

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ СРАВНЕНИЕ КЕРАМИЧЕСКИХ, ТИТАНОВЫХ И ХРОМКОБАЛЬТОВЫХ ШТИФТОВЫХ ВКЛАДОК ПРИ ЗАМЕЩЕНИИ ПОСТПРАВМАТИЧЕСКИХ ДЕФЕКТОВ ЗУБА

В.Н.Олесова<sup>1</sup>, А.С.Иванов<sup>2</sup>, Е.Е.Олесов<sup>1</sup>, А.С.Романов<sup>1</sup>, Р.С.Заславский<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «ГНЦ – Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна»  
ФМБА России, Москва, Россия

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Ростовский государственный медицинский университет» Минздрава России, Ростов-на-Дону,  
Россия

**Резюме.** Цель исследования – биомеханическое обоснование восстановления разрушенной вследствие травмы коронки зуба с использованием керамических штифтовых вкладок.

**Материалы и методы исследования.** В целях экспериментального сравнения прочности штифтовых вкладок, корня зуба и керамической коронки в зависимости от материала вкладок проведено трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния (НДС) штифтовой конструкции с использованием метода конечно-элементного анализа. Физико-механические свойства и размер однокорневого зуба с разрушенной коронкой (верхний центральный резец), керамической коронки и штифтовой вкладки из хромкобальтового сплава, титана или керамики соответствовали естественным. Расчеты проводились с использованием свойств как девитального, так и интактного зуба. Моделировались ситуации ранних сроков эксплуатации штифтовой конструкции с плотным контактом корня, вкладки и коронки, а также возможного разрушения карисом тканей зуба по краю коронки в отданные сроки эксплуатации конструкции. Функциональная нагрузка 150Н прилагалась к двум зонам: режущему краю и верхней трети нёбной поверхности коронки на штифтовых вкладках с изменением направления нагрузки от 0 до 90°.

**Результаты исследования и их анализ.** По данным математического моделирования функциональной нагрузки, прочность штифтовой конструкции, замещающей постправматический дефект зуба, достаточна при использовании как металлических, так и керамических штифтовых вкладок; изменение физико-механических свойств зуба с увеличением времени от момента девитализации повышает напряжение в керамической коронке, а разрушение корня по краю коронки вызывает в нем предельное напряжение при горизонтальном смещении направления нагрузки.

Биомеханическое обоснование позволяет: при полном разрушении коронковой части зуба – рекомендовать в качестве опоры безметалловых искусственных коронок фрезерованные штифтовые керамические вкладки; соблюдать технологию их фиксации в корневом канале и коронок – к вкладкам; проводить строгую диспансеризацию пациентов с керамической коронкой на фрезерованной штифтовой керамической вкладке для выявления и устранения карисса корня зуба в отданные сроки; обеспечивать при протезировании направление функциональной нагрузки в пределах 30° от оси восстанавливаемого зуба.

**Ключевые слова:** керамика, математическое моделирование, напряженно-деформированное состояние, постправматические дефекты зуба, хром-кобальт, штифтовые вкладки

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов

**Для цитирования:** Олесова В.Н., Иванов А.С., Олесов Е.Е., Романов А.С., Заславский Р.С. Биомеханическое сравнение керамических, титановых и хромкобальтовых штифтовых вкладок при замещении постправматических дефектов зуба // Медицина катастроф. 2022. №1. С. 53-58. <https://doi.org/10.33266/2070-1004-2022-1-53-58>

## BIOMECHANICAL COMPARISON OF CERAMIC, TITANIUM AND CHROME COBALT POST INLAYS IN POST-TRAUMATIC DENTAL DEFECTS REPAIR

V.N.Olesova<sup>1</sup>, A.S.Ivanov<sup>2</sup>, E.E.Olesov<sup>1</sup>, A.S.Romanov<sup>1</sup>, R.S.Zaslavskiy<sup>1</sup>

<sup>1</sup> State Research Center – Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> Rostov State Medical University Ministry of Health of the Russian Federation, Rostov-na-Donu, Russian Federation

**Abstract.** The aim of the study is the biomechanical substantiation of restoration of tooth crowns destroyed due to trauma using ceramic post inlays.

