

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2015.4.07
УДК 531/534:[57+61]



ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МАТЕРИАЛОВ НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ СПОРТИВНОЙ ЗУБНОЙ ШИНЫ

В.А. Лохов¹, А.Г. Кучумов¹, А.Ф. Мерзляков³, Н.Б. Асташина^{2,4}, Е.С. Ожгихина²,
В.А. Тропин¹

¹ Кафедра теоретической механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: valeriy.lokhov@yandex.ru, kuchumov@inbox.ru, tropin.v.a.91@mail.ru

² Кафедра ортопедической стоматологии Пермского государственного медицинского университета им. академика Е.А. Вагнера, 614990, Пермь, ул. Петропавловская, 26, e-mail: ekaterina50590@mail.ru, astashina.nb@gmail.com

³ Кафедра механики сплошных сред и вычислительных технологий Пермского государственного национального исследовательского университета, 614000, Пермь, ул. Букирева, 15

⁴ Научный центр порошкового материаловедения Пермского государственного национального исследовательского политехнического университета, 614013, Пермь, Политехнический проезд, 6

Аннотация. Целью данной работы является экспериментальное исследование материалов новой конструкции спортивной зубной шины для спортсменов, занимающихся силовыми бесконтактными видами спорта. Новизна разработки заключается в дополнительном введении специального силиконового материала в конструкцию каппы, выполненной из этиленвинилацетата (основного конструкционного материала, предназначенного для изготовления различных типов назубных капп). Для последующего моделирования биомеханического поведения конструкции были исследованы свойства основных конструкционных материалов: этиленвинилацетата (*Drufosoft*, фирма *Dreve*, Германия) и винилполисилоксана (*Ufi Gel P*, фирма *Voco*, Германия). В ходе экспериментальных исследований определено, что модуль Юнга этиленвинилацетата составил в среднем $17,1 \pm 1,58$ МПа; показано, что материал демонстрирует упругопластическое поведение. Также было исследовано влияние скоростей нагружения (5, 10 и 500 мм/мин) на вид деформационных диаграмм. Модуль Юнга винилполисилоксана составил $0,34 \pm 0,1$ МПа, при этом было показано, что исследуемый материал демонстрирует практически абсолютно упругое поведение. Полученные результаты позволяют перейти к проведению биомеханического моделирования и изучить механизмы распределения функциональных нагрузений, формирующихся в области зубного ряда при использовании зубной шины, а также определить оптимальные параметры конструкционных элементов разработанной модели спортивной зубной шины.

Ключевые слова: спортивная каппа, назубная шина, этиленвинилацетат, винилполисилоксан, модуль Юнга.

© Лохов В.А., Кучумов А.Г., Мерзляков А.Ф., Асташина Н.Б., Ожгихина Е.С., Тропин В.А., 2015

Лохов Валерий Александрович, к.ф.-м.н., заведующий кафедрой теоретической механики и биомеханики, Пермь

Кучумов Алексей Геннадьевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

Мерзляков Андрей Федорович, заведующий лабораторией кафедры механики сплошных сред и вычислительных технологий, Пермь

Асташина Наталия Борисовна, д.м.н., доцент кафедры ортопедической стоматологии, Пермь

Ожгихина Екатерина Сергеевна, аспирант кафедры ортопедической стоматологии, Пермь

Тропин Василий Андреевич, аспирант кафедры теоретической механики и биомеханики, Пермь

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность применения спортивных зубных шин

В настоящее время одной из превентивных мер, направленных на профилактику основных стоматологических заболеваний у спортсменов, является использование специальных зубных шин (капп) [5]. Доказано, что использование рациональных конструкций спортивных шин обеспечивает эффективную защиту челюстно-лицевой области спортсменов от травм, способствует удержанию нижней челюсти в правильном центрическом положении в момент нагрузки и нормализации постурального статуса спортсменов, чем обуславливает физиологическое функционирование всех элементов зубочелюстной системы [10, 12]. Кроме того, применение спортивных зубных шин способствует перераспределению повышенного давления, предотвращая формирование гипертонуса жевательных мышц и развитие патологии твердых тканей зубов, тканей пародонта и височно-нижнечелюстного сустава [7]. В ходе изучения проблемы использования спортивных зубных шин было отмечено, что большинство профессиональных и непрофессиональных спортсменов, занимающихся различными видами спорта, игнорируют их применение, считая это прерогативой боксеров, которые обязаны носить шины во время боев и тренировок [1]. Любители спорта объясняют это тем, что данные конструкции имеют ряд недостатков и отмечают, что существует необходимость разработки новой конструкции спортивной шины, удовлетворяющей предъявляемым требованиям.

Исторические аспекты применения спортивных зубных шин

В настоящее время в литературе нет точных сведений о времени создания и первом изобретателе спортивных зубных шин. Известно, что в 1892 г. британский дантист *Wolf Krause* предложил боксерам размещать между резцами полоски натурального каучука или гуттаперчи непосредственно перед выходом на ринг. В спортивной среде такой способ защиты зубов получил название «*gum shields*». Инициатором изготовления спортивных зубных шин в России являлся зубной техник В.Н. Иванов-Рудницкий (1925 г.), предложивший изготавливать шины из каучука. Изготовленная защитная пластинка получалась довольно эластичной, но требовала хранения в воде [4]. В 1973 г. И.Я. Поюровская, Н.Б. Журули с соавторами разработали и внедрили мягкую пластмассу «Эластопласт» для изготовления спортивных зубных шин. Учёные предложили конструкцию боксёрской каппы, метод её изготовления и рекомендации по использованию [6, 9, 11].

В 1982 г. для изготовления боксёрских шин сотрудником кафедры ортопедической стоматологии Пермского государственного медицинского института Н.М. Балалаевой было предложено использовать промышленно выпускаемый полиуретан марки СКУ-ПФМ. Отличительными особенностями данного материала являлись высокие физико-механические характеристики и износоустойчивость, но метод изготовления конструкции был достаточно сложным и трудозатратным [2, 3]. В настоящее время для изготовления спортивных зубных шин наиболее часто используются материалы на основе этиленвинилацетата, имеющие следующие положительные свойства: биосовместимость, высокие физико-механические показатели, эстетичность, низкое водопоглощение, благодаря чему обеспечивается гигиеничность конструкций. Однако относительным недостатком данных материалов являются сниженные эластические свойства.

