

СТОМАТОЛОГИЯ/DENTISTRY**DOI:** <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37>**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕНИЙ В ТКАНЯХ ЗУБА И ЭНДОКОРОНКАХ ИЗ РАЗЛИЧНЫХ CAD/CAM КЕРАМИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ**

Научная статья

Гук Н.О.^{1,*}, Савельев В.В.², Лебеденко И.Ю.³, Ретинская М.В.⁴¹ ORCID : 0009-0001-9502-2397;² ORCID : 0000-0003-0437-1290;³ ORCID : 0000-0002-4050-484X;⁴ ORCID : 0000-0003-4048-4057;^{1, 2, 3, 4} Российский университет дружбы народов имени Патрика Лумумбы, Москва, Российская Федерация

* Корреспондирующий автор (dr.guknikita[at]yandex.ru)

Аннотация

Эндокоронки являются минимально инвазивной альтернативой традиционным коронкам при восстановлении эндодонтически лечёных зубов, позволяя отказаться от внутриканальных штифтов и снизить риск перелома корня. Биомеханическое поведение таких реставраций зависит от свойств применяемых CAD/CAM-керамик, толщины конструкции и режима термической обработки.

Цель исследования: оценить целесообразность разработки отечественных стоматологических керамических материалов на основе диоксида циркония и литий-дисиликатных систем путём сопоставительного конечно-элементного анализа эндокоронок из диоксида циркония, литий-дисиликата (IPS e.max CAD) и нового материала группы силикатной стеклокерамики — CEREC Tessera.

Создана трёхмерная модель эндодонтически лечёного моляра нижней челюсти с эндокоронками различного дизайна и окклюзионной толщины (1–3 мм). Численное моделирование выполнено методом конечно-элементного анализа эндокоронок из диоксида циркония, литий-дисиликата (IPS e.max CAD) и нового материала группы силикатной стеклокерамики — CEREC Tessera.

Эндокоронки из диоксида циркония толщиной 2–3 мм продемонстрировали наиболее благоприятное распределение напряжений, особенно при косой нагрузке. Материалы силикатной керамики характеризовались более высокими напряжениями в реставрации и тканях зуба. При этом CEREC Tessera показал напряжённо-деформированное состояние, сопоставимое с IPS e.max CAD. Результаты исследования подтверждают перспективность разработки отечественных CAD/CAM керамических материалов.

Ключевые слова: трёхмерная модель, эндокоронка, конечно-элементный анализ напряжений, диоксид циркония, дисиликат лития, усовершенствованный дисиликат лития, виргилит, скоростной обжиг, CAD/CAM.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESSES IN TOOTH TISSUE AND ENDOCROWNS MADE FROM VARIOUS CAD/CAM CERAMIC MATERIALS

Research article

Guk N.O.^{1,*}, Savelev V.V.², Lebedenko I.Y.³, Retinskaya M.V.⁴¹ ORCID : 0009-0001-9502-2397;² ORCID : 0000-0003-0437-1290;³ ORCID : 0000-0002-4050-484X;⁴ ORCID : 0000-0003-4048-4057;^{1, 2, 3, 4} Peoples' Friendship University of Russia named after Patrice Lumumba, Moscow, Russian Federation

* Corresponding author (dr.guknikita[at]yandex.ru)

Abstract

Endocrowns are a minimally invasive alternative to traditional crowns for restoring endodontically treated teeth, eliminating the need for intracanal pins and reducing the risk of root fracture. The biomechanical behaviour of such restorations depends on the properties of the CAD/CAM ceramics used, the thickness of the structure and the heat treatment scheme.

Research objective: to evaluate the feasibility of developing domestic dental ceramic materials based on zirconium dioxide and lithium disilicate systems by means of comparative finite element analysis of endocrowns made of zirconium dioxide, lithium disilicate (IPS e.max CAD) and a new material from the silicate glass-ceramic group — CEREC Tessera.

A three-dimensional model of an endodontically treated lower jaw molar with endocrowns of various designs and occlusal thicknesses (1–3 mm) was created. Numerical modelling was performed using the finite element method with the Ansys LS-DYNA software package. Von Mises equivalent stress values were analysed under vertical and oblique loads of 800 N.

Endocrowns made of zirconium dioxide with a thickness of 2–3 mm demonstrated the most favorable stress distribution, especially under oblique loading. Silicate ceramic materials were characterized by higher stresses in restorations and tooth tissues. At the same time, CEREC Tessera showed a stress-strain state comparable to IPS e.max CAD. The results of the study confirm the promising prospects for the development of domestic CAD/CAM ceramic materials.

Keywords: three-dimensional model, endocrown, finite element stress analysis, zirconium dioxide, lithium disilicate, improved lithium disilicate, virgilite, fast firing, CAD/CAM.

Введение

Реставрация зубов после эндодонтического лечения традиционно выполнялась посредством установки полных искусственных коронок нередко с использованием штифтов и культевых вкладок, призванных восполнить утраченный объем дентина [1]. Безусловно, внутриканальные штифты служили надежным «якорем» для коронкового основания, однако этот подход таил в себе риск переломов корня [2]. Новая эра минимально инвазивной стоматологии, подкрепленная успехами адгезивных технологий и применением инновационных материалов позволила врачам реставрировать эндодонтически леченые зубы, избегая травматичного пути штифтов и вкладок [3].

Эндокоронка, впервые представленная P.Pissis в 1995 году, стала изящной альтернативой, воплощением консервативного подхода. Изначально задуманная как монолитная керамическая конструкция, имитирующая коронку-штифт, но без самого штифта, идея эндокоронки получила развитие благодаря A.Bindl и W.Morgmann (1999), распространившим ее применение на случаи значительного разрушения коронковой части моляров и премоляров [4], [5]. Эндокоронка представляет собой цельный керамический протез зуба, фиксирующийся на внутренних стенках пульповой камеры и эмалевых краях полости, обеспечивая макромеханическую ретенцию. Адгезивный протокол обеспечивает микроретенцию, гарантируя долговечность и предсказуемость результатов протезирования [6]. Некоторые исследования подтверждают преимущества эндокоронок над полными коронками в контексте протезирования эндодонтически пролеченных зубов [7], [8].

Сохраняя структуру зуба, эндокоронки незаменимы в случаях, когда коронка зуба укорочена, ретенция для полной коронки недостаточна, а межокклюзионное пространство ограничено [9].

Развитие прочных и долговечных зубопротезных материалов позволило минимизировать окклюзионное препарирование, воплощая принципы минимально инвазивного подхода в области жевательных зубов [10].

В арсенале материалов для создания эндокоронок имеются: диоксид циркония, дисиликат лития, усовершенствованный дисиликат лития и другие современные составы. Благодаря CAD/CAM технологиям, зубные протезы из этих материалов, поставляемых в виде блоков, могут быть выточены на станке и подвергнуты скоростному обжигу прямо в кабинете врача-стоматолога, позволяя завершить лечение за один визит [11].

Однако протезированию эндокоронками имеются существенные ограничения. Толщина реставрации, модуль упругости материала, особенности дизайна препарирования, парафункциональные привычки пациента — все это может стать причиной разрушения керамики [12].