**Materials and research methods.** In order to experimentally compare the strength of pin inlays, tooth root and ceramic crown depending on the material of the inlays, three-dimensional mathematical modeling of the stress-strain state of the pin structure using the method of finite element analysis was carried out. The physical and mechanical properties and size of a single-rooted tooth with a fractured crown (upper central incisor), a ceramic crown and a peg inlay made of a chrome-cobalt alloy, titanium or ceramics corresponded to the natural ones. Calculations were performed using the properties of both the devital and the intact tooth. Situations of early operation of the post construction with close contact of the root, inlay, and crown, as well as possible decay of tooth tissues along the edge of the crown in the long-term operation of the construction were simulated. A functional load of 150N was applied to two areas: the incisal edge and the upper third of the palatal surface of the crown on post inlays with a change in load direction from 0 to 90°.

**Research results and their analysis.** According to the data of mathematical modeling of functional load, the strength of a post-traumatic tooth defect replacement is sufficient when using both metal and ceramic post inlays; changes in physical and mechanical

properties of the tooth with increasing time from the moment of devitalization increase stress in the ceramic crown, and root failure along the edge of the crown causes the ultimate stress at a horizontal shift of load direction.

The biomechanical rationale allows: in case of complete destruction of the crown part of the tooth — to recommend milled dowel ceramic inlays as a support of metal-free artificial crowns; to stick to the technology of their fixation in the root canal and of the fixation of crowns to the inlays; to ensure a strict dispensary of patients with a ceramic crown on milled dowel ceramic inlay to detect and to eliminate tooth root caries in the long term; to provide direction of functional load within 30° from the axis of the restored tooth during prosthetics.

**Key words:** ceramics, chrome-cobalt, mathematical modeling, post inlays, post-traumatic tooth defects, stress-strain state

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest

**For citation:** Olesova V.N., Ivanov A.S., Olesov E.E., Romanov A.S., Zaslavskiy R.S. Biomechanical Comparison of Ceramic, Titanium and Chrome Cobalt Post Inlays in Post-Traumatic Dental Defects Repair. *Meditina Katastrof = Disaster Medicine*. 2022;1:53-58 (In Russ.). <https://doi.org/10.33266/2070-1004-2022-1-53-58>

#### Контактная информация:

**Олесова Валентина Николаевна** – доктор мед. наук, профессор, первый проректор Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России

**Адрес:** Россия, 123098, Москва, ул. Живописная, д. 46, стр. 8

**Тел.:** +7 (985) 921-85-58

**E-mail:** olesova@fmbcfmba.ru

#### Contact information:

**Valentina N. Olesova** – Dr. Sci. (Med.), Prof., First Vice-Rector of Biomedical University of Innovation and Continuing Education of Burnasyan FMBC of FMBA of Russia

**Address:** 46, bldg. 8, Zhivopisnaya str., Moscow, 123098, Russia

**Phone:** +7 (985) 921-85-58

**E-mail:** olesova@fmbcfmba.ru

**Актуальность исследования.** Ликвидация медико-санитарных и других последствий чрезвычайных ситуаций (ЧС) связана со значительным стрессогенным воздействием на лиц, принимающих в ней участие (специалисты медицины катастроф, спасатели, работники аварийно-спасательных формирований и др.). Указанное воздействие проявляется, в частности, в гипертонусе мышц челюстно-лицевой области и в повышенной по силе и продолжительности окклюзионной нагрузке на зубы. В этих условиях при наличии обширных кариозных полостей восстановление коронок зубов с помощью светоотверждаемых композитов – малоэффективно и краткосрочно. При этом нередко наблюдаются выпадение пломб и отколы твердых тканей зуба, что связано с недостаточной прочностью светоотверждаемых композитов, а также с хрупкостью эмали сохранившихся тканей зуба. Кроме того, адгезионная фиксация бондинговыми материалами недостаточна для удержания больших пломб. Высокая окклюзионная нагрузка на запломбированные зубы вследствие гипертонуса мышц усугубляет эти проблемы у ликвидаторов аварий и катастроф.

В таких случаях требуется привлечение методов ортопедической стоматологии. Значительные дефекты коронковой части зубов в ортопедической стоматологии восстанавливаются штифтовыми вкладками как опорами искусственных коронок [1–7]. Подавляющее большинство штифтовых вкладок изготавливаются с помощью литья хромобалльтовых сплавов, значительно реже применяются сплавы титана и золота.

