

Л.В. Дубова¹,
д.м.н., профессор, зав. кафедрой
ортопедической стоматологии

В.Н. Царев¹,
д.м.н., профессор, зав. кафедрой
микробиологии, вирусологии,
иммунологии, директор НИМСИ

Ю.С. Золкина¹,
аспирант кафедры ортопедической
стоматологии

М.В. Малик¹,
к.м.н., доцент кафедры ортопедической
стоматологии

И.С. Никитин²,
д.ф.-м.н., главный научный сотрудник

В.П. Чуев³,
д.т.н., профессор, зав. кафедрой медико-
технических систем

¹ МГМСУ им. А.И. Евдокимова

² Институт автоматизации проектирования
РАН

³ БелГУ

Сравнительная оценка фрезеруемых материалов для временных несъемных ортопедических конструкций на имплантатах по данным изучения их напряженно-деформированных состояний и микробной адгезии в эксперименте

Резюме. С внедрением новых материалов для имплантатов, таких как полиэфирэфиркетон (ПЭЭК), актуальным становится выбор материалов для временных несъемных ортопедических конструкций. Изучали напряженно-деформированное состояние конструкций, представленных временными мостовидными протезами, изготавливаемыми из фрезеруемых материалов, с опорой на изоэластичные имплантаты и сравнивали микробную адгезию к образцам материалов для провизорных конструкций длительного пользования *in vitro*. Разработали четыре вида конструкций: временный мостовидный протез из трех единиц (первый премоляр, второй премоляр, первый моляр) с двумя точками опоры на крайних коронках, различающийся разновидностью опорных элементов (базальные имплантаты из ПЭЭК, кристалльные имплантаты из ПЭЭК и естественные зубы). Для изучения микробиологических свойств материалов использовали стандартную методику оценки первичной адгезии *in vitro* с ультразвуковой обработкой. Анализ полученных данных показывает, что распределение напряжений в коронках из всех исследуемых материалов практически не зависит от свойств изучаемых материалов временных мостовидных протезов. Во всех моделях области максимального напряжения возникают во внутрикостной части имплантатов. В образцах из материала Нолатек меньше выражена адгезия микроорганизмов по сравнению с образцами из импортных аналогов – Dentokeep PEEK и Temp Basic. При этом полированный Нолатек показывал более низкие показатели микробной адгезии, чем лакированный, для всех исследуемых представителей микробной флоры.

Ключевые слова: дентальные имплантаты, изоэластичные имплантаты, напряженно-деформированное состояние, микробная адгезия, полиэфирэфиркетон

Summary. The aim of the research is the choice of the optimal material for temporary unremovable dentures supported by the isoelastic implants. The objectives of the research are to study the stress-strain state of structures consisting of milled temporary dentures on isoelastic implants by finite element method and to make a comparative assessment of microbial adhesion to the materials for long-term temporary unremovable dentures *in vitro*. We made the model of temporary bridges from three units: supporting first premolar, second premolar, supporting first molar. We examined different supporting elements' combinations of crestal implants, basal implants and natural tooth. We compared three temporary bridges' materials. We used the standard technique for assessing primary adhesion *in vitro* with ultrasonic action to study the microbiological properties of materials. Analysis of the data shows that the stress distribution in crowns is practically independent of the properties of the studied temporary bridges' materials. The areas of maximum stress occur in the intraosseous part of implants in all studied cases. The adhesion of microorganisms is less to samples of Russian material Nolatech compared with samples from foreign analogues: Dentokeep PEEK and Temp Basic. Polished Nolatech shows lower rates of microbial adhesion of all studied representatives of microbial flora, than varnished one.

Key words: dental implants, isoelastic implants, stress-strain state, microbial adhesion, polyetheretherketone

Дентальная имплантация в наши дни все чаще становится методом выбора при замещении дефектов зубных рядов [3, 11, 12]. Вместе с развитием имплантологии идет развитие и совершенствование материалов, используемых при имплантологическом лечении пациентов. При попытке устранения недостатков, присущих дентальным имплантатам, наряду с титаном появляются альтернативные материалы для их изготовления. Большой интерес вызывают имплантаты, изготовленные из полиэфирэфиркетона (ПЭЭК, англ. — РЕЕК), которые обладают высокой биосовместимостью. По модулю упругости они аналогичны челюстным костям, это свойство называется изоэластичностью. В связи с появлением дентальных имплантатов с новыми свойствами, относящимися к группе изоэластичных имплантатов, актуальным является метод выбора конструкционных материалов для изготовления временных несъемных ортопедических конструкций долговременного пользования с опорой на изоэластичные имплантаты, которые смогут обеспечить прочность и долговечность конструкции в условиях ее эксплуатации [1, 7]. Временные ортопедические конструкции позволяют восстанавливать жевательную функцию, восполнять эстетические дефекты, препятствуют возникновению деформаций зубных рядов, дисфункций височно-нижнечелюстных суставов. Часто при ортопедическом лечении на дентальных имплантатах временные зубные протезы фиксируют на несколько месяцев, что повышает требования к материалам для их изготовления [3].

