

устройства легко сделать малорасходящимся. Применение лазеров других типов (более мощных) может приводить к разрушению форменных элементов крови, а также к увеличению габаритных размеров, стоимости и т.п. Формирование высоконаправленных пучков излучения от таких источников, как светоизлучающие диоды, пространственное совмещение пучков от источников с разными длинами волн и фокусировка рассеянного излучения на фотоприемниках требует применения оптических элементов, например, линз, что и отражено в приведенной на рисунке схеме.

Таким образом, рассмотренный выше измеритель является эксплуатационно устойчивым, имеет повышенную надежность, так как влияние таких неконтролируемых факторов, как загрязнение оптических поверхностей, изменение мощностей излучателей и аппаратурных констант приемников, будет практически исключено. Это позволяет создать эксплуатационно устойчивую измерительную систему, не требующую проведения частых калибровочных измерений.

## METHODS FOR DETERMINATION OF MICROPHYSICAL PARAMETERS OF NATIVE ERYTHROCYTES POPULATIONS

M.M. KUGEIKO, D.A. SMUNEV

### Abstract

The determination methods of the microphysical parameters of native erythrocytes populations by establishing stable regression relationships between the defined parameters and measured optical characteristics are developed. The possibility of creating a simple rapid analyzer of blood cells is shown.

*Keywords:* red blood cells, microphysical parameters, optical characteristics, regression correlations.

### Список литературы

1. Юркин М.А. Моделирование светорассеяния клетками крови с помощью метода дискретных диполей : дисс. ... канд. физ.-мат. наук. Новосибирск, 2008.
2. Кугейко М.М., Смунев Д.А. // Журнал прикладной спектроскопии. 2016. Т. 83, № 2. С. 222–229.
3. Smunев D.A., Chaumet P.C., Yurkin M.A. // J. of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer. 2015. Vol. 156, № 5. P. 67–79.
4. Кугейко М.М., Оношко Д.М. Теория и методы оптико-физической диагностики неоднородных рассеивающих сред. Минск, 203.

УДК 517.958: 57, 517.958: 531.72

## АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ЭДЕМОМЕТР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОРОЭЛАСТИЧНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛОЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

В.А. МАНСУРОВ, А.И. КУБАРКО, В.Л. КАЗУЩИК, В.Г. ЛЕЩЕНКО, А.В. ШОТТ

*Белорусский государственный медицинский университет  
Дзержинского, 83, 220119, Минск, Беларусь*

*Поступила в редакцию 14 ноября 2016*

Исследование биомеханических характеристик биоткани позволяет получить важные данные не только о механическом поведении ткани при нагрузках, но еще получить оценки о движении внутритканевой жидкости. Последнее является важным при изучении

процессов микроциркуляции. В данной работе показано, что обрабатывая полученные данные о изменении давления в процессе вытеснения жидкости из ткани при помощи моделей порозластичности можно получить проницаемость межклеточного пространства данной биоткани. Приведены результаты данного анализа.

*Ключевые слова:* механические свойства биоткани, проницаемость межклеточного пространства, автоматизации измерений.

### Введение

Простой способ установить локальные свойства материала – вдавливание широко используется для характеристики различных материалов. Используя этот простой прием, профессором А.В. Шотт был предложен метод оценки степени гидратации (влагосодержания) тканей (эдемометрия) [1] и разработано соответствующее устройство. Принцип его работы основан на выдавливании жидкости из ткани посредством цилиндрической упругой мембраны, в которую нагнетается воздух под давление 100 мм. рт. столба (13,3 кПа). Выдавливание жидкости сопровождается понижением давления под мембраной, которое измеряется манометром. Этот метод позволяет более точно и быстро выявляет нарушения гидратации тканей и оценивать адекватность инфузионной терапии..

В последнее время для исследования и моделирования механического поведения биологических тканей используют представление 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 (относительная деформации не более 20 %). Данный аппарат успешно применялось в биомеханике для моделирования механического поведения при внешних воздействия некоторых тканей человеческого организма – хрящ, мозг, внутриклеточный транспорт.

### Теоретические основы

Представим гетерогенную среду, состоящую 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  $u_i(x_1, x_2, x_3, t)$ , образуя зависящее 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  $dC / dt = -\partial J_k / \partial x_k$ , здесь  $C$  – количество жидкости, приходящееся на единицу объема этой среды при механической нагрузке, 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, дается 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 (диффузия (перенос), вызванная 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 «диффузии» (коэффициента

переноса межклеточной жидкости)  $D = [2(1-\nu)/(1-2\nu)]G \cdot k / \eta$ , с негетогенными граничными и начальными условиями и может быть разрешено без дополнительных взаимосвязи с другими задачами.

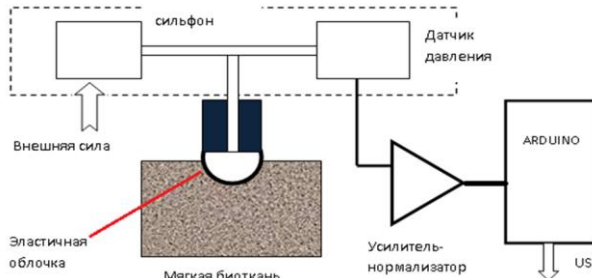


Рис. 1. Структурная схема автоматизированного эдемометра

Приближенно 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 (рис. 2). Для 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  $\sqrt{D \cdot t}$  (глубина «диффузии»), а релаксирующая сила может быть описана выражением:

$$\frac{F(t) - F(\infty)}{F(0) - F(\infty)} = g\left(\frac{D \cdot t}{a^2}\right), \tag{1}$$

где  $g(\tau) = 1,304 \cdot \exp(-\sqrt{\tau}) - 0,304 \cdot \exp(-0,254 \cdot \tau)$ ,  $\tau = D \cdot t / a^2$  – эмпирическая функция по результатам численного математического моделирования.

