Дата публикации: 01.12.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_38
УДК 612.76; 611.311

Publication date: 01.12.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_38
UDC 612.76; 611.311

К ВОПРОСУ О БИОМЕХАНИКЕ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ РТА И ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА: ОБЗОР И СОБСТВЕННЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

С.А. Муслов[1], С.Д. Арутюнов[1], Е.А. Чижмаков[1], А.В. Эм[2], К.Г. Караков[2]
[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

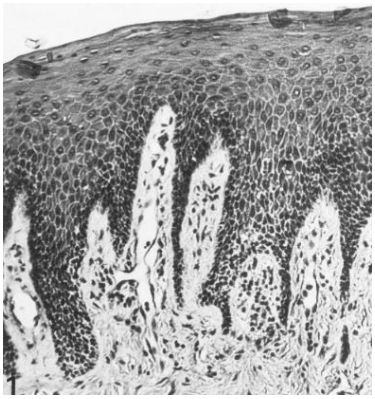
Аннотация. Рассмотрены аспекты физических реологических и биомеханических свойств слизистой оболочки рта: вязкость, кажущийся коэффициент Пуассона и коэффициент трения, а также коэффициент Пуассона твердых тканей зуба как среды с гексагональной симметрией. Приведены численные значения параметров для слизистой оболочки, полученные опытным путем и применявшиеся в литературе при компьютерном моделировании. Установлено, что в модели твердых тканей зуба коэффициент Пуассона может достигать в определенном направлении 0,54 у дентина и 0,47 у эмали, что для дентина крайне необычно даже при средних значениях соответственно 0,312 и 0,286, близких к опытным данным. Отмечается, что правильное понимание интерактивной реакции между конструкцией протеза и слизистой оболочкой рта имеет решающее значение для предотвращения повреждения мягких тканей и травм, связанных с передачей окклюзионной нагрузки.
Ключевые слова: слизистая оболочка рта, биомеханика, коэффициент Пуассона.

ON THE ISSUE OF BIOMECHANICS OF ORAL MUCOSA AND DENTAL TISSUE: REVIEW AND AUTHORS' RESEARCH

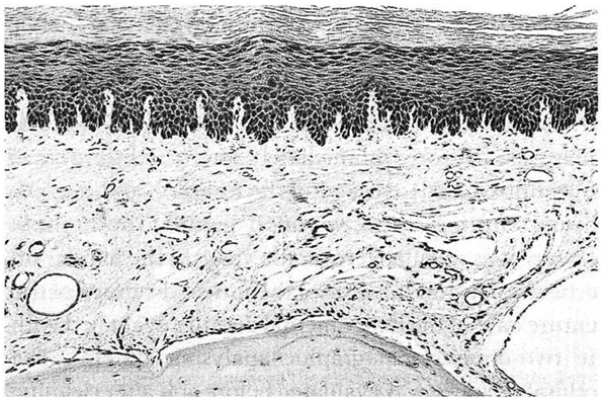
S.A. Muslov[1], S.D. Arutyunov[1], E.A. Chizhmakov[1], A.V. Em[2], K.G. Karakov[2]
[1]A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, Russia
[2]Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia

Annotation. We have examined aspects of physical rheological and biomechanical properties of the oral mucosa: viscosity, apparent Poisson's ratio and friction coefficient, as well as Poisson's ratio of dental tissues as a medium with hexagonal symmetry. Numerical values of the parameters for the oral mucosa obtained experimentally and used in the literature in computer modeling are given. It is established that in the model of dental tissues Poisson's ratio can reach in a certain direction 0.54 for dentin and 0.47 for enamel, which is extremely unusual for dentin even with average values of 0.312 and 0.286 respectively, close to the experimental data. It is noted that a proper understanding of the interactive response between the denture design and the oral mucosa is crucial to prevent soft tissue damage and trauma associated with occlusal loading transfer.
Keywords: oral mucosa, biomechanics, Poisson's ratio.

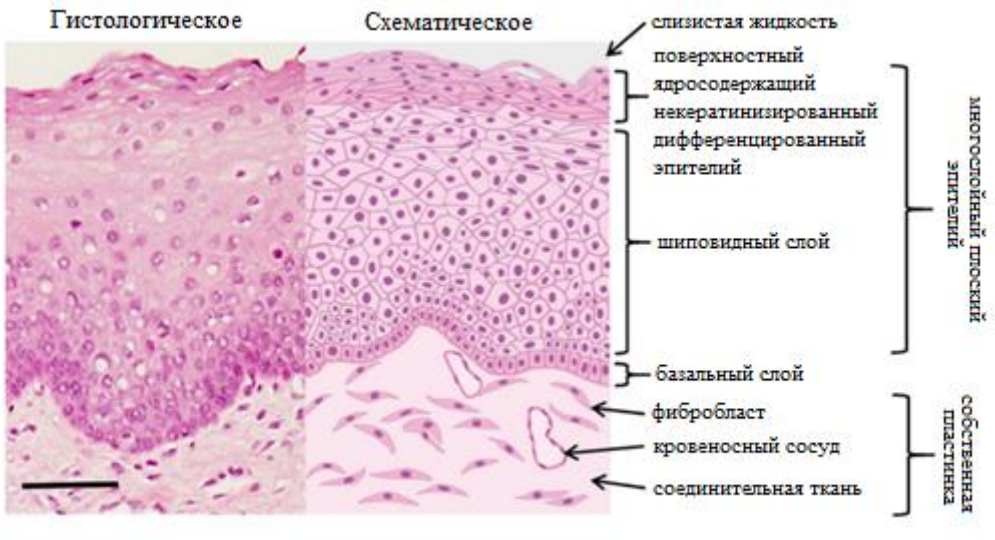
Введение. Как известно, полость рта человека и животных покрыта слизистой оболочкой (рис. 1), известной своей весьма сложной архитектоникой (оболочка – геометрическое тело, один из размеров которого много меньше двух остальных).



а)



б)



в)

Рис. 1. а) гистологический срез твердого неба человека. Эпителий поддерживается собственной пластинкой. Гематоксилин и эозин [1]; б) гистологическое изображение слизистой оболочки мыши под зубным протезом без окклюзионной нагрузки [2]; в) гистологическое (слева) и схематическое (справа) изображение слизистой оболочки рта. Масштаб 100 мкм [3]

Функции слизистой оболочки многообразны, но в ортопедии среди физических свойств первостепенное значение имеют механические свойства оболочки, которые определяют контактные давления и деформации при функциональных (жевательных и разговорных) нагрузках.

