

## ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ И РЕОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ОБТУРАТОРОВ ЧЕЛЮСТНЫХ ПРОТЕЗОВ

Муслов С.А.<sup>1</sup>, Шанидзе З.Л.<sup>1</sup>, Арутюнов А.С.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ГБОУ ВПО Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова (МГМСУ) Минздрава РФ, Москва, e-mail: muslov@mail.ru;

<sup>2</sup>ФГБУ Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии ("ЦНИИСчЛХ" Минздрава) России, Москва

---

В работе в комплексе исследованы физико-механические и реологические характеристики конструкционных материалов для obturators челюстных протезов. В качестве данных характеристик рассматривали упругие модули, скоростную чувствительность, время релаксации, динамическую вязкость, ползучесть и циклическую стойкость. Изучали силиконовые материалы EliteSoftRelining, Mollosil<sup>®</sup>, ГосСил и акриловый – COE SOFT<sup>™</sup>. Выполненные эксперименты показали, что по физико-механическим и реологическим свойствам силиконовые материалы весьма близки друг к другу. При этом по результатам испытаний установлено, что уровень временной стабильности механических свойств образцов из акрилового материала COE SOFT<sup>™</sup> существенно ниже, чем образцов из силиконовых материалов EliteSoftRelining, Mollosil<sup>®</sup> и ГосСил. Это делает данные силиконовые материалы более привлекательными для изготовления obturators съемных челюстных протезов. После замещения дефектов верхней челюсти конструкциями челюстных протезов-obturators авторской разработки негативные явления в области жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава сохранились лишь у 21 % больных.

---

Ключевые слова: obturators, протезы, физико-механические, реологические свойства.

## PHYSICAL-MECHANICAL AND RHEOLOGICAL CHARACTERISTICS OF CONSTRUCTION MATERIALS FOR MANDIBULAR PROSTHESIS OBTURATORS

Muslov S.A.<sup>1</sup>, Shandize Z.L.<sup>1</sup>, Arutyunov A.S.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Moscow State Medical Stomatological University (MSMSU) n.a. A.I. Evdokimov Moscow, e-mail: muslov@mail.ru;

<sup>2</sup>Federal State Institution Central Research Institute of Dental and Maxillofacial Surgery, Ministry of Health of the Russian Federation (CRID and Maxillofacial Surgery), Moscow

---

The paper studied the complex physical-mechanical and rheological properties of structural materials for mandibular prosthesis obturators. As these characteristics were considered elastic moduli, velocity sensitivity, relaxation time, dynamic viscosity, creep and cyclic durability. We studied the silicone materials EliteSoftRelining, Mollosil<sup>®</sup>, GosSil and acrylic – COE SOFT<sup>™</sup>. Performed experiments have shown that physical, mechanical and rheological properties of the silicone materials are very close to each other. The results of tests revealed that the level of the mechanical properties of temporal stability of samples of acrylic material COE SOFT<sup>™</sup> significantly lower than the samples of silicone materials Elite Soft Relining, Mollosil<sup>®</sup> and GosSil. This makes silicone materials more attractive for the production of obturators removable mandibular dentures. After replacement of defects of the upper jaw designs jaw dentures, obturators authoring negative phenomena in the masticatory muscles and temporomandibular joint are preserved only in 21 % of patients.

---

Keywords: obturators, prostheses, physical-mechanical, rheological properties.

Проблема качественного протезирования больных с дефектами верхней челюсти протезами-obturators в настоящее время остается актуальной и сложной задачей ортопедической стоматологии. По нашему мнению, эффективность протезирования определяется балансом между надежностью крепления протеза и комфортом его эксплуатации, связанным с индивидуальным болевым порогом при давлении на слизистую поверхность края дефекта верхней челюсти [7]. В связи с этим механические свойства

эластичных материалов, являющихся составной частью obtураторов челюстных протезов и играющих важную роль в фиксации ортопедической конструкции, играют важную роль в повышении эффективности лечения и качества жизни больных после протезирования.

