

Международная Инновационно-ориентированная Конференция Молодых Учёных и
Студентов "МИКМУС-2014"

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОССТАНОВЛЕНИЯ КОСТНОЙ ТКАНИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМА

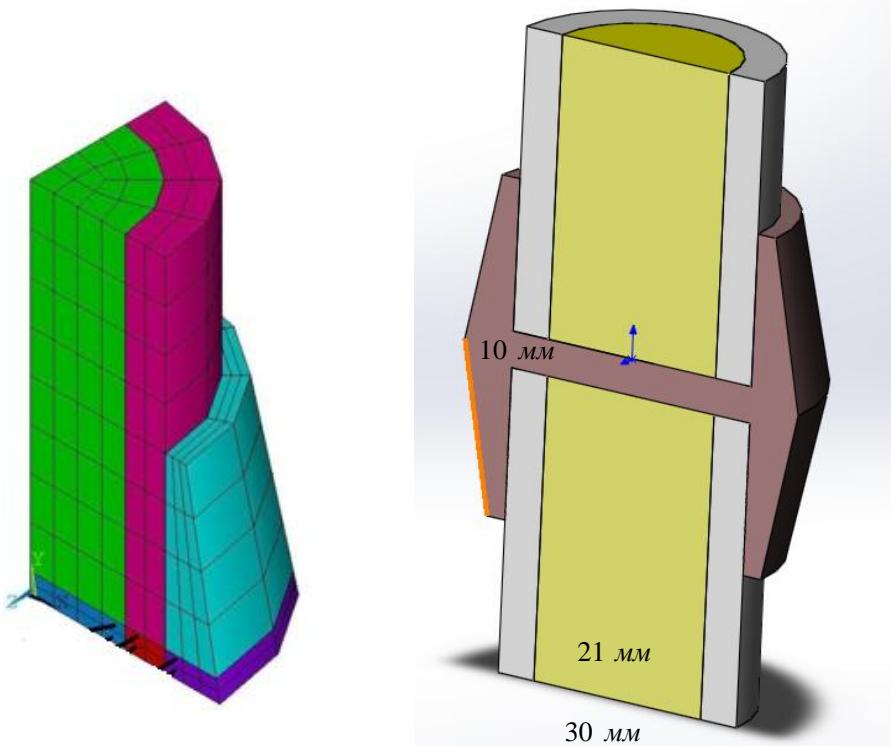
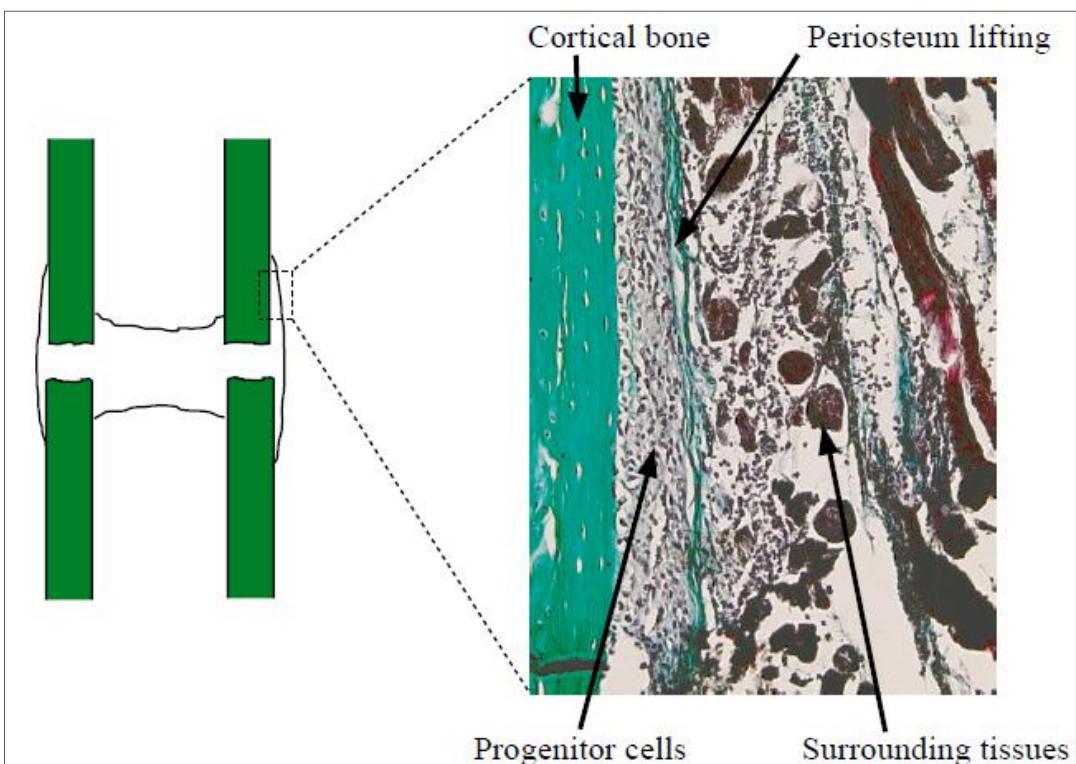
В.М. Седов, Н.А. Сабанеев