Новая конструкция спортивной зубной шины

На основании вышеизложенного для снижения функциональных нагрузок, развивающихся в зубочелюстной системе спортсмена, была разработана новая конструкция спортивной зубной шины [1]. Модель предложенной конструкции

спортивной зубной шины (рис. 1) изготавливается из этиленвинилацетата (*Drufosoft*, фирма *Dreve*, Германия) методом термоформирования, частично покрывает на верхней челюсти зубной ряд и твёрдое нёбо. Спортивная шина отличается от аналогов тем, что состоит из двух трёхслойных базисов (1), соединённых между собой с нёбной стороны перемычкой (2), на жевательной поверхности которых сформированы отпечатки зубов-антагонистов глубиной 1,5–3,0 мм (3), а между слоями базисов помещён мягкий слой (4), выполненный из силиконового материала (*Ufi Gel P*, фирма *Voco*, Германия).

Биомеханические аспекты применения спортивных зубных шин

Влияние капп на органы и ткани зубочелюстной системы при подавлении внешних силовых воздействий обусловлено множеством факторов, среди которых можно выделить тип материала, геометрию и технологию изготовления. Указанные факторы также влияют на эргономику капп и удобство их использования. При изготовлении спортивных шин необходимо учитывать данные количественного и биомеханического анализа взаимодействия данных устройств с зубным рядом, а также

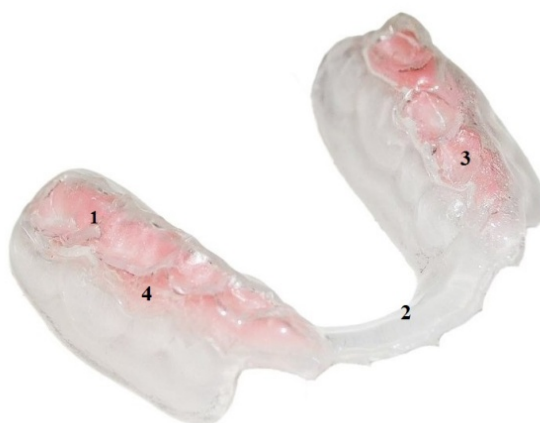


Рис. 1. Конструкция спортивной зубной шины [3]

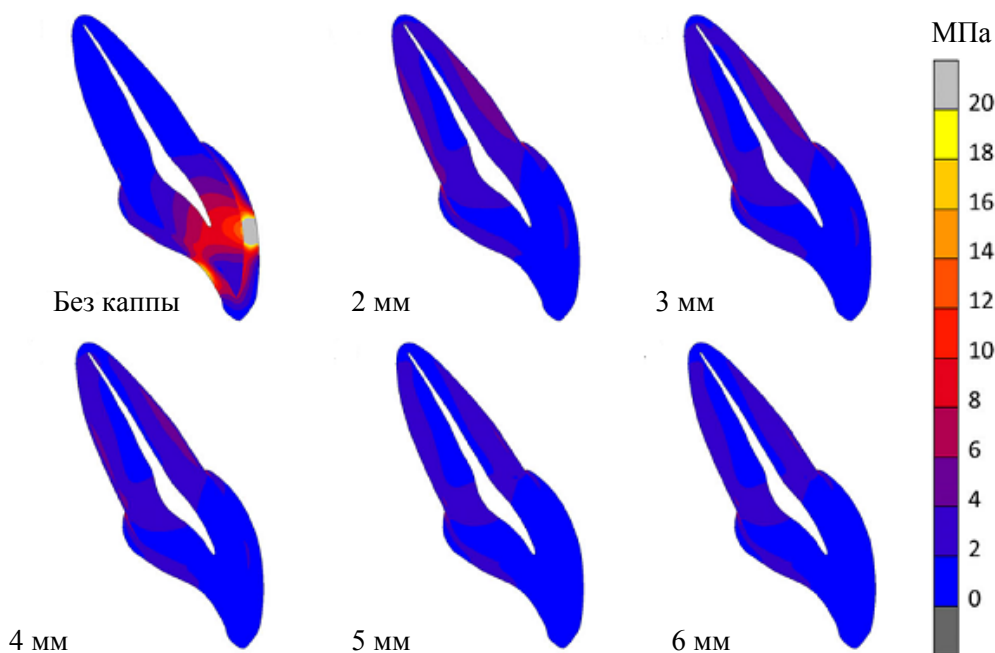


Рис. 2. Распределение напряжений по Мизесу (МПа) в эмали зуба без каппы и при установке капп различной толщины при контакте со стальным шариком, движущимся со скоростью 1 м/с [14]

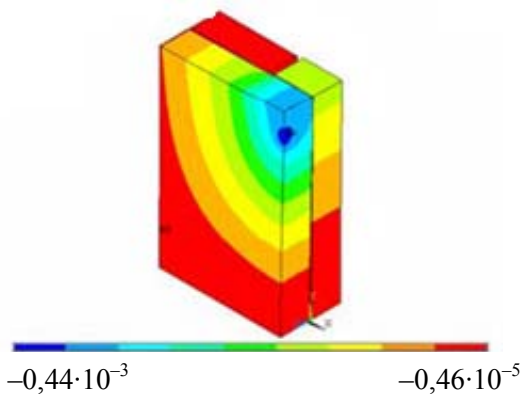


Рис. 3. Суммарные перемещения по вертикали (U_z) [17]

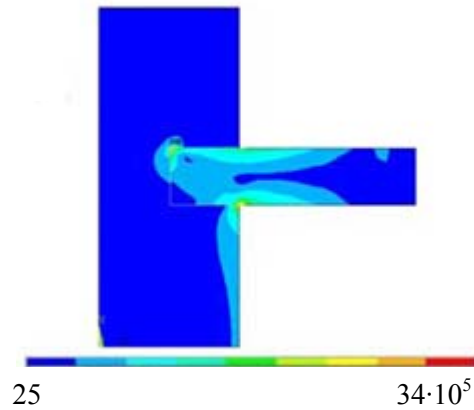


Рис. 4. Распределение напряжений по Мизесу (МПа) в зубе и альвеолярном отростке на основе балочной модели [17]

влияние конструкций на напряженно-деформированное состояние зубочелюстной системы в целом.

