

*Л. Д. Рагунович*  
**ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦЕНКИ  
СТЕПЕНИ ОТЕЧНОСТИ ТКАНИ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ИЗМЕРЕНИЯ  
ИМПЕДАНСА**

*Научный руководитель: канд. техн. наук, доц. В. А. Мансуров*  
*Кафедра медицинской и биологической физики,*  
*Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

*Резюме.* Данная работа посвящена сравнению методов эдемометрии и биоимпедансного анализа, а также возможности их взаимного дополнения.

*Ключевые слова:* эдемометрия, биоимпеданс, микроциркуляция.

*Resume.* This article is devoted to a comparison of edemometry and bioimpedance analysis as well as to the possibility of their complementarity.

*Keywords:* edemometry, bioimpedance, microcirculation.

**Актуальность.** Простой способ установить локальные свойства материала – вдавливание – широко используется для характеристики различных материалов. Используя этот простой прием, А.В. Шоттом с коллегами был предложен метод оценки степени гидратации тканей (эдемометрия) [1] и разработано соответствующее устройство. Этот метод позволяет точно и быстро выявить нарушения водного баланса тканей. Такие данные могут быть использованы для оценки адекватности инфузионной терапии.

Нарушения водного баланса тканей можно выявить посредством биоимпедансного анализа. Эти измерения помогают контролировать состояние липидного, белкового и водного обмена организма. У больных сердечнососудистыми заболеваниями биоимпедансометрия применяется для оценки нарушений водного баланса, перераспределения жидкости в водных секторах организма и подбора лекарственных препаратов. У реанимационных больных метод используется для мониторинга и планирования инфузионной терапии.

**Цель:** сравнение методов эдемометрии и биоимпедансного анализа, поиск возможности их взаимного дополнения.

**Задача:** сравнить результаты эдемометрических измерений и биоимпедансного анализа.

**Материал и методы.** Для создания математической модели была применена теория порозластичности. В работе были использованы микропроцессор Ардуино, микроманометр наряду с физико-биологическими и физиологическими методами измерения давления и биоимпеданса.

Принцип работы Эдемометра основан на выдавливании жидкости из ткани посредством цилиндрической упругой мембраны, под которую нагнетается воздух под давлением 100 мм. рт. ст. (13,3 КПа). Выдавливание жидкости из ткани сопровождается понижением давления под мембраной, которое измеряется манометром. Это устройство наряду с выявлением нарушения гидратации может еще дать оценку важным механическим характеристикам живой ткани.

В последнее время для моделирования механического поведения биологических тканей используют модель порозластичной среды: твердая (эластичная) среда образует матрицу с открытыми порами, жидкая среда находится в порах и может перетекать между ними [2]. Разработанный в настоящее время математический аппарат порозластичности пригоден для приближенного моделирования мягких биотканей. Данный математический аппарат успешно применялся в биомеханике для моделирования механического поведения при внешних воздействиях на некоторые ткани человеческого организма – хрящ, мозг, внутриклеточный транспорт.

В работе [2] предлагается способ вычисления параметров порозластичности по взаимосвязи глубины погружения цилиндрического индентора в порозластичный материал напряжения в этом материале. Этот способ применим и для эдемометра.