Среди деформационных свойств материалов важны упругость и вязкость. Первое определяет эластичный статический отклик, второе – реологический динамический процесс, зависящий от времени и описываемый упруговязкими и вязкоупругими схемами замещения (рис. 2).

Методы и организация исследования. Обсуждали аспекты биомеханического поведения слизистой оболочки рта, которые включают статические и динамические реакции, определяемые эластичностью и вязкостью тканей. Применяли реологические модели, используемые для анализа упруговязких и вязкоупругих свойств, а также механический динамический анализ с использованием комплексного модуля Юнга. Значение коэффициента Пуассона слизистой оболочки рта рассматривали в сравнении с таковым у твердых тканей зуба в системе компьютерной алгебры Mathcad 15.0 в модели среды с гексагональной симметрией. Коэффициент трения между слизистой оболочкой рта и зубными протезами анализировали на основании

литературных сведений из мировых баз данных Pubmed, Medline и других.

Результаты исследования и их обсуждение. *Вязкость*. Вязкоупругие свойства слизистой оболочки рта рассматривались Kawano et al. [4-5] в рамках реологических 2-х компонентных систем Максвелла и Кельвина-Фойгта, а также Кельвина-Вихерта (рис. 2). Модель Вихерта проявляется тем, что у неё есть множество элементов пружина-поршень, что необходимо для точной формулировки временного распределения, когда релаксация протекает не один раз, а распределяется во времени. Как известно, вязкоупругость – это свойство материалов быть и вязким, и упругим при деформации. Авторы в расчетах использовали следующие материальные параметры слизистой оболочки: упругие E_1=1,1 МПа, E_2 = 1,2 МПа и вязкость η_1 = 18 МПа·с, η_2 = 250 МПа·с.

Другие исследователи [6-8], рассматривая слизистую как изотропное однородное и линейно-упругое тело при изотермических условиях, использовали экспоненциальную функцию:

$$E(t) = E(0)e^{-\frac{t}{\tau}}. \qquad (1)$$

В этом уравнении модуль E зависел от времени t и определялся двумя параметрами: начальным модулем E(0) и временем релаксации τ. При сопоставлении численной модели с клиническими данными, исходная величина модуля принималась равной 0,083±0,020 МПа, время релаксации считалось равным 503±46 с.

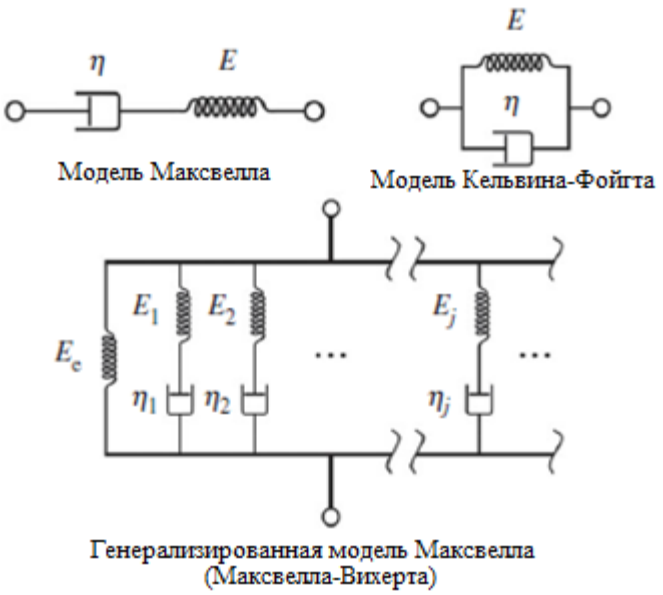


Рис. 2. Реологические модели, используемые для анализа упруговязких и вязкоупругих свойств слизистой оболочки рта: Максвелла, Кельвина-Фойгта и Максвелла-Вихерта, состоящие из абсолютно упругих и абсолютно вязких элементов [9].

Метод Прони часто используется при интерпретации экспериментальных данных, чтобы получить коэффициенты разложения на экспоненциальные функции – уравнение (2) для релаксационного модуля при сдвиге [10-11]. Ряды Прони для релаксации имеют вид:

$$G(t) = G(0) - \sum_{i=1}^{N} G_i(1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}). \qquad (2)$$

Следует отметить, что G в этом уравнении представляет модуль сдвига, но это также может быть модуль растяжения-сжатия E или объемный модуль K, τ – также время релаксации. Данные подгоняются под уравнение при помощи алгоритма минимизации, который регулирует параметры G(0), G_i, τ_i, чтобы максимально снизить ошибку между предполагаемыми и измеренными значениями.

Заслуживает внимания подход, основанный на динамическом механическом анализе. У чисто эластичных материалов напряжение и деформация находятся в фазе, поэтому реакция одного вызывает реакцию другого незамедлительно. В чисто вязких материалах, деформация отстает (запаздывает) от напряжения на 90º по фазе. Вязкоупругие материалы ведут себя как-то средне между этими двумя типами материалов, проявляя некоторое отставание в механическом напряжении на угол потерь δ. В результате вязкоупругие свойства материалов в общем выражаются с помощью комплексного модуля

$$G(\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega), \qquad (3)$$

где G' – модуль накопления, G'' – модуль потерь, $i = \sqrt{-1}$ – мнимая единица. Оба параметра комплексного модуля были измерены *in vivo* методом магнитной резонансной эластографии (MRE): 2,53±0,31 (G'), 0,90±0,22 кПа (G'') у мягкого нёба и 2,67±0,29 (G'), 0,85±0,07 кПа (G'') у тканей языка [12].

Коэффициент Пуассона. Коэффициент Пуассона (μ или ν) – фундаментальное механическое свойство материалов и биотканей, равное по значимости модулю упругости и вязкости. Являясь мерой поперечной деформации относительно продольной, он одновременно определяет объемную реакция слизистой оболочки на механическую нагрузку. Это тенденция сопротивляться объемному изменению, когда материал подвергается деформированию. Таким образом, он определяет сжимаемость материала, а значение 0,5 указывает на совершенно несжимаемый материал. Коэффициент Пуассона анизотропной среды в генерализованной форме определяется как $\mu_{kl} = -\varepsilon_{ll} / \varepsilon_{kk}$, где ε_{kl} – компоненты тензора деформации. Таким образом, объемное поведение *oral mucosa* можно определить по коэффициенту Пуассона. Поскольку слизистая оболочка рта представляет собой нелинейный и неоднородный композитный материал, этот объемный отклик более уместно рассматривать как «кажущийся коэффициент Пуассона», отражающий гомогенизированное поведение, генерируемое всеми задействованными отдельными компонентами.

