

## Определение механических свойств современных стоматологических композитных материалов методом растяжения

### Аннотация

Рассмотрен физический метод исследования для получения параметров предела прочности стоматологических композитных материалов при разной площади поперечного сечения образцов. Получение данных прочности на разрыв дополнит существующие характеристики композитов, поэтому работа актуальна и перспективна для терапевтической стоматологии. В работе исследованы и описаны пять новейших стоматологических композитов. Представлены функциональная схема и внешний вид разрывной машины ИМ-4Р. Описана работа ИМ-4Р, а также показаны установка образца до испытания и его вид после разрыва. Полученные результаты эксперимента сведены в таблицу. Результаты измерений, демонстрирующих зависимость механического напряжения (прочности) от площади поперечного сечения в стоматологических композитах, представлены полиномами третьей степени, определена величина достоверности аппроксимации, выявлен образец с лучшими механическими свойствами.

### Введение

Развитие современных высокоточных методов и средств ведет к совершенствованию научной базы в различных областях исследований. Особое место здесь занимают методы механического контроля [1]. Эти методы отличает непосредственный материальный контакт с объектом исследования. Современные механические приборы и комплексы позволяют с высокой точностью измерять вещества различного агрегатного состояния и тем самым достигать наиболее достоверных результатов эксперимента.

Процесс совершенствования стоматологических материалов обусловлен улучшением их механических и эстетических свойств, увеличением биологической совместимости материалов, расширением применения в клинической практике принципов микромеханического и химического соединения с тканями зуба [2]. Состав стоматологических материалов определяет их свойства, которые обуславливают показания к использованию в клинике. Успех лечения зависит от умения выбрать необходимый материал и рационально его использовать [3]. Таким образом, врачу-стоматологу необходимо ориентироваться в многообразии современных материалов.

Качественное и состоятельное в долгосрочный период восстановление дефектов твердых тканей зуба является основополагающей задачей терапевтической стоматологии [4]. Эффективность лечения во многом обусловлена специфическими технологическими свойствами материалов, а также соблюдением протоколов их применения, включающих в себя сложные и трудоемкие манипуляции, которые необходимо выполнить стоматологу в процессе препарирования и пломбирования полостей [5].

Для корректного применения современных реставрационных стоматологических материалов в клинике требуются достоверные данные не только по химическим, оптическим, но и по механическим свойствам этих материалов [6].

В доступной научной литературе такие данные приведены в ограниченном объеме: как правило, указываются прочностные характеристики только на сжатие и на изгиб [7]-[10]. Поэтому для дополнения существующих данных представляет интерес получение более полной информации о механических свойствах новых современных стоматологических композитных материалов.

**Целью** рассматриваемой работы явилось определение механических свойств стоматологических композитов методом растяжения.

### Постановка задачи

Выбор врачом-стоматологом композита для восстановления дефекта твердых тканей зуба обусловлен как особенностями клинической ситуации (топографией и объемом полости, возможностью ее изоляции, функциональными нагрузками,

которые испытывает зуб, витальностью/девитальностью зуба), так и механическими, оптическими и химическими свойствами композитного материала. В частности, необходимо знать следующие параметры композита: наполненность по весу и объему неорганическими филлерами, их состав, полимеризационную усадку, компрессионную прочность и прочность на изгиб, модуль Юнга, значение полимеризационного стресса, время полимеризации при оптимальной мощности светового потока фотополимеризатора, выраженность и ретенцию блеска, устойчивость к истиранию и окрашиванию пищевыми пигментами.

Каждый из исследуемых композитов имеет свои физико-химические и оптические характеристики. Производитель образцов заявляет вес, объем, полимеризационную усадку, время полимеризации, цветовые оттенки, компрессионную прочность, прочность на изгиб, но не приводит данных о механической прочности материала на разрыв.

Поэтому в работе необходимо было исследовать новейшие стоматологические реставрационные материалы методом растяжения на разрывной машине ИМ-4Р с предельной нагрузкой  $P = 4 \cdot 10^4$  Н и получить параметр прочности (механическое напряжение  $\sigma$ , МПа) для каждого из образцов с разной площадью поперечного сечения.

### Материал и метод исследования

В работе исследовали пять образцов новейших стоматологических композитов: Estelite Bulk Fill Flow оттенка А2, Estelite Universal Flow Medium оттенка А2, Estelite Asteria оттенка А2В, Omnichroma, Omnichroma Blocker [11].