Поэтому изучение распределения напряжений в тканях зуба и эндокоронки, выполненной из различных материалов, с разной окклюзионной толщиной и подвергнутой скоростному или традиционному обжигу следует признать весьма актуальным с позиций стоматологической науки и практики. Для этого наилучшим методом исследования является метод конечных элементов (МКЭ), который позволяет математически смоделировать геометрию и условия нагружения анализируемой зубопротезной конструкции и протезируемого зуба и проанализировать уровни напряжений и деформаций в любом компоненте модели [13].

Керамика из диоксида циркония или дисиликата лития стали золотым стандартом для компьютерного изготовления зубных протезов [14]. Имеются оригинальные научные разработки отечественных ученых-материаловедов. Однако в нашей стране промышленность не освоила производства подобной стоматологической керамики, а разрешенные к применению заготовки керамики из диоксида циркония производства Санкт-Петербурга или Белгорода прессуются из порошков японской фирмы TOSOH. Зарубежные ученые и зарубежная медицинская промышленность продолжают поиск новых керамических составов, в частности освоено производство материала Cerec Tessera фирмы Dentsply Sirona (США), представляющего из себя стеклокерамику, состоящую из кристаллов литий-алюмосиликата, известных как виргилит, распределенных в цирконий-содержащей стекловидной матрице [15].

Целью настоящего исследования является изучение целесообразности проведения отечественных разработок керамики на основе диоксида циркония, дисиликата лития и его модификаций путем проведения сопоставительного анализа методом конечных элементов напряжений и деформаций в зубах, протезированных эндокоронками из керамики Tessera, в сравнении с дисиликатом лития (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн) и диоксидом циркония при различной скорости спекания керамики и различном дизайне эндокоронок.

Методы и принципы исследования

Для построения математической модели был использован эндодонтически пролеченный моляр нижней челюсти. Препарирование полости зуба проведено с формированием дивергированных слаженных стенок полости зуба, ровным дном из текущего светоотверждаемого композита, с окклюзионной редукцией и созданием наружного скоса стенок. (рисунок 1).



Рисунок 1 - Прицельный рентгеновский снимок подготовленного удаленного моляра

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.1>

Подготовленный зуб был отсканирован интраоральным сканером 3Shape TRIOS 3 Basic (3Shape, Дания). В зуботехнической лаборатории были смоделированы эндокоронки с тремя окклюзионными толщинами: 1, 2, 3 мм.

Подготовку данных о топологии конечно-элементной расчетной схемы, вычисление напряжений в элементах, распределение нагрузок в элементе, а также рисование расчетных схем производили с использованием специального прикладного программного комплекса (Ansys LS-DYNA, время: 5×10⁻⁶ сек., 107 циклов).

Для описания расчетного элемента были использованы объемные десяти-узловые конечные элементы, представленные на рисунке 2.

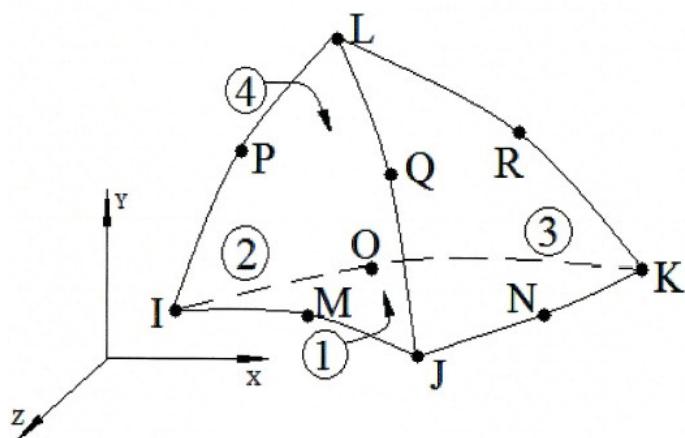


Рисунок 2 - Пространственные объемные десятиузловые конечные элементы

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.2>

Принятые допуски: все элементы конструкции рассматриваются как гомогенные изотропные, между которыми имеется полное сцепление. Периодонтальная связка и костная ткань не моделировались. Фиксация модели осуществлялась путем полного ограничения всех степеней свободы узлов в апикальной части корня, что

соответствовало условию жесткого закрепления. Данное допущение позволило исключить влияние демпфирующих свойств периодонта и сосредоточить анализ на напряженно-деформированном состоянии зубных тканей и реставрации.

Для проведения расчетов использовали значения модуля Юнга и коэффициента Пуассона для каждого материала и компонента зуба (Таблица 1). Для керамических материалов параметры были взяты из предыдущего нашего исследования, в котором проводилось их исследование на акустическом микроскопе [16].

Упругие свойства тканей зуба, гуттаперчи и текучего композита были взяты из исследования Meng Q. С соавт., 2021 [17].

Таблица 1 - Упругие свойства изотропных материалов, используемых для анализа методом конечных элементов

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.3>

Компонент математической модели	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициента Пуассона
Эмаль	84,1	0,33
Дентин	18,6	0,31
Гуттаперча	0,14	0,45
Текущий композит SDR (Dentsply Sirona, США)	12,6	0,24
Стальной шар	200	0,30
Cerac Tessera (Dentsply Sirona, США), скоростной обжиг	106,4	0,25
Ziceram ML CT (Циркон Керамика, Россия), стандартный обжиг	216,4	0,33
Cercon HT ML (Dentsply Sirona, США), стандартный обжиг	210,6	0,33
IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), стандартный обжиг	220,6	0,33
Ziceram ML CT (Циркон Керамика, Россия), скоростной обжиг	219	0,33
Cercon HT ML (Dentsply Sirona, США), скоростной обжиг	214,7	0,33
IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), скоростной обжиг	214	0,33
IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), скоростной обжиг	105,2	0,24

В качестве глобальной системы координат при составлении расчетной схемы была выбрана правая декартова система.

Твердотельная модель с сеткой конечных элементов приведена на рисунке 3.

