

С.Г. СУЧКОВ, Д.А. АЛЕКСАНДРОВ, В.А. НИКОЛАЕВЦЕВ,  
Д.С. СУЧКОВ, А.С. ТОЛСТОКОРОВ, П.М. ТОПЧИЕВ,  
А.А. СКОРОХОД



## ОПРЕДЕЛЕНИЕ КРОВЕНАПОЛНЕНИЯ И ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ПОМОЩЬЮ КОМПАКТНОГО ЁМКОСТНОГО СЕНСОРА

ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет

им. В.И. Разумовского Минздрава России»,

ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет

имени Н.Г. Чернышевского», г. Саратов,

Российская Федерация

**Цель.** Поиск оптимальных временных интервалов применения ёмкостного сенсора и получение с его помощью универсальных нормированных показателей кровенаполнения и жизнеспособности тканей в интересах медицины катастроф и неотложной хирургии.

**Материал и методы.** Используется факт значительного различия диэлектрической проницаемости тканей, не наполненных кровью, и диэлектрической проницаемости крови. Поэтому уровень кровенаполнения ткани можно характеризовать величиной измеренной ёмкости  $C_T(t)$  электродной структуры, приложенной к ткани. Для исследования влияния кровенаполнения и жизнеспособности биологических тканей на показания ёмкостного сенсора были проведены эксперименты на 20 самцах белых лабораторных крыс массой 200-250 г. В первой группе из 10 животных проводили исследование показателей  $C_T(t)$  на коже бедра в течение 10 секунд с фиксацией результатов каждые 5 секунд до введения адреналина и через 5 минут после его введения. Во второй группе из 10 животных были проведены измерения  $C_T(t)$  на коже бедра в течение 1 минуты с фиксацией значений ёмкости через каждые 10 секунд для определения универсальных нормированных показателей кровенаполнения и жизнеспособности  $C_N(t)$ . Оценку значимости различий парных измерений абсолютных значений  $C_T(t)$  проводили по критерию Уилкоксона. Для определения значимости различий между предложенными нормированными показателями  $C_N(t)$  у живых и мертвых животных использовали критерий Стьюдента.

**Результаты.** Прибор показал достаточную чувствительность при изменении кровенаполнения кожи в ответ на введения адреналина. Показатели ёмкостного сенсора у живых животных быстро и статистически значимо растут в течение одной минуты непрерывного измерения в отличие от мертвых тканей, где показатели не меняются. Установлено, что необходимую и достаточную информацию предоставляют значения ёмкости на десятой и двадцатой секундах измерения. Результаты измерений показали значительный разброс абсолютных значений ёмкости сенсора у разных животных, но близкую динамику нарастания этих показателей в одинаковых условиях эксперимента. Эти данные позволили рассчитать универсальные нормированные показатели для практического применения ёмкостного сенсора.

**Заключение.** Предложенный компактный автономный ёмкостный сенсор имеет перспективы применения в неотложной и сосудистой хирургии для экстренной оценки кровенаполнения и жизнеспособности тканей и органов пациентов. Установлены оптимальные временные промежутки и нормированные показатели выполняемых измерений.

*Ключевые слова:* биологическая ткань, кровенаполнение, ёмкостный сенсор, диэлектрическая проницаемость

**Objective.** The search for optimal time intervals for the use of a capacitive sensor and obtaining with its help universal normalized indicators of blood filling and tissue viability in the interests of disaster medicine and emergency surgery.

**Methods.** The fact of a significant difference in the dielectric permittivity of tissues not filled with blood and the dielectric permittivity of blood is used. Therefore, the level of blood filling of the tissue can be characterized by the value of the measured capacitance  $C_T(t)$  of the electrode structure applied to the tissue. To study the effect of blood filling and the viability of biological tissues on the readings of a capacitive sensor, experiments were conducted on 20 male white laboratory rats weighing 200-250 g. In the first group of 10 animals,  $C_T(t)$  indicators were examined on the thigh skin for 10 seconds with the results recorded every 5 seconds before the introduction of adrenaline and 5 minutes after its introduction. In the second group of 10 animals,  $C_T(t)$  measurements were carried out on the thigh skin for 1 minute with the fixation of capacity values every 10 seconds to determine the universal normalized indicators of blood filling and viability of  $C_N(t)$ . The significance of the differences in paired

measurements of absolute values of  $C_T(t)$  was evaluated according to the Wilcoxon criterion. To determine the significance of the differences between the proposed normalized values of  $C_N(t)$  in living and dead animals, the Student's criterion was used.

**Results.** The device showed sufficient sensitivity to changes in blood filling of the skin in response to the introduction of adrenaline. The indicators of the capacitive sensor in live animals grow rapidly and statistically significantly within one minute of continuous measurement, unlike dead tissues, where the indicators do not change. It is established that the necessary and sufficient information is provided by the capacitance values at the tenth and twentieth seconds of measurement. The measurement results showed a significant variation in the absolute values of the sensor capacity in different animals, but a similar dynamics of the increase of these indicators under the same experimental conditions. These data made it possible to calculate universal normalized indicators for the practical use of a capacitive sensor.

