Дата публикации: 01.12.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_37
УДК 612.76; 611.311

Publication date: 01.12.2023
DOI: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_37
UDC 612.76; 611.311

БИОИНЖЕНЕРНЫЕ АСПЕКТЫ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ РТА: 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. На основании литературных данных проанализированы такие аспекты биомеханики *oral mucosa,* как линейная упругость, двухфазная и многофазная линейная эластичность. Рассмотрены расчетная полуфеноменологическая экспоненциальная и гиперупругие модели слизистой оболочки рта: неогуковская, Муни-Ривлина, Огдена, полиномиальная и Веронда-Вестманн. Определены их параметры, а также материальные константы и статистические показатели моделирования. Из всех рассмотренных моделей материалов наименьшие отклонения модельных от экспериментальных данных продемонстрировала модель Огдена 1-го порядка (средняя квадратичная ошибка – 0,0078, максимальная абсолютная ошибка – 0,017, максимальная относительная ошибка – 1,951%, коэффициент корреляции между эмпирическими и модельными данными – 0,9997, residual – 0,001), наибольшие – неогуковская (средняя квадратичная ошибка – 0,233, максимальная абсолютная ошибка – 0,275, максимальная относительная ошибка – 31,037%, коэффициент корреляции между опытными и модельными данными – 0,69, residual – 0,977).
Ключевые слова: слизистая оболочка рта, биомеханика, гиперупругие модели.

BIOENGINEERING ASPECTS OF ORAL MUCOSA: 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. Taking into account the obtained literature data, we have analyzed such biomechanical aspects of *oral mucosa* as linear elasticity, two-phase and multi-phase elasticity. We also examined the estimated semiphenomenological exponential model, as well as hyperelastic models of *oral mucosa*: Mooney-Rivlin, Ogden, polynomial and Veronda-Westmann models. We have identified their parameters, as well as material constants and statistical modelling indices. Among all investigated models, the lowest deviations of model from experimental data were demonstrated by the first-order Ogden model (mean square error – 0.0078, maximum absolute error – 0.017, maximum relative error – 1.951%, coefficient of correlation between empiric and model data – 0.9997, residual – 0.001), the highest ones – by the neo-Hookean solid (mean square error – 0.233, maximum absolute error – 0.275, maximum relative error – 31.037%, coefficient of correlation between empiric and model data – 0.69, residual – 0.977).
Keywords: oral mucosa, biomechanics, hyperelastic models.

Введение. В крайне информативном сообщении Chen J. et al. (2015) отмечалось, что широко известна распространенность ортопедического лечения, а потребность в нем постоянно возрастает по мере взросления населения [1]. С увеличением численности пожилого населения во всем мире группа пациентов с беззубыми челюстями постоянно увеличивается, что приводит к значительному увеличению потребности в ортопедическом лечении [2].

Хотя слизистая оболочка рта играет решающую роль в исходе ортопедического лечения, её биомеханические свойства до конца не изучены. Для результата лечения крайне важно понять реакцию слизистой оболочки на ортопедические протезы. Более пяти десятилетий назад было обнаружено, что слизистая оболочка демонстрирует сложное нелинейное и время-зависимое (time-dependent) реологическое поведение [3-6]. С этого момента к данной тематике проявляется значительный интерес, проведены обширные исследования для изучения биомеханики слизистой оболочки, как клинические, так и экспериментально-теоретические.

Хотя существует множество аспектов биомеханических реакций слизистой оболочки рта, исследование [1] сосредоточено на четырех ключевых биомеханических проблемах, которые тесно связаны с клиническим применением, раскрывая биологические аспекты этих механических моделей. Первый из них – это статический отклик, который часто известен как кратковременный или мгновенный отклик. Он часто моделируется как эластичность материала в зависимости от степени деформации. Второй – это динамический отклик или так называемый долгосрочный и отложенный отклик. Он может быть связан вязкостью или проницаемостью жидкого компонента в мягких тканях и интерпретироваться как реологический процесс, зависящий от времени. Третий – это объемный отклик, определяемый сжимаемостью или коэффициентом Пуассона, который указывает на способность противостоять изменению объема при деформации формы. Последний из них – это ответный поверхностный отклик, который представлен коэффициентами трения между слизистой оболочкой и протезными материалами.

Будучи одним из фундаментальных параметров, определяющих поведение материала, модуль упругости представляет собой физическое описание склонности объекта к деформированию пропорционально приложенной силе. Было обнаружено, что слизистая оболочка рта сильно деформируется при сжатии [7], а модуль упругости, по-видимому, изменяется в широком диапазоне. Будучи гетерогенным материалом, мгновенная жесткость слизистой оболочки обусловлена как структурой твердого матрикса (эпителиальным слоем, волокнистой сетью, кровеносными сосудами и т.д.), так и жидкими компонентами (например, интерстициальной жидкостью, кровью). Для интерпретации такого поведения слизистой оболочки было разработано несколько моделей материалов, включая линейно-эластичные, двухфазные, многофазно-эластичные и гиперупругие модели. При кратковременной нагрузке в этих моделях часто не учитывается массоперенос, такой как поток жидкости. Другими словами, этот аспект реакции слизистой оболочки считается не зависящим от времени.

Методы и организация исследования. Параметры феноменологических моделей тканей слизистой оболочки рта рассчитывали с помощью системы компьютерной алгебры Mathcad 15.0 и многоцелевого пакета программ для численного моделирования физических процессов и явлений в области пластичности и прочности ANSYS 2022 R2. Подгонку показателей в 1-м случае осуществляли посредством функции *genfit*, предсказательную способность моделей оценивали при помощи функции *corr*. Валидность моделирования во 2-м – оценивали с помощью функции *Error Norm for Fit* в позиции *Absolute error*.

