Дата публикации: 01.09.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_03_44
УДК 612.76; 616.311.2

Publication date: 01.09.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_03_44
UDC 612.76; 616.311.2

РЕГИОНАЛЬНАЯ БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ИЗМЕНЧИВОСТЬ И ГИПЕРУПРУГОСТЬ ТКАНЕЙ ДЕСЕН

Е.А. Чижмаков[1], К.Г. Караков[2], С.А. Муслов[1], А.В. Эм[2], С.Д. Арутюнов[1]
[1]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, Россия
[2]Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ставропольский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Ставрополь, Россия

Аннотация. Исследованы деформационные, прочностные и гиперупругие свойства тканей десен. В качестве объектов исследования рассматривали отделы десен нижней челюсти: язычно- и щёчно-прикрепленную десну, альвеолярную и щёчную части слизистой оболочки (BAG – buccal attached gingiva, BAM – buccal alveolar mucosa, BM – buccal mucosa, LAG – lingual attached gingiva, LAM – lingual alveolar mucosa). Использовали литературные данные, полученные на образцах молодых (6-9 месяцев) свиней. Установлено, что деформационные и прочностные свойства тканей десен коррелируют со структурой на микроуровне и соотношением коллагеновых и эластиновых волокон в ткани с коэффициентами R^{σ}=89,59%, $R^{K_{IC}}$=89,86%, R^{E}=90,75%, R^{ε}=-62,24% и $R^{\varepsilon_{кр}/\varepsilon_{макс}}$=-35,22%. Проанализированы линейная, билинейная, экспоненциальная и гиперупругие модели: неогуковская, Муни-Ривлина, Огдена, полиномиальная и Веронда-Вестманн. Расчеты производили в системе компьютерной алгебры Mathcad 15.0 и многоцелевом пакете программ ANSYS 2022 R2. Оценивали точность моделирования. Выявлено, что неогуковская модель плохо подходит для описания механических свойств тканей десен и слизистой оболочки. Из-за морфологических и гистологических сходств мягких тканей ротовой полости свиньи и полости рта человека это исследование характеризует биомеханическое поведение тканей свиньи in vitro в качестве репрезентативной модельной системы. Полученные сведения могут быть полезны при решении задач мягкотканной пластики.
Ключевые слова: десна, слизистая оболочка, упругость, прочность, гиперупругость.

REGIONAL BIOMECHANICAL VARIABILITY AND HYPERELASTICITY OF GINGIVAL TISSUES

E.A. Chizhmakov[1], K.G. Karakov[2], S.A. Muslov[1], A.V. Em[2], S.D. Arutyunov[1]
[1]A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, Russia
[2]Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia

Annotation. We studied deformation, strength and hyperelastic properties of gingival tissues. The following sections of the gingivae were considered as objects of study: BAG – buccal attached gingiva, BAM – buccal alveolar mucosa, BM – buccal mucosa, LAG – lingual attached gingiva, LAM – lingual alveolar mucosa. We also applied literature data obtained on samples from young (6-9 months) pigs. It has been established that the deformation and strength properties of gingival tissues correlate with their structure at the micro level and the ratio of collagen and elastin fibers to the following coefficients: R^{σ}=89.59%, $R^{K_{IC}}$=89.86%, R^{E}=90.75%, R^{ε}= -62.24% и $R^{\varepsilon_{crit}/\varepsilon_{max}}$= -35.22%. Linear, bilinear, exponential and hyperelastic models were analyzed: neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Ogden, polynomial and Veronda-Westmann. Calculations were performed using the Mathcad 15.0 computer algebra system and the ABSYS 2022 R2 multipurpose software package. The accuracy of the simulation was evaluated. The neo-Hookean model is poorly suited to describe the mechanical properties of gingival tissues and mucosa. Due to the morphological and histological similarities between the soft tissues of the porcine oral cavity and the human oral cavity, this study characterizes the biomechanical behavior of porcine tissues in

vitro as a representative model system. The information obtained can be useful in solving problems of soft tissue plastic surgeries.

Keywords: gingivae, mucous membrane, elasticity, strength, hyperelasticity.

Введение. Мягкие ткани полости рта представляют собой сложные биологические системы, по-разному реагирующие на физиологические нагрузки. Они подвергаются различным механическим силам, в том числе сжатию, растяжению, сдвигу и трению, возникающим во время жевания, речи, слюноотделения, чистки зубов и т.д. [1]. Среди мягких тканей полости рта важна десна – сложное анатомическое образование, которое окружает шейку зуба со всех сторон. Среди мягких тканей полости рта десна больше всего привлекает внимание из-за разногласий между клиницистами относительно необходимости или необходимого количества кератинизированной десны для поддержания здоровья вокруг естественных зубов и зубных имплантатов [2-5]. В литературе есть определенные различия в интерпретации анатомо-физиологического строения десен, в данной статье будем придерживаться терминологии, данной авторами [6] и представленной на рисунке 1.

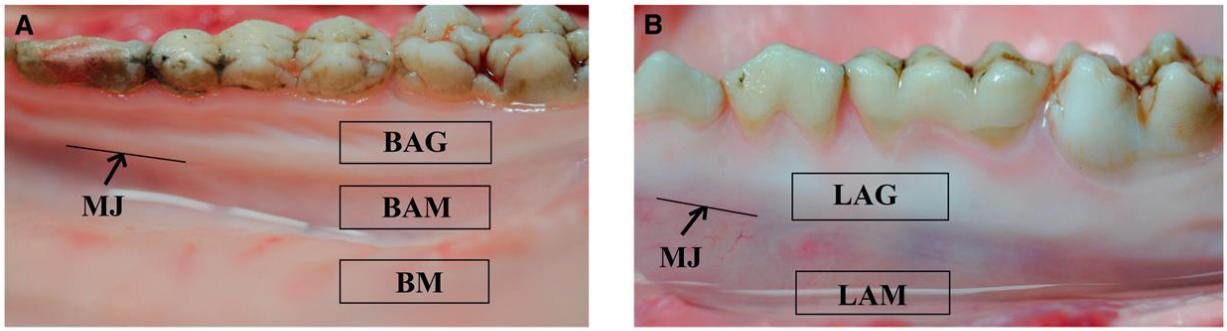


Рис. 1. Мягкие ткани ротовой полости свиней, извлеченные из щечной (A) и язычной (B) частей нижних челюстей свиней

Примечание: BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка [6]; мукогингивальное соединение (MJ) – место перехода прикреплённой десны в свободную подвижную слизистую оболочку, покрывающую альвеолярную часть нижней челюсти (НЧ)

Десну покрывает слизистая оболочка, состоящая из многослойного плоского эпителия и собственной пластины. В области зубов мягкие ткани представлены двумя типами слизистой оболочки: десной и альвеолярной слизистой оболочкой. Первый тип имеет прикрепление и кератинизацию, а второй подвижен и некератинизирован. Прикрепленная десна, которая непосредственно испытывает сильные механические воздействия, особенно во время процесса жевания, прочно прикрепляется к нижележащему цементу и альвеолярной кости [7]. Кроме того, сильно ороговевший многослойный эпителий позволяет ткани сопротивляться деформации под действием сил различной природы [8]. И наоборот, альвеолярная и щечная слизистые оболочки, которые имеют уменьшенное воздействие абразивных сил, относительно свободно прикреплены к подлежащей кости и имеют неороговевающий эпителий [9-10]. Подвижная слизистая оболочка менее устойчива к механическим нагрузкам. Ультраструктура различных мягких тканей полости рта соответствует их специфической функции. Коллагеновые волокна в прикрепленной десне, отвечающие за объемное растяжение тканей, толще (42±12 μ у пациентов 50-75 лет [11]) по сравнению с таковыми у

