Дата публикации: 01.03.2024
DOI: 10.24412/2588-0500-2024_08_01_40
УДК 612.76

Publication date: 01.03.2024
DOI: 10.24412/2588-0500-2024_08_01_40
UDC 612.76

# УПРУГИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ОРГАНОВ ЧЕЛОВЕКА И ЖИВОТНЫХ

**С.А. Муслов[1], С.Д. Арутюнов[1], С.С. Перцов[1,2], П.Ю. Сухочев[3], К.Г. Караков[4], А.В. Эм[4]**

[1]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет медицины» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, Россия

[2]Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Федеральный исследовательский центр оригинальных и перспективных биомедицинских и фармацевтических технологий», г. Москва, Россия

[3]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова», г. Москва, Россия

[4]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ставропольский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Ставрополь, Россия

**Аннотация.** На основании литературных и собственных σ-ε данных исследованы линейные и билинейные упругие модели биологических тканей человека и животных. Рассчитаны основные параметры моделей и оценены их статистические показатели. Медиана параметров $E_{лин}$ и $\varepsilon_{кр}$, $E_1$, $E_2$ составила 1,33 МПа, 0,38, 0,019 МПа и 8,0 МПа, коэффициент вариации (CV) – 0,53, 1,06, 0,35 и 0,79 соответственно. Установлена сильная корреляционная связь R=0,8696-0,9845 между данными, полученными опытным и расчетным путем в билинейной модели и R=0,7866-0,9362 – в линейной для урогенитальных органов. Точки выбросов обнаружены на диаграммах всех упругих характеристик моделей. Рассмотрены трилинейная модель биотканей и фрагмент её расчета в пакете Mathcad 15.0. Установленные численные характеристики могут быть использованы для компьютерного моделирования механической функции биологических тканей в виртуальных вмешательствах и в будущих работах по эмуляции упругих свойств биотканей. Полученные результаты также могут быть рекомендованы в целях разработки замещающих материалов для реконструктивных операций и обладают потенциалом на предмет их применения в тканевой инженерии.

**Ключевые слова:** упругие модули, биологические ткани, биомеханика.

# ELASTIC PROPERTIES OF BIOLOGICAL TISSUES OF HUMAN AND ANIMAL ORGANS

**S.A. Muslov[1], S.D. Arutyunov[1], S.S. Pertsov[1,2], P.Yu. Sukhochev[3], K.G. Karakov[4], A.V. Em[4]**

[1]Russian University of Medicine, Moscow, Russia

[2]Federal Research Center for Original and Prospective Biomedical and Pharmaceutical Technologies, Moscow, Russia

[3]Moscow State University, Moscow, Russia

[4]Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia

**Abstract.** Linear and bilinear elastic models of human and animal biological tissues have been studied based on the literature and our own σ-ε data. We calculated the main parameters of the models and estimated their statistical indices. The median parameters of $E_{lin}$ and $\varepsilon_{cr}$, $E_1$, $E_2$ were 1.33 MPa, 0.38, 0.019 MPa and 8.0 MPa, the coefficient of variation (CV) – 0.53 and 1.06, 0.35, 0.79 respectively. A strong correlation R=0.8696-0.9845 was registered between the data obtained experimentally and computationally in the bilinear model and R=0.7866-0.9362 in the linear model for urogenital organs. The outlier data points are found on the diagrams of all elastic characteristics of the models. We also examined a trilinear model of biological tissues and a fragment of its calculation in the Mathcad 15.0 package. The established numerical characteristics

may be applied in computer modeling of the mechanical function of biological tissues in virtual interventions and in future work on emulating the elastic properties of biological tissues. The results obtained may also be recommended for the development of replacement materials for reconstructive surgery and have the potential for their application in tissue engineering.
**Keywords:** elastic modules, biological tissues, biomechanics.

**Введение.** Искусственные материалы уже давно применяются для протезирования биотканей. Однако, адекватная и щадящая реконструкция органов возможна лишь при наличии полноценного комплекса замещающих материалов с известными свойствами. Кроме того, перед тем как правильно подобрать и изготовить материал имплантата, надо знать физические свойства самих тканей. В первую очередь следует детально изучить и смоделировать их упругие свойства.

Формально упругий модуль (Юнга) определяется как следствие из закона Гука $\sigma=E\varepsilon$ и как механическое напряжение $\sigma$, которое нужно приложить к образцу, чтобы увеличить его длину вдвое (то есть при $\varepsilon=1$). Однако это определение является условным, поскольку не каждый материал выдержит такое удлинение без пластической деформации и разрушения. Только материалы, которые называются эластомерами, резиноподобными или гиперупругими, способны испытывать гигантские (до 500%) деформации, а потом возвращаться к исходному состоянию или близкому к нему, аннигилируя при этом всю или почти всю приобретенную деформацию. Кроме того, упругий модуль может сильно зависеть от деформации (изменяться в сотни и тысячи раз), то есть не иметь одного определенного значения. Тем не менее, у всех органических и неорганических веществ имеется этот неотъемлемый материальный показатель.