**Conclusion.** The proposed compact autonomous capacitive sensor has prospects of application in emergency and vascular surgery for emergency assessment of blood filling and viability of tissues and organs of patients. Optimal time intervals and normalized indicators of performed measurements are established.

*Keywords:* biological tissue, blood supply, capacitive sensor, permittivity

**Novosti Khirurgii. 2022 Sep-Oct; Vol 30 (5): 425-433**

The articles published under CC BY NC-ND license

**The Estimation of the Blood Supply and Viability of Biological Tissues Using a Potable Capacitive Sensor**

**Suchkov S.G., Alexandrov D.A., Nikolaevtsev V.A., Suchkov D.S., Tolstokorov A.S. Topchiev P.M., Skorokhod A.A.**



#### Научная новизна статьи

Впервые для быстрой количественной оценки кровенаполнения и жизнеспособности участков биологических тканей и органов разработан компактный автономный измеритель с использованием ёмкостного сенсора. Установлено, что значение определяемой ёмкости увеличивается со временем для жизнеспособных биологических тканей и является постоянным для мертвых тканей. Предложенное устройство может быть использовано в хирургической службе медицины катастроф, неотложной хирургии, сосудистой хирургии с целью выбора рациональной лечебной тактики.

#### What this paper adds

For the first time, a portable device for rapid measuring of biological tissues local blood supply has been developed. This device is based on a capacitive sensor. It is established that the value of the determined capacity increases with time for viable biological tissues and is constant for devitalized tissues. It was shown that the sensitivity of a capacitive sensor allows its effective application in the practice of emergency medical services. The proposed device can be used in the surgical service of disaster medicine, emergency surgery, vascular surgery in order to choose rational therapeutic tactics.

#### Введение

В экстренной хирургии для определения тяжести состояния пострадавших и больных важную роль играют методы быстрой оценки кровенаполнения и жизнеспособности тканей и органов компактными автономными приборами. Это необходимо для выбора рациональной лечебной тактики в медицине катастроф на догоспитальных и госпитальных этапах оказания помощи, при кровотечениях различной этиологии, в неотложной и сосудистой хирургии [1, 2, 3]. Известны способы определения кровенаполнения биологических тканей, использующие спектроскопические и лазерные методы [4, 5]. Однако установки, реализующие такие методы, весьма громоздки и могут использоваться лишь в стационарных условиях. Известны также реографические, электрофизические, термометрические методы, но они имеют недостаточную доступность для практического применения [6, 7].

Для количественной оценки кровенаполнения биологических тканей может быть использован факт значительного различия диэлектрической проницаемости биологических тка-

ней, не наполненных кровью ( $\epsilon = 8 \div 50$ ), и диэлектрической проницаемости крови ( $\epsilon = 1000$  на частотах около 1 МГц) [8, 9, 10, 11]. Поэтому уровень кровенаполнения биологической ткани можно характеризовать величиной измеренной ёмкости электродной структуры, приложенной к этой ткани. Для измерения ёмкости между электродами применяется цифровой способ измерения, позволяющий непосредственно подключить ёмкостный сенсор к сигма-дельта преобразователю [12, 13].

Авторами работы разработан новый компактный и автономный сенсор для определения кровенаполнения биологических тканей на основе измерения ёмкости между электродами специальной конструкции, прикладываемыми к легкодоступным участкам тела. Для исследования влияния кровенаполнения биологических тканей на показания ёмкостного сенсора были проведены эксперименты на неживых биологических тканях (куриные крылышки). Значение полной ёмкости сенсора  $C_T(t)$  на мертвой ткани при введении физиологического раствора практически постоянно во времени в пределах ошибки измерений (не более 4%), а при введении крови происходит

резкое увеличение измеряемой ёмкости  $C_T(t)$ , но во времени эта величина также практически не изменяется [14].

В наших предшествующих исследованиях установлено, что при замерах у мертвых животных через сутки после смерти при комнатной температуре показатели ёмкостного сенсора в течение 10 минут не имели значимого роста, напротив, отмечено некоторое (статистически незначимое) снижение показателей. В то же время, при погрешности измерений не более 4%, показатели ёмкостного сенсора у живых животных быстро и статистически значимо растут в течение 10 минут непрерывного измерения, затем происходит стабилизация значений. Такое сильное различие во временной характеристике сенсора при измерениях на живой и мертвой ткани открывает принципиальную возможность применения обнаруженного эффекта в практической медицине для экспресс-диагностики жизнеспособности тканей пострадавших и больных [15].

Затрудняет диагностику тот факт, что значения измеренной сенсором ёмкости  $C_T(t)$  у различных живых экспериментальных животных могут отличаться более чем в 2 раза. Поэтому абсолютные значения  $C_T(t)$  в один момент времени не могут служить универсальным индикатором для экспресс-диагностики жизнеспособности, применяемым для разных животных.

**Целью** настоящей работы явился поиск оптимальных временных интервалов применения ёмкостного сенсора и получение с его помощью универсальных нормированных показателей кровенаполнения и жизнеспособности тканей в интересах медицины катастроф и неотложной хирургии.