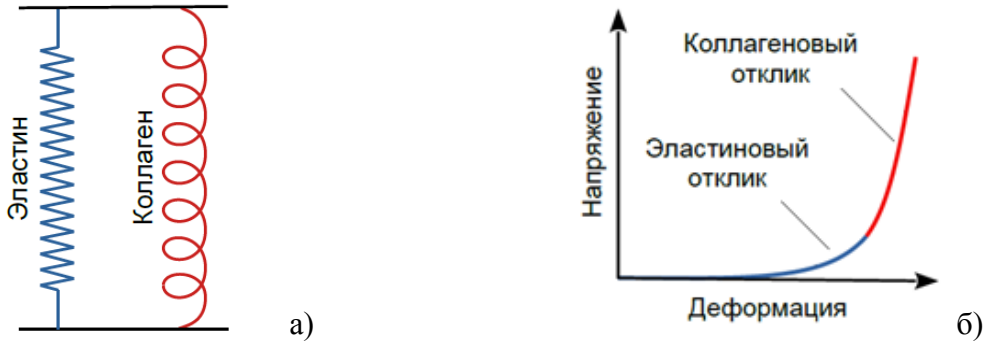
соседних тканей слизистой оболочки, а сама прикреплённая десна плотнее [12-13]. Как известно, в мягких тканях коллаген ограничивает деформацию и защищает ткани от повреждений. И наоборот, эластичные волокна (от 2,0±0,5 до 3,2±0,6 μ), обеспечивающие гибкость ткани при растягивающих и скручивающих движениях, в изобилии содержатся в соединительной ткани альвеолярной слизистой оболочки с постепенным снижением плотности по направлению к соединительным тканям [14]. Соединительная ткань слизистой оболочки щеки обладает рыхлой волокнистой сетью, которая в меньшей степени содержит коллагеновые волокна, но относительно богата эластиновыми [15]. Однако заметим, что протеогликаны, гиалуроновая кислота и гликопротеины весьма эффективно сопротивляются силам сжатия и растяжения, сохраняя при этом гидратацию тканей [16]. Таким образом, деформационные и прочностные свойства, а значит и биомеханику десны в большей части обеспечивает содержание коллагеновых и эластиновых волокон.

Десна – уязвимое анатомо-физиологическое образование, которое часто подвергается различным физико-механическим воздействиям и на фоне общего состояния здоровья человека воспаляется, что ведет к разрушению связочного аппарата зуба, подвижности и в случае отсутствия лечения, а также в силу биомеханических закономерностей – потере зуба. Поэтому важно знать не только морфофизиологические особенности, но и биомеханические характеристики десны для профилактики возможных ее повреждений и разрушений, а также целенаправленного лечения. Как с клинической точки зрения, так и с точки зрения разработки материалов, количественный механический анализ мягких тканей полости рта также важен при разработке новых материалов, имитирующих поведение естественных тканей [18].

Методы и организация исследования. Механические испытания были проведены авторами Selda Goktas et al [6]. Были получены нижние челюсти от 25 свиней в возрасте от 6 до 9 месяцев с нормальными тканями полости рта. Щечно-прикрепленная десна, щечная альвеолярная слизистая оболочка, щечная слизистая оболочка, язычно-прикрепленная десна и язычная альвеолярная слизистая были иссечены в течение 24 часов после умерщвления животных. Полный комплекс мягких тканей рассекали от эпителия до кости, включая надкостницу, и хранили в фосфатно-солевом буфере PBS (0.15 M, pH 7.4), содержащем 0,2% пенициллина при 4°C не более чем 3 дня до проведения механических экспериментов. Перед тестированием толщину полосок тканей (n=9 в каждом сете испытаний) измеряли электронным цифровым штангенциркулем, она составляла 1,31±0,26 мм (язычно-прикрепленная десна LAG); 1,60±0,20 мм (щечно-прикрепленная десна BAG); 1,95±0,42 мм (язычная слизистая оболочка альвеолярной части LAM); 2,45±0,25 мм (щечная слизистая оболочка альвеолярной части BAM) и 2,96±0,38 мм (слизистая оболочка щеки BM).

Анализ полученных кривых включал измерение предела прочности и модуля Юнга тканей, при этом, к сожалению, методика измерения модуля Юнга авторами не описана. В нашем исследовании расчет упругих свойств в линейной, билинейной и экспоненциальной модели проводился с помощью системы компьютерной алгебры Mathcad 15.0 и её встроенной функции *genfit*. Линейная модель весьма популярна из-за своей простоты и единственности параметра, в роли которого выступает модуль Юнга [19]. Двухфазная билинейная модель (рис. 2) довольно часто применяется по причине бимодульного характера деформационных свойств биологических материалов (как следует из литературы, на начальной стадии растяжения тканей

«работает» только эластиновая матрица с низким модулем упругости, она является несущим элементом, а коллагеновые волокна всё ещё волнистые и лишь при $\varepsilon=\varepsilon_{кр}$ «включаются» в процесс деформирования, они гораздо более «жесткие», и это сопровождается ростом модуля Юнга E и снижением податливости материала 1/E) [20-22].



а) б)

Рис. 2. Схематическое изображение коллаген-эластинового механизма деформации (а); соответствующая диаграмма «напряжение-деформация» (б)

Наконец, экспоненциальное приближение рекомендовано биомеханиками вследствие установленной опытным путем линейной зависимости $dT/d\lambda=\alpha(T+\beta)$, где $\sigma=P/A=P\lambda/A_0=T\lambda$ – истинное напряжение (Эйлера), T – условное (инженерное) напряжение, $\lambda=\varepsilon+1$ – кратность деформации, α и β – коэффициенты, A и A_0 – площадь поперечного сечения образца в деформированном и исходном состоянии [23-24]. При интегрировании она дает уравнение (3). Другие формы записи уравнения $\sigma=\sigma(\varepsilon)$: $\varepsilon^2=a\sigma^2+b\sigma$ (Wertheim, 1847) [25], $\varepsilon=a\sigma^n$ (Morgan, 1960) [26], $\sigma=k\varepsilon^d$ (Kenedi, 1964) [24], $\varepsilon=C+k\sigma^b$ и $\varepsilon=x+y\lg\sigma$ (Ridge and Wright, 1964) [27] не получили широкого применения.

В результате опытные кривые σ-ε аппроксимировались функциями:

Модель:	Закон деформирования:	
Линейная	$\sigma = E_{лин}\cdot\varepsilon$	(1)
Билинейная	$\sigma = E_1\cdot\varepsilon + E_2\cdot(\varepsilon - \varepsilon_{кр})\cdot\theta(\varepsilon_{кр})$	(2)
Экспоненциальная	$\sigma = a\cdot(e^{b\cdot\varepsilon} - 1),$	(3)

где E – модуль Юнга в линейной модели, $\theta=\theta(x)$ – ступенчатая функция Хэвисайда (равная нулю при $x<0$ и единице при $x\geq 0$), $E_1=E_{мин}$, $E_2=E_{макс}$ в билинейной модели, *a* и *b* соответствовали наибольшей точности аппроксимации, $e\approx 2{,}72$ – основание натуральных логарифмов. Значения упругих модулей в экспоненциальной модели определяли по формулам:

$$E_1 = E_{мин} = a\cdot b, \quad (4)$$

$$E_{ср} = \frac{1}{\varepsilon_{макс} - 0}\int_0^{\varepsilon_{макс}} E(\varepsilon)d\varepsilon = \frac{1}{\varepsilon_{макс}}\int_0^{\varepsilon_{макс}} a\cdot b\cdot e^{b\varepsilon}\,d\varepsilon = \frac{a}{\varepsilon_{макс}}(e^{b\cdot\varepsilon_{макс}} - 1), \quad (5)$$

$$E_2 = E_{макс} = a\cdot b\cdot e^{b\varepsilon_{макс}} \quad (6)$$

Пределы прочности и предельную деформацию образцов тканей вычисляли с помощью функций *max(σ)* и *max(ε)*, где σ – механическое напряжение, МПа, ε – относительная деформация. Параметры гиперупругих свойств материалов рассчитывали в системе Mathcad 15.0 с помощью встроенной функции *linfit* и в многоцелевом комплексе приложений ANSYS 2022 R2 на вкладке *Static Structural-Hyperelastic Models*.

