УДК 616.31-001:004.94

ИМИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ «ОБТУРАТОР ЧЕЛЮСТНОГО ПРОТЕЗА – СЛИЗИСТАЯ ОБОЛОЧКА КРАЯ ДЕФЕКТА ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ»

Арутюнов А.С.[1], Шанидзе З.Л.[2], Муслов С.А.[2]

[1]ФГБУ Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии (ЦНИИСиЧЛХ) Минздрава России, Москва;
[2]ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет (МГМСУ) им. А.И. Евдокимова» Минздрава РФ, Москва, e-mail: muslov@mail.ru

Представлены результаты построения и численного анализа математической модели «обтуратор челюстного протеза – слизистая оболочка края дефекта верхней челюсти». При создании математической модели рассматривали три основных контролируемых параметра (механические усилия и давление на слизистую оболочку края дефекта). Алгебраическая часть модели формализована в виде системы из двух односторонних и одного двустороннего неравенств, одна часть которых отвечает за надежность фиксации протеза в полости рта, другая – непревышение заданного порога нагрузки. Геометрическая часть математической модели представляла собой дефект верхней челюсти, в лоно которого введен фиксирующий выступ с определенными геометрическими характеристиками, численное значение которых варьировалась. Физически модель представляла собой механически взаимодействующие изотропные среды с упругими характеристиками. Численный анализ контролируемых параметров протеза-обтуратора был выполнен методом конечных элементов в несколько этапов. В результате выполненного имитационного моделирования предложены оптимальные материалы и геометрические параметры обтурирующей части протеза, обеспечивающие компромисс между основными эксплуатационными характеристиками протезов-обтураторов, в качестве которых были рассмотрены надежность и комфорт использования.

Ключевые слова: обтураторы, протезы, болевой порог, моделирование.

SIMULATION OF SYSTEM "OBTURATOR MAXILLO PROSTHESIS – MUCOSA EDGE MAXILLARY DEFECTS”

Arutyunov A.S.[1], Shanidze Z.L.[2], Muslov S.A.[2]

[1]Federal State Institution Central Research Institute of Dental and Maxillofacial Surgery, Ministry of Health of the Russian Federation (CRID and Maxillofacial Surgery), Moscow;
[2]Moscow State Medical Stomatological University (MSMSU) n.a. A.I. Evdokimov Moscow, e-mail: muslov@mail.ru

The results of the construction and numerical analysis of the mathematical model, "obturator maxillo prosthesis - mucosa edge maxillary defects". When you create a mathematical model considered three major controlled parameter (mechanical force and pressure on the mucous membrane of the defect edge). Algebraic part of the model is formalized in the form of a system of two-sided and one double-sided inequalities, some of which are responsible for the reliability of fixation of the prosthesis in the mouth, the other - non-exceeding a predetermined load threshold. The geometrical part of the mathematical model is a defect of the maxilla, in the bosom of which entered the locking protrusion with certain geometric characteristics, the amount of which varied. The physical model is a mechanically interacting isotropic medium with elastic characteristics. Numerical analysis of monitored parameters-obturator prosthesis was performed by finite element method in several stages. As a result of the simulation offered the best materials and the geometric parameters of the occlusive prosthesis, providing a compromise between the main performance-prosthesis obturators, as where the reliability and comfort of use were considered.

Keywords: obturators, prostheses, pain threshold, modeling.

Повышение эффективности ортопедического лечения больных с приобретенными дефектами верхней челюсти и отсутствием зубов является актуальной задачей современной стоматологии. Пути к её решению лежат через улучшение эксплуатационных параметров протезов-обтураторов, под которыми, как правило, понимается оптимальный баланс между надежностью и комфортом использования модифицированных протезов.

Материалы и методы

В последнее время для исследования проблемы повышения эксплуатационной эффективности протезов всё более широкое применение получают методы компьютерного имитационного моделирования – исследование объектов познания на их моделях. В данной работе представлены результаты создания и численного анализа математической модели «обтуратор челюстного протеза – слизистая оболочка края дефекта верхней челюсти». Предложенная имитационная модель обладала определенными математическими и физическими параметрами.