По своим свойствам металлические вкладки адекватны покрывающим их металлокерамическим коронкам, однако снижают эстетические результаты протезирования керамическими коронками. Прессованные по технологии Empress или на CAD/CAM – фрезерованных диоксидциркониевых каркасах, керамические коронки постепенно вытесняют металлокерамические среди замещающих ортопедических конструкций [7–12].

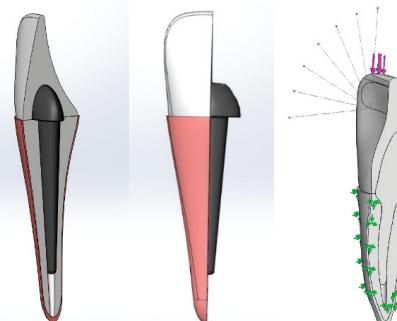
В этой связи вызывают интерес фрезерованные керамические штифтовые вкладки, однако в настоящее время биомеханического обоснования таких вкладок – недостаточно [13].

**Цель исследования** – биомеханическое обоснование восстановления разрушенной вследствие травмы

коронки зуба с использованием керамических штифтовых вкладок.

**Материалы и методы исследования.** В целях экспериментального сравнения прочности штифтовых вкладок, корня зуба и керамической коронки в зависимости от материала вкладок проведено трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния штифтовой конструкции с использованием метода конечно-элементного анализа и программы Solid Works [14, 15]. Физико-механические свойства и размер однокорневого зуба с разрушенной коронкой (верхний центральный резец), керамической коронки и штифтовой вкладки из хромобалльтового сплава, титана или керамики соответствовали естественным (рис. 1, табл. 1). Расчеты проводились с использованием свойств как девитального, так и интактного зуба, в последнем случае – для моделирования ситуации функционирования штифтовой конструкции в ранние сроки после девитализации зуба. Девитализация зуба – удаление пульпы зуба – всегда проводится после травмы зуба с переломом коронковой части; с течением времени у сохранившихся тканей корня зуба ухудшаются физико-механические свойства.

Моделировались ситуации ранних сроков эксплуатации штифтовой конструкции с плотным контактом корня, вкладки и коронки, а также возможного разрушения карриесом тканей зуба по краю коронки в отдаленные сроки эксплуатации конструкции. Функциональная



**Рис. 1.** Модель штифтовой конструкции при замещении посттравматического дефекта зуба

**Fig. 1.** Model of a pin construction for the replacement of a post-traumatic tooth defect

Таблица 1/Table No. 1

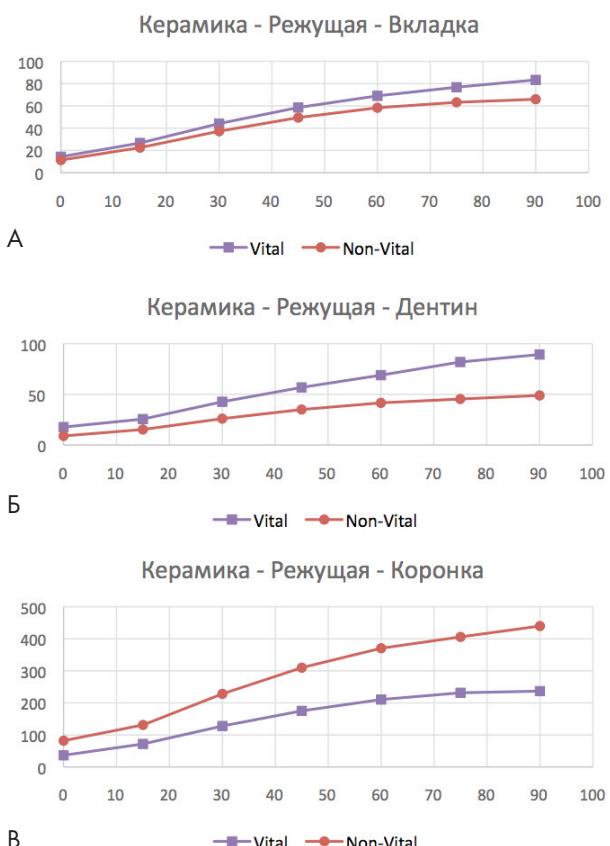
**Физико-механические свойства материалов математической модели**  
**Physical and mechanical properties of materials of the mathematical model**

Материал Material	Модуль упругости, МПа Elastic modulus, MPa	Коэффициент Пуассона Poisson's ratio	Предел прочности, МПа Tensile strength, MPa
Хромкобальт / Cobalt-chrome	248000	0,3	690
Титан / Titanium	113800	0,32	880
Керамика / Ceramics	22400	0,19	300
Дентин (сразу после девитализации) / Dentin (immediately after devitalization)	14700	0,31	55
Дентин (в отдаленные сроки после девитализации) / Dentin (long after devitalization)	2600	0,31	20

нагрузка 150Н прилагалась к двум зонам: режущему краю и верхней трети нёбной поверхности коронки на штифтовых вкладках с изменением направления нагрузки от 0 до 90°.