Статистические характеристики результатов включали среднюю квадратичную ошибку (СКО), максимальную абсолютную и относительную ошибки, коэффициент корреляции Пирсона опытных и расчетных данных в системе Mathcad 15.0 и параметр Residual – в комплексе ANSYS 2022 R2.

Результаты исследования и их обсуждение. *1. Упругие модули и прочность*. Численные данные линейного, билинейного и экспоненциального моделирования, а также анализа прочности и пластичности тканей на основании диаграммы «напряжение-деформация» представлены в таблицах 1 и 2 и на рисунках 3-6.

Таблица 1

Параметры линейных, билинейных и экспоненциальных моделей деформационных и прочностных свойств тканей десен. Mathcad 15.0

Отдел десны	a, МПа	b	$E_{лин}$, МПа	$E_{ср}$, МПа	E_1, МПа	E_2, МПа	$\varepsilon_{кр}$	$\varepsilon_{макс}$	$\sigma_{макс}$, МПа
BAG	0,566	4,448	6,984	9,366	2,519	23,392	0,337	0,501	4,263
BAM	0,115	6,182	2,252	2,944	0,709	7,747	0.264	0,387	1,052
BM	1,64	0,686	1,45	1,56	1,126	2,095	0,499	1,308	0,904
LAG	0,58	8,898	12,136	15,737	5,164	35,503	0,141	0,217	3,149
LAM	0,3	2,835	2,41	3,135	0,851	7,794	0,524	0,781	2,182

Примечание: BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка; красным шрифтом отмечены самые высокие показатели упругости и прочности, синим – самые низкие

Параметр $\varepsilon_{кр}$ – значение деформации, соответствующее переходу от эластинового механизма деформации к коллагеновому (при $E_1=E_2$) и «переключению» процесса деформации между модулями.

Из обсуждаемых таблицы 1 и рисунков 2-6 следует, что результаты, полученные путем выполненного моделирования, сопоставимы с данными, представленными ранее в [6].

Все типы слизистой оболочки (BAG-LAM)

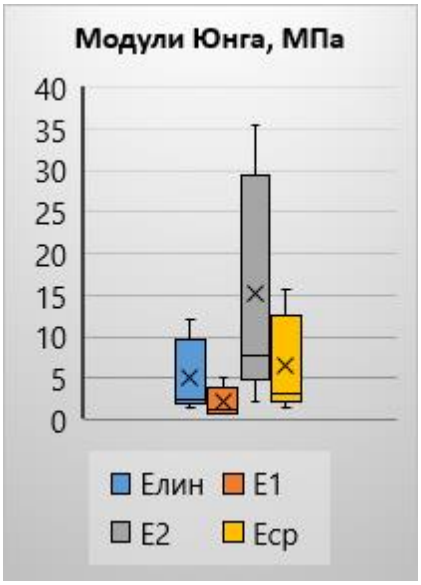


Рис. 3. Упругие модули тканей десен

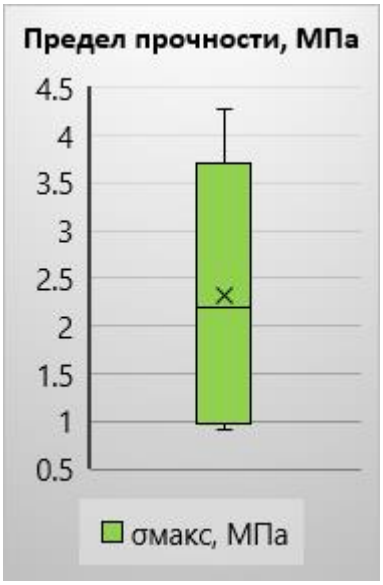


Рис. 4. Предел прочности тканей

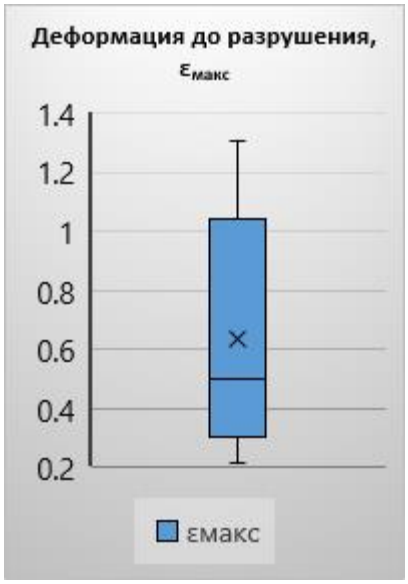


Рис. 5. Предельная деформация до разрушения

Величина прочности на растяжение буккально-прикрепленной десны BAG (4,263 МПа) была сравнимой с прочностью лингвально-прикрепленной десны LAG (3,149 МПа) и значительно выше прочности всех других протестированных слизистых областей полости рта ($p<0,05$ по данным ANOVA в [6]). Была обнаружена сильная корреляционная связь между случайными факторами «предел прочности» и «локализация (структура) отдела десны или слизистой» R^{σ}=89,59%, «вязкость разрушения и локализация (структура) отдела десны или слизистой» $R^{K_{IC}}$=89,86%. Шкалирование 2-го фактора производили на основании данных [11], согласно которым доля площади, занимаемой в тканях середины десны (mid-gingiva) волокнами коллагена – от 60±5% (10-25 лет) до 80±6% (50-75 лет), а доля площади, занимаемой фракцией «эластиновые волокна» – 8,2%±3,8%.

Таблица 2

Статистические параметры экспоненциальных моделей слизистой оболочки десен Mathcad 15.0

Отдел десны	Стандартное отклонение (SD), МПа	Макс. абсол. ошибка, МПа	Макс. относит. погрешность (δ), %	Коэффициент корреляции Пирсона (R)
BAG	0,303	0,531	12,459	0,9834
BAM	0,07	0,129	12,302	0,9872
BM	0,079	0,135	10,307	0,9894
LAG	0,178	0,3	9,527	0,9912
LAM	0,2	0,306	14,004	0,9773

Примечание: BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка

Язычно-прикрепленная десна LAG проявила максимальную жесткость при растяжении (значения модуля Юнга $E_{лин}$=12,136, $E_{ср}$=15,737, E_1=5,164, E_2=35,503 МПа соответственно), ненамного ниже оказалась жесткость щечно-прикрепленной десны BAG: $E_{лин}$=6,984, $E_{ср}$=9,366, E_1=2,519, E_2=23,392 МПа. Данные показатели упругости значительно выше, чем у слизистой оболочки альвеол BAM, LAM (как язычной, так и щечной области) и щечной слизистой оболочки BM ($p<0,05$ по данным ANOVA в [6]). Однако не было существенной разницы в жесткости между обеими альвеолярными слизистыми оболочками (BAM, LAM) и слизистой оболочки щеки (BM). Для всех отделов десны и слизистых выполнялось неравенство $E_1<E_{лин}<E_{ср}<E_2$, при этом $E_{лин}$ и $E_{ср}$ были одного порядка по величине и даже в ряде случаев приблизительно равны ($E_{лин}\approx E_{ср}$). Усредненный коэффициент корреляции R^E между случайным фактором «жесткость» и локализацией (структурой) отдела десны или слизистой составил 90,75%, что означает наличие сильной корреляционной связи между признаками.

Максимальную пластичность (определяли по величине $\varepsilon_{макс}$) продемонстрировала щечная слизистая оболочка BM ($\varepsilon_{макс}$= 130,8%), минимальную – ткани язычно-прикрепленной десны LAG ($\varepsilon_{макс}$=21,7%). Установлена корреляционная связь средней силы между пластичностью и локализацией (структурой) тканей R^{ε}=-62,24%. Слабую степень корреляции выявили у переменных «локализация (структура)» и отношение $\varepsilon_{кр}/\varepsilon_{макс}$ – 35,22%.

