

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭДЕМОМЕТРА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОРОЭЛАСТИЧНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЖИВОЙ ТКАНИ

Мансуров В.А., Казущик В.Л., Кубарко А.И., Лещенко В.Г., Шотт А.В.

*Белорусский государственный медицинский университет,
Минск, Беларусь*

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 (рисунок 1). Принцип его работы 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 (рисунок 2). Этот метод позволяет точно и быстро выявить нарушения гидратации тканей. Такие данные могут быть использованы для оценки адекватности инфузионной терапии. Усовершенствование устройства заключалось в подключении электронного манометра и микропроцессорной системы с целью сбора и передачи данных в персональный компьютер.



Рисунок 1 – Эдемометр

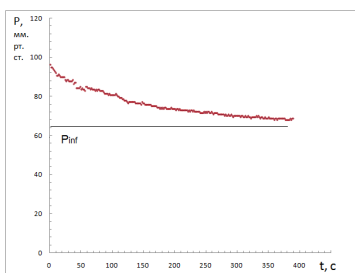


Рисунок 2 – Результат измерения

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 пороэластичной среды: твердая (эла-

стичная) 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.

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 μ_0 – химический потенциал этой жидкости. При приложении механической нагрузки среда деформируется с вектором перемещения $u_i(x_1, x_2, x_3, t)$, 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, а J_k – поток жидкости, вызванный нагрузкой. Приращение объема жидкости пропорционально приращению объема среды, поэтому $\varepsilon_{kk} = \Omega(C - C_0)$, Ω – объем жидкости в образце среды, тогда химический потенциал жидкости изменится от μ_0 до μ 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, ν – 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, η – 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 $D = [2(1 - \nu) / (1 - 2\nu)] G \cdot k / \eta$, с негомогенными граничными и начальными условиями, и не может быть разрешимо 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:

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

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.

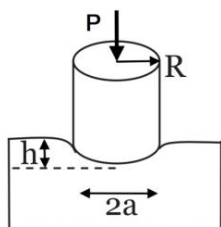


Рисунок 3 – Схема вдавливания в ткань

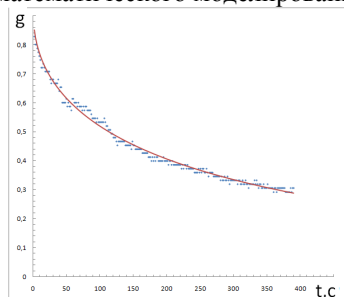


Рисунок 4 – Экспериментальные данные (точки) и выражение (1) (линия)

Уравнение равновесия позволяет вычислить силу в начальный момент времени $F(0) = 8GhR$ и, следовательно, модуль сдвига, а коэффициент Пуассона выражается простой формулой $F(0)/F(\infty) = 2(1-\nu)$. Таким образом, из начальных и конечных условий получаются важные характеристики порозластичности. Из приведенной на рисунке 4 кривой получилось $G = 35$ кПа, $\nu = 0,37$. Посредством верификации выражения (1) по результатам измерения (рисунок 4) получено значение коэффициента переноса $D = 2,5 \cdot 10^{-7}$ м²/с и из выражения $D = [2(1-\nu)/(1-2\nu)]G \cdot k/\eta$ была вычислена проницаемость, которая оказалась равной $k = 1,8 \cdot 10^{-14}$ м², при вязкости жидкости $\eta = 4$ мПа·с.

Таким образом, простейший прием – вдавливание позволяет получить физические характеристики биологической ткани: модуль сдвига, коэффициент Пуассона и проницаемость. Последняя характеристика, вероятно, связана с микроциркуляторными процессами.

Литература

1. Основные итоги изучения микроциркуляции / А.В. Шотт [и др.] // *Здравоохранение.* – 2012. – № 12. – С. 7–10.
2. Using indentation to characterize the poroelasticity of gels / Y. Hu [et al.] // *Applied Physics Letters.* – 2010. – Vol. 96. – P. 121904.