Результаты исследования и их обсуждение. *Линейная упругость.* Линейная упругость, сформировавшая раздел в механике сплошных сред, представляет собой упрощенную версию более общей нелинейной упругости. Эта основополагающая модель определяет обратимое поведение материала, на которое указывает прямая кривая зависимости напряжения от деформации с постоянным модулем упругости. При воздействии достаточно малых напряжений

почти все твердые материалы могут быть представлены линейными определяющими уравнениями упругости (уравнение (1) для изотропного случая), которые относительно легко можно решить.

Здесь ν – коэффициент Пуассона, принимаемый равным 0,5 для несжимаемых материалов. Модель линейной упругости является наиболее известной и широко используемой теорией в биомеханике.

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ 2\varepsilon_{yz} \\ 2\varepsilon_{zx} \\ 2\varepsilon_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu)}{E} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu)}{E} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2(1+\nu)}{E} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

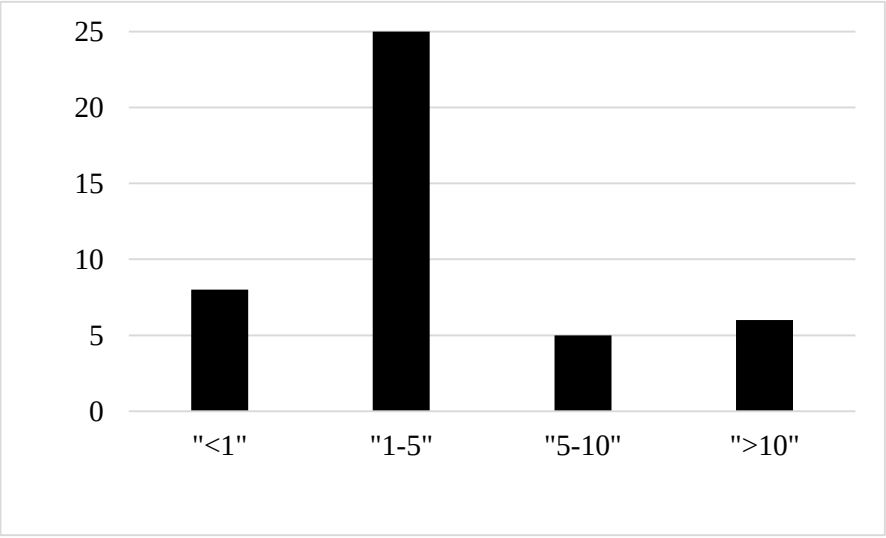


Рис. 1. Распределение публикаций на метод конечных элементов (МКЭ) по величине использованного упругого модуля слизистой оболочки рта [1]

На рисунке 1 приведены частоты различных значений линейного модуля упругости, встречавшихся в литературе в предыдущих исследованиях. На ранней стадии изучения взаимосвязи напряжения и деформации слизистой оболочки в экспериментальных данных был обнаружен широкий диапазон возможных модулей упругости при сжатии от 0,06 до 8,89 МПа [3, 8, 9-11]. Было также сделано несколько других выводов. Во-первых, слизистая оболочка, как правило, более жесткая при растяжении, чем при сжатии, демонстрируя модули упругости в диапазоне от 0,91 до 11,12 МПа [10]. Во-вторых, она обладает анизотропными свойствами как при растяжении, так и при сжатии. Наконец, как толщина слизистой оболочки, так и модули упругости могут значительно различаться у одного и того же субъекта [8] и у разных индивидуумов [11]. Толщина всей слизистой оболочки может варьироваться в

широком диапазоне [9], от 0,30 мм на прикрепленной слизистой оболочке щеки в нижней челюсти до 6,7 мм в области бугристости верхней челюсти. Это было определено как один из доминирующих факторов, влияющих на их биомеханические реакции помимо его различных типов и локализаций. По сравнению с другими мягкими тканями рта, такими как периодонтальная связка PDL, слизистая оболочка обладает меньшей жесткостью [12] и склонностью к более легкой деформации, демонстрируя различия более чем в три раза по сравнению с периодонтальной связкой [13].

При моделировании линейной эластичности слизистой оболочки и реакций зубных протезов (например, полных и частичных зубных протезов, зубных штифтов, мостовидных протезов и имплантатов) в исследованиях использовался широкий диапазон значений модуля упругости, часто на основе предположений. Первоначально, из-за отсутствия достаточных экспериментальных данных были приняты значения в 19,6 МПа, схожие с таковыми у мягкой ткани [14], и это предположение было принято также в двух других исследованиях [15-16]. Еще два значения модуля упругости (10 МПа [17] и 5 МПа [18]) были впервые опубликованы в неанглоязычных журналах. Обратите внимание, что оба таких предположения получили значительное признание, например [19-23] для первого и [24-26] для второго значения. Для моделирования различной устойчивости слизистой оболочки к сжатию были приняты модули упругости 340 МПа и 680 МПа для жесткой и средней по жесткости слизистой оболочки соответственно, по сравнению с мягкой (1 МПа) [27-30]. С другой стороны, также предполагался очень низкий модуль упругости в 0,1 МПа [31-32], а в литературе [33-34] он составлял и вовсе 0,68 МПа.