Дифференциальный (касательный) модуль Юнга биологических тканей E является инкрементальным, то есть растущим с деформацией $\partial^2\sigma/\partial\varepsilon^2 = \partial E/\partial\varepsilon>0$. Такое поведение модуля обусловлено неоднородным гетерофазным строением биотканей, представляющих собой биокомпозит с эластиновой и коллагеновой компонентой. В недеформированном состоянии несущим элементом ткани служит эластиновая матрица, затем по мере прогрессирующей деформации распрямляется коллагеновая сеть, что сопровождается увеличением общей жесткости ткани и её меры – упругого модуля (рис. 1а). Кроме того, в пороматериалах, каковыми являются часть биологических тканей, би- и многомодульность может быть связана с открытием и закрытием пор при деформации, а также движением интестинальной жидкости – той, которая заполняет промежутки между клетками. Как следствие, диапазон, в котором изменяется модуль Юнга биологических тканей, весьма широк и не может быть заменен одним значением. В связи с этим материаловеды и биомеханики сталкиваются с определенными трудностями при использовании такого понятия как упругий модуль Юнга биоматериалов.

Частично выход был найден, когда для описания деформационных свойств биологических материалов взамен линейной была предложена билинейная двухфазная модель с 2-мя модулями упругости $E_1$ и $E_2$. Это сделало возможным в математической формулировке детерминировать зависимость «напряжение-деформация» следующей функцией:

$$\sigma = E_1\cdot\varepsilon + E_2\cdot(\varepsilon - \varepsilon_{cr})\cdot\theta(\varepsilon - \varepsilon_{cr}), \quad (1)$$

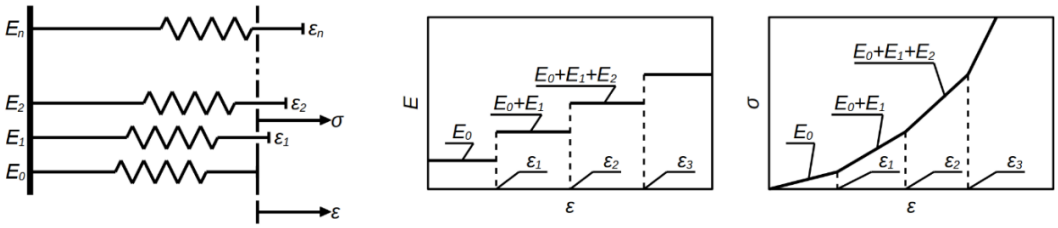
где $E_1$ и $E_2$ – модули Юнга билинейной модели, $\varepsilon_{cr}$ – точка эластин-коллагенового перехода, $\theta(x)$ – ступенчатая функция Хэвисайда, равная нулю при $x<0$ и единице при $x>0$ (рис. 1, б). Упругие модули в этом случае задаются дельта-функцией Дирака:

$$E(\varepsilon) = \frac{\partial\sigma}{\partial\varepsilon} = E_1 + E_2\cdot\theta(\varepsilon-\varepsilon_{cr}) + \varepsilon E_2\delta(\varepsilon-\varepsilon_{cr}) \quad (2)$$

и имеют вид как первые две «ступеньки» на графике на рисунке 1б, где схематично представлена многофазная нелинейная модель в общей форме:

$$\sigma(\varepsilon) = E_1 \cdot \varepsilon + E_2 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{кр1}) \cdot \theta(\varepsilon - \varepsilon_{кр1}) + E_3 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{кр2}) \cdot \theta(\varepsilon - \varepsilon_{кр2}) + \ldots \quad (3)$$

Наиболее простой метод заключается в замене сложной кривой ломаной линией, как показано на рисунке 1в.




а) б) в)

Рис. 1. Многофазная нелинейная модель анализа кривых «напряжение-деформация»
Примечание: а) схематическое изображение модели; б) – зависимость упругого модуля от деформации; в) – зависимость приложенного напряжения от деформации

Такой подход позволил разделить вклад двух механизмов деформаций в биологических средах: эластиновый и коллагеновый и полагать, что $E_1=E_{el}$ и $E_2=E_{col}$, где $E_{el}$ – модуль Юнга белка эластин, $E_{col}$ – модуль Юнга коллагена. Отметим, что зависимость σ от ε может аффилироваться и экспоненциальной или степенной функцией, а также устанавливающими уравнениями гиперупругих моделей (здесь не рассматриваются).

В литературе механическим и упругим свойствам биологических тканей всегда уделялось много внимания [1-3]. В разные годы и различными методами (с помощью механических испытаний, ультразвуковых исследований, индентирования и наноиндентирования и др.) были получены эмпирические σ-ε зависимости и соответствующие диаграммы. Их обработка позволила получить численные значения большинства показателей механических и упругих свойств практически всех органов и тканей человека и животных. Тем не менее, параметры билинейных моделей биотканей и, тем более, трилинейных исследованы недостаточно.

Цель работы: рассчитать упругие модули биологических тканей человека и животных в линейной и билинейной моделях. В качестве примера рассмотреть трилинейную модель биоматериала. Произвести статистические оценки результатов расчетов.

**Методы и организация исследования.** Вычисления выполнялись в системе компьютерной алгебры Mathcad 15.0 и редакторе таблиц Microsoft Office Excel 2016 на основании литературных и собственных опытных данных. Точки выброса данных идентифицировались как значения, выходящие за пределы 1,5 межквартильных интервалов данных. Коэффициент корреляции между данными рассчитывали по Пирсону, то есть как ковариацию двух переменных, деленную на произведение их стандартных отклонений (функция *corr* в Mathcad 15.0).