Результаты исследования и их обсуждение

При создании математической модели в первую очередь необходимо было выбрать основные контролируемые параметры. В качестве таковых рассматривали три параметра:

– усилие, необходимое для установки протеза P_{input} ;

– усилие, необходимое для извлечения протеза P_{output} ;

– возникающее максимальное давление на слизистую оболочку края травмированной области верхней челюсти в процессе установки и извлечения протеза Q.

Причем:

– P_{input} необходимо минимизировать, для облегчения пользования протезом при регулярных (ежедневных) гигиенических процедурах;

– P_{output} должно быть, с одной стороны, ограничено некоторым значением $P_{output\,крит2}$ для облегчения регулярного пользования в гигиенических целях, с другой стороны, оно должен быть достаточным для удержания протеза в ложе верхнего нёба, обеспечивая фиксацию протеза при раскрытии челюсти в условиях налипания пищевых комков с усилием (большим, чем некоторое усилие $P_{output\,крит1}$);

– Q не должно превышать давления, вызывающего болевой и травматический эффект у пациента. Это должно способствовать ускорению адаптации больных к челюстному протезу и сохранению слизистой оболочки полости рта.

Таким образом, базовая рабочая математическая модель повышения эффективности ортопедического лечения с приобретенными дефектами верхней челюсти при отсутствии зубов протезами с обтураторами из подкладочных материалов была формализована в виде системы из двух односторонних и одного двустороннего нестрогих неравенств:

$$\begin{cases} P_{input} \le P_{input\ крит} \\ P_{output\,крит1} \le P_{output} \le P_{output\,крит2} \\ Q \le Q_{крит} \end{cases}. \qquad (1)$$

Как видно, данная система представляет собой несколько неравенств, часть которых отвечает надежности фиксации протеза в полости рта, другая – непревышению заданного порога нагрузки, отсутствию травм слизистой оболочки, комфортности использования протезов больными и повышению качества жизни больных после проведенного лечения. Для решения системы (1) необходимы численные значения критических величин параметров. Однако точные значения данных параметров для небной части полости рта нам не известны. Отсутствуют они и в литературе, несмотря на ряд выполненных исследований по болевой чувствительности слизистой полости рта [1-3; 7-9]. Поэтому полный количественный анализ системы неравенств (1) пока невозможен. Однако мы смогли сделать некоторые весьма конкретные оценки, основанные на следующих положениях.

Неравенства $P_{input} \leq P_{input\ крит}$ и $P_{output} \leq P_{ouput\,крит2}$ содержат мануальные усилия, которые в принципе задаются вручную при установке и извлечении протезов и которые ограничены некоторыми значениями для облегчения пользования протезами в гигиенических целях. Следовательно, за рабочее может быть принято одностороннее неравенство:

$$P_{output\,крит1} \leq P_{output}\,. \qquad (2)$$

Именно оно обеспечивает надежную фиксацию протеза в ложе нёба при эксплуатации протеза, тогда как остальные неравенства обеспечивают только комфорт при использовании протезов.

Последнее неравенство системы (1) для максимального давления на слизистую $Q \leq Q_{крит}$ будет рассмотрено отдельно несколько позднее.

Таким образом, благодаря методу имитационного моделирования удалось свести задачу повышения эффективности лечения больных с приобретенными дефектами верхней челюсти при отсутствии зубов протезами с обтураторами из подкладочных материалов к решению системы неравенств. Это алгебраическая часть математической модели.

Геометрическая часть математической модели представлена на рис. 1. Она представляет собой дефект верхней челюсти округлой формы, в лоно которого введен фиксирующий выступ с определенными геометрическими характеристиками, величина которых варьировалась.