Известны также значения модуля упругости, полученные из экспериментальных наблюдений. Типичное значение 1 МПа было получено из эксперимента Picton DCA [13] и принято в нескольких исследованиях методом конечных элементов (МКЭ) [35-44]. Несколько другие значения (от 1 до 5 МПа) были получены в опытах [10-11] и аналогично были использованы для моделирования [45-53].

Все эти линейные эластичные модели из литературы предполагали линейность с однородностью и изотропией слизистой оболочки, хотя анатомически было продемонстрировано, что она представляет собой гетерогенный и анизотропный композитный материал [10], реагирующий на механическую нагрузку сложным нелинейным образом [59]. Несмотря на чрезмерно упрощенную механику и биологические данные, линейная эластичность имеет свои преимущества в обеспечении простого и прямого прогнозирования мгновенных реакций слизистой оболочки. Упрощенная упругая модель также предпочтительна ради вычислительной эффективности [54]. Таким образом, модель линейного эластичного материала широко использовалась в ряде исследований и получила широкое признание, особенно в клинической области. Тем не менее, в такой упрощенной модели материала модуль упругости изменяется в огромном диапазоне от 0,1 до 680 МПа, что, следовательно, резко изменяет поведение мягких тканей.

Двухфазная и многофазная линейная эластичность. Исследования показали, что уменьшение толщины слизистой оболочки в результате деформации не было пропорционально увеличению нагрузки. При увеличении сжимающих нагрузок слизистая оболочка становится более устойчивой к деформации, что свидетельствует об увеличении модуля упругости при высоких давлениях [59]. Гистологический анализ продемонстрировал, что нелинейность, возможно, возникает в результате микроструктурных деформаций и потери пространства в структурах волокнистой соединительной ткани и эпителии, что приводит к различному механическому поведению при разных уровнях деформации [6]. Следовательно, простейшая линейно-упругая модель не может должным образом учесть нелинейность реакции слизистой оболочки [7, 55].

Двухфазная линейная упругая модель была разработана с использованием двух модулей для аппроксимации нелинейной кривой «напряжение-деформация», что позволяет учитывать изменение начального и последующих модулей в зависимости от фазы деформационной кривой. Переключение между этими двумя модулями определяется механическим напряжением, деформацией или энергией деформации в типичных точках преобразования.

Этот подход улавливает больше особенностей механических тканевых реакций без существенного увеличения вычислительных затрат. Эффективность такого билинейного материала была подтверждена с использованием исследований на животных наряду с другими мягкими тканями рта, такими как периодонтальные связки [68], и был применен в процедурах конечно-элементного анализа (FEA) нижней челюсти [69].

При рассмотрении повышения модуля упругости с деформацией двухфазная линейная упругая модель все еще остается упрощенной и примитивной, и в немногих исследованиях, имеющих отношение к реакциям слизистой оболочки на механическое воздействие, была принята эта модель материала. Как шаг вперед была разработана многофазная линейная модель упругого материала (в обобщенном виде представленная в уравнении (2)), которая была способна отразить более точно процесс нагружения и деформации слизистой оболочки рта [70]:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{cases} C_1\sigma_{ij} & \text{если } \sigma < \sigma^{1*} \\ C_2(\sigma_{ij} - \sigma_{ij}^{1*}) + C_1\sigma_{ij}^{1*} & \text{если } \sigma^{1*} < \sigma < \sigma^{2*}, \\ C_n(\sigma_{ij} - \sigma_{ij}^{n*}) + C_{n-1}(\sigma_{ij}^{n*} - \sigma_{ij}^{(n-1)*}) + \ldots + C_1\sigma_{ij}^{1*} & \text{если } \sigma > \sigma^{n*} \end{cases} \quad (2),$$

где n – количество фаз, равное n=2 для двухфазной модели.

Заметим, что уравнение (3) допускает более компактную форму записи с помощью ступенчатой функции Хэвисайда θ (функция Хэвисайда – единичная ступенчатая функция, задаваемая равенством $\theta(x) = \begin{cases} 0, & x < 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases}$), равной нулю для отрицательных значений аргумента и единице – для положительных:

$$\sigma = E_0\varepsilon + E_1(\varepsilon - \varepsilon_{кр1})\theta(\varepsilon_{кр1}) + E_2(\varepsilon - \varepsilon_{кр2})\theta(\varepsilon_{кр2}) + \ldots \quad (3).$$

Многофазная линейная модель упругого материала имеет ряд модулей упругости, зависящих от конкретной фазы кривой деформации, чтобы лучше имитировать нелинейное поведение. Эта модель материала была получена на основе результатов реакции слизистой оболочки in vivo, приведенных в [59] с использованием шести значений напряжения по Мизесу в качестве детерминант процесса деформирования, а реакция на сжатие достаточно хорошо соответствовала измерениям in vivo. Эта модель позволила достичь баланса между точностью и эффективностью вычислений, поскольку истинный нелинейный анализ требует гораздо больших нагрузки и времени расчета. С увеличением числа упругих фаз кривая «напряжение-деформация» все ближе приближается к реальной нелинейной, и вычислительное время, в свою очередь, увеличивается с увеличением числа итераций.

Гиперупругость. Даже при использовании многофазной линейной модели упругого материала точная нелинейная упругость не может быть полностью воспроизведена, поскольку сегментированные прямые линии не отражают реальный

процесс деформирования. Для гиперупругого материала требуется определяющая модель, в которой выводится отклик из функции плотности энергии деформации, обеспечивая непрерывную интерпретацию напряженно-деформированного состояния при моделировании нелинейности материала. Она широко применяется в механике резиноподобных материалов, и сходство с биологическими мягкими тканями только привлекло большее внимание [71]. Материалы в этих моделях обратимо реагируют на очень большие деформации, что является именно тем, что делает биологическая мягкая ткань как в нормальных, так и в патологических условиях [72].