Интерес к экспериментальному исследованию воздействия на органы и ткани челюстно-лицевой области при использовании спортивных капп проявляли многие авторы [15, 16, 18, 19]. Так, в работе [14] произведён биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния зуба при взаимодействии с мячом, движущимся со скоростью 1 м/с. В данной статье представлены конечно-элементные расчёты ударного воздействия на зуб без каппы и с каппой, изготовленной из этиленвинилацетата, при её толщине от 2 до 6 мм (рис. 2). На основании полученных результатов конечно-элементного анализа и эргономики, связанной с комфортным использованием конструкции, исследователями был сделан вывод, что наиболее целесообразно применение капп толщиной 3–4 мм.

В работе [17] в результате решения плоской осесимметричной задачи была показана эффективность введения амортизирующего мягкого слоя, а также определена связь между силой воздействия, скоростью удара и заданной геометрией конструкции при известных свойствах используемых материалов (рис. 3, 4). Далее полученные показатели были использованы при 3D-расчёте в программе *ANSYS Structural* для оценки влияния масштабного эффекта при изучении основных функций каппы. Расчётная конечно-элементная модель состояла из прямоугольной консольной балки, моделирующей поверхность зуба, и слоя, отображающего каппу со статическим распределением давления. Решалась контактная задача с низким коэффициентом трения между каппой и зубами. Анализ полученных результатов свидетельствует, что при фиксированной нагрузке наименьшие напряжения в зубе возникают при использовании материалов, обладающих достаточной жесткостью, имеющих высокие значения модуля Юнга. Тогда как при вариативной ударной нагрузке предпочтение следует отдавать более мягким материалам, способным к деформации. Аналогичные сведения приведены в работе [16], отражающей результаты конечно-элементного моделирования индентирования этиленвинилацетата и данные, полученные при его механических испытаниях на разрыв и растяжение.

В работе [1] производился двумерный конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния системы «зубной ряд – шина». Геометрия зубного ряда экспортировалась из телерентгенограммы, после чего оцифровывалась с помощью графических редакторов и импортировалась в программный продукт *SPLIN*, где

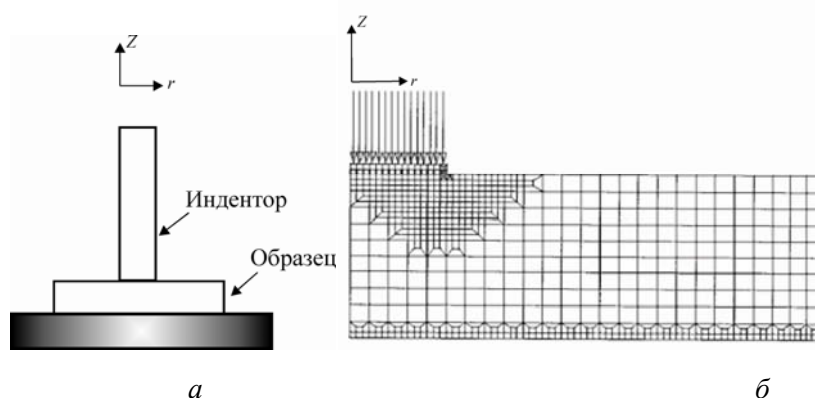


Рис. 5. Вдавливание цилиндрического индентора в этиленвинилацетат: *a* – схема; *б* – конечно-элементная модель [16]

производились расчёты. Были определены величины максимально допустимых вертикальных смещений, приводящих к разрушению спортивной шины или к потере ее защитных свойств.

Таким образом, в связи с воздействием большого числа факторов, которые могут снижать эффективность применения спортивных зубных шин, существует необходимость изучения устойчивости используемых материалов к нагрузкам, а также определения рациональных конструкционных параметров спортивной зубной шины, что позволит снизить уровень функциональных нагрузок, развивающихся в зубочелюстной системе спортсменов во время тренировок. В связи с этим актуальным является использование методов биомеханического моделирования, позволяющих наиболее точно определить взаимовлияние различных элементов конструкции, выполненных из разных конструкционных материалов, и оценить характер распределения функциональных напряжений при использовании спортивной зубной шины.

Известно, что для эффективного моделирования необходимо знать механические свойства материалов, входящих в состав конструкции, поэтому данное исследование направлено на определение показателей модуля упругости основных конструкционных материалов, рекомендуемых для изготовления новой конструкции спортивной зубной шины.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данной работе изучены свойства двух конструкционных материалов, предложенных для изготовления новой конструкции индивидуальной спортивной зубной шины. Основным конструкционным материалом исследования был этиленвинилацетат *Drufosoft* фирмы *Dreve*, Германия. В настоящее время данный материал, используемый для изготовления защитных спортивных капп *Signature*, зарекомендовал себя надёжным с точки зрения физико-механических и технологических свойств. Дополнительным конструкционным материалом исследования был винилполисилоксан (А-силикон) *Ufi Gel P* фирмы *Voco*, Германия. Данный материал был выбран в результате поиска среди сертифицированных материалов, применяемых в стоматологии и обладающих эластичными свойствами.

Лабораторные испытания проводились на базе кафедры механики сплошных сред и вычислительных технологий Пермского государственного национального исследовательского университета на универсальной испытательной машине *Zwick Z-250* (Германия) со скоростью движения траверсы от 5 до 500 мм/мин. Для проведения эксперимента форма, тип образцов, а также способ их изготовления были выполнены в соответствии с нормативно-технической документацией. Все испытания проводились при температуре 23 °С.