Для упругих тел, увеличивающих свой объем при растяжении и уменьшающих его при сжатии, величина μ может лежать только в пределах от 0 до 0,5. Практически для большинства материалов коэффициент Пуассона находится еще в более узком интервале: от 0,2 до 0,4. Однако по современным представлениям диапазон возможных значений коэффициента Пуассона существенно расширен за оба предела: может быть и отрицательным μ<0 (ауксетики), и больше 0,5. Для дентина по литературным данным численное значение μ лежит в интервале 0,29-0,33. По результатам ультразвуковых измерений он равен 0,32. Нами установлено, что в модели твердых тканей зуба как среды с гексагональной сингонией [13-16] он может достигать (в определенном направлении) 0,54 у дентина и 0,47 у эмали (табл. 1, рис. 3) при средних значениях (4)

$$<\mu'_{ij}> = \frac{1}{2\pi}\int_0^{\pi}\int_0^{\pi}\mu'_{ij}(\theta,\psi)\sin\theta\, d\theta\, d\psi \qquad (4)$$

0,312 и 0,286, соответственно, θ, ψ – углы Эйлера, что весьма близко к эмпирическим данным.

Таблица 1

Экстремальные значения коэффициента Пуассона (μ_{min}, μ_{max}) дентина и эмали и его значения в частных кристаллографических ориентациях

Материал	μ_{min}	μ_{max}	$\mu_{[2110][0001]}$	$\mu_{[0110][2110]}$	$\mu_{[0001][2110]}$
Дентин	0,13	0,54	0,16	0,13	0,42
Эмаль	0,16	0,47	0,19	0,16	0,33

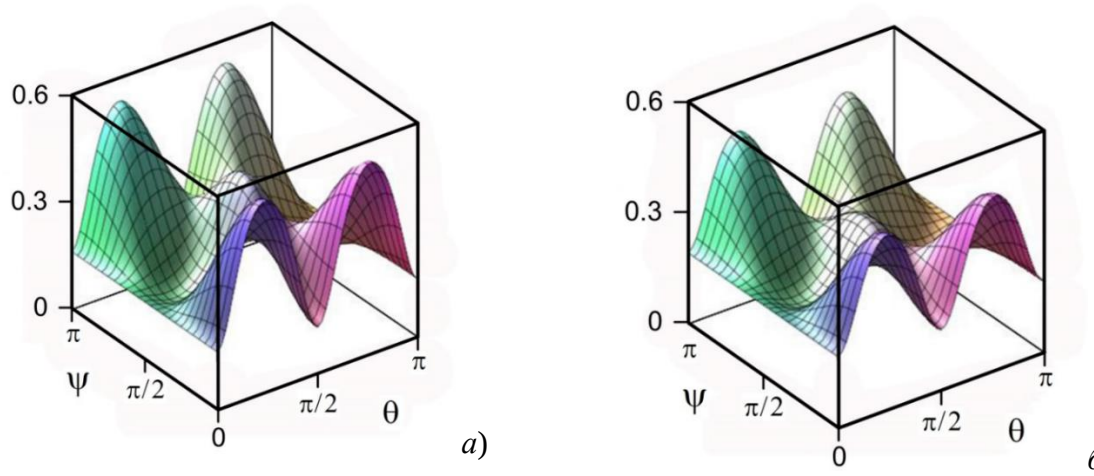


Рис. 3. Изменчивость коэффициента Пуассона μ дентина (а) и эмали зубов (б) в пространстве в зависимости от углов Эйлера θ, ψ

По сравнению с весьма исчерпывающими исследованиями, проведенными для изучения взаимосвязи напряжения и деформации слизистой оболочки (эластичности), доступны всего несколько сообщений относительно боковых откликов *oral mucosa* или её сжимаемости из-за неизбежного и нежелательного вовлечения окружающих тканей. Одной из основных причин является сложность измерения латерального ответа. Очень сложная и непрерывная анатомическая морфология затрудняет прямые измерения коэффициента Пуассона *in vivo* (если не делает вообще невозможными). Слизистая выступает как единое целое с поверхностью эпителия и подповерхностной надкостницей, соединенной с костью, и это не позволяет нагрузке *ex vivo* не нарушить ее целостность.

Существуют некоторые неинвазивные методы измерения *in vivo* реакций смещения/деформации в мягких тканях, но их применение весьма ограничено, например эластография (включает ультразвуковую визуализацию эластичности, магнитно-резонансную томографию и тактильную визуализацию) [17-20]. Эти методы на основе анализа изображений могут отслеживать боковое движение при постоянном сжатии или динамической вибрации вдоль оси. Наряду с преимуществами неинвазивности, точность в значительной степени зависит от возможности разрешения изображения и шумоподавления. Пока что нам известен единственный задокументированный случай применения эластографии к слизистой оболочке рта (Cheng et al. [12]) для измерения его модуля упругости, но в публикации не сообщалась информация о коэффициенте Пуассона или поперечной реакции. Помимо основных технических вопросов, другой причиной, возможно, является недостаточное осознание важности коэффициента Пуассона исследователями. Кроме того, несоответствие различных значений коэффициента в литературе не считается критичным фактором [21].

Без достаточных экспериментальных данных в большинстве исследований методом конечных элементов делали предположения о коэффициентах Пуассона на основе знаний, полученных для других мягких тканей. Типичное значение 0,3, принятое для кожи [22], широко использовалось для статических линейно-упругих исследований [23-30] и динамического вязкоупругого анализа [6-7]. Еще два значения, часто встречающиеся в литературе и полученные из более ранних экспериментальных исследований [31-32], составляют 0,37 [33] и 0,4 [34] и получили широкое распространение [35-47]. Частота встречаемости в литературе тех или иных значений отношения Пуассона в литературе обобщена на рисунке 4.

Биологические мягкие ткани часто считаются «несжимаемыми». Будучи одной из них, слизистая рта часто предполагается имеющей более высокие значения коэффициента Пуассона для имитации сжимаемости вплоть до полной несжимаемости.