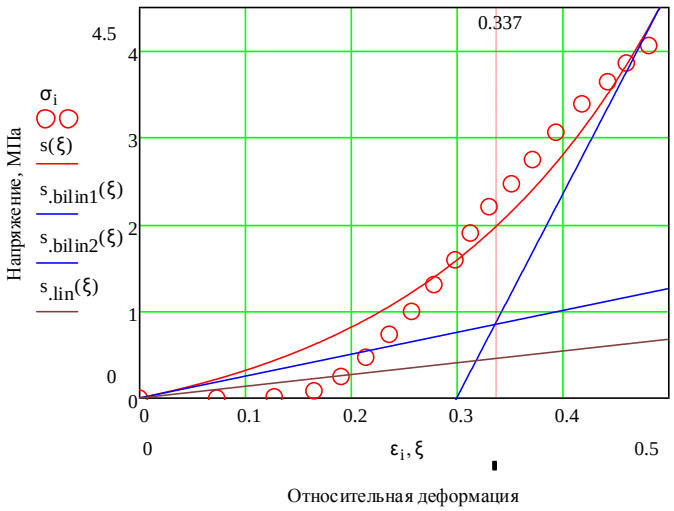


Рис. 6. Линейная, билинейная и экспоненциальная модели тканей BAG (щечно-прикрепленной десны). Mathcad 15.0

Максимальное растяжение до образования шейки и разрушения (в 2,3 раза) показали образцы слизистой оболочки щеки (BM), минимальное (всего на 21,7%) – образцы язычно-прикрепленной десны (LAG). Значения $\varepsilon_{кр}$ (деформации, характеризующей точку перехода от эластинового способа деформации к коллагеновому при $E_1=E_2$) варьировались при среднем значении 0,353 от 0,141 (LAG) до 0,524 (LAM), т.е. почти в 4 раза. Это существенно отличается от значений E_1=0,05, E_2 = 8 МПа и ε_{12} = 0,075 [21] и E_1=0,05, E_2=0,18 МПа и ε_{12}=6,4% [22], принятых при моделировании свойств периодонтальной связки PDL премоляров и многокорневых зубов соответственно. В наших исследованиях PDL центральных и боковых резцов в пришеечном, среднем и апикальном отделах были получены следующие (в среднем) данные: E_1=0,87, E_2=6,78 МПа и $\varepsilon_{кр}$=0,233 [28], для слизистой оболочки полости рта: $E_1=5{,}768\cdot10^{-4}$, E_2=28,488 МПа, $\varepsilon_{кр}$=0,302.

Таким образом, самой прочной, жесткой и одновременно хрупкой по данным таблицы 1 оказалась мягкая ткань язычно-прикрепленной десны (LAG). Практически все обратные параметры продемонстрировали мягкие биологические ткани слизистой оболочки щеки (BM).

Все примененные алгебраические модели продемонстрировали хорошую релевантность с результатами механических испытаний. Средние стандартные отклонения SD составили 0,651, 0,362 и 0,2 МПа для линейной, билинейной и экспоненциальной модели, средние коэффициенты корреляции между расчетными и опытными данными – 0,971, 0,971 и 0,985 соответственно. В билинейной модели значение SD рассчитывали по формулам:

$$Bi1 := \sqrt{\frac{1}{\sum(\varepsilon < \varepsilon_{.кр}) - 1} \cdot \sum_{i=1}^{\sum(\varepsilon<\varepsilon_{.кр})} \left(s_{.bilin1}(\varepsilon_i) - \sigma_i\right)^2} = 0.649,$$

$$Bi2 := \sqrt{\frac{1}{\sum(\varepsilon \geq \varepsilon_{.кр}) - 1} \cdot \sum_{i=\sum(\varepsilon<\varepsilon_{.кр})+1}^{длина(\varepsilon)} \left(s_{.bilin2}(\varepsilon_i) - \sigma_i\right)^2} = 0.773,$$

$$Bi := \left(Bi1^2 + Bi2^2\right)^{0.5} = 1.009.$$

Наряду с деформационными и прочностными характеристиками, описанными с помощью таблицы 1, была выполнена оценка энергетических показателей и вязкости разрушения деформированных образцов тканей десны.

Работа разрушения (она же энергия, запасенная образцами перед разрушением W_f), удельная энергия разрушения J_C и вязкость разрушения K_{IC} (количественное выражение устойчивости к хрупкому разрушению) рассчитывались по формулам (7-9):

Работа разрушения: $$W_f = \int_0^{\max(\varepsilon)} \sigma(\varepsilon)d\varepsilon \quad (7)$$

Удельная энергия разрушения: $$J_C = W_f \cdot l_0 \quad (8)$$

Вязкость разрушения материалов K_{IC} (связана с энергетическими характеристиками разрушения): $$K_{IC} = (E_{ср} \cdot J_C)^{0.5} \quad (9)$$

Как известно, общая работа разрушения композиционного материала W_f, в том числе биокомпозита, состоит из нескольких слагаемых, среди которых такие специфические механизмы рассеяния энергии, как вытягивание волокон из своих гнезд, разрушение связи по поверхности «волокно-матрица» и работа пластической деформации. Удельная энергия разрушения J_C геометрически равна площади фигуры под кривой $\sigma=\sigma(l)$, где l – длина образца. При большой вязкости разрушения K_{IC} материал будет разрушаться пластичным образом, при низкой – хрупко. Результаты вычислений обобщены в таблице 3.

За счет высокого упругого модуля наибольшей вязкостью разрушения и удельной энергией разрушения среди исследованных материалов обладают ткани щёчно-прикрепленной десны BAG (465,6 кПа·м$^{1/2}$) и 23,145 кДж/м^2 соответственно, что одного порядка с аналогичными значениями J_C 20,4 и 30,4 кДж/м^2, установленными для кожи свиней [29].

Таблица 3

Энергетические характеристики и вязкость разрушения тканей отделов десны

Отдел десны	Работа разрушения	Удельная энергия разрушения	Вязкость разрушения
	W_f, МДж/м^3	J_C, кДж/м^2	K_{IC}, Па·м$^{1/2}$
BAG	0,771	23,145	$4{,}656 \cdot 10^5$
BAM	0,14	4,192	$1{,}111 \cdot 10^5$
BM	0,573	17,18	$1{,}637 \cdot 10^5$
LAG	0,257	7,723	$3{,}486 \cdot 10^5$
LAM	0,629	18,88	$2{,}433 \cdot 10^5$