Руководитель Л.Б. Маслов

**Ивановский государственный энергетический университет
Кафедра теоретической и прикладной механики
Межвузовская лаборатория биомеханики**

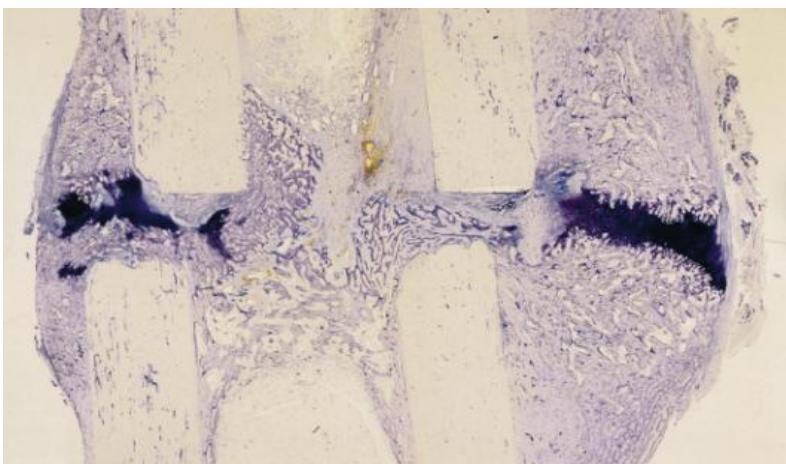
153003, Иваново, ул. Рабфаковская 34, ИГЭУ. <http://tipm.ispu.ru>

Структурная перестройка – репаративная
регенерация ткани в результате дифференциации
клеток и действия внешнего силового поля



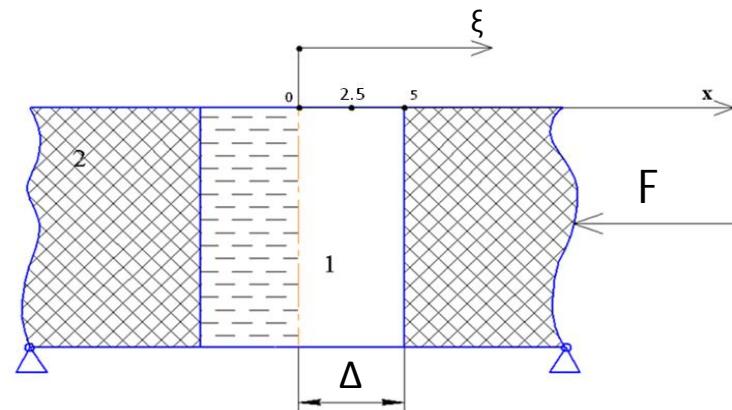
**Цели : рассмотрение одномерной модели
структурной перестройки костной ткани**