**Результаты исследования и их обсуждение.** Результаты применения линейной и билинейной моделей при исследовании упругости мягких тканей различных внутренних органов представлены в таблице. Параметры моделей тканей приведены также на диаграммах на рисунке 3 (точки выброса не показаны). Данные по упругим свойствам волос из анализа исключены вследствие их нетипичности, несмотря на то, что волосы – придатки кожи (основной компонент волос – кератин, белок, построенный из аминокислот). На рисунке 2 в качестве примера приведены результаты изучения упругих пассивных свойств тканей изолированного миокарда (получены нами) и опытные данные [2].

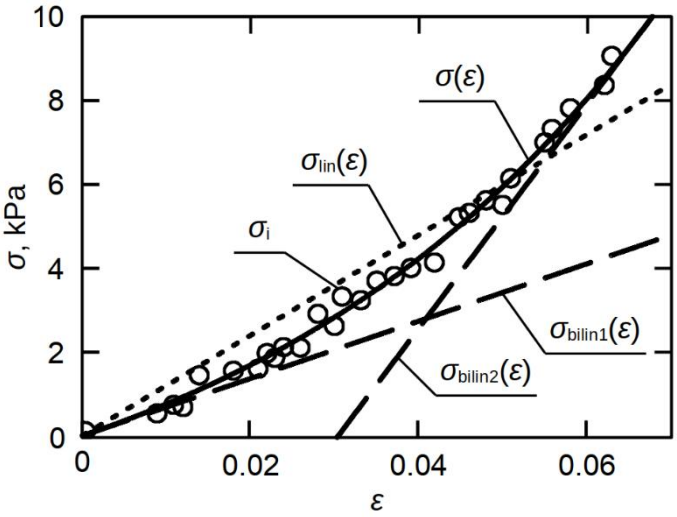



Рис. 2. Кривые напряжение-деформация линейной ($\sigma_{lin}$), билинейной ($\sigma_{bilin1}$, $\sigma_{bilin2}$) и экспоненциальной ($\sigma(\varepsilon)$) моделей изолированного миокарда. Изолированный миокард, направление, параллельное волокнам

Примечание: точками $\sigma_i$ представлены опытные данные [2]; σ – напряжение; ε – деформация

Таблица

Параметры линейной и билинейной моделей биологических тканей

| № | Ткань | Вид | Линейная модель | Билинейная модель | | | Ссылки |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | $E_{лин}$, МПа | $\varepsilon_{cr}$ | $E_1$, МПа | $E_2$, МПа | |
| 1. | Периодонтальная связка | Человек | – | 0,075 | 0,05 | 8 | [3] |
| 2. | | | 1,502 | 0,245 | 0,377 | 6,026 | [4] |
| 3. | Десна (щечная прикрепленная) | | 6,984 | 0,33 | 2,52 | 23,39 | [5] |
| 4. | Слизистая оболочка рта | | – | – | 0,150 | 16,500 | [6] |
| 5. | | | 1,353 | 0,302* | $5{,}7\cdot10^{-4}$* | 28,49* | [7-9] |
| 6. | Кожа (спина)** | | 26,978 | 0,452 | 9,31 | 90.67 | [10] |
| 7. | Кожа (лицо) | | 4,255 | 0,43 | 0,33 | 41,51 | [11] |
| 8. | Нос (надкостница) | | 7,177 | 0,11 | 1,1 | 37,951 | [11] |
| 9. | Барабанная перепонка | | 3,568 | 0,08 | 0,94 | 14,98 | [11] |
| 10. | Волос*** | | 476,648 | – | – | – | [12] |
| 11. | Миокард (продольно волокнам) | Собака | 0,119 | 0,04 | 0,068 | 0,267 | [11] |
| 12. | Многослойная структура желудка (дно, окружное направление)**** | Кролик | 0,035 | 0,57 | 0,00036 | 0,289 | [13] |

Продолжение таблицы

| | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 13. | Стенка желчного протока (продольное направление) | Человек | 0,11 | 0,25 | 0,004 | 1,48 | [14] |
| 14. | Пуповина | Человек | 1,334 | 0,496 | 0,008 | 18,818 | [11, 15] |
| Урогенитальные органы | | | | | | | |
| 15. | Фиброзная капсула почки | Человек | 5,227 | 0,25 | 0,19 | 53,27 | [11, 15] |
| 16. | Паренхима почки | | 0,059 | 0,52 | 0,0005 | 0,626 | [11, 15] |
| 17. | Мочеточник (продольное направление) | | 3,618 | 0,31 | 0,0025 | 55,74 | [11, 15] |
| 18. | Мочевой пузырь (тело) | | 0,082 | 2,01 | 0,0039 | 0,679 | [11, 15] |
| 19. | Мочевой пузырь (треугольник Льето) | | 0,179 | 1,10 | 0,0004 | 2,726 | [11, 15] |
| 20. | Матка | Кролик | 0,089 | 1,07 | 0,019 | 0,376 | [11, 15] |
| 21. | Влагалище (продольное направление) | | 0,285 | 0,92 | 0,00336 | 1,274 | [11, 15] |
| 22. | Влагалище (поперечное направление) | | 0,16 | 1,57 | 0,017 | 0,958 | [11, 15] |