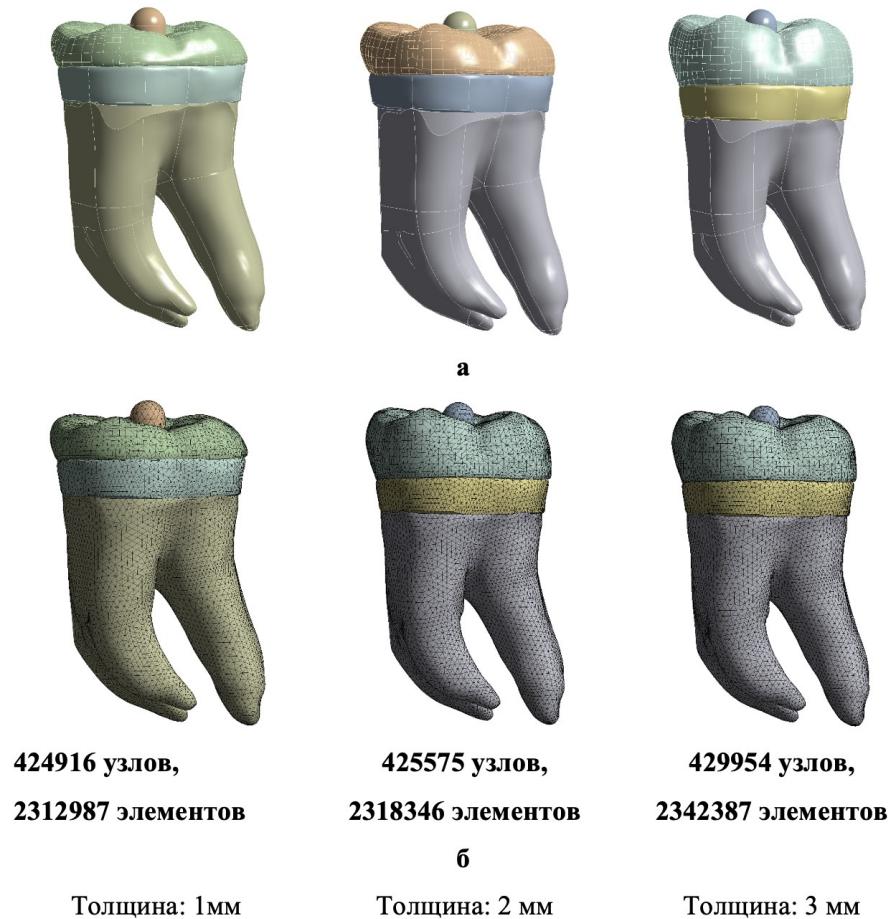


Рисунок 3 - Твердотельная модель с сеткой конечных элементов:

a - твердотельная модель зуба с эндокоронкой; *b* - конечно-элементная сетка зуба с эндокоронкой
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.4>

Трехмерная модель зуба подверглась нагрузке: вертикальная сила 800 Н и под углом 45°, той же величины.

Для оценки прочности материалов в сложных условиях напряжения применялся линейный статический метод конечных элементов, максимальные напряжения по фон Мизесу (мвM) в зубе и в реставрационных материалах оценивались отдельно в МПа.

Основные результаты

Результаты конечно-элементного анализа максимальных напряжений по фон Мизесу (мвM) представлены в таблицах 2, 3, 4, 5, 6, 7. На рисунках 5, 6, 7 показаны 3D-модели распределения максимальных напряжений при вертикальной и угловой нагрузках. Цветовая шкала от красного до синего соответствует областям с высоким и низким уровнем стресса.

Таблица 2 - Максимальные напряжения по фон Мизесу при действии вертикальной нагрузки

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.5>

Элементы конструкции						
		Эндоцоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы
Скоростной обжиг	Cerec Tessera, МПа	325,23	0,89433	0,36943	0,50175	0,0023931
	IPS e.max CAD, МПа	333,1	0,95502	0,38348	0,50616	0,0024114
	IPS e.max ZirCAD	268,5	0,52983	0,17463	0,64758	0,0024035



Элементы конструкции						
	Prime, МПа					
Стандартный обжиг	Cercon HT ML, МПа	266,84	0,55171	0,17511	0,65265	0,002413
	Ziceram ML CT, МПа	267,58	0,54605	0,1743	0,65232	0,0024074
	IPS e.max ZirCAD Prime, МПа	266,2	0,54367	0,17334	0,65346	0,0024087
Скоростной обжиг	Cercon HT ML, МПа	270,16	0,54234	0,1751	0,64357	0,0024047
	Ziceram ML CT, МПа	267,35	0,5484	0,17392	0,65297	0,0024079

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 1 мм

Таблица 3 - Максимальные напряжения по фон Мизесу при действии вертикальной нагрузки

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.6>

Элементы конструкции						
	Эндокоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы	
Скоростной обжиг	IPS e.max CAD, МПа	231,66	1,4456	0,38224	0,47306	0,00053706
	Cerec Tessera, МПа	224,33	1,3778	0,36863	0,45395	0,0005948
	IPS e.max ZirCAD Prime, МПа	175,39	0,68744	0,2004	0,23731	0,00062736
	Cercon HT ML, МПа	176,46	0,69058	0,20167	0,23883	0,00058713
	Ziceram ML CT, МПа	179,97	0,68113	0,20063	0,24233	0,00065836
Стандартный обжиг	IPS e.max ZirCAD Prime, МПа	180,47	0,67641	0,19982	0,24058	0,00065112
	Cercon HT ML, МПа	171,65	0,69021	0,20055	0,23302	0,00053499
	Ziceram ML CT, МПа	176,81	0,6843	0,20048	0,23688	0,00060943

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 2 мм

Таблица 4 - Максимальное напряжение при действии вертикальной нагрузки

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.7>

Элементы конструкции						
	Эндокоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы	
Скоростной обжиг	IPS e.max CAD	186,76	1,1069	0,26783	0,45668	0,00053027
	Cerec Tessera	181,83	1,0496	0,25955	0,44987	0,00061194
	IPS e.max ZirCAD Prime	135,18	0,65251	0,16693	0,38325	0,00062983
	Cercon HT ML	134,77	0,64521	0,16678	0,38226	0,00053438



Элементы конструкции						
	Ziceram ML CT	133,5	0,64875	0,16689	0,38672	0,00052346
Стандартный обжиг	IPS e.max ZirCAD Prime	133,69	0,65185	0,16679	0,38641	0,0005253
	Cercon HT ML	136,49	0,65301	0,16412	0,38287	0,00052869
	Ziceram ML CT	134,49	0,64719	0,16641	0,38216	0,00051818

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 3 мм

Таблица 5 - Максимальное напряжение при действии нагрузки под углом 45°

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.8>

Элементы конструкции						
	Эндокоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы	
Быстрый обжиг	IPS e.max CAD	790,59	1,4459	0,51509	0,58732	0,0023944
	Cerec Tessera	781,33	1,3722	0,49567	0,56305	0,0023872
	IPS e.max ZirCAD Prime	474,27	0,69863	0,24121	0,65961	0,0023999
	Cercon HT ML	469,22	0,70826	0,24111	0,66529	0,0024108
	Ziceram ML CT	465,84	0,71103	0,2383	0,6645	0,0024111
Стандартный обжиг	IPS e.max ZirCAD Prime	464,24	0,70707	0,2367	0,66579	0,0024093
	Cercon HT ML	476,79	0,69353	0,24355	0,65578	0,0023938
	Ziceram ML CT	466,68	0,70115	0,23923	0,66541	0,0024129

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 1 мм

Таблица 6 - Максимальное напряжение при действии нагрузки под углом 45°

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.9>

Элементы конструкции						
	Эндокоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы	
Скоростной обжиг	IPS e.max CAD	503,4	1,2376	0,40368	0,50573	0,00061145
	Cerec Tessera	499,92	1,1568	0,39422	0,48779	0,00057817
	IPS e.max ZirCAD Prime	340,96	0,57098	0,19333	0,24889	0,00053118
	Cercon HT ML	341,68	0,57463	0,19301	0,24951	0,000522
	Ziceram ML CT	341,44	0,56797	0,19287	0,25211	0,00056662
Стандартный обжиг	IPS e.max ZirCAD	339,74	0,56448	0,19144	0,25019	0,00052089