Моделирование гиперупругих материалов начинается с формулировки функции потенциальной энергии, основанной на скалярной деформации. Потенциал энергии деформации определяет энергию деформации, запасенную в материале на единицу объема (объем в исходной конфигурации), как функцию деформации в точках материала. Такие функции могут зависеть либо от тензоров нелинейного поля деформаций, либо от инвариантов этих тензоров, либо даже непосредственно от главных напряжений. Проще говоря, гиперупругий материал описывает зависимость напряжения от деформации, используя непрерывную функцию, а не одну или ряд упругих констант, создавая истинную нелинейную карту поведения.

Модели гиперупругих материалов в целом можно разделить на две категории: механистические (микромеханические) и феноменологические (макромеханические) [73]. Первое непосредственно вытекает из статистических механических аргументов лежащих в основе материальных структур, таких как сшитые полимеры. Арруда-Бойс и неогуковская – две такие модели из этой категории. Механистическая категория неразрывно связана с более высокими вычислительными затратами на процедуры гомогенизации, где микромеханические детали связаны с макроскопическим механическим поведением с использованием управляющих параметров. Несмотря на эту глубокую основу, требования к пониманию структурного состава и связанного с ним поведения чрезвычайно сложны в таких механистических моделях и часто остаются неясными или недостаточно изученными для большинства биологических тканей.

Феноменологическая категория, с другой стороны, стремится связать функции с прямыми эмпирическими наблюдениями за явлениями, тем самым согласовывая их с фундаментальными теориями. Функции в этой категории включают модели Фунга, Муни-Ривлина, Огдена, полиномиальные, Сен-Венана-Кирхгофа, Йео и Марлоу [74]. Модель Огдена, являющаяся популярным типом в семействе гиперупругих моделей, может быть выражена уравнением (4):

$$W(\lambda_1,\lambda_2,\lambda_3)=\sum_{p=1}^{N}\frac{\mu_p}{\alpha_p}(\lambda_1^{\alpha_p}+\lambda_2^{\alpha_p}+\lambda_3^{\alpha_p}-3), \quad (4),$$

где N, μ_p, α_p – материальные константы.

В предположении несжимаемости материала его можно переписать:

$$W(\lambda_1,\lambda_2)=\sum_{p=1}^{N}\frac{\mu_p}{\alpha_p}(\lambda_1^{\alpha_p}+\lambda_2^{\alpha_p}+\lambda_1^{-\alpha_p}\lambda_2^{-\alpha_p}-3). \quad (5)$$

В общем случае модуль сдвига в модели Огдена определяется как сумма:

$$2\mu=\sum_{p=1}^{N}\mu_p\alpha_p \ . \quad (6)$$

В данном сообщении рассмотрены модели Огдена 1-го, 2-го и 3-го порядков. По сравнению со строгими условиями, требуемыми для механистической категории, феноменологические модели обладают отличительными преимуществами. Недавно Winterroth et al. [74] охарактеризовали нелинейные упругие свойства искусственных тканей для слизистой оболочки рта с помощью сканирующей акустической микроскопии и подгонки данных к функции энергетического потенциала деформации Огдена первого порядка (уравнение (5), где n=1). Недавние разработки в области вычислительной мощности и численных методов позволили создать более реалистичные модели поведения тканей [44, 56-58, 70]. Тем не менее, использование модели гиперэластичного материала для моделирования реакции естественной слизистой оболочки рта остается предварительным решением, что может быть связано с требованиями учета высокой нелинейности и анизотропии оболочки [60-61]. Нужно отметить недавний прогресс в моделировании анизотропной гиперупругости в других мягких тканях, который был задокументирован в нескольких исследованиях [62-64]. Лишь в нескольких недавних сообщениях [65-67] была разработана гиперупругая модель, основанная на измерениях *in vivo*.

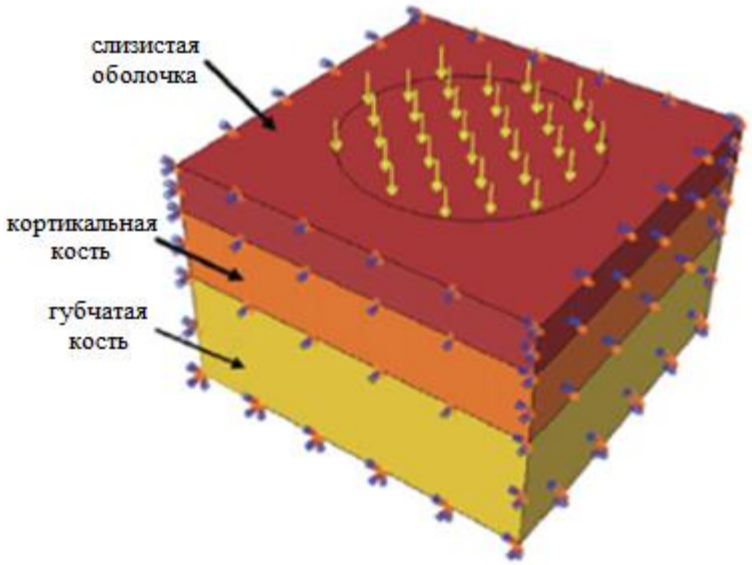


Рис. 2. Упрощенная модель для представления единицы структуры «слизистая оболочка-кость» [1]

Чтобы проиллюстрировать различия между вышеупомянутыми моделями эластичности, используется простой трехслойный блок (представляющий слизистую оболочку, кортикальные и губчатые кости) для моделирования локальных реакций слизистой оболочки на равномерно распределенное давление на площади с диаметром 10 мм (рис. 2). Рисунок 3 демонстрирует пример модели Огдена гиперупругого материала (3-го порядка), полученной на основе клинических данных, представленных Киши [59]. Показано процентное изменение максимальной толщины слизистой оболочки в зависимости от возрастающих нагрузок для различных моделей материалов.