Образцы Estelite Bulk Fill Flow оттенка А2, Estelite Universal Flow Medium оттенка А2, Estelite Asteria оттенка А2В, Omnichroma, Omnichroma Blocker были предоставлены компанией ООО «Центр имплантации и комплексного лечения» (г. Санкт-Петербург).

Измерения механического напряжения (прочности) проводились на автоматизированной разрывной машине ИМ-4Р, функциональная схема которой представлена на рис. 1. ИМ-4Р состоит из зажимов нижнего и верхнего 1, в которые устанавливаем образец. Нижний зажим соединен с винтом 2 нагружающего механизма. Верхний зажим соединен с силоизмерительным механизмом, состоящим из рычага 10 и маятника 5. При вращении электродвигателя 3 винт 2 начинает перемещаться вниз, в связи с чем усилие растяжения передается на зажимы, образец и измерительную систему. Стрелка 7 перемещается по шкале 8, указывая действительную нагрузку, а перо 9 автоматически записывает на бумаге диаграмму (кривую) в координатах нагрузка – деформация. Вращение барабана осуществляется при помощи винта 2 зубчатых колес 4 и 10. В нашем случае сигнал с компьютера приводит в движение электродвигатель и все величины с машины фиксируются в специально разработанной программе.

В работе не ставилась задача получения диаграммы растяжения (концентрации деформаций).

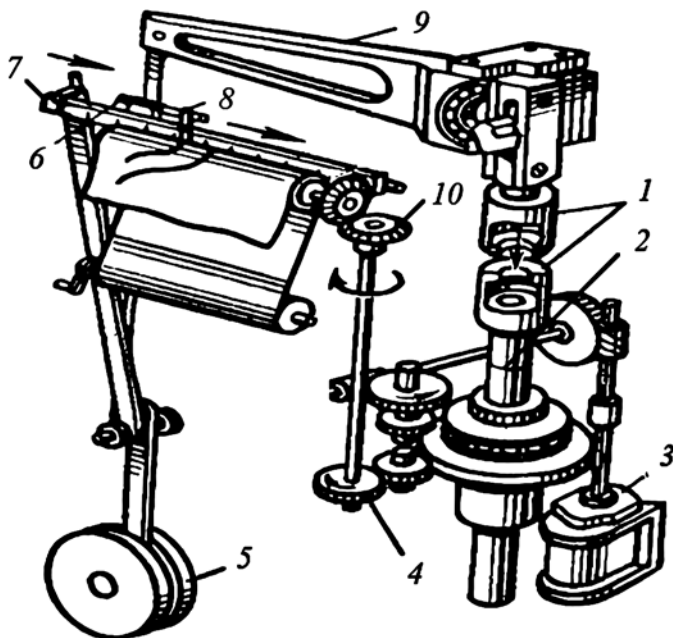


Рис. 1. Функциональная схема разрывной машины ИМ-4Р: 1 – верхний и нижний захваты; 2 – винт; 3 – электродвигатель; 4, 10 – зубчатые колеса; 5 – маятник; 6 – шкала; 7 – стрелка; 8 – перо; 9 – рычаг

### Экспериментальные результаты

Для получения данных о механических свойствах стоматологических материалов образцы разных композитов крепились в захваты разрывной камеры [12]-[17]. Поворотом винта выставлялись зазоры в захватах, как показано на рис. 2. До испытаний образец находился по центру.



Рис. 2. Образец Estelite Universal Flow Medium оттенка А2 в разрывной камере машины ИМ-4Р

Для испытания методом растяжения применялись специально изготовленные стоматологические образцы с разной площадью поперечного сечения (от 1 до 5 мм). Испытания образцов проводились на разрывной машине ИМ-4Р с предельной нагрузкой  $P = 4 \cdot 10^4$  Н.

Действующие силы, прикладываемые к образцу, создавались винтом 2, приводимым в поступательное движение через систему зубчатых передач и кинематическую пару гайка-винт. Зубчатые передачи приводились в движение электродвигателем 3. Усилие винта 2 через захваты 1, образец и тягу передавались на короткое плечо рычага 9, создавая на нем активный

момент. Реактивный момент, уравнивающий активный, создавался на длинном плече рычага 9 усилием, возникающим при отклонении от вертикального положения маятника 5. Маятник представлял собой коленчатый рычаг, шарнирно связанный с тягой и рычагом 9. Таким образом, внутренние силы действовали на материал и фиксировались цифровым блоком согласования. Полученные данные обрабатывались и представлялись в виде таблицы на компьютере.

На рис. 3 представлен образец Estelite Universal Flow Medium оттенка А2 после испытаний.