Примечание: BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка

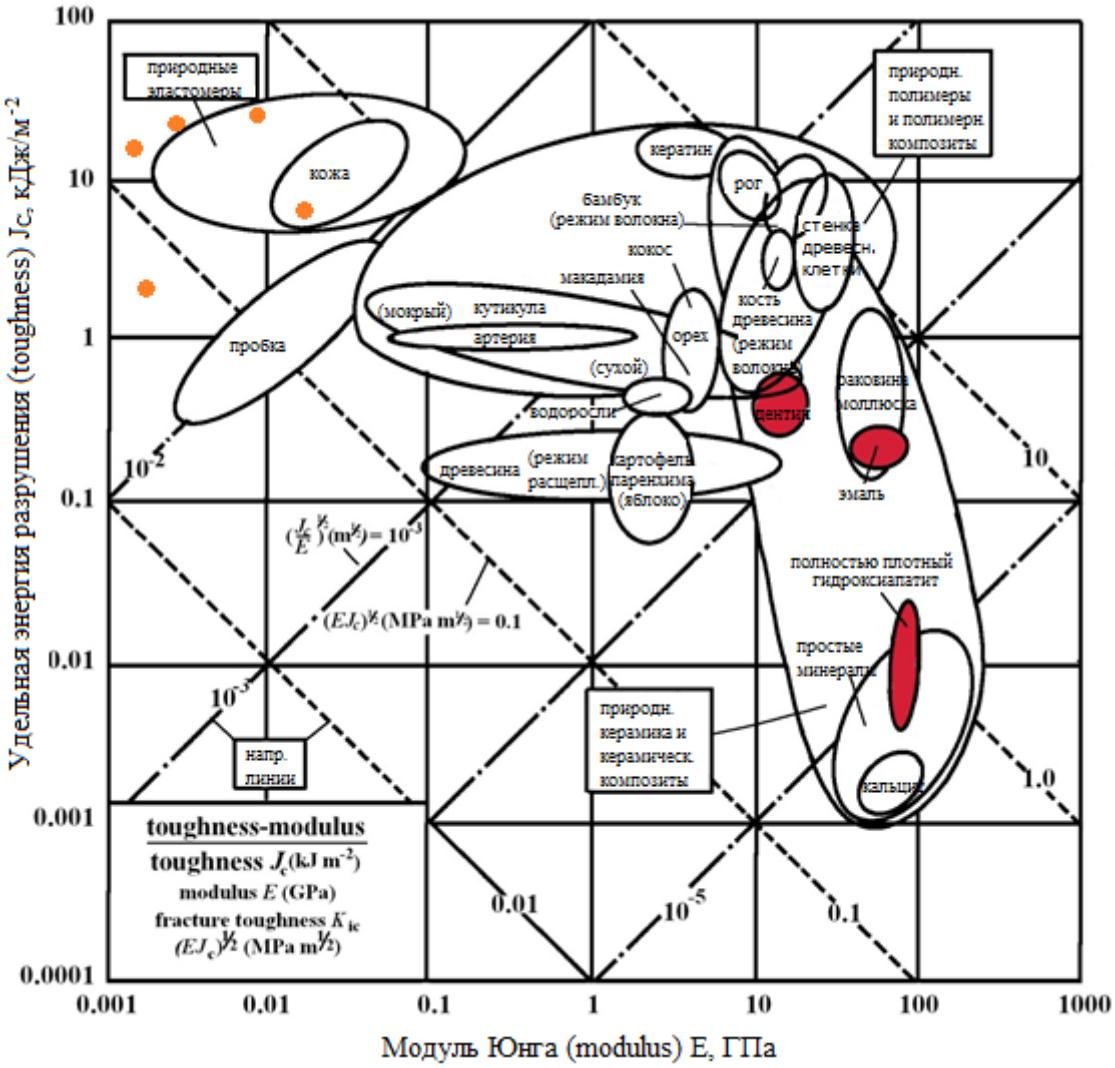


Рис. 7. Диаграмма «удельная энергия разрушения – модуль Юнга (toughness, J_C – Young modulus, E)» материалов, в том числе протеинов и минералов (гидроксиапатита – минеральной составляющей зубов), кожи, а также протеин-минеральных композитов эмали, дентина и др.

Примечание: на основании данных [30-32]; исследованные ткани десен обозначены оранжевыми маркерами

Представляет интерес диаграмма на рисунке 7, на осях которой отложены удельная энергия разрушения J_C и модуль Юнга E различных материалов и биотканей. Эта диаграмма содержит области, занимаемые тканями: костной (bone), дентином (dentine) и эмалью (enamel), а также природными эластомерами (natural elastomers), кожей (skin), керамикой (ceramic), гидроксиапатитом (hydroxyapatite) и др. Видно, что ткани десен, по данным выполненных исследований, расположены ожидаемо внутри области или рядом с природными эластомерами и кожей, что косвенно подтверждает правильность выполненных измерений и подсчетов.

2. Гиперупругие модели. Все мягкие биологические ткани, в том числе полости рта человека и животных, гиперупругие. Результаты расчета параметров гиперупругих моделей (“fitting”) представлены в таблице 4 и на рисунке 8, а их статистические показатели – в таблице 5.

Таблица 4

Параметры гиперупругих моделей (Mathcad 15.0)

Неогуковская модель					
Отдел десны	μ, МПа				
BAG	3,045	–	–	–	–
BAM	0,946	–	–	–	–
BM	0,732	–	–	–	–
LAG	4,63	–	–	–	–
LAM	1,17	–	–	–	–
Модель Муни-Ривлина 2-параметрическая					
Отдел десны	C_{10}, МПа	C_{01}, МПа			
BAG	8,642	-9,761	–	–	–
BAM	3,152	-3,491	–	–	–
BM	0,866	-0,824	–	–	–
LAG	19,401	-19,849	–	–	–
LAM	2,624	-3,238	–	–	–
Модель Огдена 1-го порядка (через дробь данные ANSYS 2002 R2)					
Отдел десны	μ, МПа	α			
BAG	0,19/0,234	7,966/8,401	–	–	–
BAM	0,056/0,053	9,139/10,41	–	–	–
BM	0,216/0,226	3,057/3,891	–	–	–
LAG	0,277/0,293	13,008/13,64	–	–	–
LAM	0,07/0,10	6,22/6,55	–	–	–
Полиномиальная модель 2-го порядка					
Отдел десны	C_{10}, МПа	C_{01}, МПа	C_{20}, МПа	C_{02}, МПа	C_{11}, МПа
BAG	-40,579	42,426	54,738	176,96	-185,315
BAM	-14,356	14,948	24,786	77,585	-83,979
BM	0,154	-0,179	0,111	1,737	-1,025
LAG	-51,927	52,712	$2{,}122 \cdot 10^3$	$3{,}307 \cdot 10^3$	$-5{,}25 \cdot 10^3$
LAM	-6,486	7,077	-6,635	-7,838	17,553
Модель Веронда-Вестманн					
Отдел десны	C_1, МПа	C_2, МПа	C_3, МПа		
BAG	1,032	-3,922	3,667	–	–
BAM	0,236	-5,133	1,115	–	–
BM	0,3	-2,302	0,784	–	–
LAG	0,186	-22,201	3,845	–	–
LAM	1,091	-1,704	1,752	–	–

Примечание: μ, α, C_{10}, C_{01}, C_{11}, C_{20}, C_{02} – материальные константы гиперупругих моделей; BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка

Таблица 5 содержит информацию о точности представления механических свойств тканей различных отделов десны с помощью гиперупругих моделей. Она позволяет ответить на важный для применения гиперупругих моделей вопрос: насколько точно они отражают реальное механическое поведение материала.

Таблица 5

Статистические параметры гиперупругих моделей слизистой оболочки десен Mathcad 15.0 и ANSYS 2022 R2

Гиперупругая модель (постоянные модели)		Отдел десны	Стандартное отклонение, SD, МПа	Макс. абсол. ошибка	Макс. относит. погрешность, δ, %	Коэффициент корреляции Пирсона, R
Неогуковская (μ)	Mathcad	BAG	0,806	1,233	28,929	0,929
		BAM	0,201	0,331	31,439	0,921
		BM	0,154	0,254	19,409	0,979
		LAG	0,474	0,701	22,267	0,951
		LAM	0,475	0,732	33,551	0,905
	ANSYS (res.)	BAG	11,967			
		BAM	0,443			
		BM	0,467			
		LAG	3,461			
		LAM	3,603			
Муни-Ривлина (C_{10}, C_{01})	Mathcad	BAG	0,148	0,26	6,097	0,995
		BAM	0,038	0,06	5,733	0,995
		BM	0,059	0,104	7,948	0,992
		LAG	0,1	0,192	6,104	0,995
		LAM	0,105	0,183	8,397	0,992
	ANSYS (res.)	BAG	0,381			
		BAM	0,016			
		BM	0,067			
		LAG	0,144			
		LAM	0,177			
Огдена 1-го порядка (μ, α)	Mathcad	BAG	0,329	0,525	12,314	0,9767
		BAM	0,077	0,126	11,936	0,9847
		BM	0,091	0,159	12,152	0,9801
		LAG	0,201	0,321	10,186	0,983
		LAM	0,217	0,35	16,048	0,9651
	ANSYS (res.)	BAG	1,932			
		BAM	0,064			
		BM	0,155			
		LAG	0,570			
		LAM	0,675			
Полиномиальная (C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02}, C_{11})	Mathcad	BAG	0,032	0,042	0,988	0,9998
		BAM	0,013	0,014	1,351	0,9995
		BM	0,016	0,033	2,508	0,9994
		LAG	0,027	0,056	1,777	0,9997
		LAM	0,02	0,039	1,777	0,9997
	ANSYS (res.)	BAG	0,017			
		BAM	0,0018			
		BM	0,0048			
		LAG	0,0105			
		LAM	0,0062			