ЭКСПЕРИМЕНТ

Экспериментальное исследование этиленвинилацетата *Drufosoft*

Изготовление образцов из этиленвинилацетата осуществлялось из стандартных пластинок *Drufosoft* круглой формы, с диаметром $d = 12$ см и толщиной 4 мм, методом вырубания при помощи специального штанцевого ножа. Размеры образцов (стандарт *ISO 527-2*) приведены в табл. 1. Каждый образец зажимался в захватах испытательной машины и получал предварительную нагрузку, равную 0,1 Н (рис. 6, $a-d$). Далее задавалась программа испытания по удлинению образца (перемещению траверсы). Измерение деформации проводилось по перемещению траверсы. Дополнительно была изучена зависимость прочностных характеристик исследуемого материала от скорости нагружения образцов (5, 10 и 500 мм/мин).

Экспериментальное исследование винилполисилоксана *Ufi Gel P*

Форма выпуска исследуемого материала – паста базис и паста катализатор в металлических тубах. *Ufi Gel P* базис и катализатор в соотношении 1:1 смешивались до получения однородной массы без пузырьков. Приготовленный материал вносили в специальную резиновую форму, изготовленную заранее путём вырубания из листа резины толщиной 2 мм штанцевым ножом стандартного размера, используемого ранее. В данном экспериментальном разделе исследовалось влияние размеров образцов на вид деформационных кривых. Размеры большого и малого образцов приведены в табл. 1. Форму с материалом помещали под пресс на 20–30 мин. После затвердевания излишки удалялись с помощью тонких ножниц, затем каждый образец зажимался в захватах испытательной машины и получал предварительную нагрузку, равную 0,1 Н (рис. 7, $a-z$). Далее задавалась программа испытания по удлинению образца.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты экспериментального исследования этиленвинилацетата *Drufosoft*

Модуль Юнга для упругого участка этиленвинилацетата *Drufosoft* составил $17,1 \pm 1,58$ МПа (рис. 8). Испытания проводились при скорости нагружения 500 мм/мин (табл. 2). Выявлено пластичное поведение данного материала, характеризующееся существенным изменением формы и размеров образцов; при этом к моменту разрушения развивались значительные деформации, не исчезающие после снятия нагрузки. Таким образом, показано, что материал демонстрирует упругопластическое поведение. Также было исследовано влияние скорости нагружения. На рис. 9 приведены диаграммы нагружения образцов при скорости 5, 10 и 500 мм/мин. Кривые, соответствующие скоростям 5 и 10 мм/мин, на графике значительно выше, чем кривая при скорости 500 мм/мин. Данное поведение связано с тем, что при медленной скорости нагружения молекулы материала успевают перестроиться в направлении действия силы, тем самым повышая прочностные качества материала.

Таблица 1

Размеры образцов этиленвинилацетата и винилполисилоксана

Наименование	Размер образца						
	l_1 , мм	l_3 , мм	b_1 , мм	b_2 , мм	h , мм	L_0 , мм	L , мм
Этиленвинилацетат							
Значение	25 ± 1	≥ 75	$4 \pm 0,1$	12 ± 1	4	$20 \pm 0,5$	50 ± 2
Винилполисилоксан							
Значение 1 (большой образец)	25 ± 1	≥ 75	$4 \pm 0,1$	12 ± 1	4	$20 \pm 0,5$	50 ± 2
Значение 2 (маленький образец)	$12 \pm 0,5$	≥ 35	$2 \pm 0,1$	$6 \pm 0,5$	2	$10 \pm 0,2$	20 ± 2

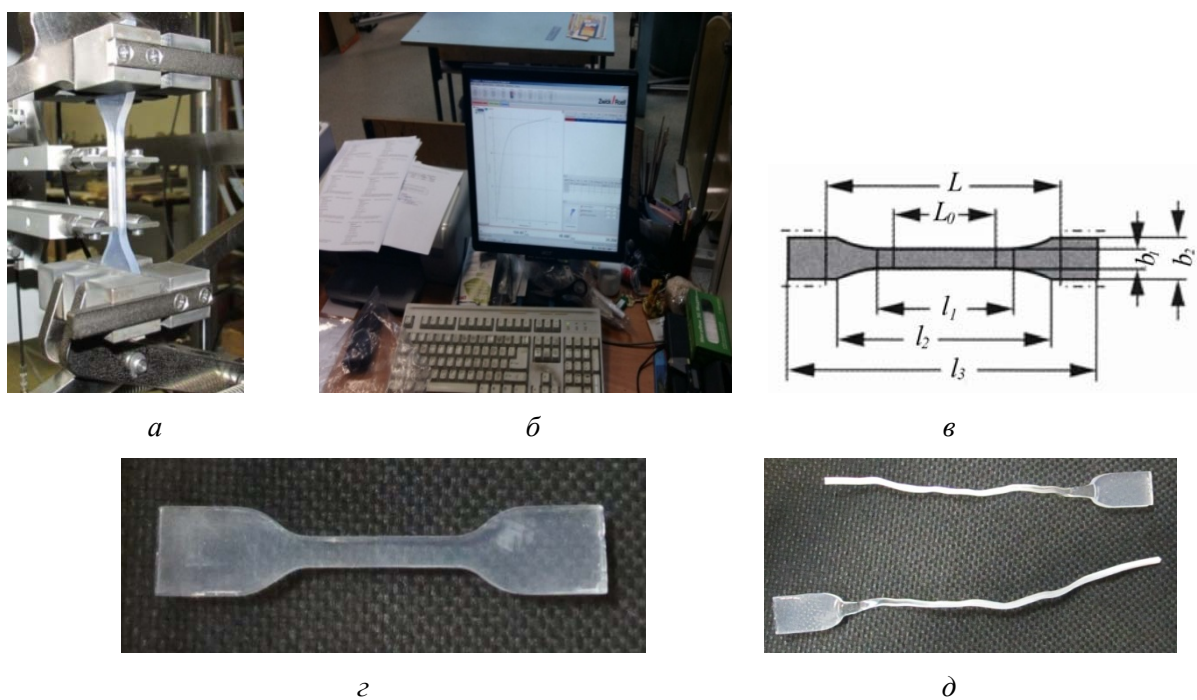


Рис. 6. Экспериментальное исследование этиленвинилацетата: *a* – образец в захватах испытательной машины *Zwick*; *б* – программное обеспечение; *в* – вид образца стандартной формы с размерами; *г* – общий вид образца; *д* – вид образца после разрыва