Рис. 3. Образец Estelite Universal Flow Medium оттенка А2 после испытаний

Параметры прочности были измерены на 25 образцах каждого стоматологического материала.

Таблица 1

### Экспериментальные результаты механического напряжения от площади поперечного сечения стоматологических реставрационных материалов

Название материала	S, мм <sup>2</sup>	σ, МПа
Estelite Universal Flow Medium оттенка А2	1	139,2
	2	140,1
	3	142,2
	4	143,9
	5	145,1
Omnichroma Blocker	1	138,1
	2	139,7
	3	140,9
	4	141,7
	5	142,9
Estelite Bulk Fill Flow оттенка А2	1	137,1
	2	137,7
	3	138,1
	4	138,5
	5	139,1
Omnichroma	1	129,1
	2	129,9
	3	133,1
	4	133,9
	5	135,1
Estelite Asteria оттенка А2В	1	127,2
	2	127,7
	3	128,1
	4	128,9
	5	129,3

Полученные данные по прочности композитов были сведены компьютерной программой в *табл. 1*.

Результаты измерений зависимости предельного механического напряжения (прочности) от площади поперечного сечения в стоматологических композитах представлены полиномами третьей степени, и определена величина достоверности аппроксимации ( $R^2$ ):

$\sigma(S) = -0,1417S^3 + 1,2893S^2 - 1,869S + 139,9$ ,  $R^2 = 0,9987$  для Estelite Universal Flow Medium оттенка A2;

$\sigma(S) = 0,0687S^3 - 0,6857S^2 + 3,2476S + 135,46$ ,  $R^2 = 0,9993$  для Omnicroma Blocker;

$\sigma(S) = 0,0333S^3 - 0,3S^2 + 1,2667S + 136,1$ ,  $R^2 = 1$  для Estelite Bulk Fill Flow оттенка A2;

$\sigma(S) = -0,1667S^3 + 1,385S^2 - 1,6476S + 129,42$ ,  $R^2 = 0,9694$  для Omnicroma;

$\sigma(S) = -0,025S^3 + 0,2393S^2 - 0,1357S + 127,14$ ,  $R^2 = 0,9918$  для Estelite Asteria оттенка A2B.

Из приведенных результатов видно, что прочность образцов отличается друг от друга. Соответствующие кривые зависимости механического напряжения от площади поперечного сечения образцов представлены на *рис. 4*. Анализируя полученные зависимости, можно с уверенностью сказать, что из всех исследуемых материалов более прочным оказался Estelite Universal Flow Medium оттенка A2, так как его кривая находится выше всех представленных. Менее прочным оказался композит Estelite Asteria оттенка A2B, потому что его распределение было ниже других композитов.

### Заключение

Проведенное экспериментальное исследование стоматологических композитов методом растяжения имеет важное практическое значение, так как дает возможность обоснованно выбрать пломбировочный материал и рационально его использовать в различных клинических ситуациях, учитывая нагрузки на реставрацию. Данный метод определил, что низкомолекулярный материал текучей консистенции объективно может превышать прочностные возможности традиционных композитов пастообразной консистенции, и доказал возможность применения упроченных flow-композитов как основных конструкционных материалов при выполнении восстановлений объемных полостей в нагруженных участках зубов (для вос-

становления аппроксимальных стенок и бугорков окклюзионной поверхности). Полученные результаты дополняют информационную базу по исследуемым материалам. Данные измерений представляют интерес для медицинской техники, терапевтической стоматологии, а также для приборостроения.

### Список литературы:

1. Луцкая И.К. Практическая стоматология. – Мн.: Бел. наука, 1999. 360 с.
2. Новак Н.В., Байтус Н.А. Анализ физико-механических характеристик твердых тканей зуба и пломбировочных материалов // Вестник ВГМУ. 2016. Т. 15. № 1. С. 19-26.
3. Виноградова Т.В., Уголева С.А., Казанцев Н.Л., Сидоров А.В., Шевченко М.В. Клинические аспекты применения композитов для реставрации зубов // Новое в стоматологии. 1995. № 6. С. 326.
4. Григорьев С.С., Кудинов П.Н., Бисярина Л.И. Оценка влияния отбеливающей внутрикоронковой системы на физико-химические свойства дентина // Пульс. 2017. Т. 19. № 10. С. 76-80.
5. Токмакова С.И., Луницына Ю.В. Сравнительная оценка краевой проницаемости пломбировочных материалов, используемых при ретроградном пломбировании корневых каналов зубов // Проблемы стоматологии. 2014. № 5. С. 30-32.
6. Цимбалитов А.В., Копытов А.А., Чув В.П., Асадов Р.И., Винаков Д.В. Анализ механических характеристик облицовочных композиционных материалов Ceramage («Shofu») и UltraGlass («ВладМиВа») // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Медицина. 2018. Т. 22. № 4. С. 415-420.
7. Гайдарова Т.А., Еремичева Н.А., Инишаков Д.В. Способ жизненного измерения твердости тканей зуба // Acta Biomedica Scientifica. 2007. № 6 (58). PP. 92-95.
8. Луцкая И.К., Марченко Е.И., Чухрай И.Г. Эстетическое пломбирование некариозных дефектов твердых тканей зуба // Современная стоматология. 2012. № 1. С. 29-31.