Продолжение таблицы 5

Veronda-Westmann (C_1, C_2, C_3)	Mathcad	BAG	0,068	0,161	3,782	0,999
		BAM	0,024	0,042	3,992	0,9982
		BM	0,018	0,038	2,921	0,9992
		LAG	0,03	0,055	1,746	0,9996
		LAM	0,07	0,118	5,398	0,9964

Примечание: BAG – щечно-прикрепленная десна; BAM – щечная альвеолярная слизистая оболочка; BM – слизистая оболочка щеки; LAG – язычно-прикрепленная десна; LAM – язычная альвеолярная слизистая оболочка; μ, α, C_{10}, C_{01}, C_{11}, C_{20}, C_{02} – материальные константы гиперупуругих моделей; res. – residual (рус. Остаток, ошибка). В ANSYS вычисляется согласно формуле: $\text{Residual error} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}(\sigma_E^i - \sigma_M^i)^2}{N-1}}$

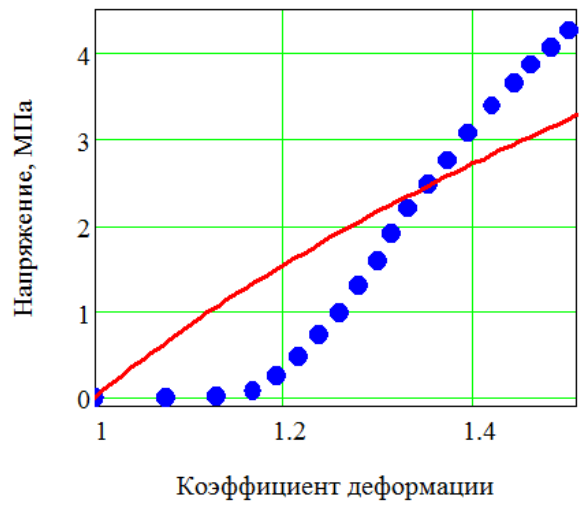
Хорошо видно, что практически все модели удовлетворительно соответствуют опытным данным (рис. 8). Пожалуй, наименее походит для моделирования самая простая неогуковская модель с устанавливающим уравнением $\sigma_{инж}=2\mu(\lambda-1/\lambda^2)$ и единственным параметром μ. Как известно, неогуковская модель и модель Муни-Ривлина – первые разработанные гиперупругие модели материалов.

Поскольку все рассмотренные модели одновременно в тексте разместить сложно, в качестве примера продемонстрированы гиперупругие модели тканей прикрепленной десны со стороны щечной поверхности BAG (с одной точкой перегиба на кривой σ-ε) и сводная диаграмма моделей тканей десен соседней щечной альвеолярной слизистой оболочки (BAM).

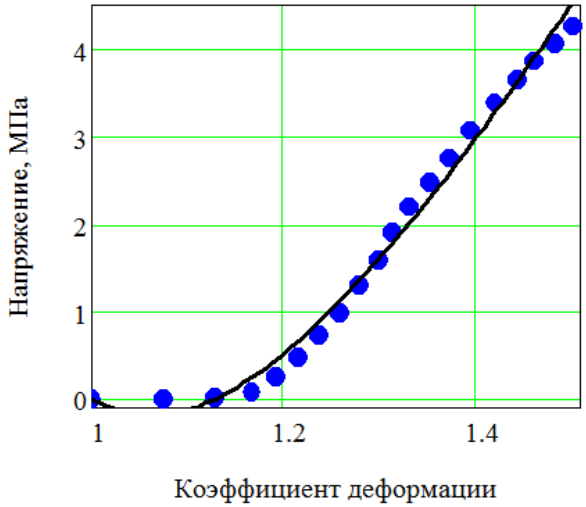
Полный анализ таблицы статистических параметров показал, что наиболее точно представляет биомеханические свойства мягких тканей десны гиперупругая полиномиальная модель 2-го порядка с материальриальными постоянными C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02}, C_{11}. Усреднённые статистические параметры этой модели составили: средняя квадраратичная ошибка (СКО) – 0,0216 МПа, максимальная абсолютная ошибка – 0,0368 МПа, максимальная относительная ошибка – 1,68%, коэффициент корреляции опытных и расчетных данных в системе Mathcad 15.0 – 0,99962 и параметр Residual в комплексе ANSYS 2022 R2 – 0,0086 МПа.

Наименее релевантно отражает механическое поведение изученных биологических объектов простая 1-параметрическая гиперупругая неогуковская модель со средними показателями: средняя квадратичная ошибка (СКО) – 0,422 МПа, максимальная абсолютная ошибка – 0,6502 МПа, максимальная относительная ошибка – 27,12%, коэффициент корреляции опытных и расчетных данных – 0,937, параметр Residual – 3,99 МПа, что, как видим, на 1-2 порядка хуже, чем у 5-параметрической полиномиальной модели.

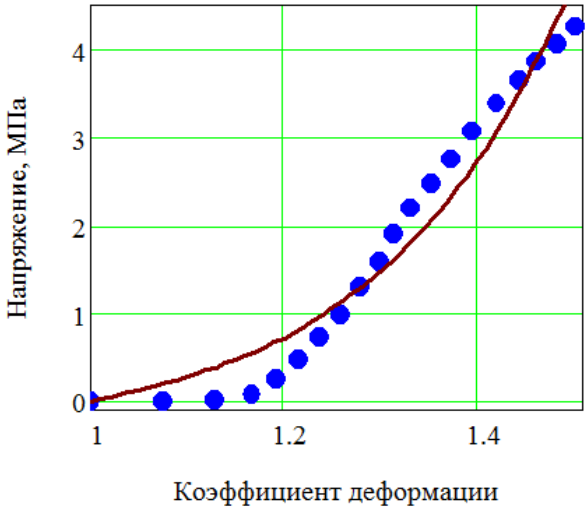
Отметим, что данные расчета гиперупругих свойств с помощью системы компьютерной алгебры Mathcad 15.0 и многоцелевого комплекса программ ANSYS 2022 R2 практически (за исключением модели Огдена) совпали, что косвенно подтверждает корректность процедур вычислений. В частности, матрица материальных констант моделей K вычислялась из алгоритма K= linfit (λ, σ, F), где λ=ε+1, σ(t)=F(t)·K, {λ} и {σ} – матрицы коэффициента деформации и механического напряжения соответственно, F=F(λ) – устанавливающее уравнение модели [33-35].