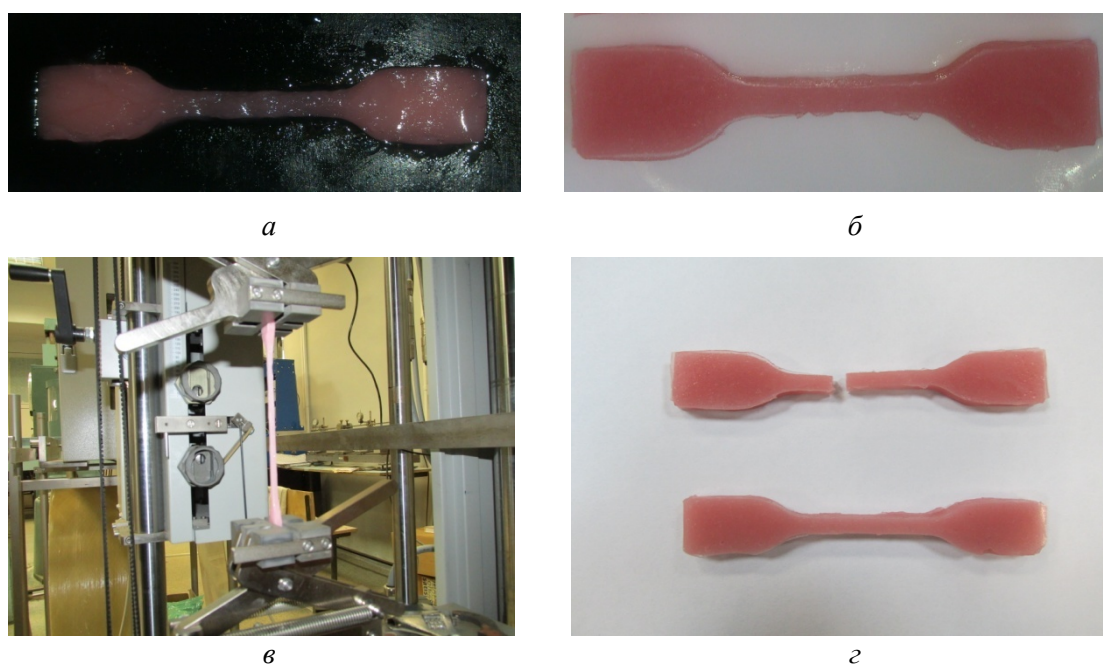


Рис. 7. Экспериментальное исследование винилполисилоксана (А-силикона): *a* – вид образца в момент изготовления; *б* – готовый образец; *в* – образец в захватах испытательной машины *Zwick*; *г* – вид образца после разрыва

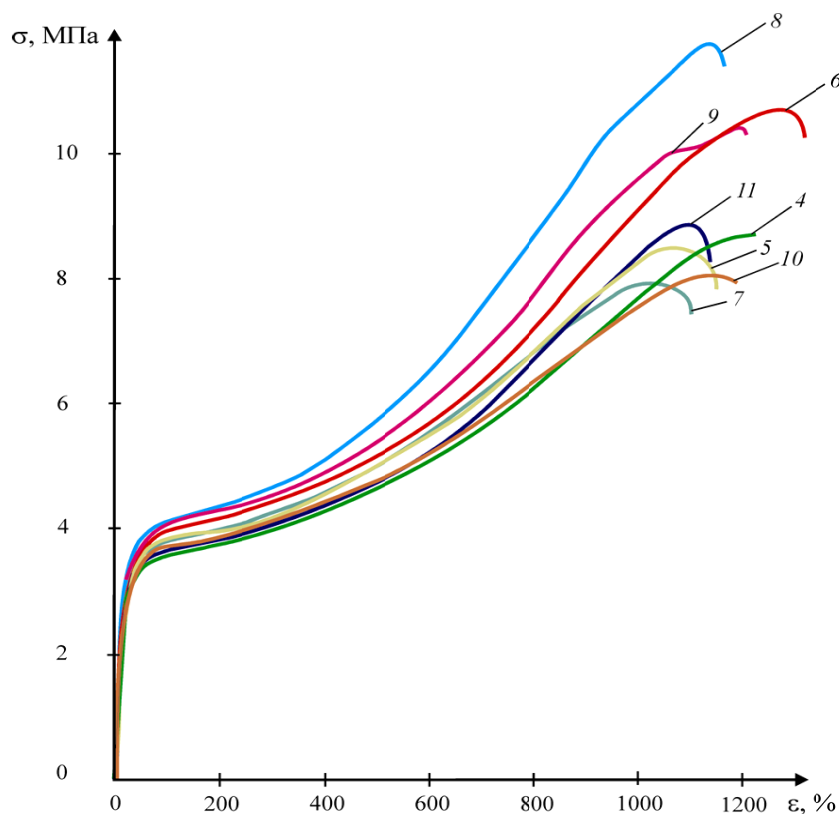


Рис. 8. Диаграмма испытаний на растяжение образцов *Drufosoft* при скорости нагружения 500 мм/мин

Таблица 2

Результаты механических испытаний образцов этиленвинилацетата при скорости нагружения 500 мм/мин