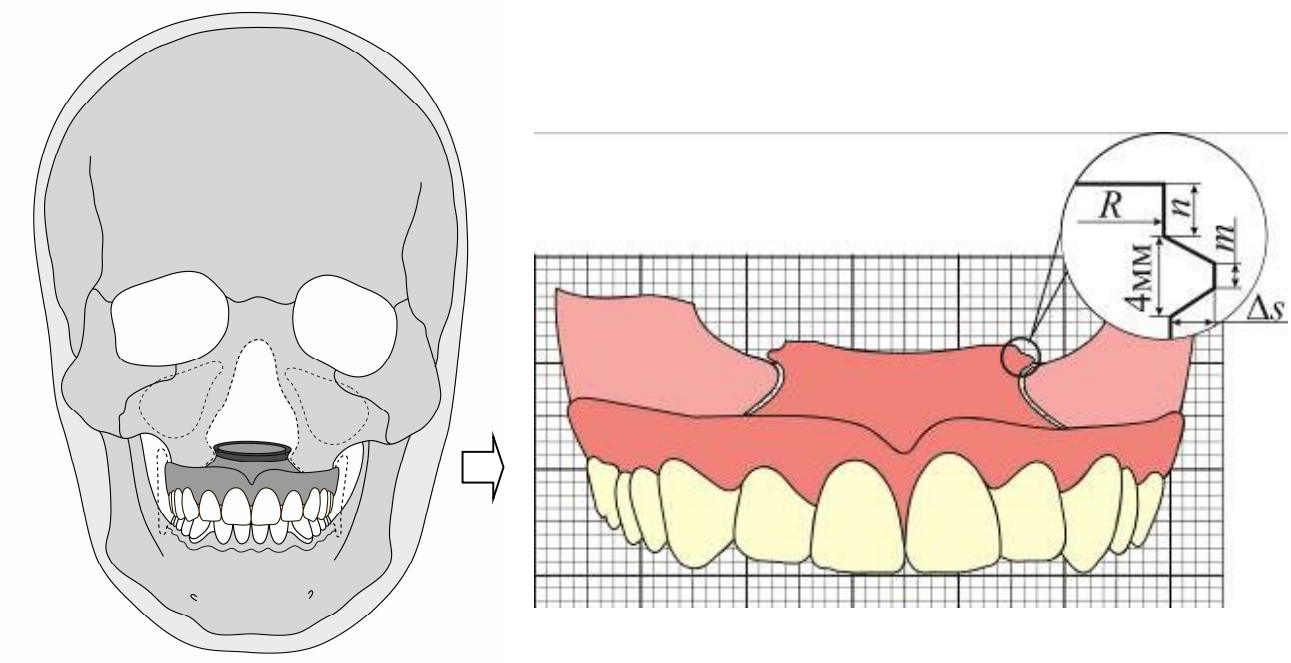


Рис. 1. Схема протеза-обтуратора: в фиксированном состоянии и увеличенный фрагмент с геометрическими характеристиками фиксирующего выступа

На рис. 1 Δs – величина, на которую выступает относительно массивной части фиксирующий выступ;

m – ширина уступа на внешнем контуре (принято, что на внутреннем контуре ширина уступа постоянна и равна 4 мм);

n – величина утолщения небной части протеза после фиксирующего выступа (обоснование необходимости этого утолщения приведено в работе Чумаченко Е.Н. и соавт. в [6]);

R – радиус, характеризующий кривизну поверхности части протеза-обтуратора, используемой для восстановления поврежденного участка нёба.

Физическая часть модели в виде фиксирующего выступа протеза-обтуратора и краев дефекта (травмополости) была представлена изотропными средами с упругими свойствами. В связи с этим упругие характеристики материалов Elite Soft Relining, Mollosil®, ГосСил (все силиконы) и COE SOFT™ (акрил), применявшихся в имитационном моделировании, были предварительно определены и представляли собой следующие величины:

материалы обтурирующей части протезов:

- модуль Юнга Elite Soft Relining – 1,70 МПа,
- модуль Юнга Mollosil® – 0,80 МПа,
- модуль Юнга ГосСил – 0,75 МПа,
- модуль Юнга COE SOFT™ – 0,30 МПа,

- коэффициент Пуассона – 0,33;

край дефекта:

- модуль Юнга 0,1 МПа,
- коэффициент Пуассона – 0,4.

Существенное влияние на усилие установки-снятия протеза может оказывать коэффициент трения протеза о слизистую нёба. Коэффициент трения по Колмогорову-Леванову был принят равным фиксированной величине k=0,1.