### Материал и методы

Для повышения локальности измерений использовали коаксиальный ёмкостный сенсор с диаметром внутреннего электрода 1 мм и диаметром внешнего электрода 3 мм [14, 15, 16]. Сенсор прикладывали к поверхности кожи. В месте измерения на кожу предварительно наносили тонкий слой глицерина для обеспечения оптимального контакта с сенсором независимо от поверхностного состояния кожи.

В реальных условиях применения ёмкостного сенсора возможны различные внешние влияния на межэлектродную ёмкость, например, влияние руки оператора, держащего ёмкостный зонд, или органические отложения на электродах. Для устранения подобных влияний перед каждым измерением проводили

калибровку сенсора. Для этого предусмотрено специальное программное обеспечение. В практике экстренных служб длительные измерения нежелательны, поэтому для настоящего исследования выбраны два варианта измерений. Первый вариант — измерение в течение десяти секунд с фиксацией результатов через 5 секунд. Второй вариант — измерение в течение минуты с фиксацией результатов через 10 секунд.

Экспериментальная часть работы выполнена на 20 самцах белых лабораторных крыс массой 200-250 г. Все манипуляции на животных проведены в строгом соответствии с современными требованиями [17, 18]. Экспериментальные животные содержались в стандартных условиях вивария Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского на обычном пищевом рационе. В ходе эксперимента под общим обезболиванием в асептических условиях сбрасывали волосную покров с кожи внутренней поверхности бедра.

В первой группе из 10 животных проводили исследование показателей ёмкости  $C_T(t)$  в пикофарадах (пФ) на коже бедра в течение 10 секунд с фиксацией результатов каждые 5 секунд. Затем сенсор убирали, животному подкожно вводили адреналин из расчета 0,2 мг на 1 кг массы тела. Через 5 минут после введения повторяли замеры в течение 10 секунд с фиксацией результатов каждые 5 секунд. Измерения при  $t = 0$  (в момент касания сенсором кожи) не учитывали из-за большого разброса показаний измерителя.

Во второй группе из 10 животных были проведены измерения ёмкости  $C_T(t)$  в пикофарадах (пФ) на коже бедра в течение 1 минуты с фиксацией значений ёмкости через каждые 10 секунд для определения универсальных нормированных показателей кровенаполнения и жизнеспособности  $C_N(t)$  в условных единицах (у.ед.).

Оценку значимости различий парных измерений абсолютных значений  $C_T(t)$  проводили по критерию Уилкоксона. При исследовании значений предложенных нормированных показателей  $C_N(t)$  у живых и мертвых животных нормальность распределения числового ряда подтверждена по критерию Шапиро-Уилка. Для определения значимости различий между этими показателями использовали критерий Стьюдента [19, 20].

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ в рамках выполнения государственного задания (проект №FSRR-2020-0005).

## Результаты

В таблице 1 представлены результаты исследования показателей ёмкости  $C_T(t)$  на коже бедра в течение 10 секунд с фиксацией результатов каждые 5 секунд до введения адреналина и через 5 минут после введения.

При статистической обработке выяснилось, что измерения на десятой секунде до и после введения адреналина достоверно ( $P < 0,048$ ) отличаются в сторону снижения, что соответствует физиологическому уменьшению кровенаполнения кожи в ответ на применение адреномиметиков.

В таблице 2 представлены результаты исследования показателей ёмкости  $C_T(t)$  на коже бедра в группе из 10 животных в течение 1 минуты с фиксацией значений ёмкости через каждые 10 секунд.

Статистическая обработка показала, что результаты измерения на десятой и шестидесятой секунде достоверно отличаются в сторону увеличения ( $P < 0,02$ ). Статистически достоверными оказались также различия в сторону нарастания между измерениями на десятой и двадцатой секунде ( $P < 0,048$ ).

Математическая обработка зависимости результатов измерения от времени для всех испытуемых животных показала, что она хорошо аппроксимируется функцией вида  $C_T(t) \approx 40 + 372 \cdot t^{1/4} - 101 \cdot t^{1/2}$ , но с разными коэффициентами.

Для определения универсальных индикаторов кровенаполнения и жизнеспособности биологических тканей мы применили нормированные характеристики в условных единицах (у.ед.). Они образуются при делении значений ёмкости  $C_T(t)$  в конкретный момент времени на величину ёмкости  $C_T(t)$ , полученную при первом измерении ( $t = 10$  секунд) у того же животного:

$$C_N(t) = \frac{C_T(t)}{C_T(10)}$$

Результаты статистической обработки нормированных показателей  $C_N(t)$  для рассматриваемых животных при жизни и через сутки после смерти при комнатной температуре приведены в таблице 3.