№ п/п	$E_{\text{мод}}$, МПа	$\sigma_{0,2}$, кг/мм ²	$\sigma_{\text{макс}}$, кг/мм ²	$\epsilon_{\text{макс}}$, %	$\epsilon_{\text{макс(пласт)}}$, %	$\sigma_{\text{В}}$, кг/мм ²	$\epsilon_{\text{В}}$, %	$\epsilon_{\text{В(пласт)}}$, %	a_0 , мм	b_0 , мм	S_0 , мм ²
4	16,2	0,14	0,88	1209,9	1156,6	0,88	1226,5	1173,4	3,95	6	23,7
5	16,8	0,21	0,87	1073,6	1023,6	0,8	1147,1	1101,2	3,95	6	23,7
6	15,6	0,21	1,09	1272,2	1204,1	1,05	1323,4	1258,2	4	4	18
7	17,9	0,16	0,81	1024	980,5	0,76	1102,8	1061,9	4	4	16
8	19,2	0,21	1,19	1144,2	1083,6	1,15	1164,4	1106	3	4	12
9	19,5	0,20	1,06	1190,5	1137,6	1,05	1204,3	1151,8	3	4	12
10	15,4	0,21	0,82	1162,1	1110,1	0,81	1189,2	1138,1	3,9	4	15,6
11	16,1	0,14	0,9	1097,5	1043	0,84	1138,1	1087,1	3,9	4	15,6

В табл. 2 использованы следующие обозначения:

$E_{\text{мод}}$ – модуль упругости;

$\sigma_{0,2}$ – условный предел текучести (напряжение при пластической деформации 0,2 %);

$\sigma_{\text{макс}}$ – максимальное напряжение;

$\epsilon_{\text{макс}}$ – деформация при максимальном напряжении;

$\epsilon_{\text{макс(пласт)}}$ – максимальная пластическая деформация;

$\sigma_{\text{В}}$ – напряжение, при котором произошло разрушение образца;

$\epsilon_{\text{В}}$ – деформация, соответствующая разрушению образца;

$\epsilon_{\text{В(пласт)}}$ – деформация, соответствующая разрушению образца (пластическая);

a_0 – толщина образца;

b_0 – ширина образца;

S_0 – площадь поперечного сечения.

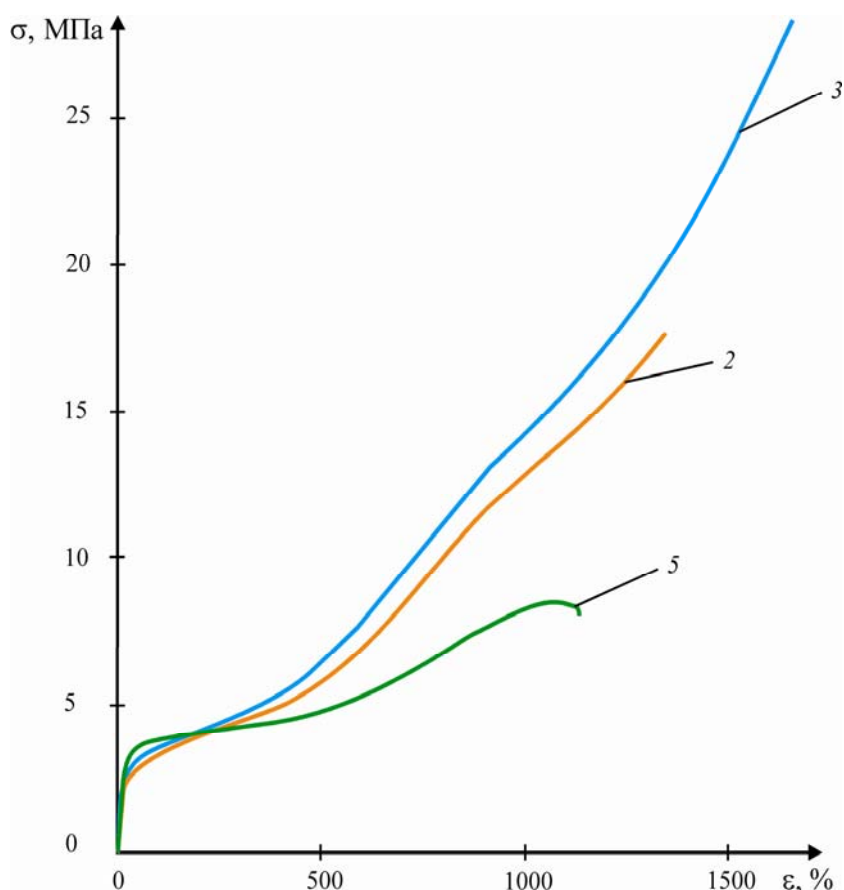


Рис. 9. Сравнение диаграмм испытаний на растяжение образцов *Drufosoft* при скоростях нагружения 5, 10, 500 мм/мин

Таблица 3

Сравнение изменения механических свойств образцов в зависимости от скорости нагружения

№ п/п	$E_{\text{мод}}$, МПа	$\sigma_{0,2}$, кг/мм ²	$\sigma_{\text{макс}}$, кг/мм ²	$\epsilon_{\text{макс}}$, %	$\epsilon_{\text{макс(пласт)}}$, %	σ_B , кг/мм ²	ϵ_B , %	$\epsilon_{B(\text{пласт})}$, %	a_0 , мм	b_0 , мм	$S_{0,2}$, мм ²
2	17,2	0,16	1,79	1347,2	1244,8	—	—	—	3,9	6	23,4
3	17,7	0,171	2,89	1655,3	1495,9	2,75	1655,3	1503,8	3	6	18
5	16,8	0,21	0,87	1073,6	1023,6	0,80	1147,1	1101,2	3,95	6	23,7

Результаты экспериментального исследования винилполисилоксана Ufi Gel P

Модуль Юнга для упругого участка силиконового материала *Ufi Gel P* составил $0,34 \pm 0,1$ МПа (рис. 10). Исследуемый материал показал абсолютно упругое поведение.

На рис. 10, а приведены диаграммы нагружения малых образцов (1–6), на рис. 10, б – диаграммы нагружения больших образцов (7–12).

В табл. 4 приведены результаты механических испытаний при скорости нагружения 500 мм/мин.