Постановка задачи имитационного моделирования регенерации костной ткани (одномерная)



$$\xi = X/\Delta$$

$$\Delta = 5 \text{ мм}$$

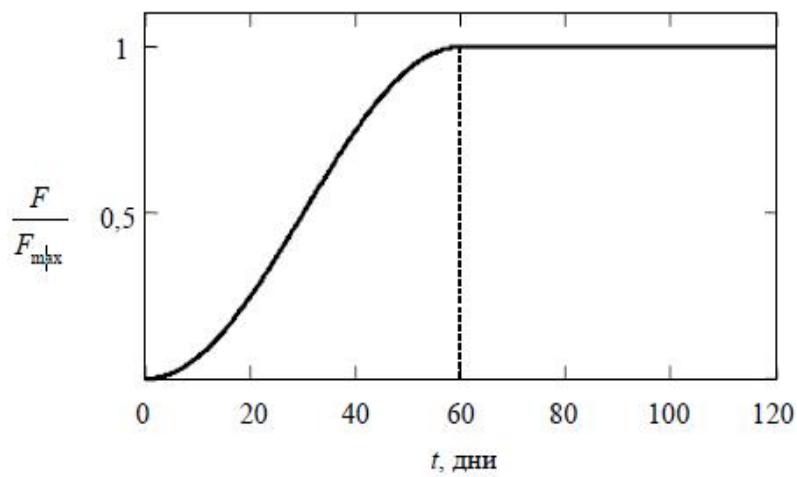


1 – область сращивания (костная мозоль)