Элементы конструкции					
	Prime				
	Cercon HT ML	339,87	0,57285	0,19426	0,24684
	Ziceram ML CT	340,2	0,56954	0,1918	0,24802

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 2 мм

Таблица 7 - Максимальное напряжение при действии нагрузки под углом 45°

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.10>

Элементы конструкции					
	Эндокоронка	Эмаль	Пломба	Дентин	Каналы
Скоростной обжиг	IPS e.max CAD	351,79	1,1401	0,31395	0,43344
	Cerec Tessera	349,58	1,059	0,30444	0,42548
	IPS e.max ZirCAD Prime	257,98	0,68542	0,16041	0,37982
	Cercon HT ML	255,6	0,68249	0,16031	0,37908
	Ziceram ML CT	259,04	0,68342	0,15973	0,38142
Стандартный Обжиг	IPS e.max ZirCAD Prime	256,05	0,69233	0,15952	0,38157
	Cercon HT ML	257,48	0,68184	0,16025	0,37894
	Ziceram ML CT	255,55	0,68376	0,15993	0,37963

Примечание: толщина окклюзионной части эндокоронки 3 мм

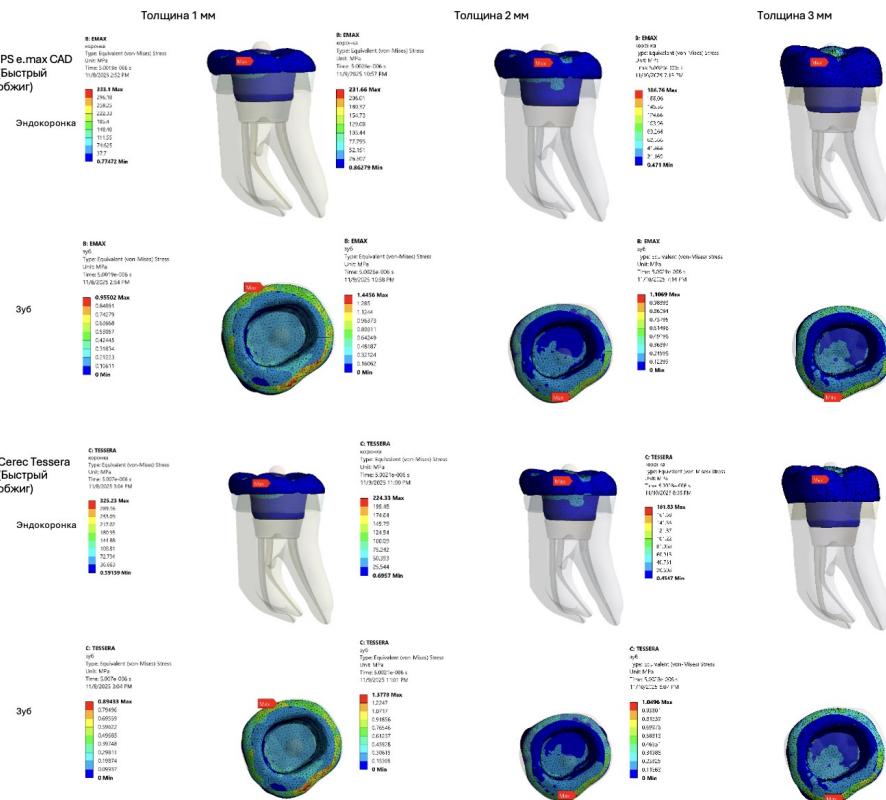


Рисунок 4 - Распределение стресса фон Мизеса (МПа) на эндокоронки группы «Силикатная керамика» и ткани зуба в 3D-моделях при вертикальной нагрузке

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.11>

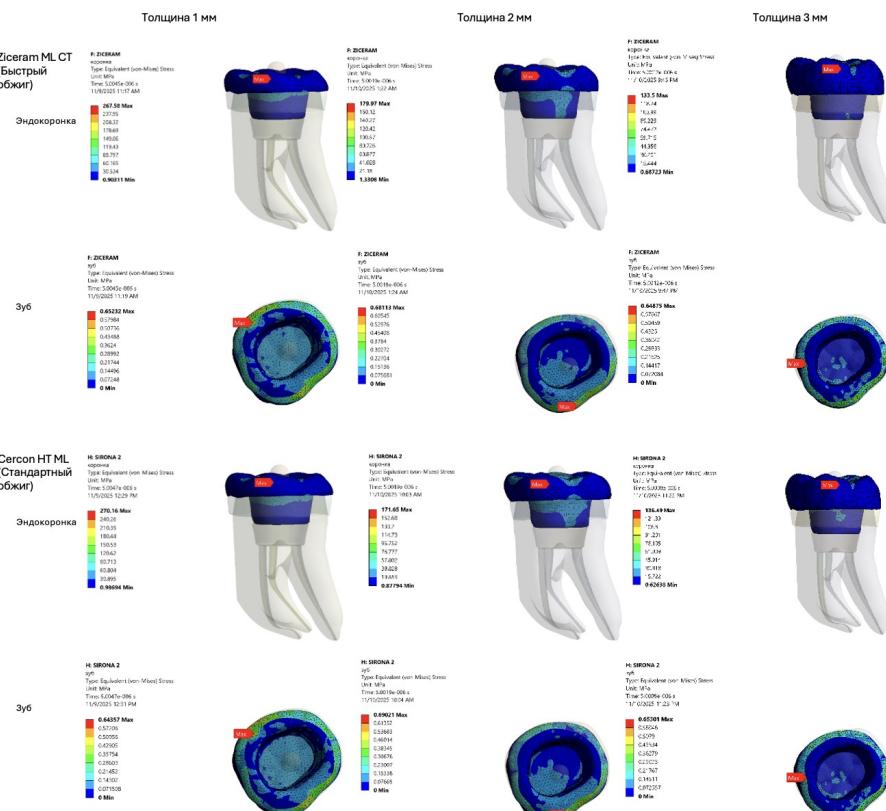


Рисунок 5 - Распределение стресса фон Мизеса (МПа) на эндокоронки группы «Диоксид циркония» и ткани зуба в 3D-моделях при вертикальной нагрузке