Таблица 1

**Показания ёмкостного сенсора  $C_T(t)$  в пикофарадах при измерениях на поверхности кожи бедра живых лабораторных крыс на пятой и десятой секундах измерения до введения адреналина, а также на пятой и десятой секундах измерения через 5 минут после введения адреналина**

Время измерения	До введения адреналина		Через 5 мин после введения адреналина	
	5 сек.	10 сек.	5 сек.	10 сек.
Животное 1	90	95	92	90
Животное 2	43	46	36	31
Животное 3	84	86	75	76
Животное 4	68	67	68	65
Животное 5	77	80	72	72
Животное 6	50	53	51	45
Животное 7	89	100	89	89
Животное 8	82	83	71	70
Животное 9	40	43	32	33
Животное 10	32	36	26	25

Таблица 2

**Показания ёмкостного сенсора  $C_T(t)$  в пикофарадах на поверхности кожи бедра живых лабораторных крыс при измерениях в течение 1 минуты с интервалом 10 секунд**

Время измерения	10 сек.	20 сек.	30 сек.	40 сек.	50 сек.	60 сек.
Животное 11	47	61	68	75	79	82
Животное 12	87	119	136	146	153	167
Животное 13	22	37	46	55	60	62
Животное 14	19	33	37	43	48	53
Животное 15	37	57	60	80	99	130
Животное 16	22	23	23	24	26	26
Животное 17	43	52	57	65	73	80
Животное 18	62	104	140	147	190	223
Животное 19	35	44	49	53	56	56
Животное 20	21	39	52	69	78	85

**Нормированные показатели  $C_N(t)$  в условных единицах (у.ед.) при измерениях сенсором в течение 60 секунд с интервалом 10 секунд на поверхности кожи живых лабораторных крыс и тех же крыс через сутки после их смерти**

Время измерения	10 сек	20 сек	30 сек	40 сек	50 сек	60 сек
Живые крысы (n=10)	1	1,46±0,25	1,72±0,45	2,01±0,64	2,26±0,95	2,51±0,98
Мертвые крысы (n=10)	1	1,002±0,017	1,003±0,021	1,002±0,032	1,003±0,017	1,003±0,02

У мертвых животных абсолютные значения  $C_T(t)$  с течением времени не имели значимых изменений, поэтому нормированные показатели  $C_N(t)$  для них близки к единице. У живых крыс абсолютные значения  $C_T(t)$  с течением времени нарастали. Их нормированные показатели  $C_N(t)$  значительно и статистически значимо ( $P < 0,05$ ) отличались от показателей  $C_N(t)$  мертвых животных при величине эффекта Коэна  $d = 2,14$  и мощности исследования 0,9.

Нормированные показатели  $C_N(t)$ , в отличие от абсолютных значений, позволяют объективно сравнивать изучаемые показатели у разных животных. На их основе можно построить универсальные индикаторы кровенаполнения и жизнеспособности биологических тканей и органов. Для этого определили математический закон, описывающий функции  $C_N(t)$ . Аппроксимация функций дает в хорошем приближении закон изменения во времени:  $C_N(t) = A + Bt^{1/4}$ , который проще аппроксимации для абсолютных значений.

Параметр  $A$  определяет постоянную составляющую функции  $C_N(t)$  и может характеризовать как живые, так и неживые биологические ткани и является показателем уровня кровенаполнения. Параметр  $B$  характеризует скорость нарастания показаний сенсора, которая зависит от степени жизнеспособности биологической ткани. Значения этих параметров для животного №12 (максимальные значения  $C_T(t)$  в группе животных с измерениями в течение минуты)  $A_1 = -0,52$ ,  $B_1 = 0,87$ , а для животного №14 (минимальные значения  $C_T(t)$  в группе животных с измерениями в течение минуты)  $A_2 = -0,3$ ,  $B_2 = 0,75$ . Таким образом, получили два параметра  $A$  и  $B$ , определяющих физиологическое состояние биологической ткани или органа. Для мертвых биологических тканей  $A \approx 1$ , а для живых биологических тканей  $A < 0$ . Поэтому можно ввести индикатор кровенаполнения  $K = -A$ , величина которого тем больше, чем больше уровень кровенаполнения. Таким образом, для животного №12  $K_1 = 0,52$ , для животного №14  $K_2 = 0,3$ .

Скорость нарастания показаний ёмкости сенсора определили производной по времени:

$$\frac{dC_N(t)}{dt} = \frac{B}{4} t^{-3/4} = Gt^{-3/4}$$

где величина  $G = B/4$  характеризует скорость нарастания значений ёмкости сенсора во времени и может служить индикатором степени жизнеспособности биологической ткани или органа. Для двух рассматриваемых животных значения индикатора  $G$  близки: для животного №12  $G_1 = B_1/4 = 0,22$ , для животного №14  $G_2 = B_2/4 = 0,19$ .

При небольшом различии значений индикатора  $G$  для рассматриваемых животных нужно отметить, что большая величина индикатора  $G$  соответствует большему уровню кровенаполнения  $K$  и жизнеспособности тканей. Для мертвых биологических тканей эксперименты позволяют сделать оценку  $G < 0,05$ .