Реологические вязкоупругие свойства имеют непосредственное отношение ко многим аспектам использования материалов протезов-obтураторов, в частности к стабильности эксплуатационных свойств материалов, поэтому их изучение является весьма актуальным. При неизменных по времени воздействиях напряженно-деформированное состояние эластичных obtураторов рассматриваемых механических систем «obtуратор протеза – слизистая» не остается неизменным, поэтому определение временных характеристик является неотъемлемым компонентом комплексных механических исследований эластичных материалов для obtурирующих частей съёмных челюстных зубных протезов.

Кроме того, в последнее время для исследования проблемы повышения эксплуатационной эффективности протезов всё более широкое применение получают методы математического моделирования [6]. Но успешное применение данных методов невозможно без знания механических характеристик материалов-кандидатов для obtураторов протезов.

#### **Цель исследования**

В данной статье представлены результаты комплексного изучения физико-механических и реологических характеристик эластичных материалов obtураторов челюстных протезов.

#### **Материал и методы исследования**

В качестве материалов для изучения применялись следующие эластичные силиконовые и акриловые материалы:

- EliteSoftRelining (силиконовый материал фирмы Zhermack, Италия);
- Mollosil® (силиконовый материал фирмы DETAXGmbH&Co. KG, Германия);
- ГосСил (силиконовый материал горячей полимеризации, производитель ЗАО “МедСил”, Россия);
- COE SOFT™ (акриловый материал фирмы GC, Япония).

Для изучения физико-механических и реологических свойств материалов была использована универсальная испытательная машина ZWICK серии Z100 (Англия), для измерений силы, перемещения траверсы и деформаций при испытании материалов на растяжение, сжатие и изгиб (Регистрация в Государственном реестре средств измерений, №20385-00 и допущена к применению в Российской Федерации). При исследовании механических свойств использовалась подпрограмма B069015.00.

При проведении эксперимента на ползучесть (релаксацию) машина поддерживала постоянную нагрузку (деформацию) с высокой точностью. Осевое усилие измерялось динамометром 10 кН. Деформация измерялась по перемещению траверсы. В связи с тем, что характерные усилия в ходе эксперимента были очень малы, податливостью машины пренебрегали.

Лабораторными исследованиями механических свойств эластичных материалов, используемых в протезах-обтураторах, были реализованы следующие программы экспериментов:

- сжатие при различных скоростях деформации (максимальное значение деформации 40 %);
- релаксация и ползучесть в течении 10 минут при предварительном нагружении с максимальной скоростью до значений деформации 20 %;
- циклическое нагружение (до 1000 циклов).

Определяли:

- упругий модуль Юнга;
- скоростную чувствительность (зависимость параметров кривой нагружения  $\sigma$ - $\varepsilon$  от скорости нагружения);
- время релаксации и динамическая вязкость (далее вязкость);
- ползучесть;
- циклическую стойкость материалов (влияние числа циклов нагружения-разгрузки на характеристики кривой  $\sigma$ - $\varepsilon$ ).

Во время эксперимента применяли графический вывод данных на монитор компьютера. В качестве деформации использовалась логарифмическая деформация:

$$\ln \frac{L_0}{L} = -\ln \frac{L}{L_0} = -\ln \frac{L_0 - \Delta L}{L_0} = -\ln \left( 1 - \frac{\Delta L}{L_0} \right) \approx \frac{\Delta L}{L_0} = \varepsilon . \quad (1)$$

Здесь:  $\Delta L > 0$ .

Осевое усилие было пересчитано в истинные напряжения (осевое усилие, деленное на текущую площадь образца). Текущая площадь рассчитывалась из условия несжимаемости материалов при деформации ( $\Delta V = 0$ ).

Модуль упругости Юнга рассчитывали из закона Гука:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} . \quad (2)$$

как тангенс угла наклона (угловой коэффициент) соответствующих кривых  $\sigma$ - $\varepsilon$  на начальном участке деформирования.