2 - здоровая кость

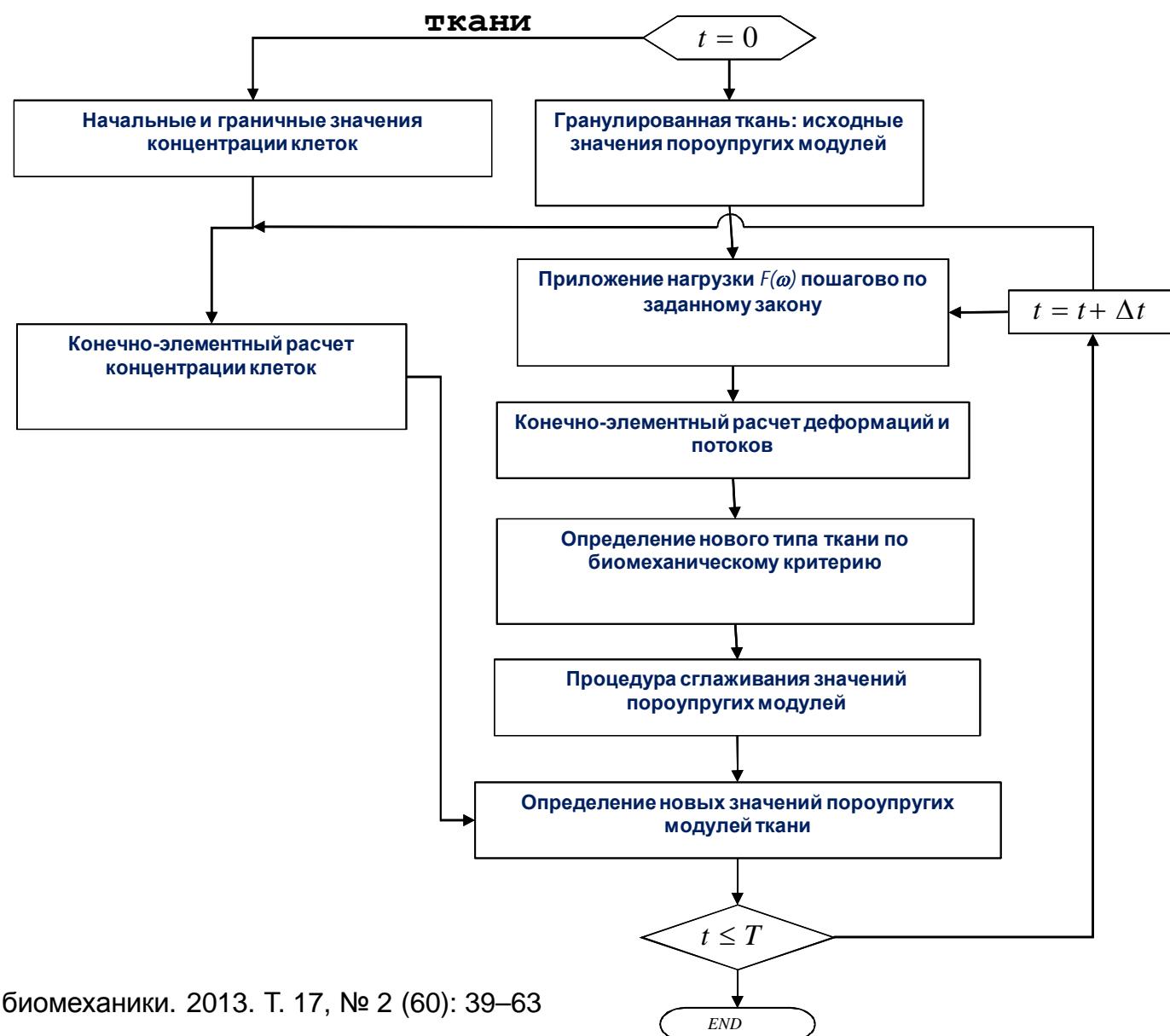
ξ - масштабированная ось координат

Площадь поперечного сечения 100 мм^2

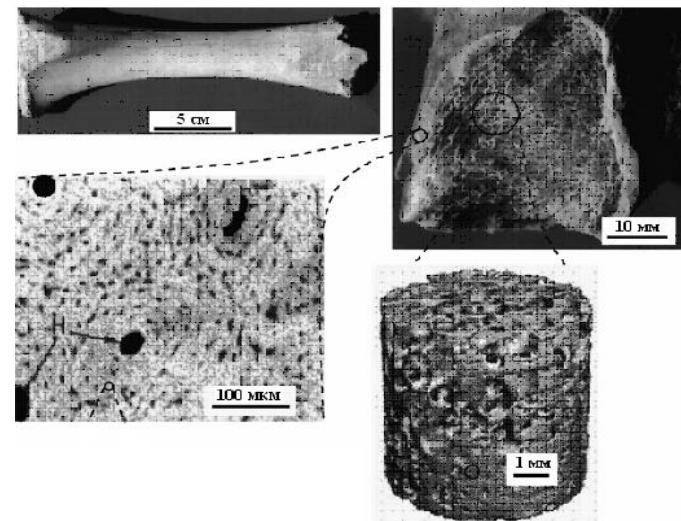
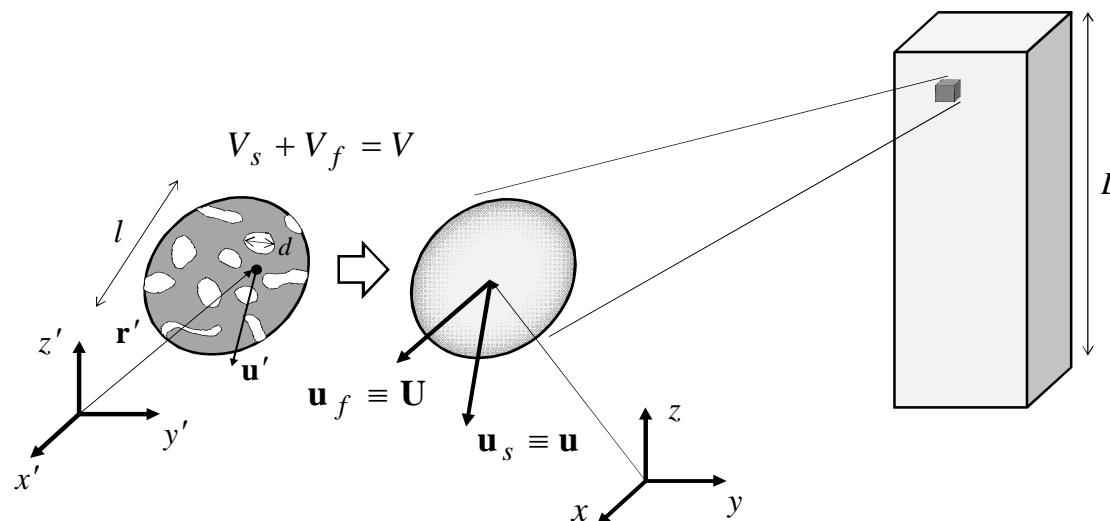


T_1 – время выхода силы F на максимальный уровень (60 дней)

Блок-схема алгоритма математического моделирования структурной перестройки костной ткани



Пороупругая модель костной ткани



Уравнения динамики пороупругой среды в «*u-p*» переменных (в одномерной постановке)