Примечание: $E_{лин}$ – упругий модуль линейной модели; $\varepsilon_{cr}$ – критическая деформация; $E_1$ и $E_2$ – упругие модули билинейной модели; * на основании модели Огдена [7]; ** TLH (T = Top, L = Left, H = Horizontal) – локализация и ориентация образцов кожи спины; *** исследованы только линейная и гиперупругие (Муни-Ривлина) модели; **** изучали дно, тело и антральный отделы желудка, цельную, мышечную, слизисто-подслизистые оболочки в продольном и поперечном направлениях

Как видно из таблицы и рисунка 3, параметры упругости обеих моделей биотканей организмов человека, а также животных весьма вариабельны. У каждого параметра обнаружены точки выбросов. Коэффициенты вариации CV параметров $E_{лин}$, $\varepsilon_{кр}$, $E_1$ и $E_2$ составили 0,53, 1,06, 0,35 и 0,79 соответственно. Наименьший разброс данных зафиксирован у $E_1$ (CV=0,35), наибольший – у $\varepsilon_{кр}$ (CV=1,06). Медиана $E_{лин}$, $\varepsilon_{кр}$, $E_1$ и $E_2$, в свою очередь, установлена равной 1,33 МПа, 0,38, 0,019 МПа и 8,0 МПа. Значения $E_{лин}$ варьировались от 0,035 (стенка желудка) до 26,98 МПа (кожа, левая верхняя часть спины под углом к линиям Лангера), $\varepsilon_{кр}$ – от 0,04 (миокард продольно волокнам) до 2,01 (тело мочевого пузыря), $E_1$ – от 0,0004 (треугольник Льето) до 9,31 МПа (кожа спины), у $E_2$ – от 0,267 (изолированный миокард) до 90,67 МПа (кожа спины).

Статистический анализ данных в билинейной модели показал сильную корреляционную связь (0,8696-0,9845) между данными, полученными опытным и расчетным путем. Максимальный коэффициент корреляции R зафиксирован при моделировании тканей многослойной структуры желудка, минимальный – при симуляции механических испытаний

соединительных тканей пуповины. Соответствующие данные в линейной модели уроге-нитальных тканей были несколько ниже (R=0,7866-0,9362).