Максимальное напряжение (МПа) отражалось в графиках для всех ситуаций моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) зуба с посттравматическим дефектом, замещенным коронкой на штифтовой вкладке (рис. 2).

За статистически значимые принимали те различия, у которых вероятность ошибки при отклонении от нулевой гипотезы не превышала 5%,  $p<0,05$ . Для записи числовых значений использовали среднее арифметическое значение ( $M$ ) и стандартное отклонение ( $SD$ ) в виде ( $M\pm SD$ ).



**Рис. 2. Графики напряжения (МПа) в керамической вкладке (а), дентине корня (б), керамической коронке (в) при нагрузке режущего края штифтовой конструкции в ранние и отдаленные сроки после девитализации (Vital и Non-Vital)**

**Fig. 2. Graphs of stresses (MPa) in the ceramic insert (a), root dentin (b), ceramic crown (c) under the loading of the incisal edge of the post construction in the early and long term after devitralization (Vital and Non-Vital)**

**Результаты исследования и их анализ.** Математическое моделирование показало зависимость НДС в штифтовой конструкции (корень зуба, штифтовая вкладка, керамическая коронка): от материала штифтовой вкладки; наличия плотного контакта искусственной коронки с корнем зуба; от направления нагрузки, а также от срока, прошедшего с момента девитализации зуба, влияющего на физико-механические свойства дентина корня.

При использовании штифтовой вкладки из хромкобальта в стандартных условиях максимальное напряжение в металлической вкладке (149,876 МПа – при горизонтальной нагрузке; 24,611 МПа – при вертикальной нагрузке) было далеким от предела прочности хромкобальта (табл. 2, рис. 3). В корне зуба к пределу прочности приближается напряжение: при нагрузке режущего края под углом более 30° (от 26,332 МПа – при 30° до 50,515 МПа – при 90°); при нагрузке нёбной поверхности под углом более 45° (от 27,498 МПа – при 45° до 41,430 МПа – при 90°). В искусственной коронке максимальное напряжение выше предела прочности появлялось: при нагрузке режущего края под углом более 45° (от 311,196 МПа – при 45° до 436,003 МПа – при 90°); при нагрузке нёбной поверхности под углом более 60° (от 298,534 МПа – при 60° до 360,323 МПа – при 90°).

При использовании титановой штифтовой вкладки повторялись те же закономерности.

При использовании фрезерованной керамической вкладки в качестве опоры искусственной коронки в самой вкладке критическое напряжение не выявлялось (от 11,343 МПа – при вертикальной нагрузке режущего края коронки до 65,982 МПа – при горизонтальной нагрузке; от 15,177 МПа – при вертикальной нагрузке нёбной поверхности коронки до 56,309 МПа – при горизонтальной нагрузке). В корне зуба предельное напряжение выявлялось: при нагрузке более 30° режущего края (от 26,030 МПа – при нагрузке 30° до 48,940 МПа – при 90°); при нагрузке нёбной поверхности – при направлении нагрузки более 45° (от 27,084 МПа – при 45° до 40,061 МПа – при 90°). В искусственной коронке максимальное напряжение при нагрузке режущего края или нёбной поверхности выявлялось: под углом нагрузки более 45° (от 309,942 МПа – при 45° до 439,857 МПа – при 90°); под углом нагрузки более 60° (от 296,980 МПа – при 60° до 363,457 МПа – при 90°).