### Методика эксперимента

Усовершенствование устройства заключалось в подключении электронного манометра и микропроцессорной системы, с целью сбора и передачи данных в персональный компьютер (рис. 1). Экспериментальная установка включает в себя устройство TRANSDUCER SIMULATOR/TESTER компании DELTA-CAL™. В устройстве находится сильфон с микрометрическим винтом и пленочный датчик давления. Сильфон, сжимаясь под действием внешней силы, приложенной к нему через червячный механизм, создает давление от  $-200$  до  $200$  мм. рт. столба. Давление посредством упругой газонепроницаемой мембраны действует на слой биологической ткани, вытесняя из нее жидкость. По мере локального вытеснения жидкости давление под мембраной падает. Это давление регистрируется датчиком давления и через усилитель-нормализатор 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. Измерения проводились на группе здоровых возраста  $18-20$  лет. В качестве слоя биологической ткани использовал межпальцевой промежуток между большим и указательным пальцем.

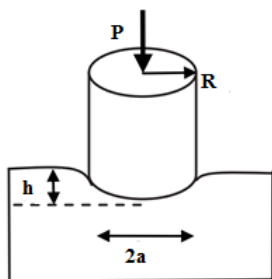


Рис. 2. Схема вдавливания в ткань

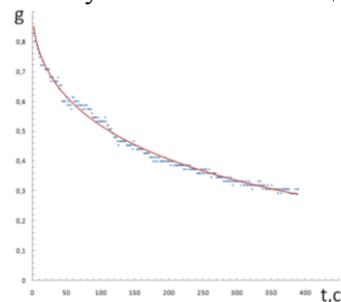


Рис. 3. Экспериментальные данные (точки) и выражение (1) (линия)

### Результаты и их обсуждение

Уравнение равновесия позволяет вычислить силу в начальный момент времени модуль сдвига исходя из  $F(0) = 8GhR$ . Коэффициент Пуассона в данном случае выражается простой формулой  $F(0)/F(\infty) = 2(1-\nu)$ . Таким образом, из начальных и конечных условий получаются важные характеристики порозластичности, из приведенной выше кривой получилось  $G = 35$  кПа,  $\nu = 0,37$ . Посредством подгонки выражения (1) к результатам измерения (рис. 3) получено значения коэффициента диффузии  $D = 2,5 \cdot 10^{-7}$  м<sup>2</sup>/с и из выражения  $D = [2(1-\nu)/(1-2\nu)]G \cdot k / \eta$  была вычислена проницаемость, которая оказалась равной  $k = 1,8 \cdot 10^{-15}$  м<sup>2</sup>. Коэффициент вязкости принимался равным 1,5 мПа·с – нормальное значение коэффициента вязкости плазмы крови.

### Заключение

Результаты численных экспериментов качественно совпадают с натурными опытами, описанными в [1], что указывает на их прогностическую ценность при наличии дополнительных измерений параметров в рамках линейной теории порозластичности как медицинского диагноза, так и фундаментального значения для исследования биомеханики живой ткани. Движение внутритканевой жидкости является важным при изучении процессов микроциркуляции. В результате проведенных исследований показано, что при помощи моделей порозластичности можно получить проницаемость межклеточного пространства данной биоткани.

## AN AUTOMATIC EDEMOMETER FOR DETERMINATION OF TISSUE LAYER POROELASTICITY CHARACTERISTICS

V.A. MANSUROV, A.I. KUBARKO, V.L. KAZUSHCIK, V.G. LESHCHENKO, A.V. SHOTT

### Abstract

Biomechanical behavior tissue makes possible to estimate an intracellular liquid motion. It is important at microcirculation analysis. It is shown the local pressure alteration at ousting of intracellular liquid suggests the tissue permeability by the theory of poroelasticity. An automatic edemometer for determination of tissue layer poroelasticity characteristics was developed. The results analysis is given into this work.

*Keywords:* biomechanical behavior tissue, microcirculation analysis, poroelasticity theory, automatic edemometer.

### Список литературы

1. Шотт А.В., Кондратенко Г.Г., Казушиц В.Л. и др. // Здравоохранение. 2015. № 3. С. 35–39.
2. Khaled A-RA, Vafai K. // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2003. Vol. 46, № 26. P. 4989–5003

УДК 159.944.4

## ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЙ ПАРАМЕТРОВ ВНИМАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Р.Ю. ЯКОВЕНКО, В.С. ОСИПОВИЧ, Н.В. ЩЕРБИНА, К.Д. ЯШИН

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники  
П. Бровка, 6, Минск, 220013, Беларусь

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Приведены результаты исследований параметров внимания при воздействии звукового стрессогена с использованием модифицированной корректурной пробы «кольца