Значения 0,45 [37-40, 48-57] и выше [58-60] или даже 0,5 [21] часто встречаются для целей конечно-элементных исследований. Помимо постоянной и фиксированной величины коэффициента Пуассона применялся также ряд многофазных коэффициентов, например, в работе Kanbara et al. [61], в которой значение μ увеличивалось вместе с VM (von Mises) напряжениями от 0,3 до 0,49. В недавнем исследовании [22] был принят обратный метод определения кажущегося коэффициента Пуассона в слизистой оболочке рта на основании контактного давления *in vivo*. В каждом отдельном случае было обнаружено, что значения составляют 0,402.

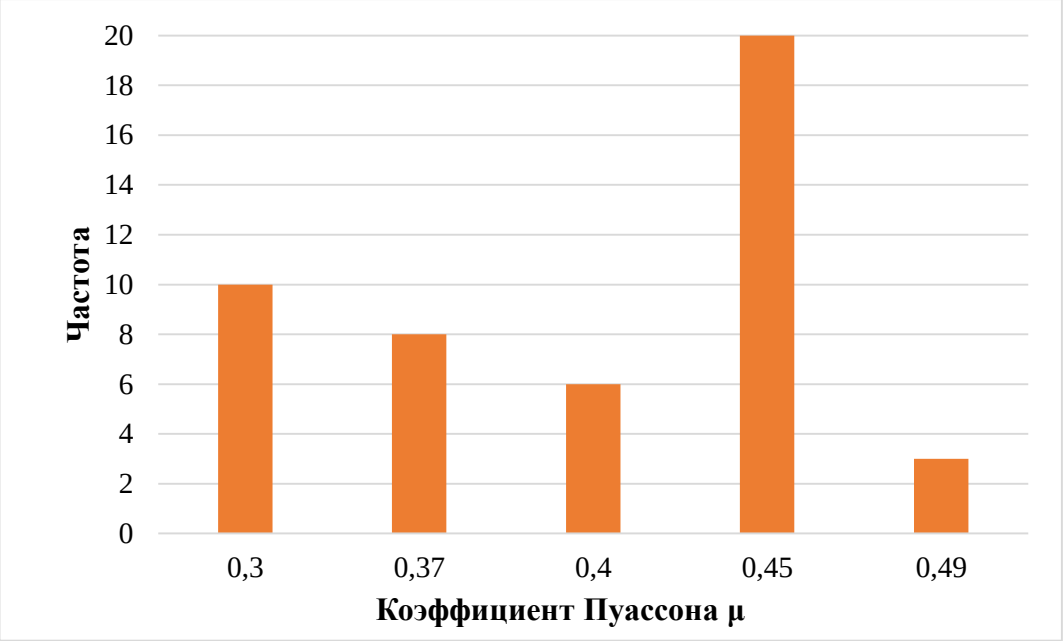


Рис. 4. Частота встречаемости в литературе тех или иных значений коэффициента поперечной деформации (Пуассона) [9]

Чтобы проиллюстрировать влияние коэффициента Пуассона на величину реакции слизистой оболочки в [9] протестирована модель с коэффициентами Пуассона от 0,3 до 0,49. Использовали линейно-упругую (E = 5 и 20 МПа) и гиперупругую (Огдена третьего порядка) модели при постоянной окклюзионной нагрузке 100 Н. Усредненная объемная деформация представлена на рисунке 5 в зависимости от нескольких значений коэффициента Пуассона.

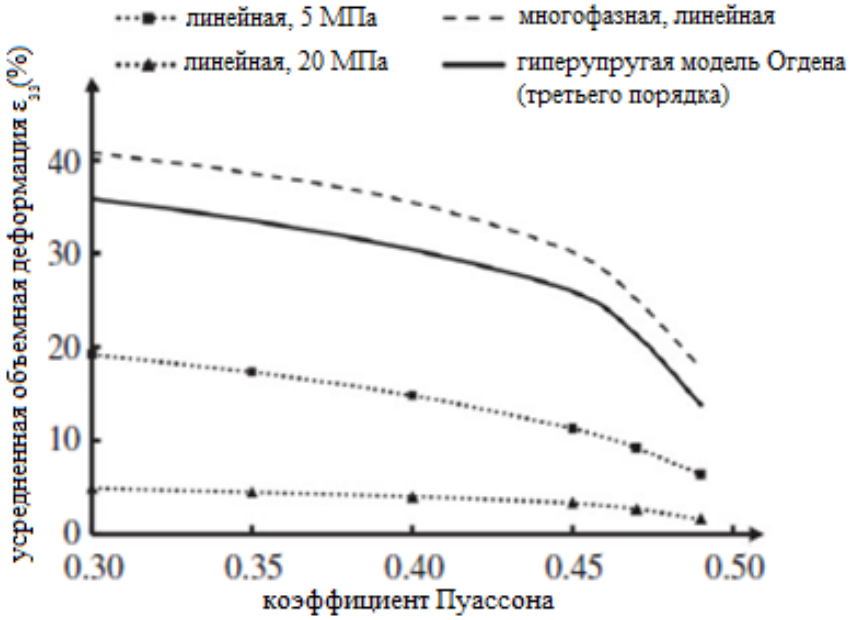


Рис. 5. Усредненные по объему отклики деформации при различных коэффициентах Пуассона слизистой оболочки. Тестовые модели, 100 Н [9]

Понятно, что коэффициент Пуассона влияет на реакцию слизистой оболочки нелинейным образом: чем выше коэффициент Пуассона, тем менее деформируется ткань. При $\mu \rightarrow 0{,}5$ изменение объема $\Delta V \rightarrow 0$, что согласуется с ходом кривых на рисунке 5.

Коэффициент трения. Распространенность поражений слизистых оболочек, связанных с ношением зубных протезов, хорошо известна. Слизистая оболочка рта, являясь защитным слоем над остаточным гребнем, выдерживает не только сжимающую нагрузку, но и поверхностный сдвиг, вызванный трением под зубными протезами. Острые или хронические реакции могут быть вызваны как микробным зубным налетом и химическими компонентами зубных протезов, так и механическими повреждениями [62]. Большинство из этих симптомов, вызванных зубными протезами, таких как травматические язвы, ангулярный хейлит (воспаление одного или обоих уголков рта), гиперплазия слизистой оболочки рта вследствие раздражения и кератоз связаны с фрикционной нагрузкой на слизистую оболочку и весьма трудно излечимы [63-65]. Понимание интерактивной реакции между протезом и поддерживающей слизистой оболочкой имеет решающее значение для предотвращения повреждения мягких тканей и травм, а связанная с ним передача окклюзионной нагрузки требует правильного определения нелинейного упругого контакта. Этот интерактивный ответ может быть связан с коэффициентом трения, который значительно различается между субъектами, в зависимости от физиологического состояния рта и материалов, примененных для изготовления зубных протезов [66].