Границные условия

Нахождение основных переменных для решения задачи

$$-E\hat{u}'' - (\rho - \tilde{\gamma}(\omega)\rho_f)\omega^2\hat{u} + (\alpha - \tilde{\gamma}(\omega))\hat{p}' = \hat{f}_{rx},$$

$$-\tilde{K}(\omega)\hat{p}'' + i\omega\phi^2R^{-1}\hat{p} + i(\alpha - \tilde{\gamma}(\omega))\omega\hat{u}' = 0.$$

$$\hat{u}(0) = 0, \quad \hat{p}'(0) = 0,$$

$$\hat{u}'(l) = 0, \quad \hat{p}(l) = 0.$$

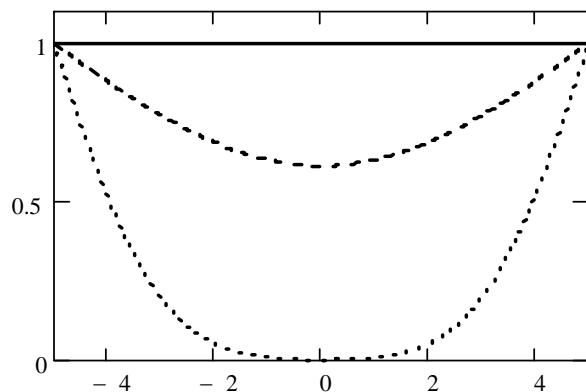
$$\hat{e}(x) = \sum_{n=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{(\tilde{K}(\omega)(n\pi/2l)^2 + i\omega\phi^2R^{-1})(n\pi/2l)f_n}{\Delta(\omega)} \cos \frac{n\pi x}{2l},$$

$$\hat{q}(x) = \tilde{K}(\omega) \sum_{k=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{i\omega(\alpha - \tilde{\gamma}(\omega))(n\pi/2l)^2 f_n}{\Delta(\omega)} \sin \frac{n\pi x}{2l}.$$

Алгоритм образования нового фенотипа

Lacroix, D., Prendergast, P.J., Li, G., Marsh, D., 2002.
Biomechanical model to simulate tissue differentiation
and bone regeneration...