Время релаксации материалов определялось по кривым релаксации, построенных в полулогарифмических координатах  $(\ln \sigma, t)$ . В соответствии с моделью Максвелла вязкоупругого тела в качестве времени релаксации материалов принималась величина:

$$\tau = \frac{t}{\ln\left(\frac{\sigma_0}{\sigma}\right)}. \quad (3)$$

Как известно, время релаксации – время, в течение которого напряжения при релаксации уменьшаются в  $e$  раз ( $e = 2,72\dots$ ). Приближение времени релаксации широко используется при описании свойств материалов, в том числе механических, когда речь идет о временной стабильности свойств – скорости их изменения со временем [2]. Доказательством правомерности применения реологической модели Максвелла послужил экспоненциальный характер кривых релаксации  $\sigma(t)$ , полученных в ходе лабораторных испытаний. Зная модуль Юнга и измеряя время релаксации материалов, определяли их вязкость как произведение модуля Юнга и времени релаксации

$$\eta = \tau E. \quad (4)$$

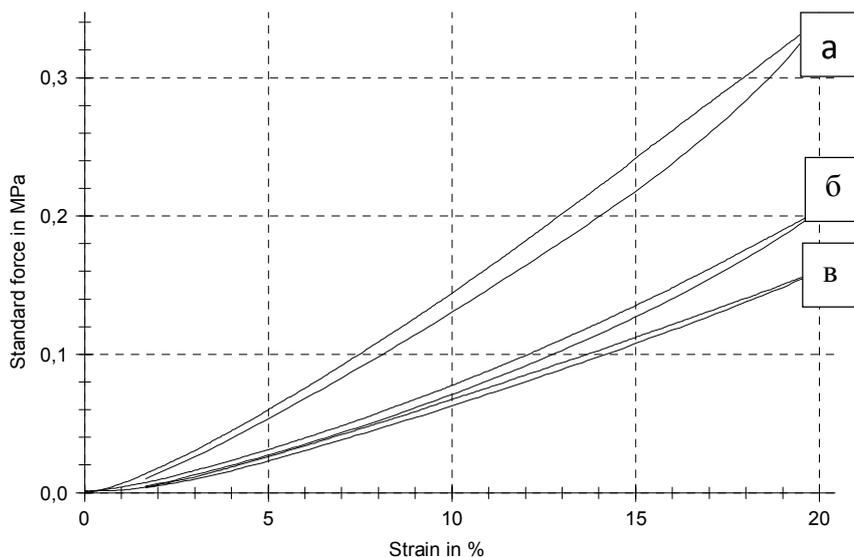
В результате под временной стабильностью понимали большое время релаксации механических напряжений и высокую вязкость, а также слабую зависимость кривых нагружения-разгрузки от скорости нагружения, циклическую стойкость и низкую ползучесть материалов.

Скорость ползучести определялась на II этапе кривых ползучести (стадии плато) [3]. Отметим, что ползучесть или последствие – это медленная, происходящая с течением времени деформация тела под воздействием постоянной нагрузки или механического напряжения.

При изготовлении образцов для механических испытаний была сделана из фторопласта цилиндрическая форма. Её внутренний размер (диаметр 15 мм, высота 30 мм) соответствовал размерам образца. При изготовлении образца на фторопластовую пластину выдавливалось одинаковое количество каждой из компонент (определялось длиной выдавленной массы), перемешивалось шпателем до получения однородной массы (не более 30 сек) и в течении 30 сек заполнялась форма. Процесс отверждения проходил в течение нескольких часов, после чего излишки материала с торца срезали острым ножом и образец выдавливали из формы.