### Результаты и их обсуждение.



Рисунок 1 – Эдемометр

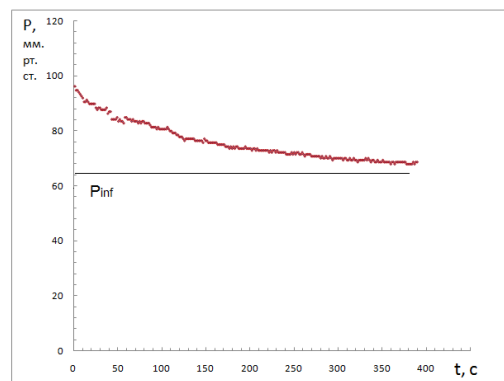


Рисунок 2 – Результат измерения

Представим гетерогенную среду, состоящую из упругого каркаса и жидкости, заполняющей пространство внутри каркаса, среду, не подвергнутую внешней механической нагрузке [2]. Пусть  $C_0$  количество жидкости, приходящееся на единицу объема этой среды без механической нагрузки, и  $\mu_0$  - химический потенциал этой жидкости. При приложении механической нагрузки среда деформируется с вектором перемещения  $u_i(x_1, x_2, x, t)$ , образуя зависимое от времени поле относительной деформации  $\varepsilon_{ij} = (\partial u_i / \partial x_j + \partial u_j / \partial x_i) / 2$ . Закон сохранения масс жидкости, заполняющей каркас, требует выполнения условия  $\partial C / \partial t = -\partial J_k / \partial x_k$ , здесь  $C$  - количество жидкости, приходящееся на единицу объема этой среды и  $J_k$  поток жидкости, вызванный нагрузкой. Приращение объема жидкости пропорционально приращению объема среды, поэтому  $\varepsilon_{kk} = \Omega(C - C_0)$ ,  $\Omega$  - объем жидкости в образце среды, тогда химический потенциал жидкости изменится от  $\mu_0$  до  $\mu$  и механическое напряжение среды, в случае линейного приближения, определяется выражением  $\sigma_{ij} = 2G[\varepsilon_{ij} + \varepsilon_{kk}\delta_{ij}\nu/(1 - 2\nu)] - \delta_{ij}(\mu - \mu_0)/\Omega$ , здесь  $G$  - модуль сдвига среды,  $\nu$  - коэффициент Пуассона. Механическое равновесие среды определяется как  $\partial \sigma_{ij} / \partial x_j = 0$ . Однако в среде происходит движение жидкости, вызванное механической нагрузкой. При этом градиент химического потенциала вызывает поток жидкости, согласно закону Дарси:  $J_i = -(k/\mu\Omega^2)\partial\mu/\partial x_i$ , здесь  $k$  - проницаемость среды,  $\eta$  - вязкость жидкости. Комбинация приведенных выше выражений [2] дает выражение, похожее на уравнение диффузии  $\partial C / \partial t = D \cdot \nabla^2 C$ , с коэффициентом переноса:

$$D = [2(1 - \nu)/(1 - 2\nu)]G \cdot k/\eta, \quad (1)$$

с негетерогенными граничными и начальными условиями, и не может быть разрешено без дополнительных взаимосвязей с другими задачами.

Цилиндрический индентор в виде мембраны эдемометра радиуса  $R$  погружается в биологическую ткань на глубину  $h$ , при этом возникает сила  $F(t) = P(t) \cdot 2\pi R^2$ ,  $P(t)$  - давление в эдемометре (рисунок 3). Для механического равновесия в биологической ткани необходимо, чтобы жидкость свободно перемещалась в зоне контакта, соразмерного с площадью мембраны. В момент времени  $t$  жидкость вытесняется на глубину порядка  $\sqrt{D \cdot t}$ , а релаксирующая сила может быть описана выражением:

$$\frac{F(t) - F(\infty)}{F(0) - F(\infty)} = g\left(\frac{D \cdot t}{a^2}\right), \quad (2)$$

здесь  $g(\tau) = 1.304 \cdot \exp(-\sqrt{\tau}) - 0.304 \cdot \exp(-0.254 \cdot \tau)$ ,  $\tau = D \cdot t/a^2$  - эмпирическая функция по результатам численного математического моделирования.

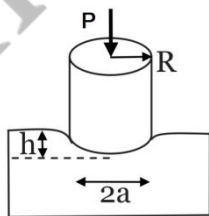


Рисунок 3 – Схема вдавливания в ткань

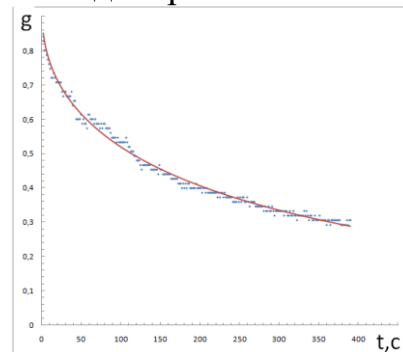


Рисунок 4 – Экспериментальные данные (точки) и выражение (1) (линия)

Биологические ткани содержат элементы, обладающие выраженными свойствами диэлектриков – клеточные мембраны, которые играют большую роль в формировании механизмов прохождения тока через живую ткань. Если в электролитах под действием приложенной разности потенциалов возникает электрический ток, то в диэлектриках в этом случае возникают явления поляризации – процессы перемещения связанных электрических зарядов и образование из-за этого собственного электрического поля, напряженность которого направлена против внешнего поля.