Выделение слюны изменяет коэффициент трения, тем самым влияя на условия контакта [67]. Ксеростомия (известная как сухость во рту) является одной из наиболее распространенных проблем у пожилых людей с полной утерей зубов, связанной со снижением выработки слюны, что, как было показано, оказывает серьезное влияние на использование зубных протезов, приводя нередко к мембранному стоматиту [58, 66, 68, 69]. В экспериментальных исследованиях сообщалось о высоких коэффициентах трения от 0,3 до 0,4 с «сухими» (чтобы

имитировать ксеростомию) поверхностями (индекс гидратации близок к 0) [67, 70], тогда как низкое значение около 0,02 было зарегистрировано для условий с хорошей «смазкой» [70].

При одинаковом состоянии мягких тканей рта коэффициент трения также может изменяться в зависимости от материала зубного протеза. Материал с более высокой смачиваемостью с большей вероятностью сформирует хороший смазывающий слой между опорной поверхностью слизистой оболочки и основанием зубного протеза, защищая таким образом поверхностные ткани за счет уменьшения силы трения (по аналогии с износом трущихся поверхностей). Семь типов распространенных материалов для облицовки зубных протезов были протестированы при имитации эксперимента в литературе [71]. В сухих условиях коэффициент трения составлял от 0,35 до 0,97; после смачивания в теплой водяной бане коэффициент трения снижался до 0,24-0,9. Было установлено, что материал из акриловой пластмассы обладает значительно лучшей смачиваемостью, чем силиконы [72], а коэффициент трения резко снижается при увлажнении [71].

Клинически, в литературе не сообщалось об эффективном подходе *in vivo* для измерения коэффициента трения отдельных пациентов, и единственный коэффициент трения, определенный по результатам измерения контакта *in vivo*, составлял 0,213 [22]. *In silico* из-за сложности моделирования контактного взаимодействия результаты конечно-элементных исследований различаются. Сравнения линейных и нелинейных контактов под основанием зубного протеза при исследованиях методом конечных элементов показали, что разница напряжений по фон Мизесу в слизистой оболочке составляет менее 20% и интерпретировалась как незначительная [73]. В исследованиях использовался либо жестко закрепленный, либо другой механизм линейного контакта между зубным протезом и слизистой оболочкой для имитации линейной передачи окклюзионных усилий [27, 40, 47, 49, 50, 53, 56, 59, 74]. При расчетах использовались различные коэффициенты трения в диапазоне от 0 (без трения) до 0,75 (критическое значение) [7, 25, 26, 28, 36, 41, 43, 45, 51, 52, 58, 67, 69, 75].

В [9] проведено детальное исследование эффектов, вызванных различными коэффициентами трения, указанных в литературе, от 0,02 до 0,8, как для линейно-упругих (модуль упругости при 5 и 20 МПа), так и для гиперупругих (третий порядок Огдена) моделей материалов и простой трехмерной модели челюсти. Полный протез был изготовлен из акрила, содержащего $BaSO_4$ для снижения радиопрозрачности с модулем упругости 2,67 ГПа и коэффициентом Пуассона 0,167 [76]. Пара двусторонних окклюзионных нагрузок, эквивалентных 60 Н, прикладывалась вблизи первого моляра вдоль направления корня зуба. В качестве основного показателя патологических последствий рассматривалось максимальное контактное давление на поверхность слизистой оболочки в зависимости от коэффициента трения. Модели линейно-упругих материалов показали либо незначительные различия, либо уменьшение максимальных контактных давлений с увеличением коэффициентов трения (рис. 6), что, очевидно, не соответствует клиническим наблюдениям [70, 76] и известному простому соотношению Fтр = kN, где k – коэффициент трения скольжения, а N – сила нормальной реакции опоры. На рисунке многофазные упругие и гиперупругие модели материалов демонстрируют постепенно растущее значение максимального контактного давления с увеличением коэффициентов трения, что представляется более реалистичным для клинических измерений и законов механики.

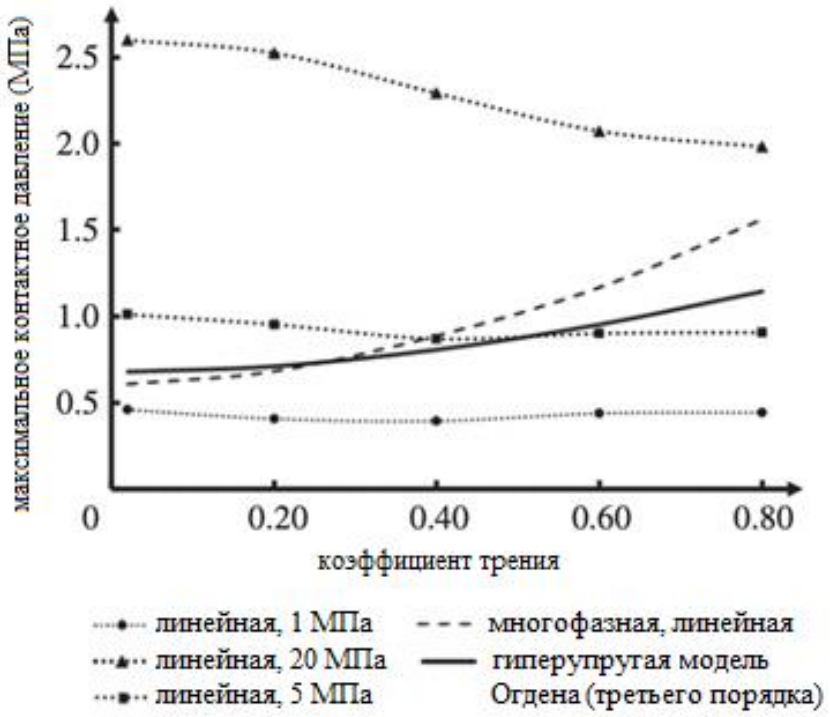


Рис. 6. Максимальное контактное давление (МПа) в зависимости от коэффициента трения между слизистой оболочкой и основанием акрилового протеза для различных механических моделей (линейной с разными модулями Юнга, многофазной линейной и гиперупругой Огдена 3-го порядка) [9]