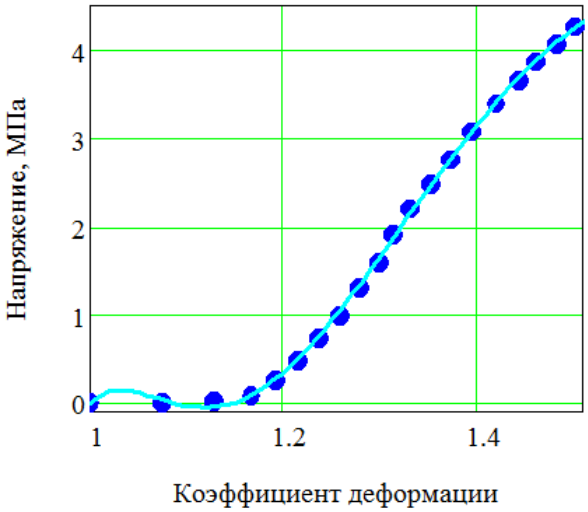
а) Неогуковская модель, BAG



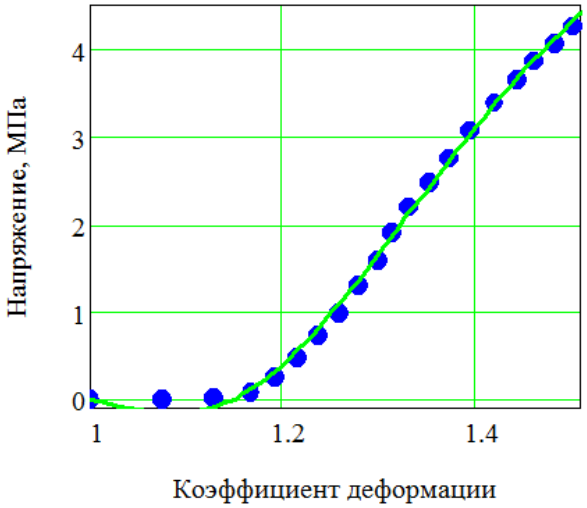
б) Модель Муни-Ривлина, BAG



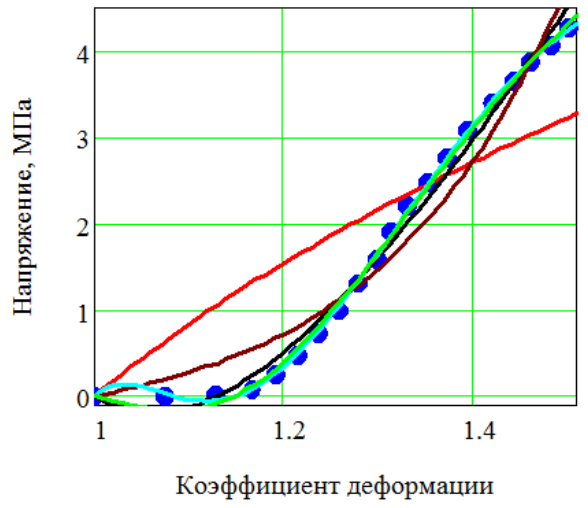
в) Модель Огдена, BAG



г) Полиномиальная модель, BAG



д) Модель Веронда-Вестманн, BAG



е) Все модели, BAM

Рис. 8. Эмпирические данные (точками) и гиперупругие модели мягких тканей десны (а-д), щечно-прикрепленная десна (BAG); е) все гиперупругие модели щечной альвеолярной слизистой оболочки (BAM)

Представленные здесь результаты биомеханических испытаний могут иметь важное для клиники значение, а более глубокое понимание биомеханики периодонтальных тканей может способствовать успеху процедур трансплантации мягких тканей рта, например, при вестибулопластике [36]. При этом понимание функциональной механики десневых тканей должно позволить поставить правильные цели для биомедицинских инженеров при разработке улучшенных материалов с соответствующими свойствами, имитирующих свойства природных тканей.

Заключение:

1. Рассмотрены различные модели упругих свойств мягких тканей десны. Поскольку морфологические и гистологические особенности мягких тканей, прилежащих к полости рта человека и ротовой полости свиньи, схожи, анализировались данные, полученные на последних.

2. Установлена статистически значимая биомеханическая изменчивость определенных различных отделов десневых тканей, в то время как другие отделы по механическим свойствам различаются незначимо.

3. Параметры механических свойств мягких тканей полости рта соответствуют результатам предыдущего исследования и являются функцией строения и локализации тканей десен в ротовой полости.

4. Установлено, что деформационные и прочностные свойства исследованных биотканей коррелируют с их микроструктурой и соотношением коллагеновых и эластиновых волокон. По данным линейной, билинейной и экспоненциальной моделей, самой прочной, жесткой и более хрупкой оказалась мягкая ткань прикрепленной десны с язычной стороны LAG. Практически все обратные параметры (5 из 6) продемонстрировали биологические ткани слизистой оболочки щеки ВМ (как наименее прочные, наименее жесткие и наиболее пластичные). Таким образом, исследование ясно показало, что прикрепленная десна значительно жестче и устойчивее к механическим нагрузкам, чем участки неороговевающей слизистой оболочки полости рта. Коэффициенты корреляции составили R^{σ}=89,59%, $R^{K_{IC}}$ =89,86%, R^{E}=90,75%, что означает наличие сильной корреляционной связи. Установлена корреляционная связь средней силы между пластичностью и локализацией (структурой) тканей R^{ε}=-62,24%. Слабая корреляция обнаружена у факторов «локализация (структура)», отношение $\varepsilon_{кр}/\varepsilon_{макс}$ – 35,22%.

5. Рассчитаны параметры гиперупругих моделей (неогуковская, Муни-Ривлина, Огдена, полиномиальная и Веронда-Вестманн) мягких тканей рассмотренных отделов десневого аппарата полости рта. Оценена релевантность применения тех или иных гиперупругих моделей. По соответствию реальным свойствам тканей десен они выше, чем линейная, билинейная и экспоненциальная модели.

6. Наиболее точно представляет биомеханические свойства тканей десны гиперупругая полиномиальная модель 2-го порядка с материальными постоянными C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02}, C_{11}, наименее адекватна механическому поведению изученных биологических объектов простая 1-параметрическая гиперупругая неогуковская модель (устанавливающая постоянная μ).

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Edel, A. Histologic changes following the grafting of connective tissue into human gingiva / A. Edel, J. M. Faccini // Oral Surg Oral Med Oral Pathol. – 1977. – № 43. – pp. 190-195.
2. Miyasato, M. Gingival condition in areas of minimal and appreciable width of keratinized gingiva / M. Miyasato, M. Crigger, J. Egelberg // J Clin Periodontol. – 1977. – № 4. – pp. 200-209.
3. Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants / Bouri A. Jr., Bissada N., Al-Zahrani M. S. [et al.] // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2008. – № 23. – pp. 323-326.