Толщина слизистой оболочки здесь предполагалась равной 2 мм на основе средних клинических измерений [65]. Периодические границы заданы для окружающих плоскости сечения, чтобы имитировать непрерывность ткани с соседями, нижней части блока было назначено жесткое закрепление. В модели нагрузка на верхнюю поверхность изменялась от 0 до 100 Н.

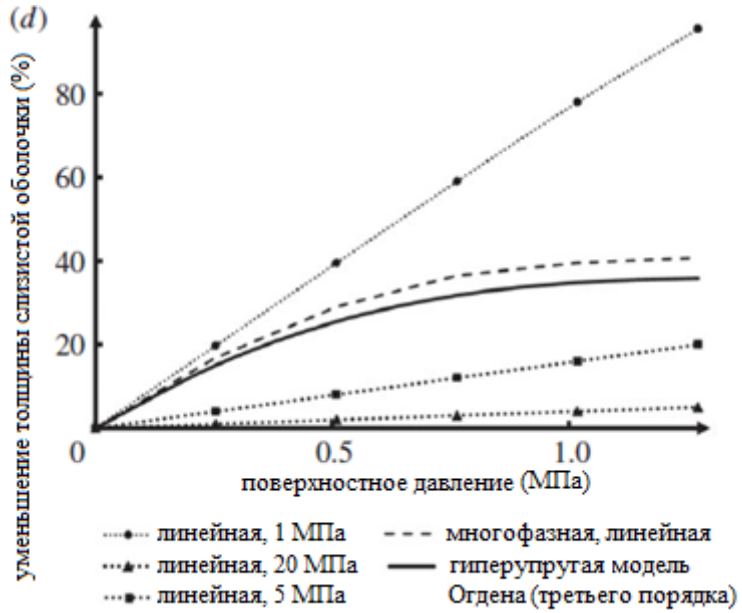


Рис. 3. Максимальная толщина слизистой оболочки изменяется в различных моделях материала слизистой оболочки при увеличении нагрузок до 100 Н в тестовой модели [1]

Свойства материала для костных структур считались изотропными и однородными, следуя предыдущим исследованиям в литературе [56]. Для слизистой оболочки были рассмотрены все три статические модели эластичного материала (линейная, многофазная и гиперупругая). Эти три линейных модуля упругости приняты равными 1 МПа, 5 МПа и 20 МПа соответственно для моделирования низкой, средней и высокой жесткости в наиболее приемлемом диапазоне литературных значений. Была принята многофазная модель, разработанная Kanbara et al. [70]. Применяли модель гиперупругого материала (3-й порядок Огдена), полученную на основе эмпирических данных [59]. Коэффициент Пуассона был равным 0,3 для всех моделей материалов, чтобы полностью сосредоточить различия на значениях эластичности и моделях, определяющих материал.

Модули Юнга слизистой оболочки рта. График испытаний образцов на растяжение и расчетная кривая σ-ε, построенная с помощью экспоненциальной функции

$$\sigma = a^{*}(\exp [b^{*}\varepsilon] - 1), \qquad (7)$$

слизистой оболочки рта представлены на рисунке 4. Точки скомпилированы на основе модели Огдена 3-го порядка на основе данных [59]. Средняя квадратичная ошибка экспоненциальной аппроксимации составила 0,0078, максимальная абсолютная ошибка – 0,009, максимальная относительная ошибка – 1,06%, коэффициент корреляции между экспериментальными и модельными данными – 0,9997, что свидетельствует о приемлемости экспоненциальной модели (7).

Дифференциальный (касательный) модуль Юнга слизистой в экспоненциальной модели является инкрементальным – увеличивающимся по мере деформации. Расчетный упругий модуль был минимальным в исходном (недеформированном) состоянии и равнялся $5{,}768 \cdot 10^{-4}$ МПа (при ε=0), максимальный – 28,488 МПа (при ε=0,33), среднее значения модуля, полученное как определенный интеграл от E(ε) – 2,636 МПа, линейной модели Елин=1,353 МПа, E_{max}/E_{min}=49390. Т.е. дифференциальный упругий модуль в экспоненциальной модели изменялся в диапазоне от 0,57 кПа до 28,49 МПа. Упругие модули Юнга билинейной модели $E_1=5{,}768 \cdot 10^{-4}$ и E_2=28,488 МПа, $\varepsilon_{кр.}$=0,302, что несколько отличается от данных [70]: E_1=0,05 и E_2=8 МПа, $\varepsilon_{кр.}$=0,075 и [69]:

E_1=0,05 и E_2=0,18 МПа, $\varepsilon_{кр}$=0,064. Параметры зависимости (7) a=1,77·10^{-5} МПа, b=32,516 определялись с помощью функции *genfit* Mathcad 15.0.