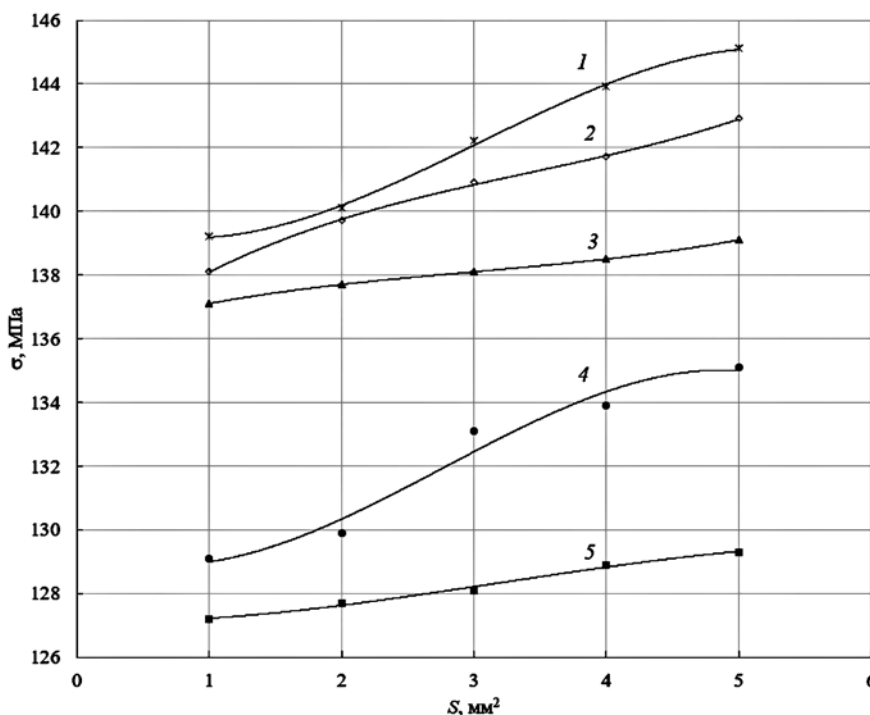


Рис. 4. Зависимости механического напряжения от площади поперечного сечения  $\sigma(S)$  стоматологических композитов: 1 – Estelite Universal Flow Medium оттенка A2; 2 – Omnicroma Blocker; 3 – Estelite Bulk Fill Flow оттенка A2; 4 – Omnicroma; 5 – Estelite Asteria оттенка A2B

9. Majorov E.E., Prokopenko V.T. A limited-coherence interferometer system for examination of biological objects // Biomedical Engineering. 2012. Vol. 46. № 3. PP. 109-111.
10. Новак Н.В., Байтис Н.А. Изолирующие свойства устьевой пломбы при внутрикоронковом отбеливании зубов // Вестник ВГМУ. 2017. Т. 16. № 2. С. 113-119.
11. Majorov E.E., Prokopenko V.T., Ushveridze L.A. A system for the coherent processing of specklegrams for dental tissue surface examination // Biomedical Engineering. 2014. Vol. 47. № 6. PP. 304-306.
12. Кузьменков М.И., Сушкевич А.В., Манак Т.Н. Синтез клинкера для стоматологического цемента для пломбирования корневых каналов // Труды БГТУ. Химия и технология неорганических веществ. 2011. № 3. С. 79-83.
13. Майоров Е.Е., Попова Н.Э., Шаламай Л.И., Цыганкова Г.А., Черняк Т.А., Пушкина В.П., Писарева Е.А., Дагаев А.В. Цифровая голографическая интерферометрия как высокоточный инструмент в стоматологии // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. 2018. № 10. С. 249-256.
14. Адамович Е.И., Македонова Ю.А., Павлова-Адамович А.Г. Качественная реставрация – залог успешного лечения // Пульс. 2017. Т. 19. № 7. С. 51-53.
15. Фирсова И.В., Македонова Ю.А., Марьмова Е.Б. Сравнительный анализ композитной реставрации в терапевтической стоматологии // Волгоградский научно-медицинский журнал. 2017. № 1. С. 34-37.
16. Елгина А.Н., Морозова С.И., Чэнь Вэй, Огнева А.Н. Результаты микроскопического исследования кариозных полостей зубов с пломбированием различными композитными материалами светового отверждения // Российский медико-биологический вестник им. акад. И.П. Павлова. 2011. № 3. С. 114-120.
17. Максимовский Ю.М., Заблоцкая Н.В., Болотникова Э.Т. Возможности повышения качества лечения // Проблемы стоматологии. 2006. № 1. С. 53-57.