Сравнительный анализ контролируемых параметров протеза-обтуратора для выбранных материалов выполнялся методом конечных элементов (МКЭ) [5] в несколько этапов. Варьировали различные геометрические характеристики фиксирующего выступа (высота, ширина, приведенный радиус) для каждого из материалов. То есть имитационное моделирование при поиске оптимального сочетания эксплуатационной надежности и комфорта протезов-обтураторов проводили в 4-мерном параметрическом пространстве (геометрических размеров обтурирующей части протезов и упругих свойств материалов, из которых она была выполнена).

На первом этапе варьировалась высота заусенца Δs = {0,5; 1,0; 1,5 мм}. Расчеты выполнялись для m = 2 мм, R = 10 мм.

На втором этапе оценивалось влияние ширины выступа m = {1; 2; 3 мм}, при постоянных значениях высоты заусенца Δs =1,0 мм и приведенного радиуса R =10 мм.

На третьем этапе анализировалось влияние на контролируемые параметры приведенного радиуса R = {10; 20; 25 мм}, характеризующего кривизну края травмированной области нёба. При этом полагалось, что Δs = 1,0 мм и m = 2 мм.

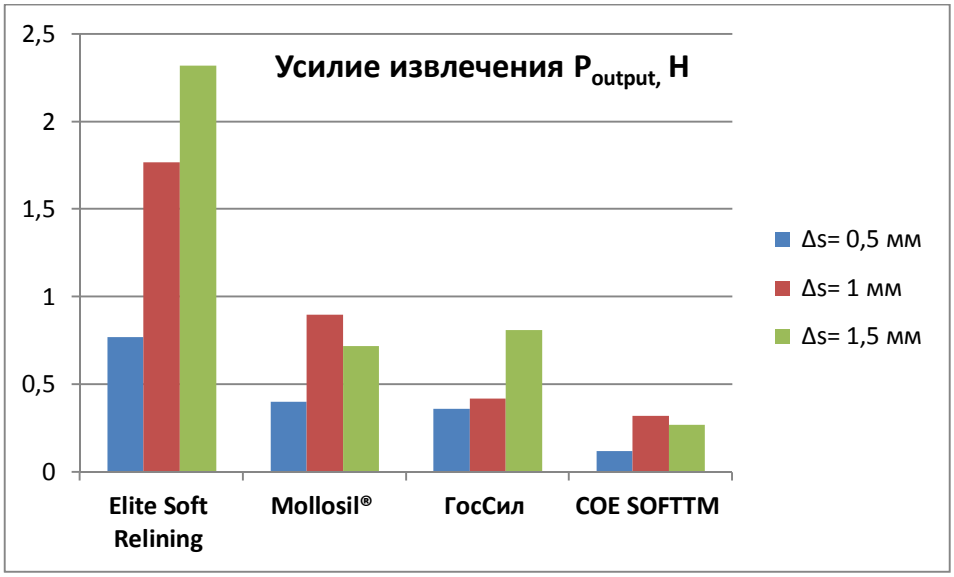
Основные результаты анализа представлены на рис. 2-4.

Выполненные расчеты показали, что вероятнее всего неравенству (2), взятому за основу анализа, удовлетворяет материал с самым большим на всех этапах моделирования значением P_{output}, а именно Elite Soft Relining. Именно протезы-обтураторы с фиксирующей частью из силикона Elite Soft Relining обеспечивают наибольшую надежность удержания протеза в ложе верхнего нёба и фиксацию протеза при раскрытии челюсти.