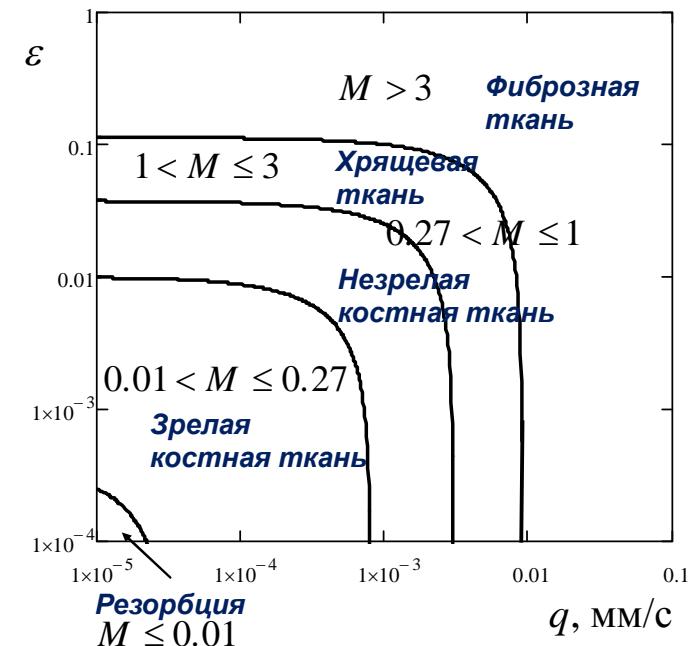
Концентрация активных клеток



Механорегулирующий индекс

$$M = \frac{\varepsilon}{a} + \frac{q}{b}$$

$$a = 0.0375, \quad b = 3 \text{ мкм} / \text{с}$$

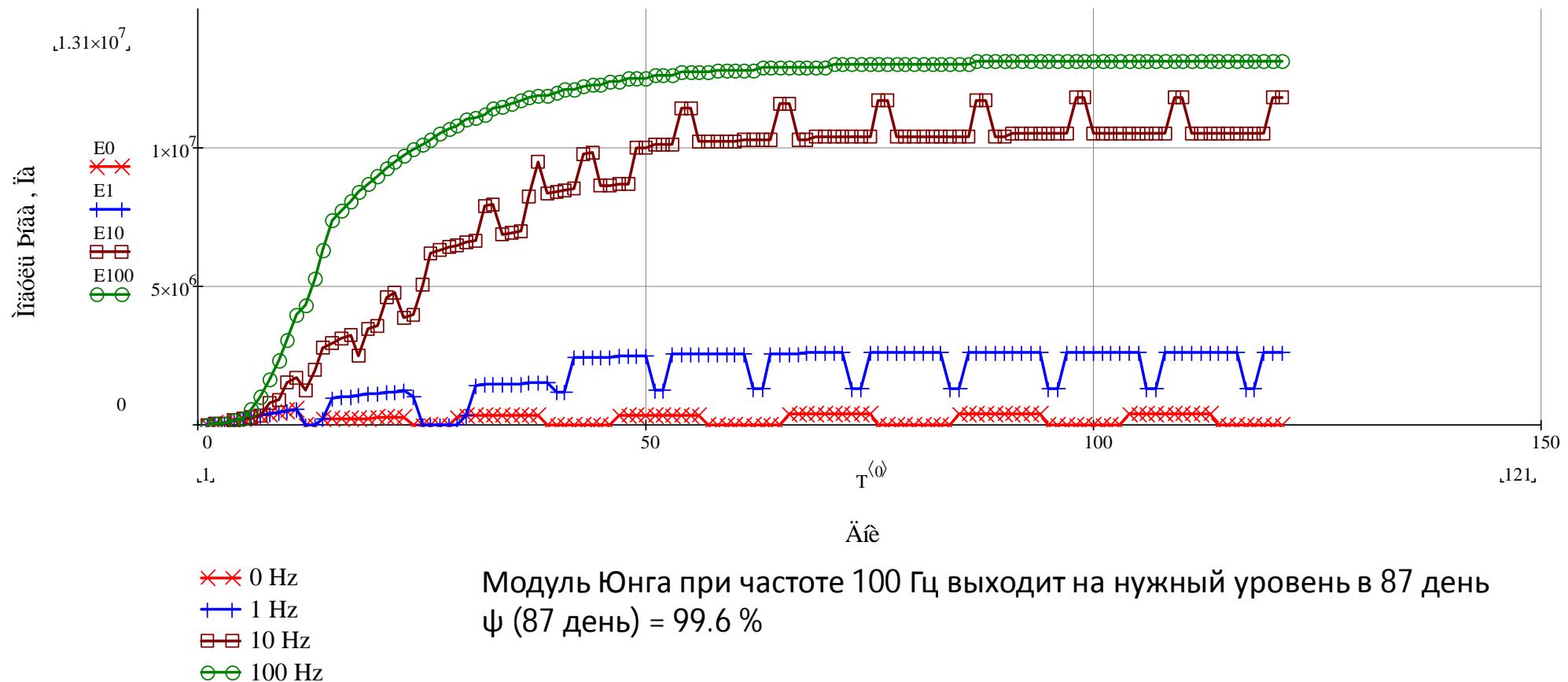


$$\frac{\partial}{\partial x} \left(J \frac{\partial \psi}{\partial x} \right) - \frac{\partial \psi}{\partial t} = 0.$$