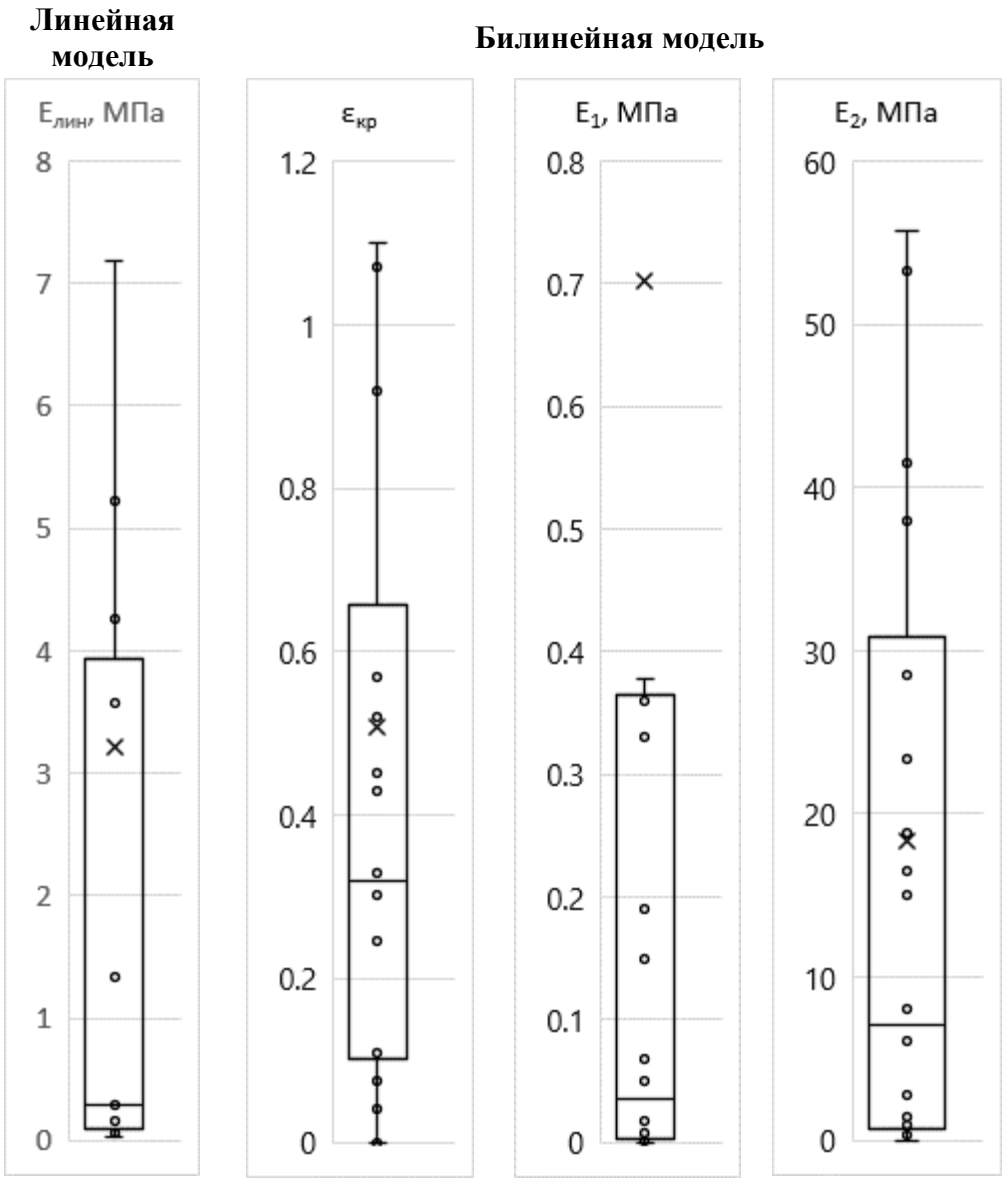



Рис. 3. Параметры линейной ($E_{лин}$) и билинейной ($\varepsilon_{кр}$, $E_1$, $E_2$) моделей биологических тканей (формат «box and whiskers»)

Примечание: представлены минимальные и максимальные значения, среднее арифметическое по выборке (крестик), медиана (линия); точки выбросов не показаны

Трилинейные модели также могут применяться при описании механических свойств материалов (4):

$$\sigma(\varepsilon) = E_1 \cdot \varepsilon + E_2 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{кр1}) \cdot \theta(\varepsilon - \varepsilon_{кр1}) + E_3 \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{кр2}) \cdot \theta(\varepsilon - \varepsilon_{кр2}). \quad (4)$$

Соответствующая им кусочно-линейная аппроксимация ($\sigma(\varepsilon)$) изображена на рисунке 4 на примере биоматериала. Средняя касательная линия проводилась из соображений получения наибольшей точности аппроксимации опытной кривой на этом участке (рис. 5).

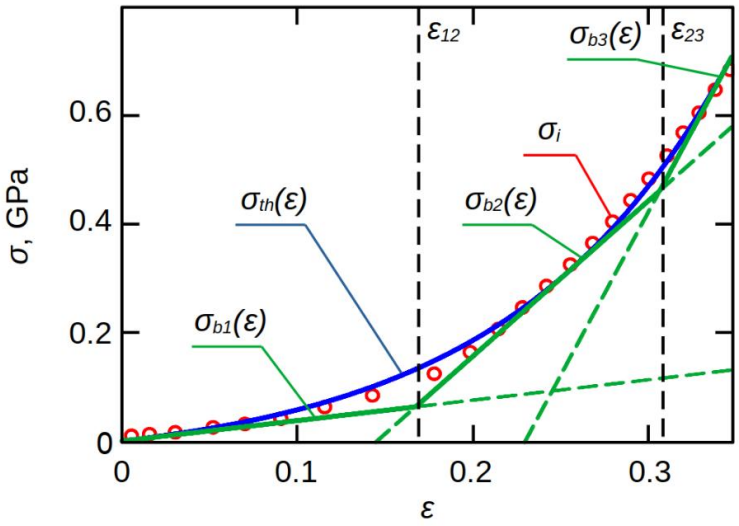



Рис. 4. Упругая трилинейная модель (сплошная ломаная линия). Периодонтальная связка, центральный резец

Примечание: σ, GPa – напряжение; ε – деформация

Большинство исследователей считает, что главную роль, определяющую механические свойства биотканей на среднем участке ломаной кривой «напряжение-деформация» в трилинейной модели, играет процесс распрямления случайно расположенных коллагеновых волокон, которые начинают упорядочиваться в направлении действия силы. Погрешности аппроксимации билинейной функции в случае периодонтальной связки составили: стандартное отклонение SD=0,086 МПа, максимальное абсолютное отклонение $\delta_{max}$=0,194 МПа, максимальная приведенная погрешность δ=28,4%, коэффициент корреляции R=0,9632, тогда как трилинейной модели – SD=0,02 МПа, максимальное абсолютное отклонение $\delta_{max}$=0,039 МПа, максимальная приведенная погрешность δ=5,718%, коэффициент корреляции R=0,998.

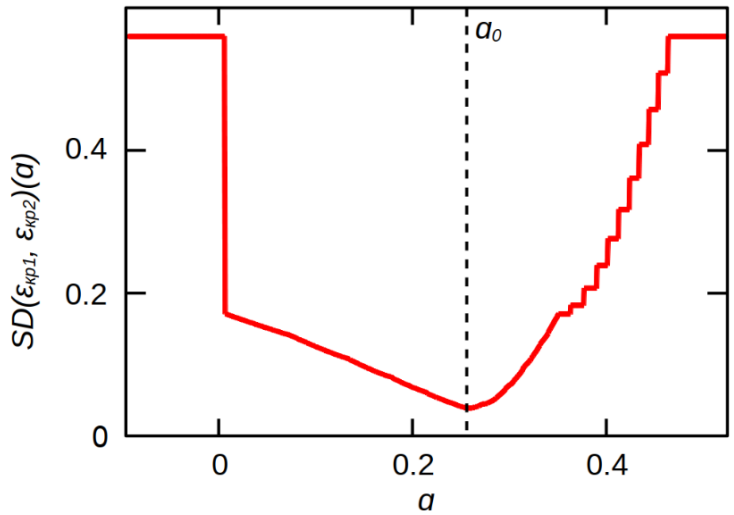



Рис. 5. Стандартное отклонение (SD) трилинейной функции от опытных данных на участке $\varepsilon_{кр1}$, $\varepsilon_{кр2}$. Периодонтальная связка, центральный резец, $a_0$ = 0,254