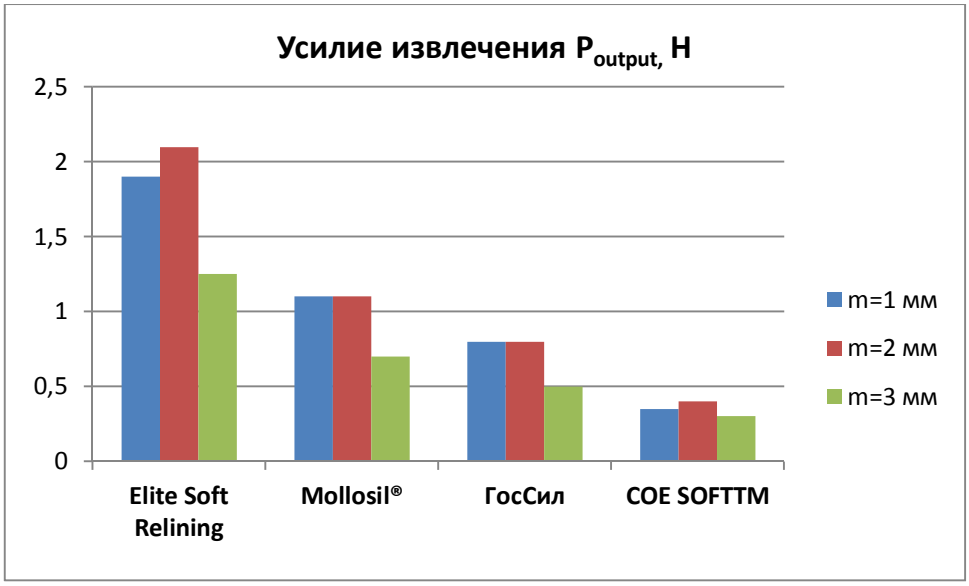
В то же время необходимо вернуться к анализу системы неравенств (1), а именно к рассмотрению третьего неравенства системы (для максимального давления на слизистую полости рта):

$$Q \leq Q_{крит}. \qquad (3)$$

1-й этап



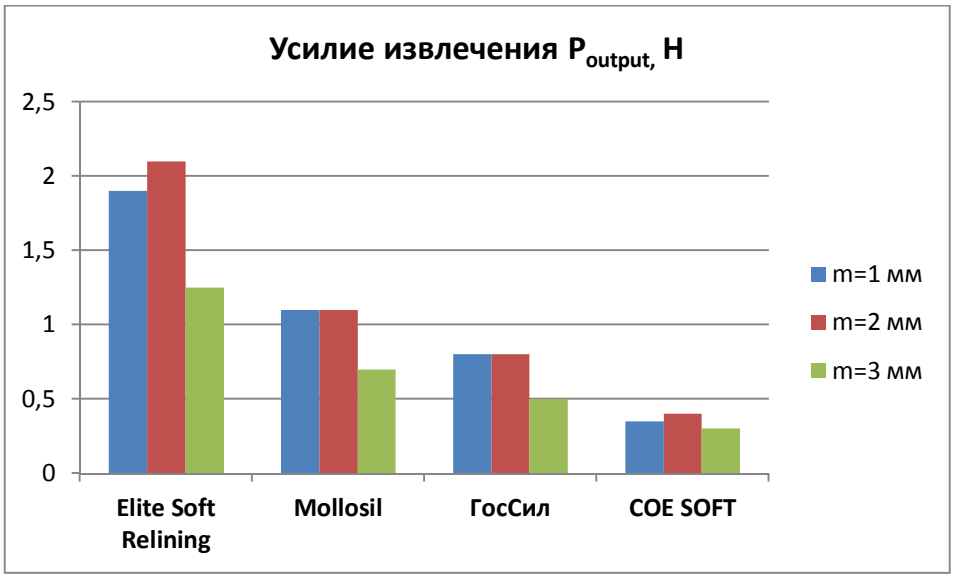
а)



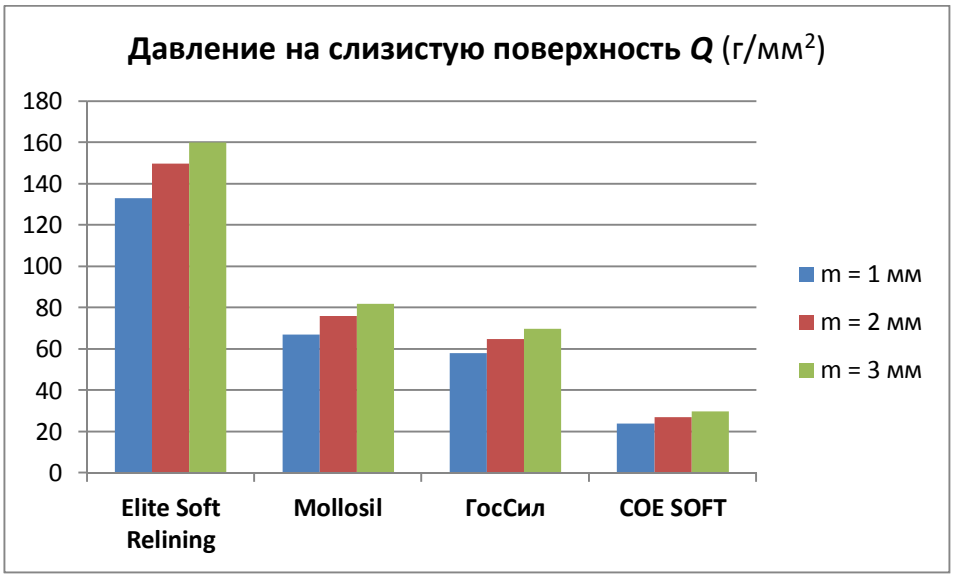
б)