Для определения числовых значений параметров  $A$  и  $B$  для конкретного образца биологической ткани требуется провести измерения  $C_T(t)$  в два момента времени  $t_1$  и  $t_2$ , тогда

$$C_N(t_1) = \frac{C_T(t_1)}{C_T(t_1)} = 1 = A + Bt_1^{1/4},$$

$$C_N(t_2) = \frac{C_T(t_2)}{C_T(t_1)} = A + Bt_2^{1/4},$$

откуда найдем

$$A = \frac{t_2^{1/4} - C_N(t_2)t_1^{1/4}}{t_2^{1/4} - t_1^{1/4}}, \quad B = \frac{C_N(t_2) - 1}{t_2^{1/4} - t_1^{1/4}}$$

Если выбрать моменты времени  $t_1 = 10$  сек и  $t_2 = 20$  сек, то индикаторы можно вычислить по формулам  $K = -A = 5,3 C_N(20) - 6,7$ , и  $G = B/4 = 0,65 (C_N(20) - 1)$ .

### Обсуждение

При одинаковых условиях эксперимента результаты измерений ёмкости предложенным сенсором показали значительный (более 2 раз) разброс абсолютных значений ёмкости у разных животных. Вероятно, это связано с малой

глубиной проникновения электрического поля коаксиального сенсора в ткань и, следовательно, большим влиянием на результаты измерений состояния кожи, которое у различных особей может значительно отличаться. Также имеет значение степень прижатия сенсора к коже. Вместе с тем прибор показал достаточную чувствительность при изменении кровенаполнения кожи в ответ на введение адреналина. Показатели ёмкостного сенсора у живых животных быстро и статистически значимо нарастают в течение одной минуты непрерывного измерения в отличие от мертвых тканей, где показатели не менялись.

Проведенная математическая обработка позволила определить универсальные нормированные показатели (индикаторы) для адекватной характеристики кровенаполнения и жизнеспособности биологических тканей при использовании ёмкостного сенсора у разных животных. Необходимую и достаточную информацию предоставляют значения ёмкости на десятой и двадцатой секундах измерения.

### Заключение

Предложенный компактный автономный ёмкостный сенсор имеет перспективы применения в неотложной и сосудистой хирургии для экстренной оценки кровенаполнения и жизнеспособности тканей и органов пациентов. Установлены оптимальные временные промежутки для измерений ёмкостным сенсором, и приведена методика расчета универсальных нормированных показателей (индикаторов) кровенаполнения и жизнеспособности биологических тканей.

### Информация об источнике поддержки в виде грантов, оборудования, лекарственных препаратов

Работа выполнена в соответствии с планом научных исследований ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», г. Саратов.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ в рамках выполнения государственного задания (проект №FSRR-2020-0005).

Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей лекарственных препаратов авторы не получали.

### Конфликт интересов

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

### Этические аспекты.

#### Одобрение комитета по этике

Исследование одобрено этическим комитетом ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», г. Саратов

### ЛИТЕРАТУРА

1. Дерюжов ВМ. Интраоперационная оценка жизнеспособности мышечной ткани. *Казан Мед Журн*. 2009;90(2):287-89. [https://elibrary.ru/download/elibrary\\_12979830\\_23939950.pdf](https://elibrary.ru/download/elibrary_12979830_23939950.pdf)
2. Липницкий ЕМ, Леонтьев АВ, Николаева ЕА. Способ диагностики состояния микроциркуляторного русла в области межкишечного анастомоза для профилактики его недостаточности. *Хирургия Журн им НИ Пирогова*. 2019;(2):78-81. <https://doi.org/10.17116/hirurgia201902178>
3. Лашнев СТ, Милуков ВЕ, Нурахметов ТМ, Полунин СВ, Сапин МР. Электрофизический способ выявления границы между тканью с необратимыми патологическими изменениями и жизнеспособной тканью. *Вестн Новых Медицинских Технологий*. 2008;15(1):177-78. [https://elibrary.ru/download/elibrary\\_13072001\\_54869210.pdf](https://elibrary.ru/download/elibrary_13072001_54869210.pdf)
4. Тучин ВВ. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях [Интернет]. 2-е изд., испр. и доп. Москва, РФ: Физматлит; 2010. 488 с. [https://www.rfbr.ru/rffi/ru/books/o\\_68122](https://www.rfbr.ru/rffi/ru/books/o_68122)
5. Verkhovskii RA, Kozlova AA, Sineeveva OA, Kozhevnikov IO, Prikhozhdenko ES, Mayorova OA, Grishin OV, Makarkin MA, Ermakov AV, Abdurashitov AS, Tuchin VV, Bratashov DN. Lightsheet-based flow cytometer for whole blood with the ability for the magnetic retrieval of objects from the blood flow. *Biomed Opt Express*. 2020 Dec 15;12(1):380-94. doi: 10.1364/BOE.413845. eCollection 2021 Jan 1.
6. Милуков ВЕ, Полунин СВ. Современные методы определения жизнеспособности мышечной ткани при выборе объема операции. *Хирургия Журн им НИ Пирогова*. 2011;(4):73-77. <https://www.mediasphera.ru/issues/khirurgiya-zhurnal-im-n-i-pirogova/2011/4/downloads/ru/030023-12072011415>
7. Торнуев ЮВ, Колдышева ЕВ, Лапий ГА, Балахнин СМ, Бушманова ГМ, Преображенская ВК. Электроимпедансометрия в гистологической технологии. *Фундам Исследования*. 2013;(6 ч 5):1164-67. <https://fundamental-research.ru/ru/article/view?id=31708>
8. Baer C, Schulz C, Noizon G, Rolfes I, Musxh T. In: On the human blood permittivity: model parameters and substitution material for mmWave applications. 2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO); Taipei, Taiwan; 2015. p. 30-31. doi: 10.1109/IMWS-BIO.2015.7303760
9. Beving H, Eriksson LE, Davey CL, Kell DB. Dielectric properties of human blood and erythrocytes at