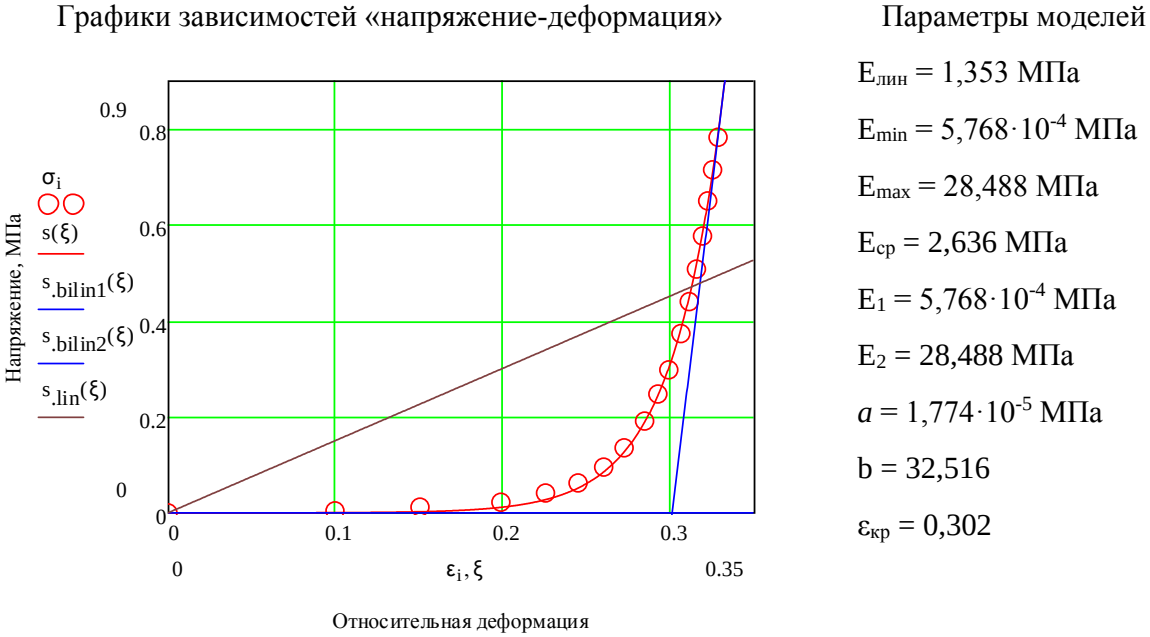


Рис. 4. Экспериментальные данные (точками) и соотношения «напряжение-деформация» для различных моделей слизистой оболочки рта

Примечание: экспоненциальная модель (красная линия), линейная упругость (коричневая линия), многофазная упругость (синие линии)

Гиперупругие модели слизистой оболочки рта. Соотношения напряжение-деформация для различных гиперупругих моделей слизистой оболочки рта представлены на рисунке 5.

Параметры гиперупругих моделей слизистой оболочки рта, рассчитанные в Mathcad 15.0 и ANSYS 2022 R2, представлены ниже (табл. 1-7).

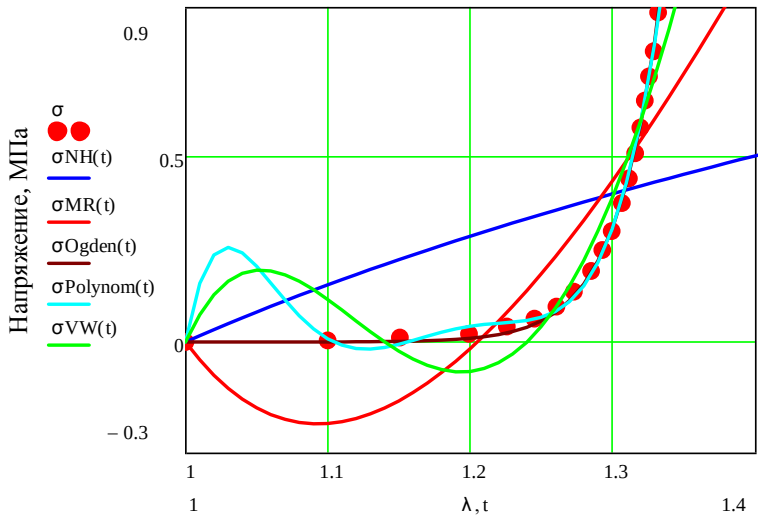


Рис. 5. Гиперупругие модели слизистой оболочки рта

Примечание: NH – неогуковская, MR – Муни-Ривлина, Ogden – Огдена, Polynom – полиномиальная, VW – Веронда-Вестманн

Таблица 1

Неогуковская модель

Метод расчета	μ, МПа
Mathcad	0,562
ANSYS	0,562

Таблица 2

Модель Муни-Ривлина

Метод расчета	C_{10}, МПа	C_{01}, МПа
Mathcad	4,189	-5,049
ANSYS	4,189	-5,049

Таблица 3

Модель Огдена (1-го порядка)

Метод расчета	μ, МПа	α
Mathcad	$3.835 \cdot 10^{-6}$	42.997
ANSYS	4.26E-06	43.625

Таблица 4

Модель Огдена (2-го порядка)

Метод расчета	μ_1, МПа	α_1	μ_2, МПа	α_2
Mathcad	–	–	–	–
ANSYS	2.74E-07	52,55	0,00060	20,39

Таблица 5

Модель Огдена (3-го порядка)

Метод расчета	μ_1, МПа	α_1	μ_2, МПа	α_2	μ_3, МПа	α_3
Mathcad	–	–	–	–	–	–
ANSYS	-0,0009	36,73	0,0003	39,06	0,00085	33,67

Таблица 6

Полиномиальная модель (2-го порядка)