Для биологических объектов, состоящих из клеток, существенна макроструктурная поляризация. Она обусловлена тем, что электролиты, содержащиеся в структурных элементах клетки, окружены мембранами. Электрическое поле вызывает перемещение ионов электролита внутри отдельного проводящего слоя, а прохождение ионов через окружающую мембрану затруднено из-за ее низкой проводимости. Таким образом, в структуре ткани возникают образования с установившимся разделением электрических зарядов, которые обладают гигантским (по сравнению с отдельными молекулами) дипольным моментом, и системой, в которой может быть накоплен заряд. Явление макроструктурной поляризации лежит в основе импедансных методов измерения показателя гематокрита.

Схема замещения (эквивалентная схема) представлена на рисунке 5, здесь  $R_i$  ха-

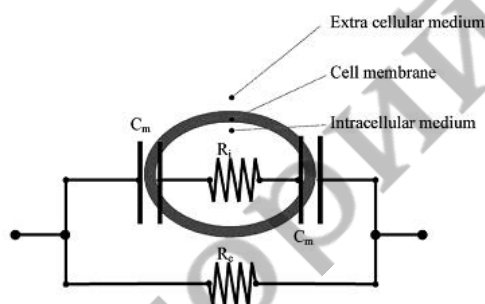


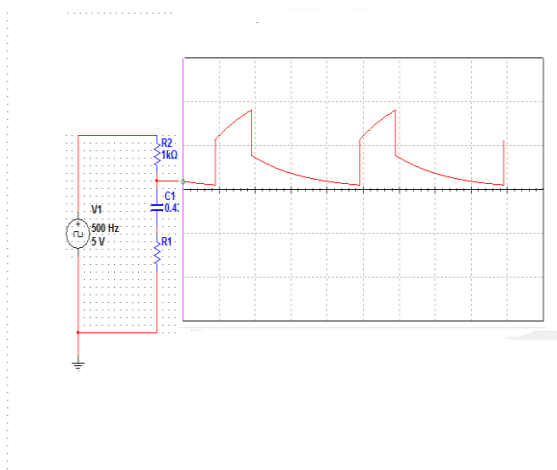
Рисунок 5 – Электрическая эквивалентная схема макроструктурной поляризации

актеризует электрическое сопротивление внутренней среды или количество жидкости внутри изолированной части макроструктурной поляризации. Величина  $R_e$  соответствует количеству жидкости во внешней среде.

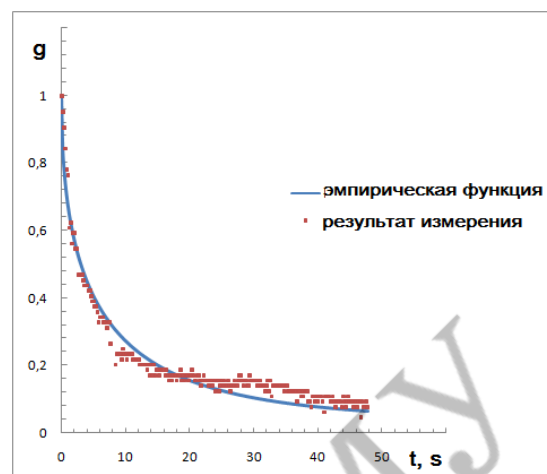
Основная идея эксперимента заключается в быстром измерении электропроводности при локальном сжатии биологической ткани. Это достигается применением импульсных методов измерения электропроводности биологической ткани [3].