Евгений Евгеньевич Майоров,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра прикладной математики,  
Санкт-Петербургский государственный  
университет аэрокосмического приборостроения,  
Людмила Ивановна Шаламай,  
канд. мед. наук, доцент,  
кафедра стоматологии терапевтической  
и пародонтологии,  
Первый Санкт-Петербургский государственный  
медицинский университет им. акад. И.П. Павлова,  
г. С.-Петербург,  
Елена Юрьевна Мендоса,  
ассистент,  
кафедра клинической стоматологии,  
Московский государственный медико-стоматологический  
университет им. А.И. Евдокимова,  
г. Москва,  
Виктория Борисовна Лампусова,  
канд. мед. наук, доцент,  
Наталья Сергеевна Оксас,  
канд. мед. наук, ассистент,  
кафедра стоматологии терапевтической и пародонтологии,  
Первый Санкт-Петербургский государственный  
медицинский университет им. акад. И.П. Павлова,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: majorov\_ee@mail.ru

П.В. Семенихин, А.Е. Скворцов, К.В. Филипенко, М.В. Ремизов

## Влияние гидродинамических характеристик центробежного насоса на интенсивность механических гемолитических факторов

### Аннотация

Проводится исследование функционирования центробежного насоса в составе контура искусственного кровообращения. Целью рассматриваемой работы является анализ влияния различных гидродинамических факторов на интенсивность механического гемолиза крови. При помощи математического моделирования построена гидродинамическая модель насоса и сопоставлены характеристики, полученные для двух конфигураций исследуемых лопастей рабочей крыльчатки насоса для оценки интенсивности сдвигового гемолиза крови. Полученная в работе гидродинамическая модель позволяет оценивать интенсивность механических повреждений форменных элементов крови на основе расчета распределений градиентов полей давлений и скоростей как в русле потока, так и на лопастях рабочей крыльчатки, с которой контактируют элементы крови.

### Введение

Высокие показатели сердечно-сосудистых и онкологических заболеваний требуют оказания эффективной и высококачественной медицинской помощи. Методики искусственного кровообращения (ИК) на сегодняшний день являются неотъемлемой частью многочисленных хирургических операций.

При решении ряда задач медицины, связанных с использованием различных искусственных органов, аппаратов искусственного и вспомогательного кровообращения, протезов клапанов сердца и т. д., исследователи и практики неизбежно сталкиваются с проблемой травмы форменных элементов крови (главным образом эритроцитов) – гемолизом [1]-[4]. Понятие гемолиза определяется как процесс разрушения эритроцитов и выход гемоглобина в плазму.

Для всех разновидностей механической травмы форменных элементов крови в потоке существенны одни и те же факторы:

интенсивность механического воздействия, время его приложения, наличие контакта клеток с чужеродными поверхностями [5]. В таком случае при разработке аппаратов ИК необходимо проводить анализ работы насоса и оценку его механического воздействия на поток крови, кроме того следует проводить оценку формы течения крови при работе насоса.

Механические факторы, участвующие в процессах сдвигового гемолиза, многочисленны. Главные из них: средние сдвиговые напряжения в потоке крови, турбулентность, кавитация, ультразвуковые колебания, микродвижения эритроцитов, приводящие к соприкосновению с чужеродными телами. Гемолиз во многих случаях рассматривается как функция скорости сдвига и удельной (на единицу объема крови) поверхности контакта крови со стенками кровеносной магистрали [5], [6].

Началу гемолиза соответствует пороговое сдвиговое напряжение, равное примерно 150 Н/м<sup>2</sup>. Величина этого порога не зависит от показателя гематокрита и от вязкости плазмы [2].