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.12>

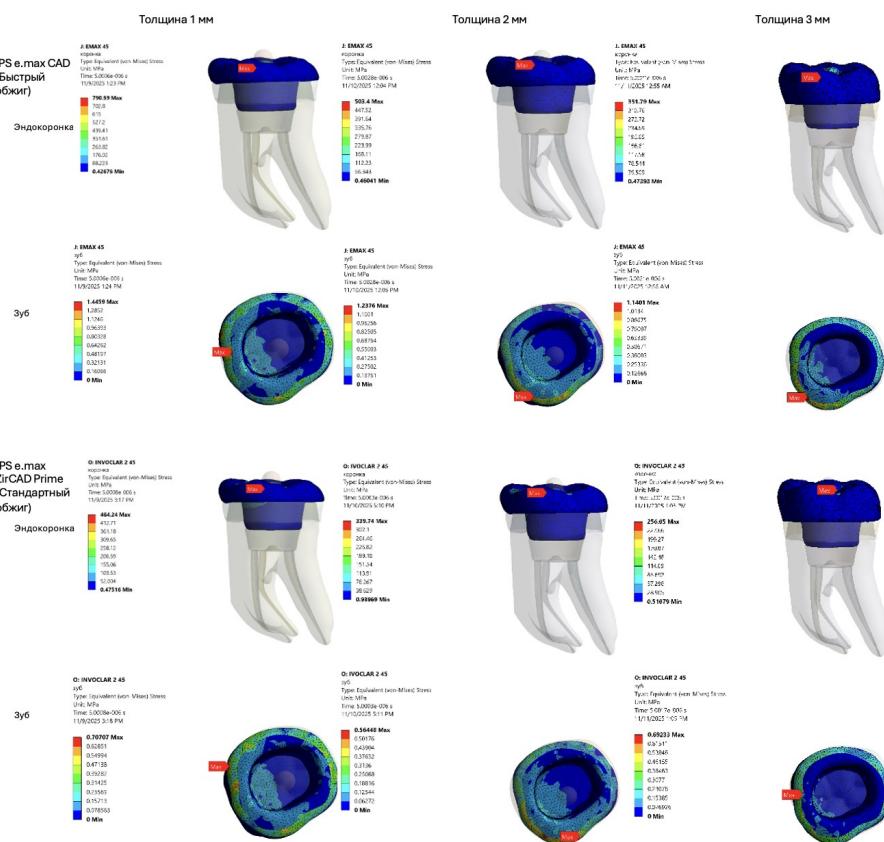


Рисунок 6 - Распределение стресса фон Мизеса (МПа) на эндокоронки группы «Диоксид циркония» и «Силикатная керамика» и ткани зуба в 3D-моделях при нагрузке под углом 45°

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.164.37.13>

Обсуждение

На основе полученных данных можно выявить определенные закономерности. Модуль Юнга (ГПа) — это мера жесткости материала. Чем он выше, тем труднее материал деформируется под нагрузкой. Диоксид циркония обладает высоким модулем упругости (210–220 ГПа). Благодаря высокой жесткости он работает как «щит», принимая нагрузку на себя и распределяя её по своей структуре, тем самым минимизируя передачу напряжения на подлежащие ткани зуба.

Силикатная керамика обладает более низким модулем упругости (105–106 ГПа). Она более «гибкая» по сравнению с циркониевой керамикой. Из-за большей деформации она хуже гасит нагрузку, пропуская её глубже. В результате, напряжения выше и в самой эндокоронке, и в тканях зуба. Таким образом, высокий модуль упругости материалов может поглощать большее напряжение и уменьшать распределение напряжения в зубе. Это согласуется с другими научными работами [17], [18]. Также наши результаты согласуются с выводами Kintopp C. C. A. et al. о том, что реставрации из керамических материалов, превосходящих по модулю упругости эмаль (84 ГПа) и дентин (18 ГПа), поглощали в целом большую часть нагрузки. Это указывает на защитный эффект по отношению к зубу [19]. Напряжения в каналах корней зуба крайне малы и практически не зависят от материала коронки и нагрузки. Однако отмечается значительная разница в типе нагрузки. Например, эндокоронка из IPS e.max CAD толщиной 1 мм имеет напряжение 333 МПа при вертикальном давлении и 790 МПа при косом. Так, косая нагрузка (45°) является гораздо более разрушительной, чем вертикальная. Напряжения возрастают в 2,3 раза. Это подтверждает, что основные поломки керамических реставраций происходят при боковых движениях челюсти, а не при осевом смыкании [20]. Тут стоит отметить показатели у отечественного материала Ziceram ML CT той же толщины при быстром обжиге. При косой нагрузке напряжения в эндокоронке возрастают уже в 1,7 раза. А значит чувствительность у силикатной керамики к косой нагрузке выше. В связи с этим стоит обратить внимание на научный труд Lin, Z. X. et al. [21]. Они провели исследование в лаборатории на искусственных полимерных зубах, на которых были адгезивно зафиксированы эндокоронки из диоксида циркония и дисиликат-лития. Образцы подверглись косой нагрузке под углом 135° на излом. В результате данного экспериментального исследования конструкции из диоксида циркония имели более высокую устойчивость к излому, чем дисиликат-литиевая керамика. Следующим фактором анализа стала окклюзионная толщина реставрации. Результаты показали, что при увеличении толщины керамики, происходит значительное снижение максимального напряжения в самой эндокоронке. Для тканей зуба минимум по дентину устойчиво достигается при толщине реставрации 2 мм у всех групп керамики. При толщине в 3 мм напряжения в дентине несколько возрастают. Это указывает, что 2 мм, с точки зрения защиты дентина, является оптимальным показателем и позволяет соблюсти баланс между рациональным препарированием твердых тканей зуба и прочностью конструкции,



особенно в условиях повышенной окклюзионной нагрузки. Zhang Y. et al. в своей научной работе также изучали распределение максимальных напряжений в зубе и эндокоронках разной окклюзионной толщины (1, 2, 3 мм). В результате исследования они также отмечают толщину 2 мм, как оптимальную, так как при ней, пусть и незначительно, но меньше передается нагрузка на дентин зуба [22]. В нашем исследовании наилучшие результаты с точки зрения минимальной передачи напряжений на ткани зуба и снижения напряжений в эндокоронке показали конструкции из диоксида циркония толщиной 2–3 мм, независимо от способа спекания. Наихудшие результаты наблюдались у силикатной керамики при толщине 1 мм, особенно при косой нагрузке, где регистрировались максимальные значения μM в эндокоронке и повышенные напряжения в эмали. Следовательно, при ограниченном межокклюзионном пространстве и низкой клинической коронковой части зуба предпочтительно применять конструкции из диоксида циркония. Наши результаты согласуются с научной работой Kart, G. Et al., которые с помощью метода конечных элементов также оценивали концентрацию напряжений [23]. Они обнаружили, что эндокоронки из дисиликата лития оказывают большее напряжение по сравнению с эндокоронками из диоксида циркония как в конструкциях, так и в тканях зуба. При более благоприятных условиях и с возможностью увеличения окклюзионной толщины эндокоронки обе группы материалов могут быть применимы в клинической практике. В целом, они одинаково минимизируют напряжения в тканях зуба, принимая нагрузку на себя. Материалы группы силикатной керамики показывают очень схожие результаты. С клинической точки зрения их механическое поведение идентично, так как их упругие свойства очень близки. Подобная тенденция прослеживается и внутри материалов группы диоксида циркония. Причем стоит отметить, что способ спекания не оказывает существенного влияния. А значит быстрый обжиг предпочтительнее в практике врача, так как он экономит время, не ухудшая биомеханических свойств конструкции и не снижая защиту зуба. Результаты нашего исследования согласуются с работой китайских коллег. Они провели схожее математическое моделирование с расчетом напряжений в эндокоронках разной толщины в вертикальном и косом направлениях [24]. Авторы также приходят к выводу о том, что использование высокопрочного материала из диоксида циркония помогает повысить общую устойчивость леченого зуба к излому. Однако Zheng, Z. et al на основании проведенного исследования также методом конечных элементов отметили, что только когда реставрационные материалы демонстрируют модуль упругости, близкий к дентину, они проявляют лучшее биомеханическое поведение и меньшую вероятность перелома зубных структур [25].