Примечание: $a$ – координата точки, к которой проводится касательная к графику на участке $\varepsilon_{кр1}<a<\varepsilon_{кр2}$

Как видно, при аппроксимации экспериментальных данных трилинейная упругая модель точнее билинейной. Очевидно это связано с тем, что трилинейная модель более реалистична в плане описания эластин-коллагеновой природы деформационных свойств биотканей и дает более правдивое и «гибкое» их описание, чем билинейная. Ее параметры: $\varepsilon_{кр1}$=0,168, $\varepsilon_{кр2}$=0,307, $a_0$=0,254, $E_1$=0,377 МПа, $E_2$=2,866 МПа и $E_3$=6,026 МПа. Параметры билинейной модели: $\varepsilon_{кр}$=0,245, $E_1$=0,377 МПа и $E_2$=6,026 МПа (табл. 1) соответственно.

Те исследователи, кто планирует произвести расчет трилинейной упругой модели биологической ткани в Mathcad 15.0, могут воспользоваться синтаксисом программы, представленном на рисунке 6.

$$\sigma_{th}(x) \rightarrow 0.047 \cdot e^{7.978 \cdot x} - 0.047$$

$$\sigma_{b1}(\xi) := \sigma_{th}(0) + E(0)(\xi - 0) \text{ simplify } \rightarrow$$

$$\sigma_{b2}(\xi, a) := \sigma_{th}(a) + E(a)(\xi - a) \text{ simplify } \rightarrow$$

$$\sigma_{b3}(\xi) := \sigma_{th}(\varepsilon_{max}) + E(\varepsilon_{max})(\xi - \varepsilon_{max}) \text{ simplify } \rightarrow$$

$$\sigma_{tr}(\xi, a) := \begin{cases} 0 \text{ if } \xi < 0 \\ \text{otherwise} \\ \quad \begin{cases} \sigma_{b1}(\xi) \text{ if } \sigma_{b1}(\xi) > \sigma_{b2}(\xi, a) \\ \text{otherwise} \\ \quad \begin{cases} \sigma_{b2}(\xi, a) \text{ if } \sigma_{b2}(\xi, a) > \sigma_{b3}(\xi) \\ \sigma_{b3}(\xi) \text{ otherwise} \end{cases} \end{cases} \end{cases}$$

$$f(a) := \sqrt{\frac{1}{\text{длина}(\varepsilon) - 1} \cdot \sum_i \left(\sigma_{tr}(\varepsilon_i, a) - \sigma_i\right)^2}$$

$$a := \frac{\varepsilon_{max}}{2}$$

$$a := \text{Minimize}(f, a) = 0.254$$

$$\sigma_{tr}(\xi) := \sigma_{tr}(\xi, a)$$

$$\varepsilon_{12} := \text{root}(\sigma_{b1}(\varepsilon_{12}) - \sigma_{b2}(\varepsilon_{12}, a), \varepsilon_{12}) = 0.168 \quad \varepsilon_{23} := \text{root}(\sigma_{b3}(\varepsilon_{23}) - \sigma_{b2}(\varepsilon_{23}, a), \varepsilon_{23}) = 0.307$$

Рис. 6. Фрагмент расчета трилинейной модели в пакете Mathcad 15.0.
Периодонтальная связка, центральный резец

Примечание: $\sigma_{b1}(\xi)$, $\sigma_{b2}(\xi, a)$ и $\sigma_{b3}(\xi)$ – участки кусочно-ломаной зависимости напряжение-деформация

**Заключение**:

1. Параметры упругих свойств биологических тканей человека и животных закономерно вариабельны как в линейной, так и билинейной модели, что, очевидно, обусловлено различным функциональным назначением тканей и органов в организме человека и животных.

2. Медиана параметров $E_{лин}$, $\varepsilon_{кр}$, $E_1$ и $E_2$ составила 1,33 МПа, 0,38, 0,019 МПа и 8,0 МПа. Коэффициент вариации (CV) – 0,53, 1,06, 0,35 и 0,79 соответственно. Установлена сильная корреляционная связь 0,8696-0,9845 между данными, полученными опытным и расчетным путем в билинейной модели и 0,7866-0,9362 – в линейной для урогенитальных органов. Точки выбросов обнаружены на диаграммах всех упругих характеристик моделей.

3. Верифицирована упругая анизотропия биологических тканей.

4. Трилинейная модель (R=0,998) точнее билинейной (R=0,963) при

аппроксимации экспериментальных данных (периодонтальной связки).