Использование метода конечных элементов позволяет рассмотреть ортопедические конструкции на имплантатах с учетом упругих и прочностных свойств конструкционных элементов и контактного взаимодействия между ними [15].

При длительном нахождении временных конструкций в полости рта важной является проблема бактериальной колонизации материалов патогенными микроорганизмами и формирования микробных биопленок, способных вызывать деструкцию ортопедических конструкций [2, 6, 14].

Цель исследования — выбор оптимального материала для временных несъемных ортопедических конструкций с опорой на изоэластичные имплантаты:

1. Изучить напряженно-деформированное состояние конструкций, представленных временными мостовидными протезами, изготавливаемыми из фрезеруемых материалов, с опорой на изоэластичные имплантаты.
2. Провести сравнительную оценку микробной адгезии к образцам материалов для провизорных конструкций долговременного пользования *in vitro*.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для решения поставленной задачи нами проведено численное моделирование при максимальном соответствии реальным значениям геометрических и физических параметров, а также нагрузок и ограничений (табл. 1).

Таблица 1. Физические свойства опорных элементов и окружающих тканей

Элемент конструкции	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на сжатие, МПа
Имплантат из РЕЕК Optima	4000	0,31	118,00
Дентин	14700	0,31	163,70
Губчатая кость	7500	0,45	80,00
Периодонт	10	0,35	200,00

Нами разработаны четыре модели опорных конструкций, на которые были изготовлены временные мостовидные протезы из трех единиц с двумя точками опоры на крайних коронках (первый премоляр, второй премоляр — фасетка, первый моляр), различающиеся видами опорных элементов (см. рисунок):

- I. Кристалльный + кристалльный имплантаты.
- II. Кристалльный + базальный имплантаты.
- III. Кристалльный имплантат + естественный зуб.
- IV. Базальный имплантат + естественный зуб.

Выбор сочетания опорных элементов был продиктован рекомендациями производителя изоэластичных имплантатов, согласно которому ПЭЭК-имплантаты рекомендовано объединять конструкциями с зубами [13]. В качестве материалов для временных коронок с опорой на дентальные имплантаты мы использовали фрезеруемые виды полимеров. Такие материалы, прессованные в заводских условиях, практически не имеют пор, и срок их службы больше, чем у нефрезеруемых аналогов. Для

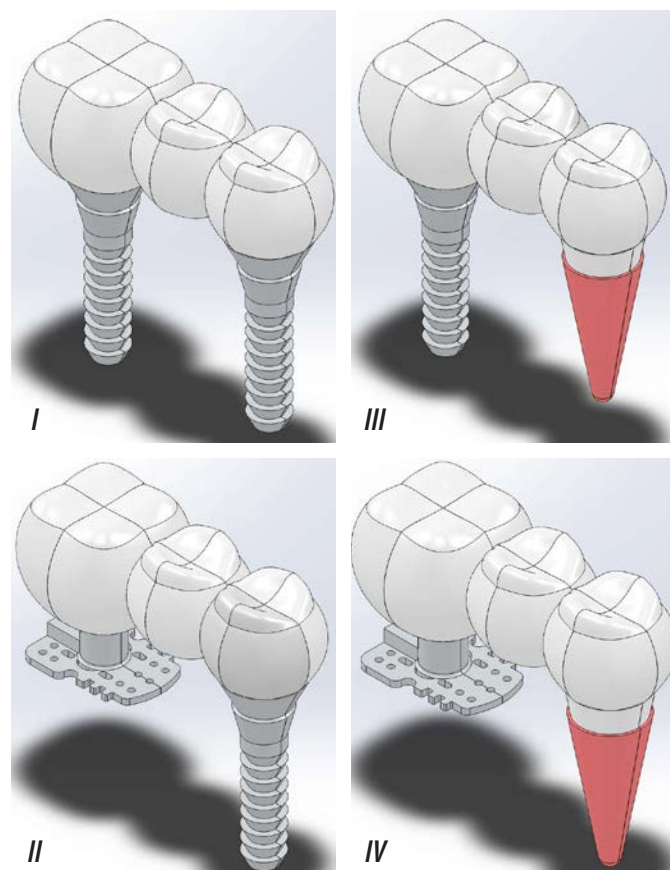


Таблица 2. Физические свойства материалов для временных мостовидных протезов (по данным производителей)