Следует упомянуть несколько ограничений нашей работы. Адгезивный слой характеризуется сложной структурой, при этом его толщина по сравнению с другими тканями зуба и ортопедической конструкции является незначительной. Кроме того, современные керамические материалы обладают высокой адгезионной прочностью, что позволяет рассматривать цементный слой и реставрацию как единое целое, практически не влияющее на общее распределение напряжений в системе [26]. В связи с этим адгезивный слой в данной конечно-элементной модели отдельно не учитывался. Помимо этого, не моделировались периодонтальная связка, кортикальная и губчатая костная ткань. Предыдущие исследования отмечают, что независимо от условий нагрузки, кортикальная и губчатая кость демонстрируют низкую чувствительность к изменениям свойств реставрационных материалов [27], [28], [29]. С учетом этих данных можно предположить, что исключение костной ткани и периодонтальной связки из модели не оказывает существенного влияния на сравнительную оценку напряжений в зубе и эндокоронке, что соответствует цели настоящего исследования. Вместе с тем, результаты следует интерпретировать с осторожностью, поскольку отсутствие моделирования периода отсутствия учета его демпфирующих свойств и физиологической подвижности зуба. Также исследование анализировало только распределение напряжений в зубе с эндокоронкой под статической нагрузкой в фазе закрывания жевательного цикла. Это не может точно отражать реальные клинические ситуации. Будущие исследования должны учитывать такие детали, как и результаты динамического нагружения с включением периодонтальной связки и костной ткани. Также необходимы долгосрочные клинические испытания для подтверждения результатов данной научной работы.

Заключение

Полученные в ходе настоящего исследования результаты свидетельствуют о том, что разработка и внедрение отечественных стоматологических керамических материалов в Российской Федерации является научно и клинически обоснованным направлением. Проведённый сопоставительный анализ методом конечных элементов показал, что биомеханическое поведение реставраций в значительной степени определяется не только классом материала, но прежде всего его упругими характеристиками и соответствием модуля упругости реставрации механическим свойствам твёрдых тканей зуба. Эндокоронки из диоксида циркония с окклюзионной толщиной 2–3 мм демонстрируют наилучшие биомеханические свойства, эффективно распределяя нагрузку и минимизируя напряжения в тканях зуба, особенно при опасной косой нагрузке. Материалы силикатной керамики, обладающие более низким модулем упругости, показывают более высокие напряжения как в реставрации, так и в зубе. Таким образом, при ограниченной толщине реставрации или высокой жевательной нагрузке предпочтительнее применение диоксида циркония, тогда как при достаточном объёме тканей оба класса материалов могут быть клинически применимы. Особый интерес представляет новый представитель группы силикатной стеклокерамики — CEREC Tessera (Dentsply Sirona, США), относящийся к материалам усовершенствованного литий-силикатного типа. Несмотря на сравнительно недавнее появление данного материала на стоматологическом рынке и ограниченное количество долгосрочных клинических наблюдений, результаты численного моделирования показали, что эндокоронки, изготовленные из CEREC Tessera, демонстрируют напряжённо-деформированное состояние, сопоставимое с таковым для хорошо изученного и клинически зарекомендовавшего себя литий-дисиликатного материала IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн). Это указывает на адекватность механических характеристик нового материала и подтверждает его потенциальную клиническую состоятельность.

В совокупности полученные данные позволяют сделать вывод о том, что создание отечественных стоматологических керамик на основе диоксида циркония, литий-дисиликатных систем и их модификаций, включая усовершенствованные литий-силикатные стеклокерамики, является перспективным и оправданным направлением. Развитие собственных технологий производства подобных материалов может обеспечить снижение зависимости от импортных заготовок, расширение ассортимента клинически применимых CAD/CAM-материалов и формирование научной базы для дальнейших экспериментальных и клинических исследований.

Конфликт интересов

Не указан.

Рецензия

Все статьи проходят рецензирование. Но рецензент или автор статьи предпочли не публиковать рецензию к этой статье в открытом доступе. Рецензия может быть предоставлена компетентным органам по запросу.

Conflict of Interest

None declared.

Review

All articles are peer-reviewed. But the reviewer or the author of the article chose not to publish a review of this article in the public domain. The review can be provided to the competent authorities upon request.

Список литературы / References

1. Dietschi D. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) / D. Dietschi, O. Duc, I. Krejci [et al.] // Quintessence Int. — 2008. — № 39. — P. 117–129.
2. Soares C.J. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin / C.J. Soares, F.R. Santana, N.R. Silva [et al.] // J Endod. — 2007. — № 33. — P. 603–606.
3. Rocca G.T. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns / G.T. Rocca, I. Krejci // Eur J Esthet Dent. — 2013. — № 8. — P. 156–179.
4. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique / P. Pissis // Pr Periodontics Aesthet Dent. — 1995. — № 7. — P. 83–94.
5. Bindl A. Clinical evaluation of adhesively placed CEREC endo-crowns after 2 years—preliminary results / A. Bindl, W.H. Mormann // J Adhes Dent. — 1999. — № 1. — P. 255–265.
6. Da Cunha L.F. Lithium silicate endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol / L.F. da Cunha, C.C. Gonzaga, J.F. Pissaia [et al.] // J Prosthet Dent. — 2017. — № 118. — P. 131–134.
7. Lin C.L. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations / C.L. Lin, Y.H. Chang, C.A. Pa // J Endod. — 2009. — № 35. — P. 1391–1395.
8. Lin C.L. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar / C.L. Lin, Y.H. Chang, C.Y. Chang [et al.] // Eur J Oral Sci. — 2010. — № 118. — P. 87–93.
9. Старченко В.И. Особенности ортопедического лечения пациентов с низкой коронковой частью зуба / В.И. Старченко, В.Ю. Скориков, П.А. Стариков [и др.] // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. — 2014. — № 2. — С. 172–175.
10. Magne P. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers / P. Magne, L.H. Schlichting, H.P. Maia [et al.] // The Journal of prosthetic dentistry. — 2010. — № 104 (3). — P. 149–157. — DOI: 10.1016/S0022-3913(10)60111-4.
11. Al-Haj Husain N. Conventional, Speed Sintering and High-Speed Sintering of Zirconia: A Systematic Review of the Current Status of Applications in Dentistry with a Focus on Precision, Mechanical and Optical Parameters / N. Al-Haj Husain, M. Özcan, N. Dydyk [et al.] // Journal of Clinical Medicine. — 2022. — № 11 (16). — P. 4892. — DOI: 10.3390/jcm11164892.
12. Shinya A. The effect of preparation design on the marginal stress of resin-bonded metal-free crowns: a finite element study / A. Shinya, L.V.J. Lassila, P.K. Vallittu // Int J Prosthodont. — 2008. — № 21. — P. 445–447.
13. Ukon S. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root / S. Ukon, H. Moroi, K. Okimoto [et al.] // Dent Mater J. — 2000. — № 19. — P. 50–64.
14. Shi H.Y. Overview of Several Typical Ceramic Materials for Restorative Dentistry / H.Y. Shi, R. Pang, J. Yang [et al.] // BioMed Research International. — 2022. — Art. 8451445. — DOI: 10.1155/2022/8451445.
15. Rizk A. Marginal adaptation and fracture resistance of virgilite-based occlusal veneers with varying thickness / A. Rizk, J. El-Guindy, A. Abdou [et al.] // BMC Oral Health. — 2024. — № 24 (1). — P. 307. — DOI: 10.1186/s12903-024-04071-6.
16. Гук Н.О. Исследование методом акустической микроскопии упругих свойств керамических материалов после стандартного и скоростного обжига / Н.О. Гук, В.В. Савельев, И.Ю. Лебеденко [и др.] // Медицинский алфавит. — 2025. — № 30. — С. 177–180. — DOI: 10.33667/2078-5631-2025-30-177-180. — EDN: WWHCIK.
17. Meng Q. Resistance fracture of minimally prepared endocrowns made by three types of restorative materials: a 3D finite element analysis / Q. Meng, Y. Zhang, D. Chi [et al.] // Journal of Materials Science. Materials in Medicine. — 2021. — № 32 (11). — P. 137. — DOI: 10.1007/s10856-021-06610-x.
18. Yamanel K. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis / K. Yamanel, A. Caglar, K. Gülsahi [et al.] // Dental Materials Journal. — 2009. — № 28 (6). — P. 661–670. — DOI: 10.4012/dmj.28.661.