4. Evaluation of periimplant tissue response according to the presence of keratinized mucosa / Kim B. S., Kim Y. K., Yun P. Y. [et al] // Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. – 2009. –№ 107. – pp. e24-e28.
5. Wennstrom, J. Role of keratinized gingiva for gingival health. Clinical and histologic study of normal and regenerated gingival tissue in dogs / J. Wennstrom, J. Lindhe, S. Nyman // J Clin Periodontol. – 1981. – № 8. – pp. 311-328.
6. Goktas, S. Biomechanical Behavior of Oral Soft Tissues / S. Goktas, J. J. Dmytryk, P. S. McFetridge. // Journal of Periodontology. – 2011. – Vol. 82. – № 8. – pp. 1178-1186.
7. Orban, B. The oral mucosa / B. Orban, H. Sicher // J Dent Educ. –1946. – № 10. – P. 163.
8. Kullaa-Mikkonen, A. Scanning electron microscopic study of surface of human oral mucosa / A. Kullaa-Mikkonen // Scand J Dent Res. – 1986. – № 94. – pp. 50-56.
9. Keratin pattern in human and buccal and hard palate mucosa / H. Clausen, P. Vedtofte, D. Moe, E. Dabelsteen // Scand J Dent Res. – 1983. – № 91. – pp. 411-413.
10. Newcomb, G. M. An ultrastructural study of epithelial specialization at the porcine mucogingival junction / G. M. Newcomb // J Periodontal Res. – 1981. – № 16. – pp. 51-65.
11. Morphometric analysis of collagen and elastic fibers in normal skin and gingiva in relation to age / Gogly B., Godeau G., Gilbert S. [et al] // Clin Oral Invest. – 1997. – № 1. – pp. 147-152.
12. Lozdan, J. Studies on the mucogingival junction / J. Lozdan // Dent Pract Dent Rec. – 1970. – № 20. – pp. 379-384.
13. Быков, В. Л. Цитология и общая гистология / В. Л. Быков. – СПб.: Сотис, 2002. – 520 с. [in English] Bykov V.L. Cytology and general histology. Saint Petersburg: Sotis, 2002. 520 p.
14. Distribution and synthesis of elastin in porcine gingiva and alveolar mucosa / Bourke K. A., Haase H., Li H. [et al] // J Periodontal Res – 2000. – № 35. – pp. 361-368.
15. Meyer, J. The Structure and Function of Oral Mucosa / J. Meyer, C. A. Squier, S. J. Gerson. – Oxford: Pergamon Press, 1984. – pp. 119-179.
16. Proteoglycans and glycosaminoglycans in phenytoin-induced gingival overgrowth / Dahllof G., Mode`er T., Reinholt F. P. [et al] // J Periodontal Res – 1986. – № 21. – pp. 13-21.
17. Meyer, J. A comparison of human palatal and buccal mucosa / J. Meyer, S. J. Gerson // Periodontics. – 1964. – № 2. – pp. 284-291.
18. Cellular interactions and biomechanical properties of a unique vascular-derived scaffold for periodontal tissue regeneration / Goktas S., Pierre N., Abe K. [et al] // Tissue Eng Part A. – 2010. – № 16 – pp. 769-780.
19. Mechanical Properties of Biological Tissues. Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation / N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, M. Nordin. – Springer Science +Business Media, LLC 2012. DOI: 10.1007/978-1-4614-1150-5_15.
20. Biomechanics of oral mucosa / Chen J., Ahmad R., Li W. [et al] // J. R. Soc. Interface – 2015 – № 12. – 20 p. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325.
21. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model / Borák L., Florian Z., Bartáková S. [et al] // Dent Mater J. – 2011. – № 30(4). – pp. 448-454. DOI: 10.4012/dmj.2010-170.
22. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth / Ziegler A., Keilig L., Kawarizadeh A. [et al] // Eur. J. Orthodont. – 2005. – № 27. – pp. 333-339. DOI: 10.1093/ejo/cji020.
23. Fung, Y. C. Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues / Y. C. Fung. –Springer, 1981. – 568 p.
24. Bioengineering study of the human skin / R. M. Kenedi, T. Gibson, C. H. Daly // In Structure and Function of Connective and Sceletal Tissue / S. F. Jackson, S. M. Harkness, G. R. Tristram (eds.) – Scientific Comittee, Scotland: St. Andrews, 1964. – pp. 388-395.
25. Wertheim, M. G. Memoire sur l'elasticite et la cohesion des pricipaux tissus du corps humain / M. G. Wertheim // Ann. Chimie Phys. Paris (Ser. 3). – 1847. – № 21. – pp. 385-414.
26. Morgan, F. R. The mechanical properties of collagen fibers: stress-strain curves / F. R. Morgan // J. Soc. Leather Trades Chem. – 1960. – № 44. – pp. 171-182.
27. Ridge, M. D. Mechanical properties of skin: A bioegineering study of skin texture / M. D. Ridge, V. Wright // J. Appl. Physiol. – 1966. – № 21. – pp. 1602-1606.
28. 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. – pp. 469-478.
29. The toughness of porcine skin: Quantitative measurements and microstructural characterization / A. Pissarenko, W. Yang, H. Quan, M. Meyers.// Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical

Materials. – May 2020. – № 109. – P. 103848. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103848.
30. Fratzl, P. Hierarchical structure and mechanical adaptation of biological materials / P. Fratzl // Learning from Nature How to Design New Implantable Biomaterials. – NATO Science Series II: Mathematics, Physics and Chemistry. – 2004. – Vol. 171. – Springer, Dordrecht. – pp. 15-34.
31. Gibson, L. J. The Mechanical-Properties of Natural Materials. 1. Material Property Chart / L. J. Gibson, U. Wegst, R. Olive // Proceedings of the Royal Society of London Series a-Mathematical and Physical Sciences. – 1995. – № 450. – pp. 123-140.
32. Wegst, U. G. K. The mechanical efficiency of natural materials / U. G. K. Wegst, M. F. Ashby // Philos. Mag. – 2004. – № 84. – pp. 2167-2186.
33. 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. [In English] 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_2022_07_02_37.
34. Параметры гиперупругих моделей биологических тканей урогенитальных органов человека и животных / Муслов С. А., Солодов А. А., Караков К. Г. [и др.] // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7. – № 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2023_07_02_38. [In English] Muslov S.A., Solodov A.A., Karakov K.G., Reva I.A., Arutyunov S.D. Parameters of hyperelastic models of biological tissues in urogenital organs of human and animals. *Modern Issues of Biomedicine*, 2023, vol. 7, no. 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2022_07_02_38.
35. Механическое картирование многослойной структуры стенки желудка с помощью дифференциального упругого модуля и гиперупругих моделей / Маев И. В., Муслов С. А., Абдулкеримов З. А. [и др.] // Доказательная гастроэнтерология. – 2023. – № 12(2). – С. 5-14. DOI: 10.17116/dokgastro2023120215. [In English] 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 and hyperelastic models. *Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology*, 2023, no. 12(2), pp. 5-14. DOI: 10.17116/dokgastro2023120215.
36. Едранов, С. С. Морфогенез свободного десневого трансплантата / С. С. Едранов, Р. А. Керзиков // Российский стоматологический журнал. – 2017. – № 2 (2). – С. 111-116. DOI: 10.18821/1728-2802. [In English] Edranov S.S., Kerzikov R.A. Free gingival graft morphogenesis. *Rossiyskiy stomatologicheskiy zhurnal*, 2017, no. 2(2), pp. 111-116. DOI: 10.18821/1728-2802.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Евгений Александрович Чижмаков – ассистент кафедры технологий протезирования в стоматологии МГМСУ им. А.И. Евдокимова, Москва, e-mail: evgeniychigmakov@yandex.ru.
Карен Григорьевич Караков – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой терапевтической стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета, Ставрополь e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
Сергей Александрович Муслов – кандидат физико-математических наук, доктор биологических наук, профессор кафедры нормальной физиологии и медицинской физики МГМСУ им. А.И. Евдокимова, Москва, e-mail: muslov@mail.ru.
Александра Викторовна Эм – кандидат медицинских наук, ассистент кафедры организации стоматологической помощи, менеджмента и профилактики стоматологических заболеваний Ставропольского государственного медицинского университета, Ставрополь, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
Сергей Дарчоевич Арутюнов – Заслуженный врач РФ, Заслуженный деятель науки РФ, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой цифровой стоматологии МГМСУ им. А.И. Евдокимова, Москва, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru.

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:

Evgenij Aleksandrovich Chizhmakov – Assistant of the Department of Prosthetics Technologies in Dentistry, A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, e-mail: evgeniychigmakov@yandex.ru.

Karen Grigor'evich Karakov – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Therapeutic Dentistry, Stavropol State Medical University, Stavropol, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
Sergej Aleksandrovich Muslov – Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Doctor of Biological Sciences, Professor of the Department of Normal Physiology and Medical Physics, A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, e-mail: muslov@mail.ru.
Aleksandra Viktorovna Em – Candidate of Medical Sciences, Assistant of the Chair of Organization of Dental Care, Management and Prevention of Dental Diseases, Stavropol State Medical University, Stavropol, e-mail: terstomsgma@yandex.ru.
Sergej Darchoevich Arutyunov – Honored Physician of Russia, Honored Scientist of Russia, Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Digital Dentistry, A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, e-mail: sd.arutyunov@mail.ru.

Для цитирования: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_03_44

For citation: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_03_44