Метод расчета	C_{10}, МПа	C_{01}, МПа	C_{20}, МПа	C_{02}, МПа	C_{11}, МПа
Mathcad	-87,481	90,96	870,882	$1,525 \cdot 10^3$	$-2,258 \cdot 10^3$
ANSYS	-87,481	90,959	870,882	1524,51	2258,36

Таблица 7

Модель Веронда-Вестманн

Метод расчета	C_1, МПа	C_2, МПа	C_3, МПа
Mathcad	18,422	-0,871	17,443
ANSYS	–	–	–

Отметим, что в модели Огдена 1-го порядка (табл. 3) результаты расчетов в пакетах программ Mathcad и ANSYS несколько различаются (в отличие от других моделей). Таблица 8 содержит статистические параметры гиперупругих моделей слизистой оболочки рта (стандартное отклонение, максимальные абсолютную и относительную ошибки, а также коэффициент корреляции), характеризующие точность моделирования.

Таблица 8

Статистические параметры гиперупругих моделей слизистой оболочки рта Mathcad 15.0 (ANSYS 2022 R2)

Гиперупругая модель (постоянные модели)		Стандартное отклонение, SD, МПа	Макс. абсол. ошибка, МПа	Макс. относит. погрешность, δ, %	Коэффициент корреляции, R
Неогуковская (μ)	Mathcad	0,233	0,275	31,037	0,69
	ANSYS (res.)	0,977			
Муни-Ривлина (C_{10}, C_{01})	Mathcad	0,14	0,163	18,379	0,881
	ANSYS (res.)	0,351			
Огдена 1-го порядка (μ, α)	Mathcad	0,009	0,017	1,951	0,9997
	ANSYS (res.)	0,001			
Огдена 2-го порядка (μ, α)	Mathcad	–	–	–	–
	ANSYS (res.)	0,0002			
Огдена 3-го порядка (μ, α)	Mathcad	–	–	–	–
	ANSYS (res.)	0,0002			
Полиномиальная (C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02}, C_{11})	Mathcad	0,012	0,02	2,229	0,9991
	ANSYS (res.)	0,002			
Веронда-Вестманн (C_1, C_2, C_3)	Mathcad	0,073	0,143	16,172	0,969
	ANSYS (res.)	–	–	–	–

Примечание: μ, α, C_{10}, C_{01}, C_{11}, C_{20}, C_{02} – материальные константы гиперупуругих моделей; *res. – residual (*англ.* остаток, разность)

Из таблицы 8 следует, что из всех рассмотренных гиперупругих моделей материалов наименьшие отклонения модельных данных от экспериментальных показала модель Огдена (средняя квадратичная ошибка – 0,0078, максимальная абсолютная ошибка – 0,017, максимальная относительная ошибка – 1,951%, коэффициент корреляции между экспериментальными и модельными данными – 0,9997, residual – 0,001), наибольшие – простая неогуковская (средняя квадратичная ошибка – 0,233, максимальная абсолютная ошибка – 0,275, максимальная относительная ошибка – 31,037%, коэффициент корреляции между экспериментальными и модельными данными – 0,69, residual – 0,977).

Заключение. В данном сообщении обсуждался один из четырех аспектов биомеханического поведения слизистой оболочки рта [1], которые включают статические, динамические, объемные и интерактивные реакции и которые определяются эластичностью и вязкостью тканей. Первый аспект проанализирован нами в интерпретации линейной и нелинейной упругости. Остальные – чрезвычайно важны и должны непременно обсуждаться.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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.
2. Bidra, A. S. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives / A. S. Bidra, T. D. Taylor, J. R. Agar // J. Prosthet. Dent. – 2013. – № 109. – P. 361-366. DOI: 10.1016/S0022-3913(13)60318-2.
3. 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.
4. Yatabe, M. Study on measurement of dynamic viscoelasticity of maxillary mucosa / M. Yatabe // J. Stomatol. Soc. – 1991 – № 58. – P. 74-94. DOI: 10.5357/koubyou.58.74.
5. Al-Ani, S. The effect of dentures on the exfoliative cytology of palatal and buccal *oral mucosa* / S. Al-Ani, G. Shklar, A. A. Yurkstas // J. Prosthet. Dent. – 1966. – № 16. – P. 513-521. DOI: 10.1016/0022-3913(66)90055-2.
6. Scapino, R. P. 1967 Biomechanics of prehensile *oral mucosa* / R. P. Scapino // J. Morphol. – 122. – P. 89-113. DOI: 10.1002/ jmor.1051220203.
7. Lytle, R. B. Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures / R. B. Lytle // J. Prosthet. Dent. – 1962. – № 12. – P. 34. DOI: 10.1016/0022-3913(62)90005-7.
8. Goktas, S. Biomechanical behavior of oral soft tissues / S. Goktas, J. J. Dmytryk, P. S. McFetridge // J. Periodontol. – 2011. – № 82. – P. 1178-1186. DOI: 10.1902/jop.2011.100573.
9. Kydd, W. L. Thickness measurement of masticatory mucosa in-vivo / W. L. Kydd, C. H. Daly, J. B. Wheeler // Int. Dental J. – 1971. – № 21. – P. 430-441.
10. Kydd, W. L. 1967 Stiffness of palatal mucoperiosteum / W. L. Kydd, J. Mandley // J. Prosthet. Dent. – № 18. – P. 116-121. DOI: 10.1016/S0022-3913(67)80052-0.
11. Tomlin, H. R. The measurement of thickness and hardness of oral soft tissues / H. R. Tomlin, H. J. Wilson // Br. Dental J. – 1968. – № 124. – P. 22-27.
12. Kydd, W. L. Biomechanics of the oral tissues / W. L. Kydd, C. H. Daly, M. Waltz // Front. Oral Physiol. – 1976. – № 2. – P. 108-129. DOI: 10.1159/000393318.
13. 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.
14. Davy, D. T. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowl designs / D. T. Davy, G. L. Dilley, R. F. Krejci // J. Dental Res. – 1981 – № 60. – P. 1301-1310. DOI: 10.1177/00220345810600070301.
15. 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: 10.1177/002 20345830620090101.
16. 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.
17. 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.
18. Jozefowicz, W. Results of studies on elasticity moduli of the soft tissues of the denture-bearing area / W. Jozefowicz // Protetyka Stomatologiczna. – 1970 – № 20. – P. 171-176.
19. 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.
20. Maeda, Y. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis / Y. Maeda, M. Sogo, S. Tsutsumi // J. Oral Rehabil. – 2005 – № 32. – P. 656-660. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2005.01478.x.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. 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.