19. Kintopp C.C.A. Effect of different preparations and restorative materials on partial posterior restorations: A 3D FEA study using μ CT data / C.C.A. Kintopp, A.N. Diógenes, R.T. Lopes [et al.] // Journal of Prosthetic Dentistry. — 2025. — № 133 (4). — P. 1056.e1–1056.e7. — DOI: 10.1016/j.jprosdent.2025.01.011.
20. Sánchez-González E. Chipping of ceramic-based dental materials by micrometric particles / E. Sánchez-González, Ó Borrero-López, F. Rodríguez-Rojas [et al.] // J Am Ceram Soc. — 2023. — № 106. P. 1309–1320. — DOI: 10.1111/jace.18825.
21. 林珍香. 二硅酸锂陶瓷和氧化锆髓腔固位冠的面厚度设计对抗折性能的影响 / 林珍香, 潘在兴, 叶起清 [et al.] // 华西口腔医学杂志. — 2020. — № 38 (6). — P. 647–651. — DOI: 10.7518/hxkq.2020.06.007.
22. Zhang Y. The synergistic effect of pulp chamber extension depth and occlusal thickness on stress distribution of molar endocrowns: a 3-dimensional finite element analysis. Journal of materials science / Y. Zhang, H. Lai, Q. Meng [et al.] // Materials in Medicine. — 2022. — № 33 (7). — P. 56. — DOI: 10.1007/s10856-022-06677-0.
23. Karn G. Effect of different restorative design on stress concentration of lithium disilicate and monolithic zirconia endocrown on a mandibular molar — a finite element analysis / G. Karn, M. Shetty, C. Hegde // BMC Oral Health. — 2025. — № 25 (1). — P. 205. — DOI: 10.1186/s12903-024-05358-4.
24. Lin J. Effect of different restorative materials and thicknesses of endocrowns on stress distribution / J. Lin, Z. Lin, Z. Zheng // Journal of Prevention and Treatment of Stomatological Diseases. — 2021. — № 29 (11). — P. 740–745. — DOI: 10.12016/j.issn.2096-1456.2021.11.003.
25. Zheng Z. Influence of margin design and restorative material on the stress distribution of endocrowns: a 3D finite element analysis / Z. Zheng, J. Sun, L. Jiang [et al.] // BMC Oral Health. — 2022. — № 22 (1). — P. 30. — DOI: 10.1186/s12903-022-02063-y.
26. Cheng X. Influence of different base materials and thicknesses on the fracture resistance of endocrown: A three-dimensional finite element analysis / X. Cheng, X.Y. Zhang, W.H. Qian // BMC Oral Health. — 2022. — № 22 (1). — P. 363. — DOI: 10.1186/s12903-022-02350-8.
27. Abduljabar A.H. Endocrown Feasibility for Primary Molars: A Finite Element Study / A.H. Abduljabar, A.W. Iskander, M.T. Elfezary [et al.] // European Journal of Dentistry. — 2024. — № 18 (1). — P. 208–213. — DOI: 10.1055/s-0043-1764421.
28. MahmoudiYamchi F. Influence of Deep Margin Elevation Technique With Two Restorative Materials on Stress Distribution of e.max Endocrown Restorations: A Finite Element Analysis / F. MahmoudiYamchi, M. Abbasi, F. Atri [et al.] // International Journal of Dentistry. — 2024. — Art. 6753069. — DOI: 10.1155/ijod/6753069.
29. Al Qahtani W.M.S. Comparative Finite Element Analysis of Endocrowns and Traditional Restorations for Endodontically Treated Mandibular First Molars / W.M.S. Al Qahtani // Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research. — 2023. — № 29. — Art. e941314. — DOI: 10.12659/MSM.941314.
30. Yucel M.T. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials / M.T. Yucel, I. Yondem, F. Aykent [et al.] // Clin Oral Invest. — 2012. — № 16. — P. 1105–1110.

Список литературы на английском языке / References in English

1. Dietschi D. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) / D. Dietschi, O. Duc, I. Krejci [et al.] // Quintessence Int. — 2008. — № 39. — P. 117–129.
2. Soares C.J. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin / C.J. Soares, F.R. Santana, N.R. Silva [et al.] // J Endod. — 2007. — № 33. — P. 603–606.
3. Rocca G.T. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns / G.T. Rocca, I. Krejci // Eur J Esthet Dent. — 2013. — № 8. — P. 156–179.
4. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique / P. Pissis // Pr Periodontics Aesthet Dent. — 1995. — № 7. — P. 83–94.
5. Bindl A. Clinical evaluation of adhesively placed CEREC endo-crowns after 2 years—preliminary results / A. Bindl, W.H. Mormann // J Adhes Dent. — 1999. — № 1. — P. 255–265.
6. Da Cunha L.F. Lithium silicate endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol / L.F. da Cunha, C.C. Gonzaga, J.F. Pissaia [et al.] // J Prosthet Dent. — 2017. — № 118. — P. 131–134.
7. Lin C.L. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations / C.L. Lin, Y.H. Chang, C.A. Pa // J Endod. — 2009. — № 35. — P. 1391–1395.
8. Lin C.L. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar / C.L. Lin, Y.H. Chang, C.Y. Chang [et al.] // Eur J Oral Sci. — 2010. — № 118. — P. 87–93.
9. Starchenko V.I. Osobennosti ortopedicheskogo lecheniya pacientov s nizkoi koronkovoi chastyu zuba [Specifics of orthopaedic treatment of patients with low crowns] / V.I. Starchenko, V.Yu. Skorikov, P.A. Starikov [et al.] // Mezhdunarodniy zhurnal prikladnikh i fundamentalnikh issledovanii [International Journal of Applied and Fundamental Research]. — 2014. — № 2. — P. 172–175. [in Russian]
10. Magne P. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers / P. Magne, L.H. Schlichting, H.P. Maia [et al.] // The Journal of prosthetic dentistry. — 2010. — № 104 (3). — P. 149–157. — DOI: 10.1016/S0022-3913(10)60111-4.
11. Al-Haj Husain N. Conventional, Speed Sintering and High-Speed Sintering of Zirconia: A Systematic Review of the Current Status of Applications in Dentistry with a Focus on Precision, Mechanical and Optical Parameters / N. Al-Haj Husain,