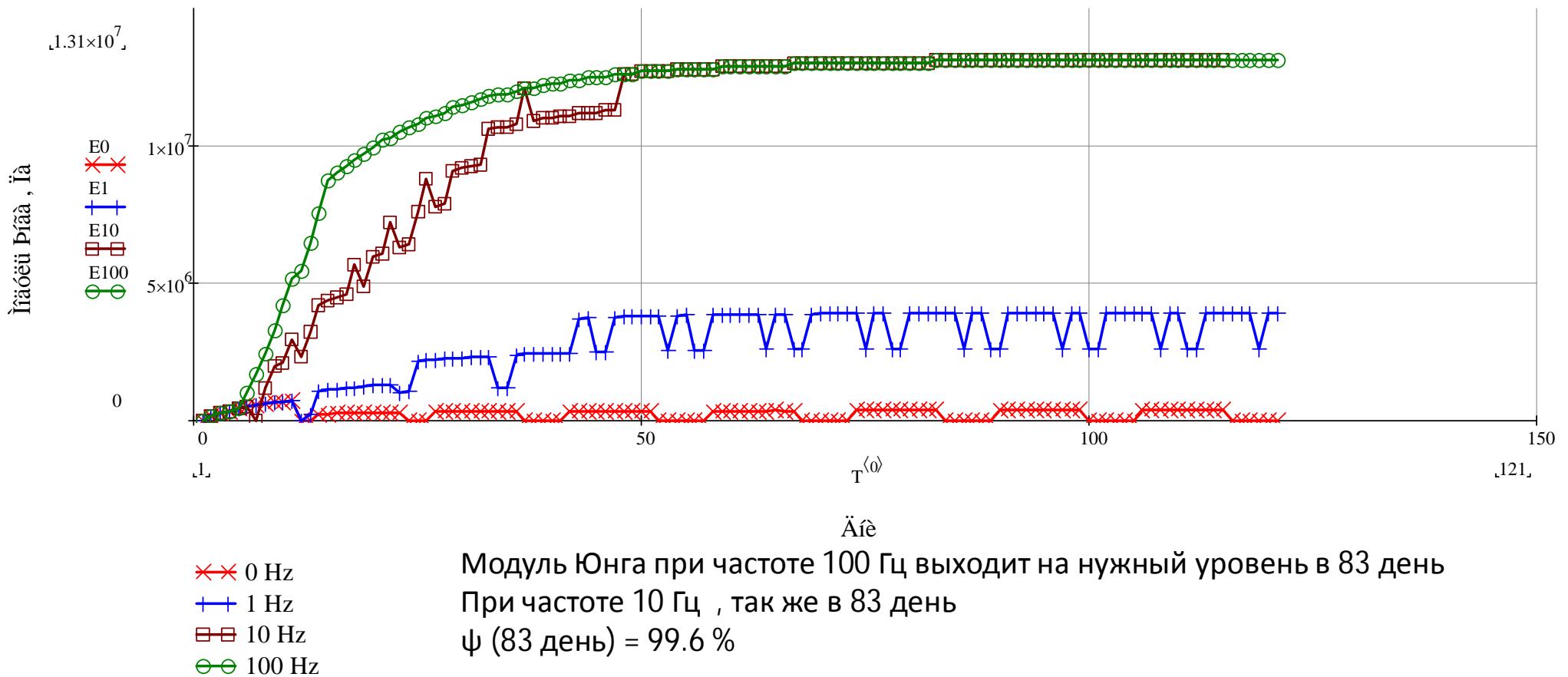
Пороупругие
характеристики
основных фенотипов
перестраивающейся
ткани

Тип ткани	ϕ	α	ρ , кг/м ³	$E^{(dr)}$, Па	$G^{(dr)}$, Па	R , Па	K , м ⁴ /Н·с
Гранулированная	0,99	1,000	1021	$1,36 \cdot 10^5$	$0,57 \cdot 10^5$	$2,29 \cdot 10^9$	$1,0 \cdot 10^{-14}$
Фиброзная	0,80	0,990	1100	$1,15 \cdot 10^6$	$0,47 \cdot 10^6$	$0,21 \cdot 10^9$	$1,0 \cdot 10^{-14}$
Хрящевая	0,80	0,995	1120	$5,82 \cdot 10^6$	$2,35 \cdot 10^6$	$1,07 \cdot 10^9$	$5,0 \cdot 10^{-15}$
Незрелая кость	0,65	0,893	1182	$3,73 \cdot 10^9$	$0,97 \cdot 10^9$	$1,42 \cdot 10^9$	$1,0 \cdot 10^{-13}$
Зрелая кость	0,20	0,435	1416	$1,31 \cdot 10^{10}$	$0,45 \cdot 10^{10}$	$0,39 \cdot 10^9$	$3,7 \cdot 10^{-13}$
Компактное вещество кости	0,10	0,367	1468	$2,11 \cdot 10^{10}$	$0,63 \cdot 10^{10}$	$0,19 \cdot 10^9$	$1,0 \cdot 10^{-17}$

**Динамика изменения модуля упругости (Модуль Юнга)
для точки $\xi = 0.25$**



**Динамика изменения модуля упругости (Модуль Юнга)
для точки $\xi = 0.5$**



**Динамика изменения модуля упругости (Модуль Юнга)
для точки $\xi = 0.75$**