Рис. 2. Усилие извлечения (Н) (а) и давление на слизистую поверхность (г/мм^2) края травмополости (б) в зависимости от высота заусенца Δs и материала обтурирующей части протеза-обтуратора

2-й этап



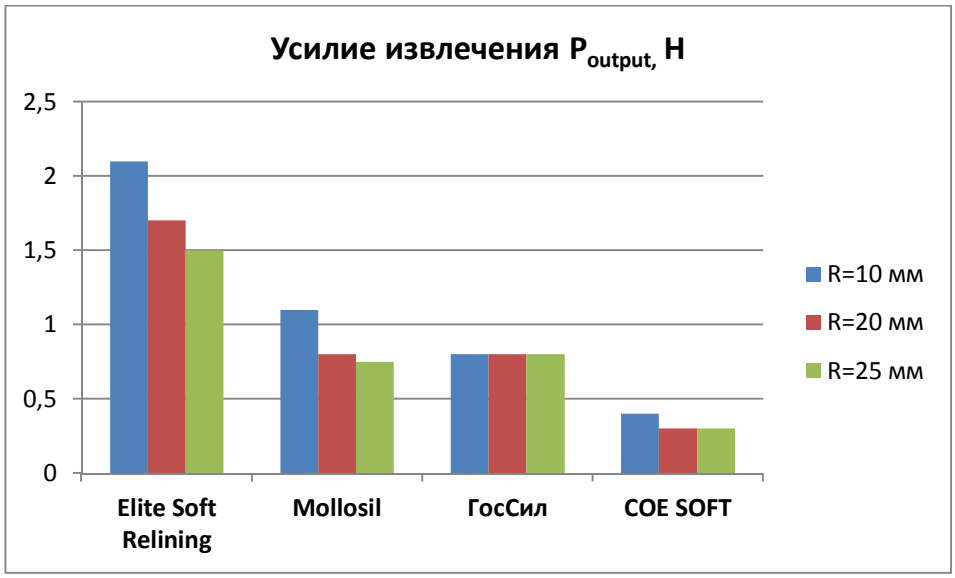
а)



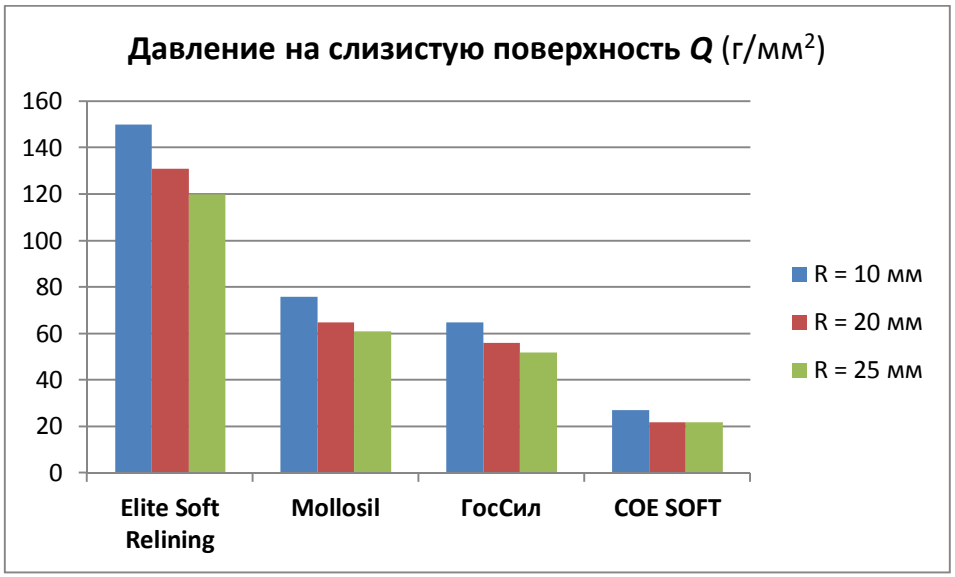
б)