- radio frequencies (0.2-10 MHz); dependence on cell volume fraction and medium composition. *Eur Biophys J.* 1994;23(3):207-15. doi: 10.1007/BF01007612
10. Salahuddin S, Farrugia L, Sammut CV, O'Halloran M, Porter E. Dielectric Properties of Fresh Human Blood. In: 2017 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA); 2017. p. 356-59. [https://www.um.edu.mt/library/oar/bitstream/123456789/25573/1/Paper\\_draft\\_V2.pdf](https://www.um.edu.mt/library/oar/bitstream/123456789/25573/1/Paper_draft_V2.pdf)
11. Gun L, Ning D, Liang Z. Effective Permittivity of Biological Tissue: Comparison of Theoretical Model and Experiment. *Math Probl Eng.* 2017;(1):1-7. doi: 10.1155/2017/7249672
12. Брихта М. (пер Власенко А.). Преобразователи ёмкости в цифровой код на основе сигма-дельта модулятора. *Компоненты и Технологии* [Интернет]. 2006;(1). 3 с. [https://kit-e.ru/wp-content/uploads/2006\\_01\\_34.pdf](https://kit-e.ru/wp-content/uploads/2006_01_34.pdf)
13. Голуб В. Цифровая обработка сигналов: сигма-дельта АЦП. *Электроника: Наука, Технология, Бизнес.* 2001;(4):22-27. [https://www.electronics.ru/files/article\\_pdf/1/article\\_1450\\_780.pdf](https://www.electronics.ru/files/article_pdf/1/article_1450_780.pdf)
14. Сучков СГ, Александров ДА, Николаевцев ВА, Сучков ДС, Толстиков АВ, Папаева ЖВ, Толстиков АС. Измеритель кровенаполнения биотканей на основе ёмкостного датчика. *Журн Радиоэлектроники* [Электронный журнал]. 2019;(4). Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/apr19/11/text.pdf>. doi: 10.30898/1684-1719.2019.4.11
15. Сучков СГ, Александров ДА, Николаевцев ВА, Сучков ДС, Толстиков АС. О причине нестационарности показаний ёмкостного датчика кровенаполнения для живых биотканей. *Журн Радиоэлектроники* [Электронный журнал]. 2020;(6):13. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/jun20/10/text.pdf>. doi: 10.30898/1684-1719.2020.6.10
16. Gregory AP, Clarke RN. Dielectric metrology with coaxial sensors. *Meas Sci Technol.* 2007;18(5):1372-86. doi: 10.1088/0957-0233/18/5/026
17. Липатов ВА, Крюков АА, Северинов ДА, Саакян АР. Этические и правовые аспекты проведения экспериментальных биомедицинских исследований in vivo. Часть I. *Рос Мед-Биол Вестн им Акад ИП Павлова.* 2019;27(1):80-92. doi: 10.23888/PAVLOVJ201927180-92
18. Липатов ВА, Крюков АА, Северинов ДА, Саакян АР. Этические и правовые аспекты проведения экспериментальных биомедицинских исследований in vivo. Часть II. *Рос Мед-Биол Вестн им Акад ИП Павлова.* 2019;27(2):245-57. doi: 10.23888/PAVLOVJ2019272245-257
19. Wilcoxon F. Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics.* 1945 Dec;1(6):80-83. doi: 10.2307/3001968
20. Лапач СН, Чубенко АВ, Бабич ПН. Статистика в науке и бизнесе. Киев, Украина: Морион; 2002. 630 с.
1. Deriuzhov VM. Intraoperatsionnaia otsenka zhiznesposobnosti myshechnoi tkani. *Kazan Med Zhurn.* 2009;90(2):287-89. [https://elibrary.ru/download/elibrary\\_12979830\\_23939950.pdf](https://elibrary.ru/download/elibrary_12979830_23939950.pdf) (In Russ.)
2. Lipnitsky EM, Leontyev AV, Nikolaeva EA. The evaluation of the intestinal microcirculatory in prevention anastomosis insufficiency. *Khirurgia. Zhurnal im NI Pirogova.* 2019;2:78-81. <https://doi.org/10.17116/hirurgia201902178> (In Russ.)