	Dentokeep PEEK	Temp Basic	Нолатек
Вид заготовки для фрезерования	Диск	Диск	Блок
Модуль упругости, МПа	3800	2750	2160
Коэффициент Пуассона	0,31	0,31	0,31
Предел прочности на сжатие, МПа	85	98,35	278,3

исследования выбрано три материала, из которых изготавливали временные мостовидные протезы длительного пользования: на основе ПЭЭК Dentokeep PEEK (nt-trading, Германия), на основе полиметилметакрилата Temp Basic (Zirkonzahn, Германия) и безмономерный отечественный фотополимеризационный композит Нолатек («ВладМиВа», Белгород). Их физические свойства представлены в табл. 2.

На примере перечисленных материалов изучено влияние материала временного мостовидного протеза на прочностные характеристики конструкции в целом. Для этого мы применили программный пакет конечно-элементного анализа ASTRA, с помощью него определили максимальное жевательное давление, при котором сохраняется работоспособность конструкции.

Для изучения бактериальной адгезии микроорганизмов к исследуемым материалам использовали тест-культуры *Streptococcus sanguis* (кариесоген), *Prevotella intermedia* (пародонтопатоген), *Porphyromonas gingivalis* (пародонтопатоген) и дрожжевых грибов *Candida albicans*. Причем Нолатек исследовали в двух вариантах: полированный по стандартной методике, и полированный, а затем покрытый специальным лаком, рекомендуемым фирмой-производителем. Всего изготовили 20 образцов, по 5 на каждый вид материала. Оценку первичной адгезии *in vitro* проводили по стандартной методике с ультразвуковой обработкой [2, 5, 8, 14]. Результаты сравнительной оценки адгезии позволяют предположительно прогнозировать возможную дестабилизацию

Таблица 3. Сводка максимумов напряжений в конструкции

Модель	Материал	По узлам, МПа	По элементам, МПа
I	Dentokeep PEEK	15,386	12,508
	Temp Basic	15,139	12,663
	Нолатек	14,980	12,794
II	Dentokeep PEEK	19,589	16,270
	Temp Basic	17,826	16,446
	Нолатек	18,108	16,605
III	Dentokeep PEEK	15,692	12,354
	Temp Basic	15,661	12,309
	Нолатек	15,649	12,287
IV	Dentokeep PEEK	21,003	18,450
	Temp Basic	20,241	18,638
	Нолатек	20,426	18,817

микробиоценоза полости рта и повышение риска развития обострений воспалительных заболеваний пародонта [2, 4–6, 10, 14].

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ конечноэлементных моделей

Всего было исследовано 12 сочетаний опорных элементов и материалов для временных мостовидных протезов: 4 модели и 3 материала покрывных конструкций (табл. 3).

Модель I. Крестальный имплантат — крестальный имплантат. Во всех вариантах материалов временных коронок максимум напряжений возникал в шейке имплантата в области первого премоляра. При усреднении узловых значений положение максимума напряжения сместилось в имплантат в области первого моляра. Именно эти значения мы использовали для определения предельно допустимых нагрузок.

Модель II. Крестальный имплантат — базальный имплантат. В конструкции с Dentokeep PEEK максимум напряжений возникал в зоне контакта базального имплантата и десневой кромки коронки первого моляра, а для остальных материалов — в центре цилиндрической части базального имплантата. После усреднения узловых значений положение максимума во всех вариантах материалов не изменилось.

Модель III. Крестальный имплантат — естественный зуб. Для всех материалов максимум напряжений возникал в шейке имплантата в области моляра. После усреднения узловых значений положение максимального напряжения в конструкции не изменилось.

Модель IV. Базальный имплантат — естественный зуб. С Dentokeep PEEK максимум напряжений возникал в зоне контакта базального имплантата и десневой кромки коронки моляра, а с остальными материалами — в центре цилиндрической части базального имплантата. После усреднения узловых значений положение максимума напряжения совпадало во всех вариантах материалов.