В ситуации нагрузки штифтовых конструкций спустя короткое время после девитализации зуба в НДС штифтовых вкладок и искусственных коронок предельное напряжение не выявлялось; в корне зуба предельное

Таблица 2/Table No. 2

**Максимальные напряжения (МПа) по Мизесу в модели корня зуба, искусственной коронке и в штифтовой вкладке из разных материалов**  
**Maximum Mises stresses (MPa) in the model of the tooth root, artificial crown and pin inlay made of different materials**

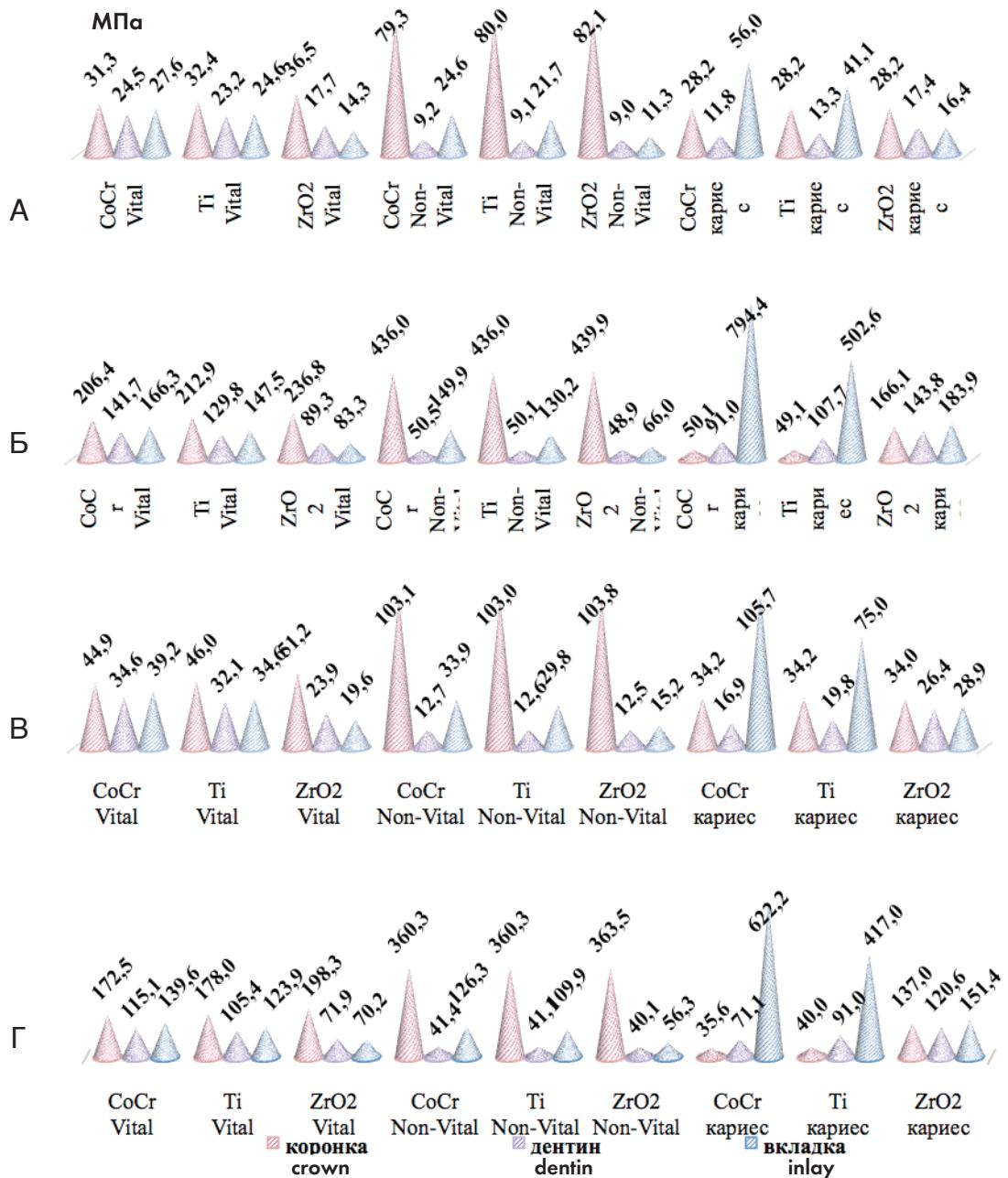
CoCr		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Режущий края Cutting edge	вкладка inlay	24,6	48,3	80,6	107,4	126,9	138,4	149,9
	дентин dentin	9,2	15,6	26,3	35,4	41,9	46,4	50,5
	коронка crown	79,3	132,7	229,6	311,2	371,6	406,7	436,0
Нёбная поверхность Palatal surface	вкладка inlay	33,9	33,9	61,7	85,2	102,9	113,7	126,3
	дентин dentin	12,7	10,7	19,7	27,5	33,5	37,2	41,4
	коронка crown	103,1	90,1	172,4	243,7	298,5	333,1	360,3
Ti		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Режущий края Cutting edge	вкладка inlay	21,7	42,2	69,7	92,6	109,1	120,1	130,2
	дентин dentin	9,1	15,9	26,2	35,3	41,9	46,0	50,1
	коронка crown	79,9	132,6	229,8	311,5	372,0	407,3	435,9
Нёбная поверхность Palatal surface	вкладка inlay	29,8	29,9	53,7	73,8	88,9	98,5	109,9
	дентин dentin	12,6	10,6	19,6	27,4	33,3	37,0	41,1
	коронка crown	102,9	89,9	172,4	243,8	298,8	333,5	360,3
Ceramic		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
Режущий края Cutting edge	вкладка inlay	11,3	22,5	37,3	49,5	58,3	63,2	65,9
	дентин dentin	8,9	15,3	26,0	35,0	41,6	45,4	48,9
	коронка crown	82,1	131,1	228,3	309,9	370,6	406,0	439,9
Нёбная поверхность Palatal surface	вкладка inlay	15,2	16,7	29,3	40,2	48,3	53,1	56,3
	дентин dentin	12,5	10,4	19,3	27,1	33,0	36,7	40,1
	коронка crown	103,8	88,0	170,5	241,9	296,9	331,9	363,5