3. Lashnev ST, Milyukov VY, Nurahmetov TV, Polunin SV, Sapin MR. An electrophysical method of bounds determination between a tissue with irreversible pathological changes and a viable tissue. *Vestn Novykh Meditsinskikh Tekhnologii.* 2008;15(1):177-78. [https://elibrary.ru/download/elibrary\\_13072001\\_54869210.pdf](https://elibrary.ru/download/elibrary_13072001_54869210.pdf) (In Russ.)
4. Tuchin VV. Lazery i volokonnaia optika v biomeditsinskikh issledovaniakh [Internet]. 2-e izd., ispr. i dop. Moskva, RF: Fizmatlit; 2010. 488 s. [https://www.rubr.ru/rffi/ru/books/o\\_68122](https://www.rubr.ru/rffi/ru/books/o_68122) (In Russ.)
5. Verkhovskii RA, Kozlova AA, Sindeeva OA, Kozhevnikov IO, Prikhozhenko ES, Mayorova OA, Grishin OV, Makarkin MA, Ermakov AV, Abdurashitov AS, Tuchin VV, Bratashov DN. Lightsheet-based flow cytometer for whole blood with the ability for the magnetic retrieval of objects from the blood flow. *Biomed Opt Express.* 2020 Dec 15;12(1):380-94. doi: 10.1364/BOE.413845. eCollection 2021 Jan 1.
6. Miliukov VE, Polunin SV. Sovremennye metody opredeleniia zhiznesposobnosti myshechnoi tkani pri vybere ob»ema operatsii. *Khirurgia Zhurn im NI Pirogova.* 2011;(4):73-77. [https://www.mediasphera.ru/issues/khirurgiya-zhurnal-im-n-i-pirogova/2011/4/downloads/ru/030023-12072011415\(In Russ.\)](https://www.mediasphera.ru/issues/khirurgiya-zhurnal-im-n-i-pirogova/2011/4/downloads/ru/030023-12072011415(In Russ.))
7. Tornuev IuV, Koldysheva EV, Lapii GA, Balakhnin SM, Bushmanova GM, Preobrazhenskaia VK. Elektroimpedansometriia v gistologicheskoi tekhnologii. *Fundam Issledovaniia.* 2013;(6 ch 5):1164-67. <https://fundamental-research.ru/ru/article/view?id=31708> (In Russ.)
8. Baer C, Schulz C, Noizon G, Rolfes I, Musxh T. In: On the human blood permittivity: model parameters and substitution material for mmWave applications. 2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO); Taipei, Taiwan; 2015. p. 30-31. doi: 10.1109/IMWS-BIO.2015.7303760
9. Beving H, Eriksson LE, Davey CL, Kell DB. Dielectric properties of human blood and erythrocytes at radio frequencies (0.2-10 MHz); dependence on cell volume fraction and medium composition. *Eur Biophys J.* 1994;23(3):207-15. doi: 10.1007/BF01007612
10. Salahuddin S, Farrugia L, Sammut CV, O'Halloran M, Porter E. Dielectric Properties of Fresh Human Blood. In: 2017 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA); 2017. p. 356-59. [https://www.um.edu.mt/library/oar/bitstream/123456789/25573/1/Paper\\_draft\\_V2.pdf](https://www.um.edu.mt/library/oar/bitstream/123456789/25573/1/Paper_draft_V2.pdf)
11. Gun L, Ning D, Liang Z. Effective Permittivity of Biological Tissue: Comparison of Theoretical Model and Experiment. *Math Probl Eng.* 2017;(1):1-7. doi: 10.1155/2017/7249672
12. Brikhtha M. (per A.Vlasenko). Preobrazovateli emkosti v tsifrovoi kod na osnove sigma-del'ta moduliatora. *Komponenty i Tekhnologii* [Internet]. 2006;(1). 3 s. [https://kit-e.ru/wp-content/uploads/2006\\_01\\_34.pdf](https://kit-e.ru/wp-content/uploads/2006_01_34.pdf) (In Russ.)
13. Golub V. Tsifrovaia obrabotka signalov: sigmadel'ta ATsP. *Elektronika: Nauka, Tekhnologiya, Biznes.* 2001;(4):22-27. [https://www.electronics.ru/files/article\\_pdf/1/article\\_1450\\_780.pdf](https://www.electronics.ru/files/article_pdf/1/article_1450_780.pdf) (In Russ.)
- 14.: Suchkov SG, Aleksandrov DA, Nikolaevtsev VA, Suchkov DS, Tolstikov AV, Papaeva ZhV, Tolstikov AS Measuring device of biological tissues blood supply on capacitive sensor. *Zhurn Radioelektroniki [Elek-*

