3.5
2 увеличение дозы (n = 20)	53.6 ± 2.0	65.3 ± 2.5	79.5 ± 3.1
3 увеличение дозы (n = 20)	41.8 ± 2.1	47.4 ± 2.1	50.1 ± 2.7

Из таблицы 2 видно, что при наличии кровообращения в биотканях в течение 15 секунд измерений значения полной ёмкости постоянно и нелинейно возрастали. Влияние пульсовой волны на изменения во времени значений ёмкости вне интервала ошибок не проявлялось. Увеличение дозы анестетика приводило к прогрессивному и значимому снижению показаний ёмкостного датчика, но зависимость от времени сохранялась.

Обнаруженная зависимость от времени результатов измерения полной ёмкости  $C_T$  на живых биотканях не описана в известной литературе. Для выяснения биофизического механизма этого явления требуются дополнительные исследования. Тем не менее уже в настоящее время этот эффект может иметь практическое значение для экспресс-определения жизнеспособности поврежденных биотканей.

## 5. Заключение

Описанная конструкция ёмкостного датчика и портативного устройства измерения ёмкости с непосредственным преобразованием в цифровое значение, а также отмеченные особенности измерений, позволяют создать методику применения прибора для экспресс-оценки кровенаполнения тканей пациентов в практической работе экстренных медицинских служб.

## Литература

1. Александров Д.А., Сучков С.Г., Толстокоров А.С. Экспериментальная оценка возможности использования неинвазивных методов экспресс - оценки кровенаполнения тканей на легкодоступных участках тела с применением емкостного датчика // Интеграция науки, общества, производства и промышленности: сборник статей Международной научно-практической конференции, Уфа: Аэтерна, 2018. Ч. 2, с. 241-244.
2. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. 2-е изд., испр. и доп. М.: Физматлит, 2010. 488 с.
3. Ройтберг Г.Е. Внутренние болезни. Лабораторная и инструментальная диагностика: учеб.пособие / Г.Е.Ройтберг, А.В.Струтынский. 2-е изд., перераб. и доп. М. : МЕДпресс-информ, 2011. 800 с.
4. Технические таблицы. Физика человека. [электронный ресурс] Режим доступа <https://tehtab.ru/Guide/Engineers/HumanBeing/HumanBeingPhysics/>, дата обращения: 07.04.2019
5. Брихта М. (перевод А.Власенко). Преобразователи ёмкости в цифровой код на основе сигма-дельта модулятора // Компоненты и технологии. 2006. №1, с. 12.

### Для цитирования:

С. Г. Сучков, Д. А. Александров, В. А. Николаевцев, Д. С. Сучков, А. В. Толстикова, Ж. В. Папаева, А. С. Толстокоров. Измеритель кровенаполнения биотканей на основе ёмкостного датчика. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 4. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/apr19/11/text.pdf>  
DOI 10.30898/1684-1719.2019.4.11