5. Полученные данные могут быть полезны в медицине при виртуальных вмешательствах для поддержки клинических решений, в биомедицине при разработке замещающих материалов и конструкций из них для реконструктивных операций.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Yamada, H. Strength of biological materials / H. Yamada. – Williams & Wilkins, 1970. – 297 p. DOI: 10.1126/science.171.3966.57.a.
2. Demer Linda, L. Passive biaxial mechanical properties of isolated canine myocardium / L. Demer Linda, C. Yin Frank // J. Physiol. – 1983. – Vol. 339. – № 1. – P. 615-630. DOI: 10.1113/jphysiol.1983.sp014738.
3. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model / Borak L, Florian Z, Bartakova S. [et al.] // Dent. Mater. J. – 2011. – Vol. 3(4). – P. 448-454. DOI: 10.4012/dmj.2010-170.
4. Mapping of elastic and hyperelastic properties of the periodontal ligament / Muslov S. A., Panin S. V., Zolotnitsky I. V. [et al] // Mechanics of Composite Materials. – 2023. – Vol. 59(3). – P. 469-478. DOI: 10.1007/s11029-023-10109-7.
5. Региональная биомеханическая изменчивость и гиперупругость тканей десен / Чижмаков Е. А., Караков К. Г., Муслов С. А. [и др.] // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7. – № 3. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_03_44.
6. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of nonlinear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs / Kanbara R., Nakamura Y., Ochiai K.T. [et al] // Dent. Mater. –2012. – Vol. 31. – P. 297-308 DOI: 10.4012/dmj.2011-165.
7. Biomechanics of oral mucosa / Chen J., Ahmad R., Li W. [et al] // J. R. Soc. Interface. – 2015. – Vol. 12(109). – P. 20150325. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325.
8. Биоинженерные аспекты слизистой оболочки рта: обзор и собственные исследования / Муслов С. А., Арутюнов С. Д., Чижмаков Е. А. [и др.] // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7. – № 4. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_04_37.
9. К вопросу о биомеханике слизистой оболочки рта и твердых тканей зуба: обзор и собственные исследования / Муслов С. А., Арутюнов С. Д., Чижмаков Е. А. [и др.] // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7. – № 4. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_04_38.
10. Упругая линейная, билинейная, нелинейная экспоненциальная и гиперупругие модели кожи. / Муслов С. А., Перцов С. С., Чижмаков Е. А. [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27(3). – С. 89-103. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.3.07.
11. Муслов, С. А. Физико-механические свойства биологических тканей / С. А. Муслов, С. С. Перцов, С. Д. Арутюнов // Под ред. академика РАН О.О. Янушевича. М.: МГМСУ им. А.И. Евдокимова, 2023. – 456 с.
12. Анализ механических свойств волос человека с помощью гиперупругих моделей Муни-Ривлина / С. А. Муслов, С. Д. Арутюнов, С. С. Перцов, К. Г. Караков // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7. – № 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_02_37
13. Mechanical mapping of the multilayer structure of the stomach wall using a differential elastic module and hyperelastic models / Maev I. V., Muslov S. A., Abdulkerimov Z. A. [et al] // Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology. –2023. – Vol. 12(2). – P. 5‑14. DOI: 10.17116/dokgastro2023120215.
14. Измерение и расчет характеристик упругости стенки общего желчного протока человека / С. А. Муслов, Н. В. Зайцева, А. А. Корнеев, А. А. Синицын // Актуальные вопросы биологической физики и химии. – 2022. – Т. 7(1). – С. 92-98. DOI: 10.29039/rusjbpc.2022.0489.
15. Муслов, С. А. Упругость и гиперупругость урогенитальных тканей человека и животных / С. А. Муслов, Е. А. Лапшихина, Д. С. Кобзев // Эффективная фармакотерапия. Урология и нефрология. – 2021. – Т. 17(25). – С. 6-24.

**REFERENCES**

1. Yamada H. Strength of biological materials. Williams & Wilkins, 1970. 297 p. DOI: 10.1126/science.171.3966.57.a.
2. Demer Linda L., Yin Frank C. Passive biaxial mechanical properties of isolated canine