Таблица 4. Предельные нагрузки в изучаемых моделях

Модель	Материал	Давление, МПа	Нагрузка на моляр, Н	Нагрузка на премоляр, Н
I	Dentokeep PEEK	9,434	550,568	391,322
	Temp Basic	9,318	543,798	386,511
	Нолатек	9,223	538,254	382,570
II	Dentokeep PEEK	7,253	423,262	300,838
	Temp Basic	7,175	418,733	297,619
	Нолатек	7,106	414,723	294,769
III	Dentokeep PEEK	9,552	557,429	396,199
	Temp Basic	9,586	559,467	397,647
	Нолатек	9,604	560,469	398,359
IV	Dentokeep PEEK	6,396	373,251	265,292
	Temp Basic	6,331	369,486	262,616
	Нолатек	6,271	365,971	260,118

С учетом величины нагруженной площади вычисляли максимально допустимые нагрузки на коронку с подлежащей опорой. Полученные для всех моделей предельные нагрузки находились в пределах диапазона максимальных эксплуатационных нагрузок (табл. 4).

Для эксперимента принимали предельную эксплуатационную нагрузку на премоляр в 200 Н, на моляр — 250 Н [9]. Во всех моделях распределение напряжений от материала временного мостовидного протеза зависело незначительно. Средний уровень напряжений в области коронок был намного меньше напряжения, возникающего в области имплантатов во всех исследуемых сочетаниях конструкций и материалов.

Микробная адгезия

При экспериментальной оценке адгезии в случае *Candida albicans* Нолатек полированный и лакированный показал умеренную степень микробной адгезии, заняв промежуточное положение между Нолатек полированным (с низкой адгезией) и Dentokeep РЕЕК и Temp Basic, у которых индекс адгезии был крайне высоким.

В случае *Porphyromonas gingivalis* для Нолатек полированного и лакированного, равно как и Dentokeep РЕЕК, выявлена умеренная степень адгезии, в то время как для Нолатека полированного и Temp Basic индекс адгезии был статистически достоверно ниже и оценивался как низкий.

Нолатек полированный и лакированный показал высокую степень адгезии к альфа-зеленящему стрептококку *S. sanguis*, в чем уступил Нолатек полированному с умеренной адгезией, но не отличался достоверно от Dentokeep РЕЕК и Temp Basic.

При оценке адгезии *Prevotella intermedia* лучший результат с низкой степенью адгезии показал Нолатек полированный. Остальные же материалы характеризовались умеренной адгезией (табл. 5).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По результатам анализа методом конечных элементов мы видим, что наиболее прочными оказались I и III модели — кристальный имплантат в области первого моляра. Наименее прочной оказалась IV модель — базальный имплантат в области первого моляра и натуральный

Таблица 5. Сравнительные результаты экспериментального изучения адгезии in vitro основных представителей бактерий и дрожжевых грибов к материалам для изготовления провизорных несъемных ортопедических конструкций

Материал	<i>C. albicans</i>	<i>P. gingivalis</i>	<i>S. sanguis</i>	<i>P. intermedia</i>
Dentokeep РЕЕК	0,95±0,05**	0,75±0,05	0,81±0,05	0,75±0,05
Temp Basic	0,90±0,05**	0,62±0,05*	0,89±0,05	0,75±0,05
Нолатек полированный	0,57±0,03*	0,62±0,05*	0,73±0,04*	0,50±0,03*
Нолатек полированный и покрытый лаком	0,72±0,04	0,75±0,05	0,85±0,05	0,74±0,04

Примечание. Отмеченные величины достоверно ($p < 0,05$): * ниже прочих, ** выше прочих.

корень в области первого премоляра. Самой близкой к границе допустимых эксплуатационных нагрузок оказалась IV модель с временными мостовидными протезами из Нолатека.

Полученные данные микробиологического исследования образцов полимеров позволяют сделать вывод, что у образцов из полированного Нолатека степень микробной адгезии ко всем изучаемым микроорганизмам ниже, чем у импортных аналогов Dentokeep РЕЕК и Temp Basic. При этом изделия из полированного и лакированного Нолатека показывали более высокий уровень микробной адгезии, чем полированные без последующего покрытия лаком.