## REFERENCES



*tronnyi zhurnal*. 2019;(4). Rezhim dostupa: <http://jre.cplire.ru/jre/apr19/11/text.pdf>. doi: 10.30898/1684-1719.2019.4.11(In Russ.)

15. Suchkov SG, Aleksandrov DA, Nikolaevtsev VA, Suchkov DS, Tolstokorov AS. Explanation of non-stationary measurements of a capacitive blood filling sensor for living biological tissues. *Zhurn Radioelektroniki* [Elektronnyi zhurnal]. 2020;(6):13. Rezhim dostupa: <http://jre.cplire.ru/jre/jun20/10/text.pdf>. doi: 10.30898/1684-1719.2020.6.10(In Russ.)

16. Gregory AP, Clarke RN. Dielectric metrology with coaxial sensors. *Meas Sci Technol*. 2007;18(5):1372-86. doi: 10.1088/0957-0233/18/5/026

17. Lipatov VA, Kriukov AA, Severinov DA, Saakian AR Ethical and legal aspects of in vivo experi-

mental biomedical research in vivo. *Chast' I. Ros Med-Biol Vestn im Akad IP Pavlova*. 2019;27(1):80-92. doi: 10.23888/PAVLOVJ201927180-92 (In Russ.)

18. Lipatov VA, Kriukov AA, Severinov DA, Saakian AR Ethical and legal aspects of in vivo experimental biomedical research in vivo. *Chast' II. Ros Med-Biol Vestn im Akad IP Pavlova*. 2019;27(2):245-57. doi: 10.23888/PAVLOVJ201927245-257(In Russ.)

19. Wilcoxon F. Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics*. 1945 Dec;1(6):80-83. doi: 10.2307/3001968

20. Лапач СН, Чубенко АВ, Бабич ПН. Статистика в науке и бизнесе. Киев, Украина: Морион; 2002. 630 с. (In Russ.)

#### Адрес для корреспонденции

410012, Российская Федерация,  
Приволжский федеральный округ, Саратовская область, г. Саратов, ул. Большая Казачья 112, ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», кафедра хирургии и онкологии, тел.: +7-987-823-06-09, e-mail: [denirov@bk.ru](mailto:denirov@bk.ru), Александров Денис Анатольевич

#### Address for correspondence

410012, Russian Federation,  
Volga Federal District, Saratov Region, Saratov, st. Bolshaya Kazachya 112, Saratov State Medical University Named after V.I. Razumovsky Ministry of Health of Russian Federation, Department of Surgery and Oncology, tel. +7-987-823-06-09, e-mail: [denirov@bk.ru](mailto:denirov@bk.ru), Aleksandrov Denis A.

#### Сведения об авторах

Сучков Сергей Германович, д.ф.-м.н., старший научный сотрудник, директор Научно-технологического центра «Микро- и нанoeлектроника» ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», г. Саратов, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0001-9159-3515>

Александров Денис Анатольевич, д.м.н., профессор, доцент кафедры хирургии и онкологии ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», г. Саратов, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0001-5503-8354>

Николаевцев Виктор Андреевич, к.ф.-м.н., доцент, доцент кафедры микро- и нанoeлектроники на базе АО «НПП «Контакт», ведущий инженер НТЦ «Микро- и нанoeлектроника» ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», г. Саратов, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0002-1233-3983>

Сучков Дмитрий Сергеевич, к.ф.-м.н., заместитель директора НИИ механики и физики ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г.Чернышевского», г. Саратов, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0003-4527-7874>

Толстокоров Александр Сергеевич, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой хирургии и онкологии ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», г. Саратов, Российская Федерация. <http://orcid.org/0000-0002-8541-5330>

Топчиев Павел Михайлович, клинический ординатор кафедры хирургии и онкологии ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский уни-

#### Information about the authors

Suchkov Sergei G., D (Phys & Math), Senior Researcher, Director of the Scientific and Technological Center «Micro- and Nanoelectronics» Saratov National Research State University named after N.G. Chernyshevsky, Saratov National Research State University, Saratov, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0001-9159-3515>

Aleksandrov Denis A., MD (Phys & Math), Professor, Professor of the Department of Surgery and Oncology, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky Ministry of Health of Russian Federation, Saratov, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0001-5503-8354>

Nikolaevtsev Victor A., PhD (Phys & Math), Associate Professor, Associate Professor of the Department of Micro- and Nanoelectronics on the basis of JSC «SPE «Contact», Leading Engineer of the STC «Micro- and Nanoelectronics» Saratov National Research State University named after N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0002-1233-3983>

Suchkov Dmitry S., PhD (Phys & Math), Deputy Director of the Research Institute of Mechanics and Physics, Saratov National Research State University named after N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0003-4527-7874>

Tolstokorov Alexander S., MD, Professor, Head of the Department of Surgery and Oncology, Saratov State Medical University Named after V.I. Razumovsky Ministry of Health of Russian Federation, Saratov, Russian Federation. <http://orcid.org/0000-0002-8541-5330>

Topchiev Pavel M., Resident of the Department of Surgery and Oncology, Saratov State Medical University Named after V.I. Razumovsky Ministry of Health of Russian Federation, Saratov, Russian Federation.



верситет им. В.И. Разумовского Минздрава России», г. Саратов, Российская Федерация.  
<http://orcid.org/0000-0002-7189-5396>  
Скороход Анатолий Андреевич, студент 3 курса ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздрава России», г. Саратов, Российская Федерация.  
<http://orcid.org/0000-0001-9071-6579>

**Информация о статье**

*Поступила 26 января 2022 г.  
Принята в печать 10 августа 2022 г.  
Доступна на сайте 31 октября 2022 г.*

<http://orcid.org/0000-0002-7189-5396>  
Skorokhod Anatoly A., 3<sup>rd</sup> year Student of Saratov State Medical University Named after V.I. Razumovsky Ministry of Health of Russian Federation, Saratov, Russian Federation.  
<http://orcid.org/0000-0001-9071-6579>

**Article history**

*Arrived: 26 January 2022  
Accepted for publication: 10 August 2022  
Available online: 31 October 2022*

---