Заключение. В заключении отметим, что правильное применение биомеханики моделей слизистой оболочки рта помогает усовершенствовать дизайн конструкций при протезировании зубов и также позволяет оценить/спрогнозировать результаты ортопедического лечения.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Arvidson, K. Scanning Electron Microscopy of *Oral Mucosa* In Vivo and In Vitro: A Review / K. Arvidson, R. C. Grafström, A. Pemer // Scanning Microscopy. – 1987. – Vol. 2. – № 1.
2. Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues / T. Hara, T. Sato, K. Nakashima, S. Minagi // J. Oral Rehabil. – 1996. – № 23. – P. 363–371. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1996.tb00865.x.
3. Mucoadhesive Electrospun Fibre-Based Technologies for Oral Medicine / Edmans, J. G., Clitherow K. H., Murdoch C. [et al]// *Pharmaceutics* – 2020, – № 12. DOI: 10.3390/pharmaceutics12060504.
4. Effect of viscoelastic deformation of soft tissue on stresses in the structures under complete denture / F. Kawano, K. Asaoka, K. Nagao, N. Matsumoto // Dent. Mater. J. – 1990. – № 9. – P. 70-79. DOI: 10.4012/dmj.9.70.
5. Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture / F. Kawano, A. I. Korani, K. Asaoka, N. Matsumoto // Int. J. Prosthodont. – 1993. – № 6. – P. 43-49.
6. Viscoelasticity of human oral mucosa: implications for masticatory biomechanics / A. Sawada, N. Wakabayashi, M. Ona, T. Suzuki // J. Dental Res. – 2011. – № 90. – P. 590-595. DOI: 10.1177/0022034510396881.
7. Wakabayashi, N. Patient-specific finite element analysis of viscoelastic masticatory mucosa / N. Wakabayashi, T. Suzuki // J. Dental Biomech. – 2013 – № 4. DOI: 10.1177/1758736013483298).
8. Kinney, J. H. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of

the dental literature / J. H. Kinney, S. J. Marshall, G. W. Marshall // Crit. Rev. Oral Biol. Med. – 2003 – № 14. – P. 13-29. DOI: 10.1177/154411130301400103.

9. Biomechanics of oral mucosa / Chen J., Ahmad R., Li W. [et al] // J. R. Soc. Interface. – 2015. – № 12. DOI: 10.1098/rsif.2015.0325

10. Elastic modulus and viscoelastic properties of full thickness skin characterised at micro scales / M. L. Crichton, X. F. Chen, H. Huang, M. A. F. Kendall // Biomaterials – 2013 – № 34. – P. 2087-2097. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2012.11.035.

11. Rashid, B. Mechanical characterisation of brain tissue in simple shear at dynamic strain rates / B. Rashid, M. Destrade, M. D. Gilchrist // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. – 2013 – № 28. – P. 71-85. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.07.017.

12. Viscoelastic properties of the tongue and soft palate using MR elastography / Cheng S., Gandevia S. C., Green M. [et al]// J. Biomech. – 2011. – № 44. – P. 450-454. DOI: 10.1016/j.jbiomech.-2010.09.027.

13. Muslov, S. A. Anisotropy of Poisson's ratio of dentin and enamel / S. A. Muslov // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2018. – № 441. DOI: 10.1088/1757-899X/441/1/012032.

14. Муслов, С. А. Механические свойства зуба и околозубных тканей. Монография / С. А. Муслов, С. Д. Арутюнов. – М.: Практическая медицина, 2020. – 256 с. [In English] Muslov S.A., Arutyunov S.D. Mechanical properties of tooth and peridental tissues. Monograph. Moscow: Prakticheskaya meditsina, 2020. 256 p.

15. Муслов, С. А. Физические свойства тканей зуба / С. А. Муслов, С. Д. Арутюнов. – М.: Практическая медицина, 2021. – 176 с. [In English] Muslov S.A., Arutyunov S.D. Physical properties of tooth tissues. Moscow: Prakticheskaya meditsina, 2021. 176 p.

16. 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.: Практическая медицина, 2023. – 456 с. [In English] Muslov S.A., Pertsov S.S., Arutyunov S.D. Physical and mathematical properties of biological tissues. Yanushevich O.O., ed. Moscow: Prakticheskaya meditsina, 2023. 456 p.

17. Glozman, T. A method for characterisation of tissue elastic properties combining ultrasonic computed tomography with elastography / T. Glozman, H. Azhari // J. Ultrasound Med. – 2010 – № 29. – P. 387-398.

18. The feasibility of using elastography for imaging the Poisson's ratio in porous media / R. Righetti, J. Ophir, S. Srinivasan, T. A. Krouskop // Ultrasound Med. Biol. – 2004. – № 30. – P. 215-228. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2003.10.022.

19. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues / Ophir J., Alam S. K., Garra B. [et al] // Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. – 1999. – № 213. – P. 203-233. DOI: 10.1243/0954411991534933.

20. Konofagou, E. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues / E. Konofagou, J. Ophir // Ultrasound Med. Biol. – 1998 – № 24. – P. 1183-1199. DOI: 10.1016/S0301-5629(98)00109-4.

21. Viscoelastic properties of oral soft tissue: A method of determining elastic modulus of oral soft tissue / Inoue K., Arikawa H., Fujii K. [et al] // Dental Mater. J. – 1985. – № 4. – P. 47-53. DOI: 10.4012/dmj.4.47.

22. Determination of oral mucosal Poisson's ratio and coefficient of friction from in-vivo contact pressure measurements / Chen J, Suenaga H, Hogg M [et al] // Comp. Methods Biomech. Biomed. Eng. – 2015 – № 19(4). – P. 357-365. DOI: 10.1080/10255842.2015.1028925.

23. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support / R. A. Reinhardt, R. F. Krejci, Y. C. Pao, J. G. Stannard // J. Dental Res. – 1983 – № 62. – P. 1002-1008. DOI: 10.1177/00220345830620090101.

24. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth / C-C. Ko, C-S. Chu, K-H. Chung, M-C. Lee // J. Prosthet. Dent. – 1992 – № 68. – P. 421–427. DOI: 10.1016/0022-3913(92)90404-X.

25. The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method / Takayama Y., Yamada T., Araki O. [et al]// J. Oral Rehabil. – 2001 – № 28, – P. 1064-1074. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00759.x.

26. Development of an RPD CAD system with finite element stress analysis / Kibi M., Ono T., Dong J. [et al] // J. Oral Rehabil. – 2009. – № 36. – P. 442-450. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2009.01949.x.

27. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge: threedimensional behaviour of a lower complete denture / T. Kawasaki, Y. Takayama, T. Yamada, K. Notani // J. Oral Rehabil. – 2001. – № 28. – P. 950-957. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2001.00771.x.

28. Finite element model based on a mandibular cast and a waxed complete denture: evaluation of the accuracy and the reproducibility of analysis / Takayama Y., Sasaki H., Saito M. [et al] // J. Prosthodont. Res. – 2009 – № 53. – P. 33-37. DOI: 10.1016/j.jpor.2008.08.005.
29. The effect of occlusal contact localisation on the stress distribution in complete maxillary denture / Ates M, Cilingir A, Sulun T [et al] // J. Oral Rehabil. – 2006. – № 33. – P. 509-513. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2006.01603.x.
30. Determination of expander apparatus displacements and contact pressures on the mucosa using FEM modelling considering mandibular asymmetries / Braga I. U., Rocha D. N., Utsch R. L. [et al] // Comp. Methods Biomech. Biomed. Eng. – 2013. – № 16. – P. 954-962. DOI: 10.1080/10255842.2011.645227.
31. Picton, D. C. A. Viscoelastic properties of periodontal ligament and mucous membrane / D. C. A. Picton, D. J. Wills // J. Prosthet. Dent. – 1978 – № 40. – P. 263-272. DOI: 10.1016/0022-3913(78) 90031-8.
32. Finite element stress analysis of tooth, periodontal membrane and alveolar bone / Nokubi T., Tsutsumi S., Yamaga T. [et al] // J. Jpn Res. Soc. Dental Mater. Appl. – 1976. – № 33. – P. 369-378.
33. Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems / G. Menicucci, M. Lorenzetti, P. Pera, G. Preti // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1998. – № 13. – P. 851-856.
34. Maeda, Y. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture / Y. Maeda, W. W. Wood // J. Dental Res. – 1989. – № 68. – P. 1370-1373. DOI: 10.1177/00220345 890680091601.
35. Geng, J. P. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature / J. P. Geng, K. B. C. Tan, G. R. Liu // J. Prosthet. Dent. – 2001. – № 85. – P. 585-598. DOI: 10.1067/mpr.2001.115251.
36. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures / R. B. Osman, A. H. Elkhadem, S. Ma, M. V. Swain // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 2013. – № 28. – P. e1–e10. DOI: 10.11607/jomi.2303.
37. 2Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implantretained overdentures-2D FEA / Barao V. A. R., Assuncao W. G., Tabata L. F. [et al] // Comp. Methods Programs Biomed. – 2008. – № 92. – P. 213-223. DOI: 10.1016/j.cmpb.2008.07.009.
38. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA / W. G. Assuncao, L. F. Tabata, V. A. R. Barao, E. P. Rocha // J. Oral Rehabil. – 2008 – № 35. – P. 766-774. DOI: 10.1111/j.1365-2842. 2008.01851.x.
39. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible: a computed tomographybased three-dimensional finite element analysis / Barao V. A. R., Delben J. A., Lima J. [et al] // J. Biomech. – 2013. – № 46. – P. 1312–1320. DOI: 10.1016/ j.jbiomech.2013.02.008.
40. Influence of different mucosal resiliency and denture reline on stress distribution in periimplant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis / A. Bacchi, R. L. X. Consani, M. F. Mesquita, M. B. F. dos Santos // Gerodontology – 2012. – № 29. – P. e833-e837. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2011.00569.x.
41. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/ supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis / Liu J, Pan S, Dong J [et al] // J. Dent. – 2013. – № 41. – P. 241-249. DOI: 10. 1016/j.jdent.2012.11.008.
42. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: a 3-D finite element analysis / Mariano L. O. H, Sartori E. A., Broilo J. R. [et al] // Revista Odonto Ciencia. – 2012. – № 27. – P. 41-46. DOI: 10.1590/S1980-65232012000100008.
43. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures / F. Tanino, I. Hayakawa, S. Hirano, S. Minakuchi // Int. J. Prosthodont. – 2007. – № 20. – P. 193-198.
44. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations / Daas M., Dubois G., Bonnet A. S. [et al] // Med. Eng. Phys. – 2008 – № 30. – P. 218-225. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005.
45. Effects of rigid and nonrigid extracoronal attachments on supporting tissues in extension base partial removable dental prostheses: a nonlinear finite element study / H. Y. Wang, Y. M. Zhang, D. Yao, J. H. Chen // J. Prosthet. Dent. – 2011. – № 105. – P. 338-346. DOI: 10.1016/S0022-3913 (11)60066-8.
46. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner / Y. Sato, Y. Abe, H. Okane, K. Tsuga // J. Oral Rehabil. – 2000. – № 27. – P. 660-663. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2000.00566.x.