Рис. 3. Усилие извлечения (Н) (а) и давление на слизистую поверхность (г/мм²) края травмополости (б) в зависимости от величины ширины выступа m и материала обтурирующей части протеза-обтуратора

3-й этап



а)



б)

Рис. 4. Усилие извлечения (Н) и давление на слизистую поверхность (г/мм²) края травмополости в зависимости от величины приведенного радиуса R обтурирующей части протеза для различных материалов

Действительно, для больных с высокой чувствительностью слизистой (низкими значениями $Q_{крит}$) необходимо также учитывать необходимость выполнения условия (3) для давления на слизистую оболочку полости рта.

По литературным данным [1], величина $Q_{крит}$ может быть принята равной $Q_{крит} = 20 \div 75\,г/мм^2$. В результате для материала Elite Soft Relining условие (3) заведомо не

выполняется (рис. 2-4, б). Однако этого нельзя сказать о других использованных в численных испытаниях материалах Mollosil®, ГосСил и COE SOFT™, что делает эти материалы привлекательными для изготовления фиксирующей части протезов-обтураторов с данной точки зрения.

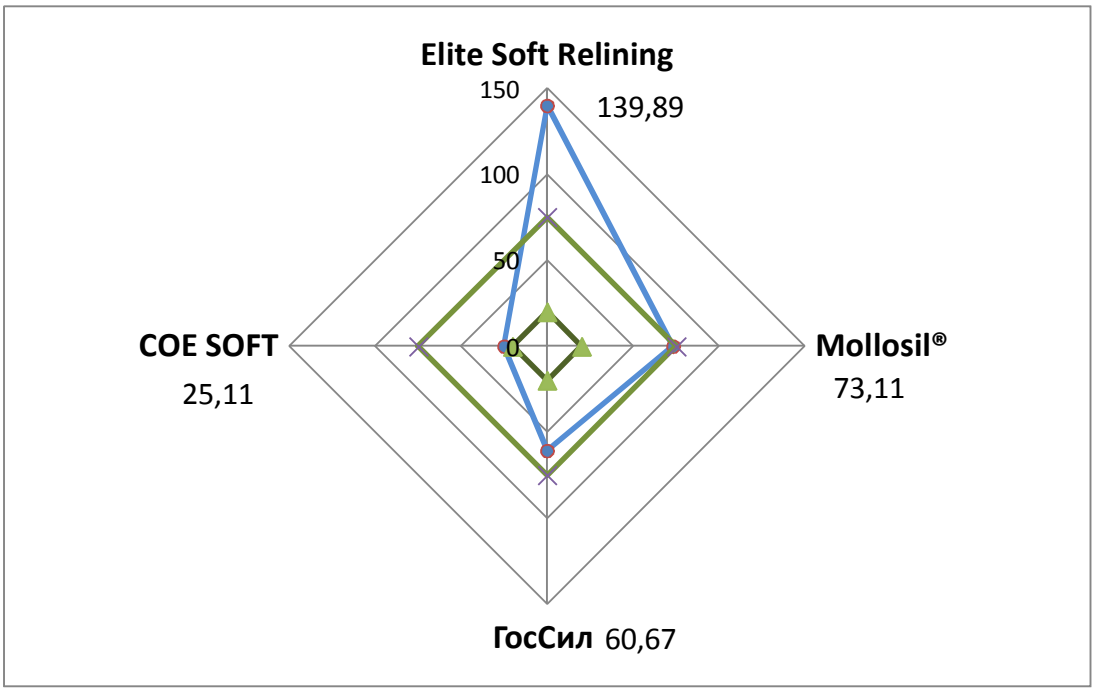


Рис. 5. Зависимость усредненного по параметрам Δs, m и R максимального давления на слизистую поверхность края травмополости Q, г/мм² от материала обтурирующей части протеза-обтуратора – синяя линия. Порог болевой чувствительности слизистой полости рта, по литературным данным: минимальное значение 20 и максимальное 75 МПа [1] – между зелеными линиями (квадратами). Внутренний квадрат – область имитационного моделирования, для точек которой нагрузки не превышают болевой порог

Действительно, из рис. 5 видно, что протезы-обтураторы с фиксирующей частью из Mollosil®, ГосСил и COE SOFT™ по величине давления на слизистую оболочку «попадают» внутрь потенциально безболевой зоны при воздействии на слизистую поверхность полости рта, тогда как протезы-обтураторы с фиксирующей частью из Elite Soft Relining оказываются вне этой зоны. То есть при извлечении они будут, по данным [1], создавать, как правило, болевые ощущения слизистой оболочки края дефекта.

Выводы

Из совокупности полученных в результате имитационного моделирования данных следует, что материал Elite Soft Relining является наиболее надежным для использования при креплении протеза-обтуратора. В условиях повышенной болевой чувствительности слизистой целесообразно использовать материалы Mollosil® и ГосСил. Материал COE