Следует отметить небольшое влияние масштабного фактора. У малых образцов немного меньше среднее значение модуля упругости (0,265 МПа – для малых, 0,341 МПа – для больших). В то же время деформационные характеристики для малых образцов выше (деформация при максимуме силы для больших образцов – 726,6 %, для малых – 1088,4 %). Объяснить это можно, например, тем, что в малых образцах меньше внутренних дефектов.

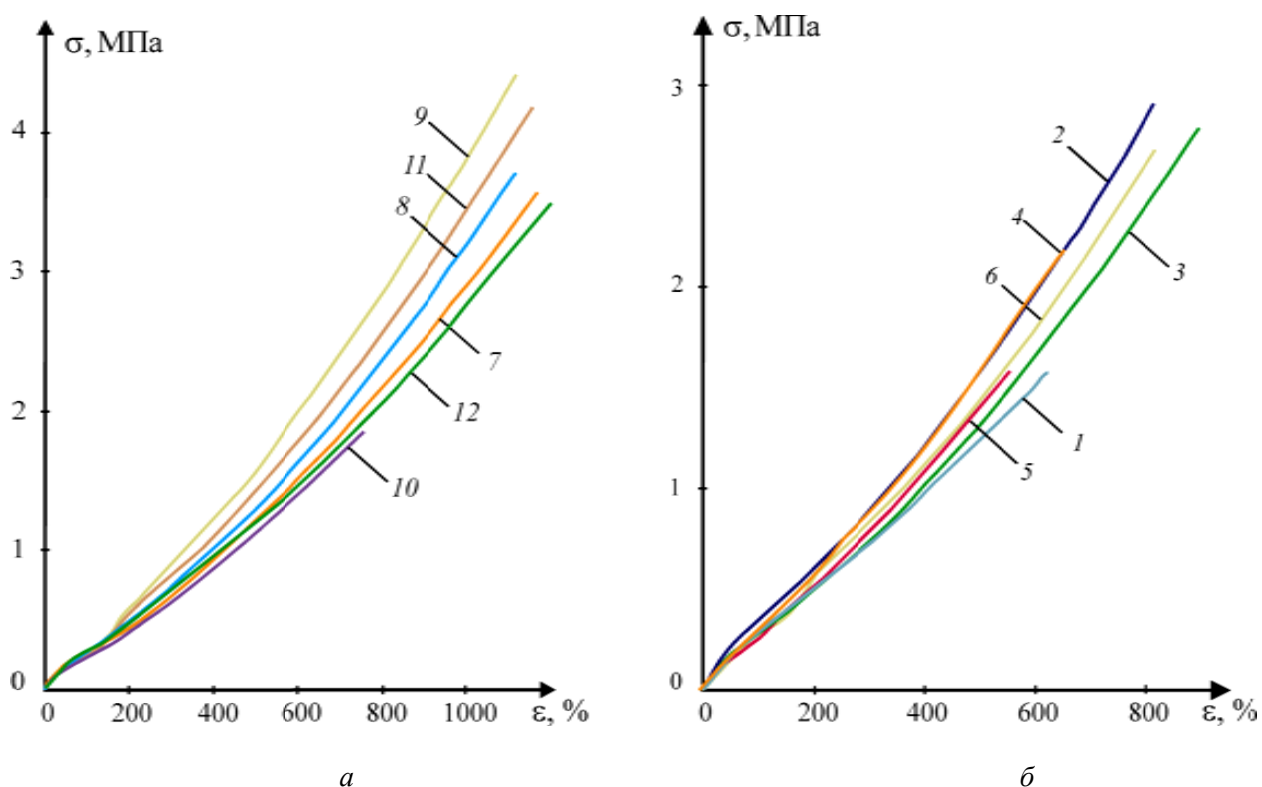


Рис. 10. Диаграммы напряжения–деформация для маленьких (а) и больших (б) образцов винилполисилоксана *Ufi Gel P*

Таблица 4

Результаты механических испытаний винилполисилоксана

№ п/п	$E_{\text{мод}}, \text{МПа}$	$\sigma_{0,2}, \text{МПа}$	$\sigma_{\text{макс}}, \text{МПа}$	$\epsilon_{\text{макс}}, \%$	$\sigma_{\text{В}}, \text{МПа}$	$\epsilon_{\text{В}}, \%$	$a_0, \text{мм}$	$b_0, \text{мм}$	$S_{0,2}, \text{мм}^2$
1	0,34	0,12	1,58	622,5	1,53	628,4	5,3	4	21,2
2	0,38	0,23	2,91	814,8	2,91	814,8	3,5	4	14
3	0,33	0,12	2,79	895,0	2,79	895,0	5,2	4	20,8
4	0,33	0,12	2,17	654,7	2,13	655,7	5,3	4	21,2
5	0,28	0,1	1,58	555,5	1,58	555,8	5,2	4	20,8
6	0,36	0,19	2,68	817,4	2,68	817,4	4,6	4	18,4
7	0,3	0,14	3,58	1172,2	3,53	1173,0	2,7	2	5,4
8	0,27	0,12	3,74	1120,4	3,56	1121,2	2,3	2	4,6
9	0,26	0,11	4,42	1116,7	4,28	1117,5	2,3	2	4,6
10	0,25	0,1	1,85	758,7	1,81	759,5	2,5	2	5
11	0,25	0,1	4,19	1160,5	4,00	1168,4	2,6	2	5,2
12	0,26	0,11	3,49	1201,8	3,48	1202,6	2,3	2	4,6

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Известно, что успех профилактики и лечения стоматологических заболеваний во многом зависит от адекватного выбора материалов, используемых для изготовления ортопедических конструкций. Выбор основан на знании свойств конструкционных материалов и механизмов их взаимодействия с органами и тканями зубочелюстной системы. В ходе проведения биомеханического анализа конструкции также необходимо учитывать основные свойства конструкционных материалов.

В настоящей статье представлены данные эксперимента по изучению механических свойств материалов, предложенных для изготовления новой конструкции зубной шины для спортсменов, занимающихся силовыми видами спорта.