47. Cheng, Y. Y. Strain analysis of maxillary complete denture with threedimensional finite element method / Y. Y. Cheng, W. L. Cheung, T. W. Chow // J. Prosthet. Dent. – 2010. – № 103. – P. 309-318. DOI: 10.1016/S0022-3913(10)60064-9.
48. Gonda, T. Stress analysis of an overdenture using the finite element method / T. Gonda, J. Dong, Y. Maeda // Int. J. Prosthodont. – 2013. – № 26. – P. 340-342. DOI: 10.11607/ijp.3421.
49. Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: a study using finite element analysis / Verri F. R., Pellizzer E. P., Pereira J. A. [et al] // Implant Dent. – 2011. – № 20. – P. 192-201. DOI: 10.1097/ID.0b013e3182166927.
50. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures / F. R. Verri, E. P. Pellizzer, E. P. Rocha, J. A. Pereira // Implant Dent. – 2007. – № 16. – P. 270–276. DOI: 10.1097/ID.0b013e31805007aa.
51. Hussein, M. O. Stress-strain distribution at bone–implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis / M. O. Hussein // J. Adv. Prosthodont. – 2013. – № 5. – P. 333-340. DOI: 10. 4047/jap.2013.5.3.333.
52. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments / Chun H. J., Park D. N., Han C. H. [et al] // J. Oral Rehabil. – 2005 – № 32. – P. 193-205. DOI: 10.1111/j.1365 842.2004.01407.x.
53. Analysis of stress on mucosa and basal bone underlying complete dentures with different reliner material thicknesses: a three-dimensional finite element study / Lima J. B. G., Orsi I. A., Borie E. [et al] // J. Oral Rehabil. – 2013. – № 40. – P. 767-773. DOI: 10.1111/joor.12086.
54. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient / Nishigawa G., Matsunaga T., Maruo Y. [et al] // J. Oral Rehabil. – 2003 – № 30. – P. 646-652. DOI: 10.1046/j.1365-2842.2003.01110.x.
55. Chowdhary, R. Twodimensional finite element analysis of stresses developed in the supporting tissues under complete dentures using teeth with different cusp angulations / R. Chowdhary, K. Lekha, N. P. Patil // Gerodontology. – 2008. – № 25. – P. 155-161. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2007.00210.x.
56. Influence of abutment selection in maxillary Kennedy Class II RPD on elastic stress distribution in oral mucosa: an FEM study / S. Wada, N. Wakabayashi, T. Tanaka, T. Ohyama // J. Prosthodont. – 2006. – № 15. – P. 89-94. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2006.00080.x-.
57. Mankani, N. of stress dissipation pattern underneath complete denture with various posterior teeth form: an in vitro study / N. Mankani, R. Chowdhary, S. Mahoorkar // J. Indian Prosthodont. Soc. – 2013. – № 13. – P. 212-219.
58. Zmudzki, J. The influence of a complete lower denture destabilisation on the pressure of the mucous membrane foundation / J. Zmudzki, G. Chladek, J. Kasperski // Acta Bioeng. Biomech. – 2012. – № 14. – P. 67-73.
59. Kasperski, J. Denture foundation tissues loading criteria in evaluation of dentures wearing characteristics / J. Kasperski, J. Z˙mudzki, G. Chladek // J. Achievements Mater. Manuf. Eng. – 2010 – № 43. – P. 324-332.
60. Sadr, K. Finite element analysis of soft-lined mandibular complete denture and its supporting structures / K. Sadr, J. Alipour, F. Heidary // J. Dental Res. Dental Clin. Dental Prospects. – 2012. – № 6. – P. 37-41.
61. 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. J. – 2012. – № 31. – P. 297-308. DOI: 10.4012/dmj.2011-165.
62. Budtzjorgensen, E. Oral mucosal lesions associated with the wearing of removable dentures / E. Budtzjorgensen // J. Oral Pathol. Med. – 1981. – № 10. – P. 65-80. DOI: 10.1111/j.1600-07-14.1981.tb01251.x.
63. Jainkittivong, A. Oral mucosal lesions in denture wearers / A. Jainkittivong, V. Aneksuk, R. P. Langlais // Gerodontology. – 2010. – № 27. – P. 26-32. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2009.00289.x.
64. Oral mucosal disorders in denture wearers / J. L. Dorey, B. Blasberg, M. I. MacEntee, R. J. Conklin // J. Prosthet. Dent. – 1985. – № 53. – P. 210-213. DOI: 10.1016/0022-3913(85)90111-8.
65. Favoring trauma as an etiological factor in denture stomatitis / Emami E., De Grandmont P., Rompre P. H. [et al] // J. Dental Res. – 2008. – № 87. – P. 440-444. DOI: 10.1177/154405-910808700505.
66. Turner, M. Hyposalivation, xerostomia and the complete denture: a systematic review / M. Turner, L. Jahangiri, J. A. Ship // J. Amer. Dent. Assoc. – 2008. – № 139. – P. 146-150. DOI: 10.14219/jada.archive.2008.0129).

67. Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: changes induced by a salivary layer / Ranc H., Elkhyat A., Servais C. [et al] // Colloids Surf. A Physicochem. Eng. Aspects. – 2006. – № 276. – P. 155-161. DOI: 10.1016/j.colsurfa.2005.-10.033.
68. Ostlund, S. G. Saliva and denture retention / S. G. Ostlund // J. Prosthet. Dent. – 1960. – № 10. – P. 658-663. DOI: 10.1016/0022-3913(60)902 46-8.
69. Upadhyay, S. R. Fabrication of a functional palatal saliva reservoir by using a resilient liner during processing of a complete denture / S. R Upadhyay, L. Kumar, J. Rao // J. Prosthet. Dent. – 2012. – № 108. – P. 332-335. DOI: 10.1016/S0022-3913(12)60188-7.
70. Prinz, J. F. Load dependency of the coefficient of friction of oral mucosa / J. F. Prinz, R. A. de Wijk, L. Huntjens // Food Hydrocolloids. – 2007. – № 21. – P. 402-408. DOI: 10.1016/j.foodhyd. 2006.05.005.
71. Suchatlampong, C. Frictional characteristics of resilient lining materials / C. Suchatlampong, E. Davies, J. A. Vonfraunhofer // Dent. Mater. – 1986. – № 2. – P. 135-138. DOI: 10.1016/S0109-5641(86)80010-0.
72. Waters, M. G. J. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials / M. G. J. Waters, R. G. Jagger, G. L. Polyzois // J. Prosthet. Dent. – 1999. – № 81. – P. 439-443. DOI: 10.1016/S0022-3913(99)80011-0.
73. Comparison of linear and nonlinear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery / Chabanas M., Payan Y., Marecaux C. [et al] // In Medical Simulation, Proceedings (eds S Cotin, D Metaxas), Lecture Notes in Computer Science. – Berlin, Germany: Springer, 2004. – P. 19-27.
74. 3D FEA of high-performance polyethylene fiber reinforced maxillary dentures / Cheng Y. Y., Li J. Y., Fok S. L. [et al] // Dental Mater. – 2010. – № 26. – P. e211-e219. DOI: 10.1016/j.dental.2010.05.002.
75. Sajewicz, E. Effect of saliva viscosity on tribological behaviour of tooth enamel / E. Sajewicz // Tribol. Int. – 2009. – № 42. – P. 327-332. DOI: 10.1016/j.triboint.2008.07.001.
76. Investigation of mucosa-induced residual ridge resorption under implant-retained overdentures and complete dentures in the mandible / Ahmad R., Chen J., Abu-Hassan M. I. [et al] // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 2015 – № 30. – P. 657-666. DOI: 10.11607/jomi.3844.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:
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.
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.
Евгений Александрович Чижмаков – ассистент кафедры технологий протезирования в стоматологии МГМСУ им. А.И. Евдокимова, Москва, e-mail: evgeniychigmakov@yandex.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.
Карен Григорьевич Караков – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой терапевтической стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета, Ставрополь e-mail: terstomsgma@yandex.ru.

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:
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.
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.

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.
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.
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.

Для цитирования: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_38

For citation: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_38