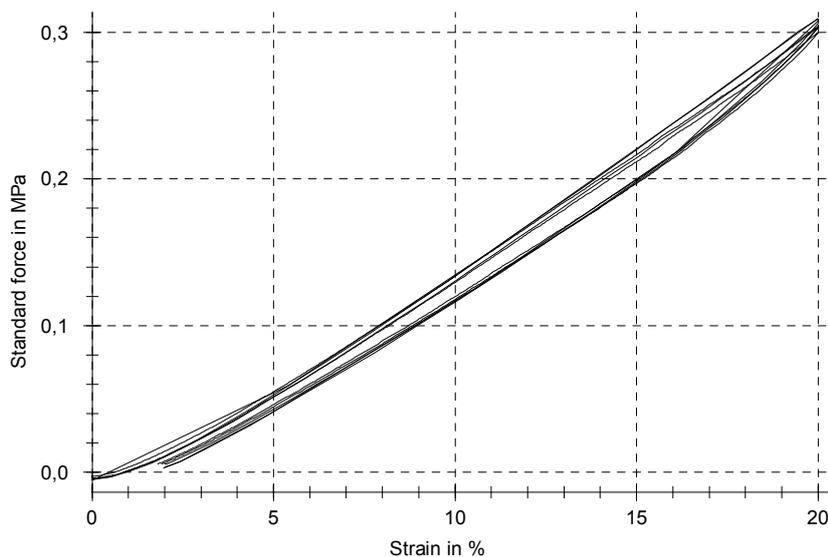
### **Результаты исследования и их обсуждение**

На рис. 1-4 приведены типичные экспериментальные кривые на диаграммах, полученных в ходе лабораторных испытаний.



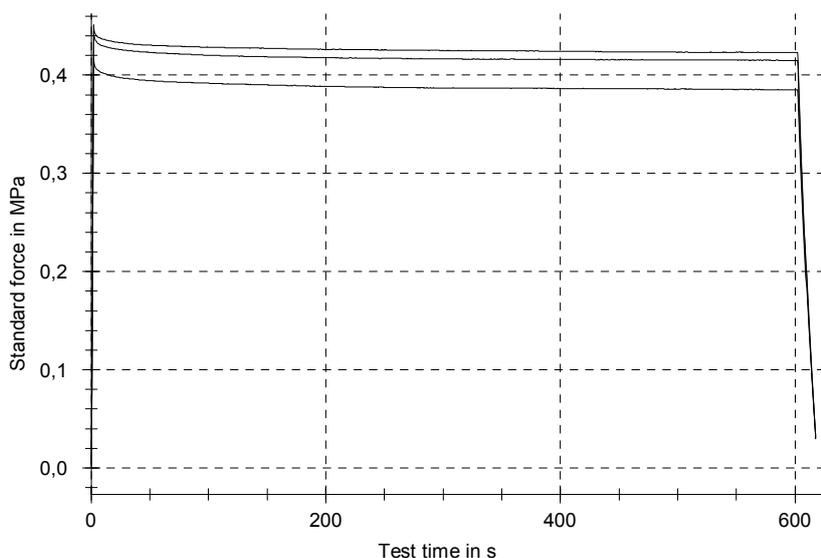
*Рис. 1. Диаграммы сжатия материалов: а) EliteSoftRelining (верхние кривые), б) Mollosil® (средние кривые) и в) ГосСил (нижние кривые) до деформации 20 % с последующей разгрузкой*

На диаграмме на рис. 1 представлены типичные кривые сжатия образцов силиконовых материалов до 20 % с последующим псевдоупругим восстановлением исходных размеров. «Флажность» (гистерезис) кривых мала, необратимая деформация отсутствует.