myocardium. *J. Physiol*, 1983, vol. 339, no. 1, pp. 615-630. DOI: 10.1113/jphysiol.1983.sp014738.
3. Borak L, Florian Z, Bartakova S., Prachar P., Murakami N., Ona M., Igarashi Y., Wakabayashi N. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model. *Dent. Mater. J*, 2011, vol. 3(4), pp. 448-454. DOI: 10.4012/dmj.2010-170.
4. Muslov S.A., Panin S.V., Zolotnitsky I.V., Pivovarov A.A., Anischenko A.P., Arutyunov S.D. Mapping of elastic and hyperelastic properties of the periodontal ligament. *Mechanics of Composite Materials*, 2023, vol. 59(3), pp. 469-478. DOI: 10.1007/s11029-023-10109-7.
5. Chizhmakov E.A., Karakov K.G., Muslov S.A., Em A.V., Arutyunov S.D. Regional biomechanical variability and hyperelasticity of gum tissue. *Modern Issues of Biomedicine*, 2023, vol. 7, no. 3. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_03_44. (in Russ.)
6. Kanbara R., Nakamura Y., Ochiai K.T., Kawai T., Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of nonlinear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent. Mater*, 2012, vol. 31, pp. 297-308 DOI: 10.4012/dmj.2011-165.
7. Chen J., Ahmad R., Li W., Swain M., Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J. R. Soc. Interface*, 2015, vol. 12(109), p. 20150325. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325.
8. Muslov S.A., Arutyunov S.D., Chizhmakov E.A., Em A.V., Karakov K.G. Bioengineering aspects of oral mucosa: review and authors' research. *Modern Issues of Biomedicine*, 2023, vol. 7, no. 4. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_04_37. (in Russ.)
9. Muslov S.A., Arutyunov S.D., Chizhmakov E.A., Em A.V., Karakov K.G. On the issue of biomechanics of oral mucosa and dental tissue: review and authors' research. *Modern Issues of Biomedicine*, 2023, vol. 7, no. 4. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_04_38. (in Russ.)
10. Muslov S.A., Pertsov S.S., Chijmakov E.A., Astashina N.B., Nikitin V.N., Arutyunov S.D. Elastic linear, bilinear, nonlinear exponential and hyperelastic skin models. *Russian Journal of Biomechanics*, 2023, vol. 27(3), pp. 89-103. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.3.07.
11. Muslov S.A., Pertsov S.S., Arutyunov S.D. Physical and mechanical properties of biological tissues. O.O. Yanushevich, ed. Moscow: A.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, 2023. 456 p. (in Russ.)
12. Muslov S.A., Arutyunov S.D., Pertsov S.S., Karakov K.G. Analysis of mechanical properties of human hair using hyperelastic Mooney-Rivlin models. *Modern Issues of Biomedicine*, 2023, vol. 7, no. 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_02_37. (in Russ.)
13. Maev I.V., Muslov S.A., Abdulkerimov Z.A., Solodov A.A., Arutyunov S.D. Mechanical mapping of the multilayer structure of the stomach wall using a differential elastic module. *Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology*, 2023, vol. 12(2), pp. 5‑14. DOI: 10.17116/dokgastro20231 20215. (in Russ.)
14. Muslov S.A., Zajtseva N.V., Korneev A.A., Sinitsyn A.A. Measurement and calculation of elasticity characteristics of the human common bile duct wall. *Aktual'nye voprosy biologicheskoj fiziki i khimii*, 2022, vol. 7(1), pp. 92-98. DOI: 10.29039/rusjbpc.2022.0489. (in Russ.)
15. Muslov S.A., Lapshikhina E.A., Kobzev D.S. Elasticity and Hyperelasticity of Urogenital Tissues of Human and Animals. *Effective Pharmacotherapy. Urology and Nephrology*, 2021, vol. 17(25), pp. 6-24. (in Russ.)

**СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:**

**Сергей Александрович Муслов** – кандидат физико-математических наук, доктор биологических наук, профессор кафедры нормальной физиологии и медицинской физики Российского университета медицины, Москва, e-mail: muslov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-9752-6804.

**Сергей Дарчоевич Арутюнов** – Заслуженный врач РФ, Заслуженный деятель науки РФ, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой цифровой стоматологии Российского университета медицины, Москва, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru, ORCID: 0000-0001-6512-8724.

**Сергей Сергеевич Перцов** – член-корреспондент РАН, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой нормальной физиологии и медицинской физики Российского Университета Медицины; директор НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина, ФГБНУ «ФИЦ оригинальных и перспективных биомедицинских и фармацевтических технологий», Москва, e-mail: s_pertsov@mail.ru. ORCID: 0000-0001-5530-4990.

**Павел Юрьевич Сухочев** – научный сотрудник Лаборатории по математическому обеспечению имитационных динамических систем Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Москва.

**Карен Григорьевич Караков** – Заслуженный врач РФ, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой терапевтической стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета, Ставрополь e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
**Александра Викторовна Эм** – кандидат медицинских наук, доцент кафедры организации стоматологической помощи, менеджмента и профилактики стоматологических заболеваний Ставропольского государственного медицинского университета, Ставрополь, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.

**INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:**
**Sergej A. Muslov** – Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Doctor of Biological Sciences, Professor of the Department of Normal Physiology and Medical Physics, Russian University of Medicine, Moscow, e-mail: muslov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-9752-6804.
**Sergej D. Arutyunov** – Honored Physician of Russia, Honored Scientist of Russia, Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Digital Dentistry, Russian University of Medicine, Moscow, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru, ORCID: 0000-0001-6512-8724.
**Sergej S. Pertsov** – Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Normal Physiology and Medical Physics, Russian University of Medicine; Director of the Research Institute of Normal Physiology named after. P.C. Anokhin, Federal Research Center for Original and Prospective Biomedical and Pharmaceutical Technologies, e-mail: s_pertsov@mail.ru, ORCID: 0000-0001-5530-4990.
**Pavel Yu. Sukhochev** – Researcher of the Laboratory of the Mathematical Support of Simulation Dynamic Systems, Moscow State University, Moscow.
**Karen G. Karakov** – Honored Physician of Russia, Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Therapeutic Dentistry, Stavropol State Medical University, Stavropol, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
**Aleksandra V. Em** – Candidate of Medical Sciences, Associate Professor of the Department of Organization of Dental Care, Management and Prevention of Dental Diseases, Stavropol State Medical University, Stavropol, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.

**Для цитирования:** Упругие свойства биологических тканей органов человека и животных / Муслов С. А., Арутюнов С. Д., Перцов С. С. [и др.] // Современные вопросы биомедицины. – 2024. – Т. 8. – № 1. DOI: 10.24412/2588-0500-2024_08_01_40

**For citation**: Muslov S.A., Arutjunov S.D., Pertsov S.S., Sukhochev P.Yu., Karakov K.G., Em A.V. Elastic properties of biological tissues of human and animal organs. *Modern Issues of Biomedicine*, 2024, vol. 8, no. 1. DOI: 10.24412/2588-0500-2024_08_01_40