На приложенный к ткани вдавливаемый электрод присоединяется источник прямоугольных импульсов с амплитудой  $U_0 = 4,7$  В и известной скважности. Скважность выбирается из условия, что за один период пульсации все элементы, накапливающие заряд будут разряжены. Измеряется падение напряжения  $U_1$  на измерительном резисторе ( $R_1$ , рисунок 6), которое описывается следующей зависимостью:

$$\frac{U_1(t)}{U_0} = 1 + \frac{\frac{R_e \cdot R_i}{R_e + R_i}}{\frac{R_e \cdot R_i}{R_e + R_i} + R_1} + \exp \left[ - \frac{t}{C \left( \frac{R_e \cdot R_i}{R_e + R_i} + R_1 \right)} \right] \quad (3)$$



**Рисунок 6** – Изменение потенциала на резисторе

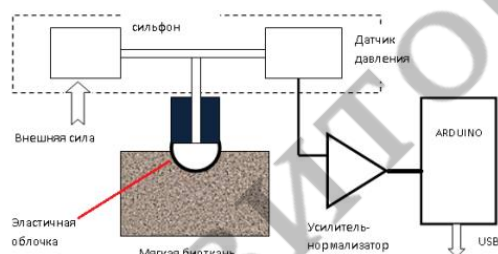


**Рисунок 7** – Результаты измерений

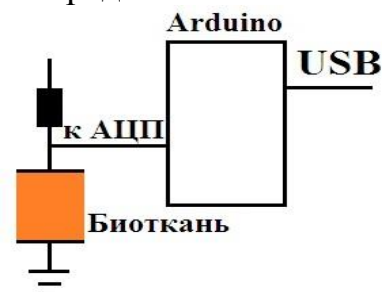
Для реализации обсуждаемых методов были построены и проверены программно-аппаратные комплексы, позволяющие проводить эдемометрические измерения и измерение биоимпеданса.

В программно-аппаратном комплексе для эдемометрии, схема которого указана на рисунке 8, после фильтрации помех электрический сигнал поступает на АЦП микропроцессора Arduino Nano. С интервалом 300 мс полученные данные считываются, переводятся в единицы давления, и через интерфейс USB поступают на компьютер.

В программно-аппаратном комплексе для измерения биоимпеданса, схема которого указана на рисунке 9, с интервалом в 250 мс подаётся импульс на 3 мс и считываются три значения напряжения через 1 мс в участке между резистором и биологической тканью. Полученные через интерфейс USB передаются на компьютер.



**Рисунок 8** – Схема программно-аппаратного комплекса для эдемометрии



**Рисунок 9** – Схема программно-аппаратного комплекса для измерения биоимпеданса

### Выводы:

Посредством верификации выражения (2) по результатам механических измерений (рисунок 4) получено значение коэффициента переноса  $D_m = 2,5 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$  и из выражения (1) была вычислена проницаемость, которая оказалась равной  $k = 1,8 \cdot 10^{-14} \text{ м}^2$ , при вязкости жидкости  $\eta = 4 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ . Импедансные методы с использованием такой же методики - верификации выражения (2) по предложенной эмпирической функции дают иную величину  $D_s = 7,3 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$ . – величину в 34 раза большую, соответственно и  $k$  во столько же раз больше. Полученные данные соответствуют данным литературных источников

*L. D. Ragnovich*

**SOFTWARE-HARDWARE COMPLEX FOR ASSESSING THE DEGREE  
OF EDEMA OF TISSUES BY THE RESULTS OF MEASUREMENT OF IMPE-  
ANCE**

*Tutors: associate professor V. A. Mansurov  
Department of Medical and Biological Physics,  
Belarusian State Medical University, Minsk*

**Литература**

1. Основные итоги изучения микроциркуляции / А. В. Шотт, А.И. Кубарко, А.П. Василевич и др. // *Здравоохранение.* – 2012. – № 12. – с. 7 – 10.
2. Using indentation to characterize the poroelasticity of gels / Y. Hu, X. Zhao, J.J. Vlassak, and others // *APPLIED PHYSICS LETTERS.* – 2010. – 96. 121904.
3. Dai T., Adler A. Blood impedance characterization from pulsatile measurements // *Proceeding of the Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, CCECE 2006, May 7–10, 2006, Ottawa Congress Centre.* –Ottawa, 2006. – P. 983–986.