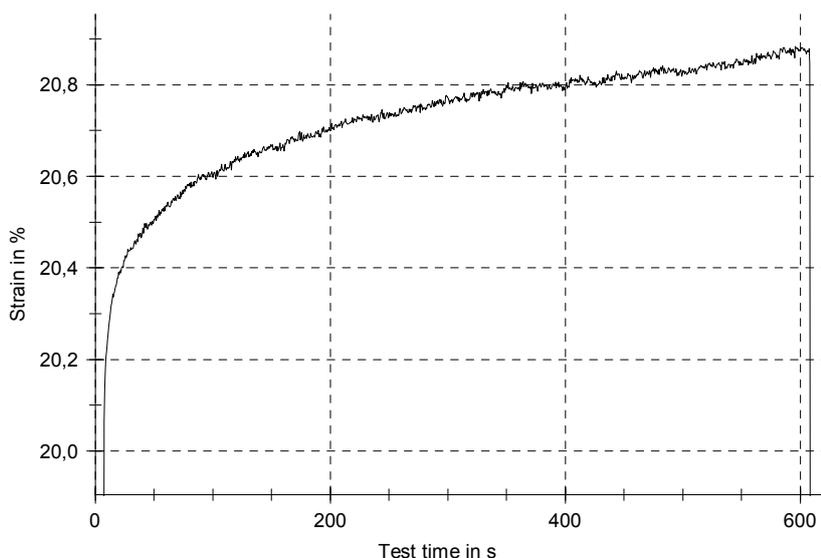
*Рис. 2. Диаграммы сжатия образцов из материала EliteSoftRelining со скоростями движения траверсы а) 2 мм/мин, б) 20 мм/мин и в) 200 мм/мин*

Из рис. 2 видно, что скорость нагружения-разгрузки силиконовых материалов практически не сказывается на виде кривых нагружения-разгрузки.



*Рис. 3. Общий вид кривых релаксации напряжений силиконовых материалов на примере образцов из EliteSoftRelining, начальный участок*

Из рисунка 3 следует, что релаксация напряжений силиконовых материалов происходит по закону, близкому к экспоненциальному и чрезвычайно медленно, то есть время релаксации материалов достаточно велико.



*Рис. 4. Типичная кривая ползучести образца из материала Mollosil после «мгновенной» деформации 20 %*

Как видим из рисунка 4, наблюдается все типичные стадии кривой ползучести материалов, в том числе участок установившейся ползучести – деформации, идущей с постоянной скоростью (стадия II).

Кривая нагружения силиконовых материалов характеризуется хорошей повторяемостью (с числом циклов она только слегка смещается в область больших деформаций, необратимая деформация невелика).

Скорость снижения напряжения при релаксации акрилового материала гораздо выше, чем у силиконовых материалов (рис. 3), соответственно время релаксации существенно меньше.

Отметим поведение акриловых материалов в зависимости от числа циклов нагружения. По мере числа циклов петля нагружения-разгрузки существенно смещается вправо, растет остаточная деформация.

Исходные экспериментальные данные были обработаны.

Значения модуля Юнга материалов составили ( $M \pm ДИ$ ):

- Mollosil®  $0,80 \pm 0,02$  МПа,
- EliteSoftRelining  $1,71 \pm 0,08$  МПа,
- ГосСил  $0,75 \pm 0,03$  МПа,
- COE SOFT™  $0,30 \pm 0,03$  МПа (рис. 5).