напряжение зафиксировано при использовании хромкобальтовой и титановой вкладки при тех же направлениях нагрузки, как и при моделировании дентина, с большим сроком после девитализации, а при использовании керамической вкладки предельное напряжение в дентине развивалось позже: при 45° нагрузки режущего края и 60° – нёбной поверхности коронки.

По данным математического моделирования НДС штифтовой конструкции, при нарушении контакта края коронки с корнем зуба вследствие кариеса корня происходит сильное увеличение напряжения в самих штифтовых вкладках – до предельного напряжения 709,505 МПа в хромкобальтовой вкладке при направлении 75° нагрузки режущего края коронки. В керамических коронках – независимо от материала штифтовой вкладки – напряжение значительно уменьшается. В то же время увеличивается

напряжение в корне зуба: при смещении вертикальной нагрузки на 15° регистрируется предельное напряжение при приложении нагрузки как к режущему краю, так и к нёбной поверхности: при хромкобальтовой вкладке – 26,683 и 19,005 МПа соответственно; при титановой – 30,555 и 20,946 МПа соответственно; при керамической вкладке – 38,355 и 25,351 МПа соответственно.

Таким образом, девитализация зуба с последующим изготовлением керамической коронки на штифтовой опоре не вызывает предельного напряжения в коронке и штифтовой опоре независимо от ее материала – хромкобальта, титана или керамики; в дентине предельное напряжение появляется при нагрузке режущего края под углом 30° и нёбной поверхности – под углом 45°. С увеличением срока от момента девитализации зуба напряжение во вкладках не меняется; оно снижается



**Рис. 3.** Сравнение максимального напряжения в компонентах штифтовой конструкции в зависимости от материала штифтовой вкладки, сроков от момента девитализации зуба и целостности тканей корня: а – вертикальная нагрузка, режущий край; б – 90°, режущий край; в – вертикальная нагрузка, нёбная поверхность; г – 90°, нёбная поверхность

**Fig. 3.** Comparison of the maximum stresses in the components of the pin structure, depending on the material of the pin inlay, the timing of the devitalization of the tooth and the integrity of the root tissue: a) vertical load, cutting edge; b) 90°, cutting edge; c) vertical load, palatal surface; d) 90°, palatal surface

в 1,5–3 раза в дентине – при соответствующем снижении предела прочности зуба и увеличивается до двух раз – в керамической коронке. Разрушение девитального зуба со штифтовой вкладкой по краю коронки, особенно в отдаленные сроки после протезирования, значительно снижает напряжение в коронке, но увеличивает напряжение во вкладках и – особенно – в дентине, в котором предел прочности появляется при нагрузке 15–30° режущего края и нёбного ската коронки.