SOFT™ применять для изготовления креплений протеза-обтуратора не рекомендуется вследствие низкой вероятности выполнения неравенства (2) $P_{output\,крит1} \le P_{output}$.

Величиной высоты Δs, ширины m и приведенного радиуса R выступа можно эффективно регулировать оптимальное для каждого пациента соотношение между жесткостью закрепления протеза и комфортом его эксплуатации, связанное с индивидуальным болевым порогом при давлении на слизистую поверхность края травмополости.

Результаты имитационного моделирования были использованы при конструировании обтурирующей части челюстного протеза-обтуратора с заданными свойствами, обеспечивающими эффективное ортопедическое лечение больных с приобретенными дефектами верхней челюсти и отсутствием зубов [4].

Список литературы

1. Болевая чувствительность. – URL: http://medcentr-tyumen.ru/bolevaya-chuvstvitelnost.html.
2. Иорданишвили А.К., Бельских О.А., Тишков Д.С., Карев Ф.А., Музыкин Н.И. Особенности функционирования слизистой оболочки полости рта и языка при хронических заболеваниях почек, кишечника и эндокринной патологии // Человек и его здоровье : Курский научно-практический вестник. – 2015. – № 4. – С. 30-34.
3. Курляндский В.Ю. и др. Методы исследования в ортопедической стоматологии. – Ташкент : Медицина, 1973. - 231 с.
4. Арутюнов С.Д., Арутюнов А.С., Мальгинов Н.Н., Шанидзе З.Л. Челюстной протез-обтуратор : Патент № 2529394 РФ., опубл. 27.09.2014.
5. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов. - М. : Мир, 1979. - 392 с.
6. Чумаченко Е.Н., Лебеденко И.Ю., Арутюнов А.С., Логашина И.В., Шанидзе З.Л. Математическое моделирование и повышение качества крепления протезов-обтураторов у онкологических больных с приобретенными дефектами верхней челюсти // Качество, инновации, образование. - 2011. - № 12. – С. 99-103.
7. Massarelli O. et al. The Folded Tunnelized–Facial Artery Myomucosal Island Flap: A New Technique for Total Soft Palate Reconstruction // J Oral Maxillofac Surg. – 2013. - 71:192-198.
8. Okayasu Ichiro; Komiyama Osamu; Yoshida Noriaki; Oi Kumiko; De Laat Antoon. Effects of chewing efforts on the sensory and pain thresholds in human facial skin: A pilot study // Archives of Oral Biology. – 2012. – 57 (9). - P. 1251-1255.

9. Svensson P., Bjerring P. Variability of argon laser-induced sensory and pain thresholds on human oral mucosa and skin // Anesthesia Progress. – 1991. – May-Jun. - 38 (3): 79-83.