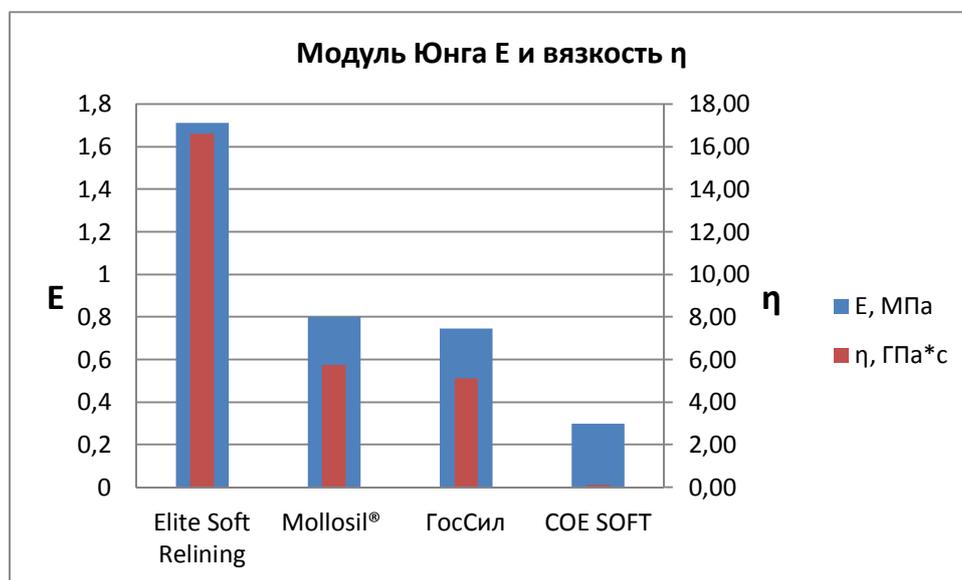


Рис. 5. Модуль Юнга, МПа и вязкость, ГПа\*с материалов, полученный в результате проведенных испытаний на сжатие

Значения времен релаксации материалов ( $M \pm ДИ$ ) оказались равными:

- Mollosil® 9696,91 ± 484,85 с,
- EliteSoftRelining 7211,63 ± 360,58 с,
- ГосСил 6860,33 ± 343,02 с,
- COE SOFT™ 432,81 ± 21,64 с.

Далее вычисляли вязкость материалов (рис. 5).

Выполненные эксперименты показали, что по физико-механическим и реологическим свойствам силиконовые материалы EliteSoftRelining, Mollosil® и ГосСил весьма близки друг к другу. Все три материала ведут себя практически упруго (псевдоупруго) при деформациях до 20 % (рис. 1) и даже до 40 %. Упругие модули Юнга у материалов Mollosil® и ГосСил по величине примерно равны, а у материала EliteSoftRelining – приблизительно в два раза выше (рис. 5). Скоростная чувствительность (рис. 2) практически отсутствует при изменении скорости нагружения-разгрузки на два порядка (в 100 раз). Релаксация при начальной деформации 20 % в течение 10 мин. не превышает 5-6 %, а время релаксации велико для всех силиконовых материалов (рис. 3). Динамическая вязкость силиконовых материалов также достаточно велика (от 5,13 до 16,61 ГПа\*с) (рис. 5). Эксперименты на малоцикловое нагружение (рис. 5) показали, что циклическое нагружение оказывает на силиконовые материалы минимальное влияние.

На рис. 4 приведена кривая ползучести для образца из материала Mollosil, типичная для всех других образцов из силиконовых материалов. Образец нагружался со скоростью 20 мм/мин до деформации 20 % (нагрузка 0,46 МПа), нагрузка далее поддерживалась постоянной в течение 10 мин. Скорость ползучести на этапе II кривой ползучести оказалась равной 0,02 %/мин. Значение деформации за это время изменилось всего от 20 до 20,9 %.

Временные механические (реологические) характеристики акрилового материала COE SOFT™ сильно отличаются от таковых у силиконовых материалов. Во-первых, «флажность» кривых нагружения (величина гистерезиса) была значительно выше, а модуль Юнга существенно ниже, чем у силиконовых материалов. Эксперименты на образцах из материала COE SOFT™ показали наличие большой скоростной чувствительности и наличие выраженной релаксации механических напряжений. За 10 мин. напряжение упало в четыре раза, т.е. на 75 %. Время релаксации COE SOFT™ составило, таким образом, около 430 с, то есть примерно 7 мин., что значительно меньше соответствующей величины у силиконовых материалов. Вязкость материала COE SOFT™ также значительно ниже, чем у всех силиконовых материалов, например более чем в 100 раз в сравнении с силиконом EliteSoftRelining (рис. 5).

Далее, при циклических испытаниях количество циклов пришлось ограничить 300, а обратимость деформации образцов из акрилового материала от цикла к циклу была существенно ниже, чем соответственно у образцов из силиконовых материалов, а к концу испытаний накапливалась значительная остаточная деформация. Наконец, явление ползучести при минимальных нагрузках было обнаружено уже в процессе изготовления образцов. Изготовленные образцы деформировались в течение нескольких суток под действием собственного веса.