Использование временных несъемных ортопедических протезов из всех видов исследуемых фрезеруемых полимеров в качестве конструкций длительного пользования оправдано с точки зрения их прочности, при этом распределение напряжений незначительно зависит от материала временного мостовидного протеза. Четвертая модель с материалом Нолатек является самой хрупкой конструкцией. В то же время с точки зрения микробиологического обсеменения Нолатек не покрытый лаком показал самую низкую адгезионную активность, хотя у остальных образцов общий уровень микробной адгезии был высок.

В связи с этим использование временных несъемных ортопедических конструкций из Dentokeep РЕЕК и Temp Basic обуславливает необходимость проведения дополнительных мероприятий по уходу за полостью рта (применение ополаскивателей, ирригатора, антиагрегантов и пр.) и ежемесячного тщательного врачебного контроля гигиены полости рта, что поможет поддерживать нормальный качественный и количественный состав микробной флоры полости рта.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Арутюнов С.Д., Ерошин В.А., Перевезенцева А.А., Бойко А.В., Широков И.Ю. Критерии прочности и долговременности временных несъемных зубных протезов. — *Институт стоматологии*. — 2010; 4: 84—85.
2. Арутюнов С.Д., Ипполитов Е.В., Пивоваров А.А., Царев В.Н. Влияние фрезерования на шероховатость и рельеф поверхности базисного стоматологического полиметилметакрилатного полимера, а также микробную

адгезию. — *Системный анализ и управление в биомедицинских системах*. — 2014; 2: 339—46.

3. Арутюнов С.Д., Панин А.М., Антоник М.М., Юн Т.Е., Адамян Р.А., Широков И.Ю. Особенности формирования окклюзии искусственных зубных рядов, опирающихся на дентальные имплантаты. — *Стоматология*. — 2012; 1 (91): 54—8.

4. Арутюнов С.Д., Царев В.Н., Ипполитов Е.В., Апресян С.В., Трефилов А.Г. Формирование биопленки на временных зубных протезах: соотношение процессов первичной микробной адгезии, коагрегации и колонизации. — *Стоматология*. — 2012; 5—1: 5—10.

5. Афанасьева В.В., Арутюнов Д.С., Деев М.С., Ипполитов Е.В., Царева Т.В. Клинико-микробиологические аспекты формирования микробной биопленки на конструкционных материалах, используемых для починки и перебазировки съемных зубных протезов. — *Российский стоматологический журнал*. — 2015; 2: 44—6.

6. Воронов И.А., Ипполитов Е.В., Царев В.Н. Подтверждение протективных свойств нового покрытия из карбида кремния «Панцирь» при моделировании микробной адгезии, колонизации и биодеструкции на образцах стоматологических базисных полимеров. — *Клиническая стоматология*. — 2016; 1 (77): 60—5.

7. Гапочкина Л.Л., Гончаров Н.А., Чуев В.П., Лещева Е.А., Некрылов В.А. Физико-механические свойства материалов для изготовления временных конструкций. Сравнительная характеристика. — *Институт стоматологии*. — 2014; 4: 100—1.

8. Гончаров Н.А., Лещева Е.А., Трефилова Ю.А., Царева Е.В., Трефилов А.Г. Обоснование применения провизорных коронок при препарировании зубов с учетом микробной адгезии на поверхности ортопедического материала. — *Клиническая стоматология*. — 2016; 1 (77): 52—5.

9. Журули Г.Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование): автореф. дис. ... д.м.н. — М, 2010.

10. Зудин П.С., Цаликова Н.А., Минашкина А.А. Изучение адгезии микроорганизмов к новому базисному материалу Нолатек. — *Dental Forum*. — 2017; 4 (67): 34—5.

11. Каламбаров А.Э. Биологические и механические аспекты взаимодействия в системе «зубной протез — дентальный имплантат — костная ткань челюсти» при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов. — *Dental Forum*. — 2014; 3: 9—12.

12. Саввиди К.Г., Каламбаров А.Э. Анализ напряженно-деформированного состояния в системе «зубной протез — дентальный имплантат — костная ткань челюсти» при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов. — *Институт стоматологии*. — 2014; 4: 94—5.

13. Техника имплантации PEEK-PERSO. Протоколы ведения пациентов. — <https://ru.sisomm.com/pdf/procedures-ru.pdf>. — 34 с.

14. Царев В.Н. (ред.). Микробиология, вирусология и иммунология полости рта. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. — 576 с.

15. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедево И.Ю. Математическое моделирование напряженно-деформационного состояния зубных протезов: учеб. пособие. — М.: МГМСУ, 2003. — 271 с.