#### Выводы

1. По данным математического моделирования функциональной нагрузки, прочность штифтовой конструкции, замещающей посттравматический дефект зуба, достаточна при использовании как металлических, так и

керамических штифтовых вкладок; изменение физико-механических свойств зуба с увеличением срока от момента девитализации повышает напряжение в керамической коронке, а разрушение корня по краю коронки вызывает в нем предельное напряжение при горизонтальном смещении направления нагрузки.

2. При полном разрушении коронковой части зуба биомеханическое обоснование позволяет рекомендовать фрезерованные штифтовые керамические вкладки в качестве опоры безметалловых искусственных коронок. При этом необходимо строго соблюдать технологии их фиксации в корневом канале и фиксации коронок к вкладкам. С увеличением срока эксплуатации керамической коронки на фрезерованной штифтовой керамической вкладке требуется строгая диспансеризация для

выявления и устранения кариеса корня зуба. При изготавлении керамической коронки на фрезерованной штифтовой керамической вкладке необходимо обеспечить

направление функциональной нагрузки в пределах 30° от оси восстанавливаемого зуба.

#### СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Манатина В.И. Клиническое обоснование показаний к применению эндокоронок // Современная стоматология. 2019; №2. С. 69–74.
2. Разаков Д.Х., Арутюнов Э.И. Сравнительная характеристика применения циркониевых, металлических и комбинированных штифтовых культевых вкладок при лечении передней группы зубов верхней челюсти // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2019; №7. С. 305.
3. Фисунов А.Д., Рубникович С.П. Применение композитно-армированной культевой штифтовой вкладки при протезировании полного дефекта коронковой части зуба // Стоматология. Эстетика. Инновации. 2019; №3. С. 292–302.
4. Берсанов Р.У. Функциональная и экономическая эффективность современных методов ортопедической реабилитации больных с частичной и полной адентией: Автореф. дис... докт. мед. наук. М., 2016. 48 с.
5. Клемин В.А., Кубаренко В.В. Искусственная культура коронки зуба: составные элементы, классификация, варианты конструкции // Современная ортопедическая стоматология. 2016; №26. С. 39–42.
6. Соареш П.В. Замена литого штифта стекловолоконным штифтом с использованием методики адгезивной фиксации // Стоматологическое образование. 2015; №52. С. 8–10.
7. Эртесян А.Р. Совершенствование ортопедического лечения больных с низкими и разрушенными клиническими коронками опорных зубов: Дис. ... канд. мед. наук. Самара, 2017. 132 с.
8. Гришкова Н.О. Экспериментально-клиническое и экономическое сравнение технологий изготовления искусственных зубных коронок: Автореф. дис... канд. мед. наук. 2017. 24 с.
9. Искендеров Р.М. Учет материалов для управления себестоимостью изготовления одной ортопедической единицы продукции с использованием CAD-CAM-технологий в стоматологии // Современные проблемы науки и образования. 2016; №2. С. 33.
10. Ретинская М.В., Горяинова К.Э., Рusanov F.C., Lebedenko I.YU. Научное обоснование выбора материала для CEREC коронок // Стоматология. 2016; №6. С. 110–111.
11. Kelly J.R. Ceramics in Dentistry: Principles and Practice. Quintessence Publishing Co., Inc. 2016; 128 p.
12. Verma M., Meena N. Dental Ceramics Material and Applications. LAP LAMBERT Academic Publishing. 2016; 224 p.
13. Оганян А.И., Цаликова Н.А., Саламов М.Я., Гришкина М.Г. Применение штифтовых культевых конструкций из диоксида циркония для восстановления коронковых частей зубов в различных участках зубного ряда // Российская стоматология. 2016; №1. С. 24–25.
14. Дубров В.Э., Зюзин Д.А., Кузькин И.А., Щербаков И.М., Донченко С.В., Сапрькина К.А. Применение метода конечных элементов при моделировании биологических систем в травматологии и ортопедии // Российский журнал биомеханики. 2019; №1. С. 140–152.
15. Манатина В.И. Сравнительный анализ напряженно-деформированных состояний структур депульпированного зуба и ортопедических конструкций при устранении дефектов коронковой части // Стоматологический журнал. 2019; №1. С. 47–53.

