

V конгресс физиков Беларуси (27-30 октября 2015):

Сборник научных трудов. / редкол.: С.Я. Килин (гл. ред.)
[и др.]. – Минск : Ковчег, 2015. – С. 147 – 149.

В.А Мансуров, А. И. Кубарко, В. Л Казущик, В.Г. Лещенко, А. В.Шотт
**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОРОЭЛАСТИЧНОЙ
РЕЛАКСАЦИИ СЛОЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ.**

*УО Белорусский государственный медицинский университет, пр. Дзержинского, 83,
220119, Минск, Беларусь*

mansurov@tut.by

Для изучения изменения показателей микроциркуляции применяется метод эдемометрии – вытеснение жидкости из биологической среды под действием внешней силы. В последнее время для моделирования механического поведения биологических тканей используют представление пороэластичной среды: твердая (эластичная) среда образует матрицу с открытыми порами, жидкая среда находится в порах и может перетекать между ними. Основные гипотезы, используемые в пороэластичности: закон Дарси $u = -k/\mu \nabla P$ (k – проницаемость [m^2], μ - вязкость, P - давление), закон сохранения масс (неразрывность течения) и линейная упругость матрицы (каркаса). Уравнения, описывающие механическое поведение данной среды имеют вид:

$$\frac{S_\alpha}{\rho_f \mathbf{g}} \frac{\partial P}{\partial t} + \nabla \cdot [-kP] = -\frac{\alpha_B}{\mathbf{g}} \frac{\partial \varepsilon_{vol}}{\partial t} \quad \text{и} \quad -\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \rho_f \mathbf{g}, \quad (1)$$

здесь $\boldsymbol{\sigma}$ - тензор напряжений, S_α параметр, определяемый вязкостью жидкой фазы μ , объемным модулем эластичной среды K , модулем сдвига эластичной среды G , коэффициентом Пуассона ν и пористостью $m = V_f/V_0$, V_f - объем жидкости, V_0 - объем образца. $\alpha_B = 0,8$ – коэффициент Био-Вильямса. Проницаемость среды $k = d^2 m^3 / (1-m)^2$, где d – средний диаметр сосудов изучаемой ткани.

Для математического моделирования была выбрана цилиндрическая геометрия образца и плоского цилиндрического индентора (рис 1, 2) (осевая симметрия), по размерам, примерно соответствующим реальному устройству. В данной модели выделяются два слоя: первый обладает высокой проницаемостью, второй малой. Оба слоя линейно упруги. В центр прикладывается внешнее давление 15 КПа. В начальный момент градиент давления равен нулю.

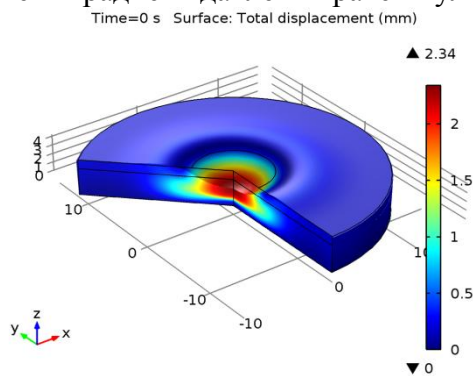


Рисунок 1. Перемещение индентора через 10 сек после приложения давления

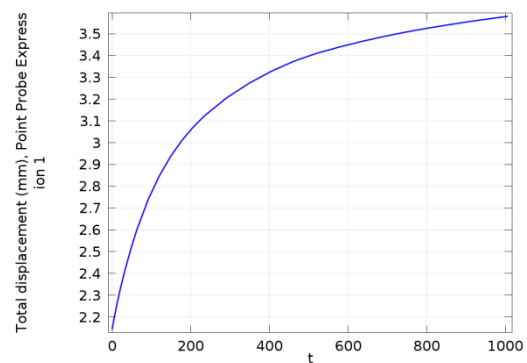


Рисунок 2. Перемещение индентора в зависимости от времени

В заключение укажем, что результаты (рис 1, 2) численных экспериментов качественно совпадают с натурными опытами, что указывает на их прогностическую ценность при наличии дополнительных измерений параметров в рамках линейной теории пороэластичности как медицинского диагноза, так и фундаментального значения для исследования биомеханики.