Полученные результаты позволят перейти к проведению биомеханического моделирования и изучить механизмы распределения функциональных нагрузений, формирующихся в области зубного ряда при использовании зубной шины, а также определить оптимальные параметры конструкционных элементов разработанной модели спортивной зубной шины.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере в рамках конкурса УМНИК 1-14-11 (договор № 4272ГУ1/2014).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Арутюнов С.Д., Ибрагимов Т.И., Кузнецов В.В., Абовян Р.А. Способ изготовления спортивных зубных шин // Rosmedportal.com. – 2011. – Т. 2. – С. 1–4.
2. Арутюнов С.Д., Царев В.Н., Абовян Р.А., Кузнецов В.В. Микробиоценоз биоплёнки слизистой оболочки рта при использовании спортивных зубных шин из конструкционного материала «Боксил экстра» // Стоматолог. – 2008. – № 9. – С. 24–31.
3. Асташина Н.Б., Казаков С.В., Ожгихина Е.С. Спортивные зубные шины: патент на полезную модель № 140933 РФ. – № 2013155800; заявл. 16.12.13; опубл. 16.04.14. – Бюл. № 4. – 3 с.
4. Балалаева Н.М. Применение полиуретана СКУ-ПФЛ как базисного материала для изготовления боксёрских шин и пластиночных зубных протезов: автореф дис. ... канд. мед. наук. – Пермь, 1983. – 20 с.
5. Домбровский А.А. Профилактика травматизма зубочелюстной системы при помощи ротового предохранителя у спортсменов, занимающихся боксом: автореф дис. ... канд. мед. наук. – Рига, 1969. – 17 с.
6. Жулёв Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. Челюстно-лицевая ортопедическая стоматология: пособие для врачей. – М.: Медицинское информационное агентство, 2008. – 149 с.
7. Журули Н.Б. Профилактика спортивных травм челюстно-лицевой области у борцов: автореф дис. ... канд. мед. наук. – М., 1975. – 16 с.
8. Кузнецов В.В. Профилактика травмы зубочелюстного аппарата у спортсменов и лиц, выполняющих силовые упражнения: автореф дис. ... канд. мед. наук. – М., 2007. – 13 с.
9. Ожгихина Е.С. Изучение стоматологического статуса спортсменов Пермского края, занимающихся силовыми бесконтактными видами спорта // Пермский медицинский журнал. – 2015. – Т. 32, № 2. – С. 70–76.
10. Поюровская И.Я., Пашинин Б.П., Ревзин И.И. Эластопласт – новый материал для изготовления боксёрских шин // Стоматология. – 1972. – № 1. – С. 91–95.
11. Савельев В.В. Влияние взаимоотношения зубных рядов на силовые показатели и скоростные реакции профессиональных спортсменов: автореф. ... дис. канд. мед. наук. – М., 2012. – 18 с.
12. Хан А.В. Экспериментально-клиническое обоснование применения материала на основе эластического полиуретана для изготовления индивидуальных защитных спортивных кап: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2011. – 19 с.
13. Хватова В.А., Чикуннов С.О. Оклюзионные шины (современное состояние проблемы). – М.: Медицинская книга, 2012. – 245 с.
14. Crisnicaw V., Moura Costa P.V., Freitas Santos-Filho P.C., Tantbirojn D., Versluis A. EVA mouthguards: what is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study // Dental Traumatology – 2015. – Vol. 27, № 4. – P. 1–8.
15. Duhaime C.F., Whitmyer C.C., Butler R.S., Kuban B. Comparison of forces transmitted through different EVA mouthguards // Dental Traumatology. – 2006. – Vol. 22. – P. 186–192.
16. Kim H.S., Mathieu K. Application of laminates to mouthguards: finite element analysis // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 1998. – Vol. 9. – P. 457–462.
17. Paterson N. An experimental and finite element study of the protective mechanisms of sports mouthguards: Ph.D. thesis in Open University. – Milton Keynes, 2005.
18. Takeda T., Ishigami K., Shintaro K., Nakajima K., Shimada A., Regner C.W. The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material // Dental Traumatology. – 2004. – Vol. 20, № 1. – P. 12–20.
19. Wu L.C., Zarnescu L., Nangia V., Cam B., Camarillo D.B. A head impact detection system using SVM classification and proximity sensing in an instrumented mouthguard // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2014. – Vol. 61, № 11. – P. 2659–2668.

EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF MATERIALS OF NOVEL SPORT MOUTHGUARD DESIGN

**V.A. Lokhov, A.G. Kuchumov, A.F. Merzlykov, N.B. Astashina,
E.S. Ozhgikhina, V.A. Tropin (Perm, Russia)**

The aim of the paper is an experimental investigation of the materials of novel mouthguard design for sportsmen engaged in strength training sports. Mouthguard design novelty considers an addition to ethylenevinylacetate (the main structural material used for mouthguards fabrication) construction a special-purpose silicone material. In order to simulate a mouthguard biomechanical behavior, it is necessary to study mechanical properties of main constructive materials: ethylenevinylacetate (“Drufosoft”, Dreve, Germany) and vinylpolysiloxane (“Ufi Gel P”, Voco, Germany). It was shown that the Young’s modulus of ethylenevinylacetate is 17.1 ± 1.58 MPa; the material was exposed to demonstrate elastoplastic behaviour. The influence of strain rates (5, 10, and 500 mm/min) on the stress–strain curves was also shown. The Young’s modulus of vinylpolysiloxane is 0.34 ± 0.1 MPa. At the same time, it was revealed that the material exhibits an absolutely elastic behaviour. Obtained results allow us to perform a biomechanical modelling and to get the functional load distribution in the teeth alignment when a mouthguard is used. Moreover, it is possible now to compute the sport mouthguard optimal parameters.

Key words: sport mouthguard, dental splint, ethylenevinylacetate, vinylpolysiloxane, Young’s modulus.

Получено 9 ноября 2015