Оценку эффективности качества жизни больных с полным отсутствием зубов и послеоперационным дефектом верхней челюсти онкологического генеза определяли посредством их эмоционального и психологического состояния с помощью комплекса психодиагностических методов, основанных на самооценке состояния. Установлено, что эта категория больных по-разному оценивает состояние своего здоровья. Вместе с тем выявлено, что сниженные показатели по шкалам, характеризующим психологический компонент здоровья, демонстрируют наличие симптомов состояния высокой тревожности. Известно, что стоматологическая заболеваемость у этого контингента больных остаётся на высоком уровне, по сравнению с другими категориями населения [1]. Практически все больные этой группы жаловались на усталость мышц лица, дискомфорт в области височно-нижнечелюстного сустава. Оценка состояния собственно жевательных мышц пальпацией у 82,0 % пациентов выявила изменения, характеризующиеся повышенным тонусом и асимметрией активности. Больные жаловались на невозможность приема жидкости, которая затекала в носовую полость, жевания пищи, общение (гнусавость), ощущение ущербности и полной социальной дезориентации.

После замещения дефектов верхней челюсти конструкциями челюстных протезов-обтураторов авторской разработки [4, 5] лишь у 21 % больных сохранились негативные явления в области жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава. Практически у всех была достигнута obturation назоорального сообщения, речь стала связной и понимаемой.

Таким образом, результаты проведённого исследования свидетельствуют, что врачебные профессиональные мероприятия должны быть направлены на замещение дефектов верхней челюсти эффективными челюстными протезами-обтураторами, обеспечивающими фиксацию (ретенцию и стабилизацию) конструкции, жевание.

### **Выводы**

По результатам испытаний установлено, что уровень временной стабильности механических свойств образцов из акрилового материала COE SOFT™ существенно ниже, чем образцов из силиконовых материалов EliteSoftRelining, Mollosil® и ГосСил. Это делает

силиконовые материалы более привлекательными для изготовления obtураторов съемных челюстных протезов.

Кроме того, широкий спектр физико-математических и реологических свойств, изученных силиконовых и акрилового эластичных конструкционных материалов создает возможность решения целого круга задач повышения эффективности фиксации съемных челюстных протезов при полном отсутствии зубов у пациентов с приобретенными дефектами верхней челюсти онкологического генеза путем применения математического моделирования с последующим конструированием obtурирующей части челюстных зубных протезов с оптимальными параметрами.

### Список литературы

1. Арутюнов А.С. Клинико-организационные основы повышения эффективности ортопедической стоматологической реабилитации онкологических больных с приобретенными дефектами верхней челюсти: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М., 2011. – 48 с.
2. Виноградов Г.В. Реология полимеров. – М.: Химия, 1977. – 430 с.
3. Качанов Л.М. Теория ползучести. – М.: Физматлит, 1960. – 455 с.
4. Челюстной протез-obтуратор // Патент РФ на изобретение №2477103 (2011150531) от 13.12.2011. Оpub. в БИПМ. №7(том 2) – С.33 (Арутюнов С.Д., Янушевич О.О., Арутюнов А.С., Шанидзе З.Л., Малькова А.П., Чумаченко Е.Н.).
5. Челюстной протез-obтуратор // Патент РФ на изобретение №2529394 (2013105248) от 08.02.2013 Оpub. в БИПМ. №27(том3) (27.09.2014) (Арутюнов С.Д., Арутюнов А.С., Мальгинов З.Л., Шанидзе З.Л.).
6. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов. – М.: Молодая Гвардия, 2003. – 272 с.
7. Чумаченко Е.Н., Лебеденко И.Ю., Арутюнов А.С., Логашина И.В., Шанидзе З.Л. Математическое моделирование и повышение качества крепления протезов-obтураторов у онкологических больных с приобретенными дефектами верхней челюсти // Качество, инновации, образование. – 2011. – № 12. – С. 99-103.