25. 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.
26. 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.
27. Effect 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. 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.1365-2842.2009.019 49.x.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. 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.
44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. 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.
50. 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.
51. 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.
52. Yamada, T. Basic studies on Konuskronen by using the finite element method. Part 2. Stress analysis of mandibular distal-extension removable partial denture / T. Yamada // Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. – 1987. – № 31. – P. 186-199. DOI: 10.2186/jjps.31.186.
53. 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.
54. 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.
55. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications / N Wakabayashi, M Ona, T Suzuki, Y. Igarashi // J. Dent. – 2008. – № 36. – P. 463-471. DOI: 10.1016/j.jdent. 2008.03.010).
56. A periodontal ligament driven remodelling algorithm for orthodontic tooth movement / Chen J., Li W., Swain M. V. [et al] // J. Biomech. – 2014. – № 47. – P. 1689-1695. DOI: 10.1016/j. jbiomech. 2014.02.030.
57. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis / Archangelo C. M., Rocha E. P., Pereira J. A. [et al] // J. Appl. Oral Sci. – 2012. – № 20. – P. 362-368. DOI: 10.1590/S1678-77572012000300012.
58. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament / H. Muraki, N. Wakabayashi, I. Park, T. Ohyama // J. Dent. – 2004. – № 32. – P. 659-665. DOI: 10.1016/j.jdent.2004.07.003.
59. Kishi, M. Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure / M. Kishi // Journal of Tokyo Dental College Society. – 1972. – № 72. – P. 1043-1071.
60. Almeida, E. S. Finite element formulations for hyperelastic transversely isotropic biphasic soft tissues / E. S. Almeida, R. L. Spilker // Comp. Methods Appl. Mech. Eng. – 1998. – № 151. – P. 513-538. DOI: 10.1016/S0045-7825(97)82246-3.
61. Menzel, A. Modelling of anisotropic growth in biological tissues: a new approach and computational aspects / A. Menzel // Biomech. Model. Mechanobiol. – 2005. – № 3. – P. 147-171. DOI: 10.1007/s10237-004-0047-6.
62. Regional and fiber orientation dependent shear properties and anisotropy of bovine meniscus / A. C. Abraham, C. R. Edwards, G. M. Odegard, T. L. H. Donahue // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. – 2011. – № 4. – P. 2024-2030. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.06.022.

63. Limbert, G. A mesostructurally-based anisotropic continuum model for biological soft tissues. Decoupled invariant formulation / G. Limbert // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. – 2011 – № 4. – P. 1637-1657. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.07.016.
64. A robust anisotropic hyperelastic formulation for the modelling of soft tissue / Nolan D. R., Gower A. L., Destrade M. [et al] // J. Mech. Behav. Biomed. Mater. – 2014. – № 39. – P. 48-60. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.06.016.
65. 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.
66. A comparative study on complete and implant retained denture treatments — a biomechanics perspective / Chen J, Ahmad R, Suenaga H [et al] // J. Biomech. – 2015. – № 48. – P. 512-519. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.043.
67. 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. 1-9. DOI: 10.1080/10255842.2015.1028925.
68. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth / Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A [et al] // Eur. J. Orthodont. – 2005. – № 27. – P. 333-339. DOI: 10.1093/ejo/cji020.
69. 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. – № 30. – P. 448-454. DOI: 10.4012/dmj.2010-170.
70. 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.
71. Ogden, R. W. Fitting hyperelastic models to experimental data / R. W. Ogden, G. Saccomandi, I. Sgura // Comput. Mech. – 2004. – № 34. – P. 484-502. DOI: 10.1007/s00466-004-0593-y.
72. Weiss, J. A. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity / J. A. Weiss, B. N. Maker, S. Govindjee // Comp. Methods Appl. Mech. Eng. – 1996. – № 135. – P. 107-128. DOI: 10.1016/0045-7825(96)01035-3.
73. Steinmann, P. Hyperelastic models for rubber-like materials: consistent tangent operators and suitability for Treloar's data / P. Steinmann, M. Hossain, G. Possart // Arch. Appl. Mech. – 2012 – № 82. – P. 1183-1217.
74. Characterizing morphology and nonlinear elastic properties of normal and thermally stressed engineered oral mucosal tissues using scanning acoustic microscopy / Winterroth F., Hollman K. W., Kuo S. [et al] // Tissue Eng. Part C Methods 2013. – № 19. – P. 345-351. DOI: 10.1089/ten.tec.2012.0467.

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: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_37

For citation: 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: 10.24412/2588-0500-2023_07_04_37