#### REFERENCES

1. Manatina V.I. Clinical Substantiation of Indications for the Use of Endocrowns. Sovremennaya Stomatologiya = Modern Dentistry. 2019; 2: 69-74 (In Russ.).
2. Razakov D.Kh., Arutyunov E.I. Comparative Characteristics of the Use of Zirconium, Metal and Combined Pin Stump Inlays in the Treatment of the Anterior Group of the Teeth of the Upper Jaw. Byulleten Meditsinskikh Internet-Konferentsiy = Bulletin of Medical Internet Conferences. 2019; 7: 305 (In Russ.).
3. Fisyunov A.D., Rubnikovich S.P. The Use of a Composite-Reinforced Stump Pin Inlay for Prosthetics of a Complete Defect in the Coronal Part of the Tooth. Stomatologiya. Estetika. Innovatsii = Dentistry. Aesthetics. Innovation. 2019; 3: 292-302 (In Russ.).
4. Bersanov R.U. Funktsionalnaya i Ekonomicheskaya Effektivnost Sovremennykh Metodov Ortopedicheskoy Reabilitatsii Bolnykh s Chastichnoy i Polnoy Adentiey = Functional and Economic Efficiency of Modern Methods of Orthopedic Rehabilitation of Patients with Partial and Complete Adentia. Extended abstract of Doctor's thesis in Medicine. Moscow Publ., 2016, 48 p. (In Russ.).
5. Klemkin V.A., Kubarenko V.V. Artificial Tooth Crown Stump: Components, Classification, Design Options. Sovremennaya Ortopedicheskaya Stomatologiya = Modern Orthopedic Dentistry. 2016; 26: 39-42 (In Russ.).
6. Soares P.V. Replacing a Cast Post with a Glass Fiber Post Using an Adhesive Retention Technique. Kafedra. Stomatologicheskoe Obrazovanie = Cathederal-Chair. Dental Education. 2015; 52: 8-10 (In Russ.).
7. Ertesyan A.R. Sovrshenstvovaniye Ortopedicheskogo Lecheniya Bolnykh s Nizkimi i Razrushennymi Klinicheskimi Koronkami Opornykh Zubov = Improvement of Orthopedic Treatment of Patients with Low and Destroyed Clinical Crowns of Abutment Teeth. Diss. Candidate's thesis in Medicine. Samara Publ., 2017, 132 p. (In Russ.).
8. Grishkova N.O. Eksperimentalno-Klinicheskoe i Ekonomicheskoe Srovnenie Tekhnologiy Izgotovleniya Iskusstvennykh Zubnykh Koronok = Experimental-Clinical and Economic Comparison of Technologies for the Manufacture of Artificial Dental Crowns. Extended abstract of candidate's thesis in Medicine. 2017; 24 p. (In Russ.).
9. Iskenderov R.M. Accounting for Materials to Manage the Cost of Manufacturing One Orthopedic Unit of Production Using CAD-CAM Technologies in Dentistry. Sovremennye Problemy Nauki i Obrazovaniya = Modern Problems of Science and Education. 2016; 2:33 (In Russ.).
10. Retinskaya MV, Goryainova KE, Rusanov F.S., Lebedenko I.Yu. Scientific Basis for the Choice of Material for CEREC Crowns. Stomatologiya = Dentistry. 2016; 6: 110-111 (In Russ.).
11. Kelly J.R. Ceramics in Dentistry: Principles and Practice. Quintessence Publishing Co., Inc. 2016; 128 p.
12. Verma M., Meena N. Dental Ceramics Material and Applications. LAP LAMBERT Academic Publishing. 2016; 224 p.
13. Oganyan A.I., Tsalikova N.A., Salamov M.Ya., Grishkina M.G. The Use of Zirconium Dioxide Post Stump Structures for Restoration of the Crown Parts of Teeth in Various Parts of the Dentition. Rossiyskaya Stomatologiya = Russian Dentistry. 2016; 1: 24-25 (In Russ.).
14. Dubrov V.E., Zyuzin D.A., Kuzkin I.A., Shcherbakov I.M., Donchenko S.V., Saprykina K.A. Application of the Finite Element Method in Modeling Biological Systems in Traumatology and Orthopedics. Rossiyskiy Zhurnal Biomehaniki = Russian Journal of Biomechanics. 2019; 1: 140-152 (In Russ.).
15. Manatina V.I. Comparative Analysis of the Stress-Strain States of the Structures of the Pulpless Tooth and Orthopedic Structures in the Elimination of Defects in the Coronal Part. Stomatologicheskiy Zhurnal = Dental Journal. 2019; 1: 47-53 (In Russ.).