- M. Özcan, N. Dydyk [et al.] // Journal of Clinical Medicine. — 2022. — № 11 (16). — P. 4892. — DOI: 10.3390/jcm11164892.
12. Shinya A. The effect of preparation design on the marginal stress of resin-bonded metal-free crowns: a finite element study / A. Shinya, L.V.J. Lassila, P.K. Vallittu // Int J Prosthodont. — 2008. — № 21. — P. 445–447.
13. Ukon S. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root / S. Ukon, H. Moroi, K. Okimoto [et al.] // Dent Mater J. — 2000. — № 19. — P. 50–64.
14. Shi H.Y. Overview of Several Typical Ceramic Materials for Restorative Dentistry / H.Y. Shi, R. Pang, J. Yang [et al.] // BioMed Research International. — 2022. — Art. 8451445. — DOI: 10.1155/2022/8451445.
15. Rizk A. Marginal adaptation and fracture resistance of virgilite-based occlusal veneers with varying thickness / A. Rizk, J. El-Guindy, A. Abdou [et al.] // BMC Oral Health. — 2024. — № 24 (1). — P. 307. — DOI: 10.1186/s12903-024-04071-6.
16. Guk N.O. Issledovanie metodom akusticheskoi mikroskopii uprugikh svoistv keramicheskikh materialov posle standartnogo i skorostnogo obzhiga [Study of the elastic properties of ceramic materials after standard and rapid firing using acoustic microscopy] / N.O. Guk, V.V. Savelev, I.Yu. Lebedenko [et al.] // Meditsinskii alfavit [Medical Alphabet]. — 2025. — № 30. — P. 177–180. — DOI: 10.33667/2078-5631-2025-30-177-180. — EDN: WWHCIK. [in Russian]
17. Meng Q. Resistance fracture of minimally prepared endocrowns made by three types of restorative materials: a 3D finite element analysis / Q. Meng, Y. Zhang, D. Chi [et al.] // Journal of Materials Science. Materials in Medicine. — 2021. — № 32 (11). — P. 137. — DOI: 10.1007/s10856-021-06610-x.
18. Yamanel K. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis / K. Yamanel, A. Caglar, K. Gülsahi [et al.] // Dental Materials Journal. — 2009. — № 28 (6). — P. 661–670. — DOI: 10.4012/dmj.28.661.
19. Kintopp C.C.A. Effect of different preparations and restorative materials on partial posterior restorations: A 3D FEA study using µCT data / C.C.A. Kintopp, A.N. Diógenes, R.T. Lopes [et al.] // Journal of Prosthetic Dentistry. — 2025. — № 133 (4). — P. 1056.e1–1056.e7. — DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.01.011.
20. Sánchez-González E. Chipping of ceramic-based dental materials by micrometric particles / E. Sánchez-González, Ó Borrero-López, F. Rodríguez-Rojas [et al.] // J Am Ceram Soc. — 2023. — № 106. P. 1309–1320. — DOI: 10.1111/jace.18825.
21. Lin Z.X. Er guisuan li taoci he yanghuagao sui qiang guwei guan de mian houdi sheji duikang zhe xingneng de yingxiang [Effect of occlusal thickness design on the fracture resistance of endocrowns restored with lithium disilicate ceramic and zirconia] / Z.X. Lin, Z.X. Pan, Q.Q. Ye [et al.] // Hua xi kou qiang yi xue za zhi [Huaxi kouqiang yixue zazhi = West China journal of stomatology]. — 2020. — № 38 (6). — P. 647–651. — DOI: 10.7518/hxkq.2020.06.007. [in Chinese]
22. Zhang Y. The synergistic effect of pulp chamber extension depth and occlusal thickness on stress distribution of molar endocrowns: a 3-dimensional finite element analysis. Journal of materials science / Y. Zhang, H. Lai, Q. Meng [et al.] // Materials in Medicine. — 2022. — № 33 (7). — P. 56. — DOI: 10.1007/s10856-022-06677-0.
23. Karn G. Effect of different restorative design on stress concentration of lithium disilicate and monolithic zirconia endocrown on a mandibular molar — a finite element analysis / G. Karn, M. Shetty, C. Hegde // BMC Oral Health. — 2025. — № 25 (1). — P. 205. — DOI: 10.1186/s12903-024-05358-4.
24. Lin J. Effect of different restorative materials and thicknesses of endocrowns on stress distribution / J. Lin, Z. Lin, Z. Zheng // Journal of Prevention and Treatment of Stomatological Diseases. — 2021. — № 29 (11). — P. 740–745. — DOI: 10.12016/j.issn.2096-1456.2021.11.003.
25. Zheng Z. Influence of margin design and restorative material on the stress distribution of endocrowns: a 3D finite element analysis / Z. Zheng, J. Sun, L. Jiang [et al.] // BMC Oral Health. — 2022. — № 22 (1). — P. 30. — DOI: 10.1186/s12903-022-02063-y.
26. Cheng X. Influence of different base materials and thicknesses on the fracture resistance of endocrown: A three-dimensional finite element analysis / X. Cheng, X.Y. Zhang, W.H. Qian // BMC Oral Health. — 2022. — № 22 (1). — P. 363. — DOI: 10.1186/s12903-022-02350-8.
27. Abduljabar A.H. Endocrown Feasibility for Primary Molars: A Finite Element Study / A.H. Abduljabar, A.W. Iskander, M.T. Elfezary [et al.] // European Journal of Dentistry. — 2024. — № 18 (1). — P. 208–213. — DOI: 10.1055/s-0043-1764421.
28. MahmoudiYamchi F. Influence of Deep Margin Elevation Technique With Two Restorative Materials on Stress Distribution of e.max Endocrown Restorations: A Finite Element Analysis / F. MahmoudiYamchi, M. Abbasi, F. Atri [et al.] // International Journal of Dentistry. — 2024. — Art. 6753069. — DOI: 10.1155/ijod/6753069.
29. Al Qahtani W.M.S. Comparative Finite Element Analysis of Endocrowns and Traditional Restorations for Endodontically Treated Mandibular First Molars / W.M.S. Al Qahtani // Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research. — 2023. — № 29. — Art. e941314. — DOI: 10.12659/MSM.941314.
30. Yucel M.T. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials / M.T. Yucel, I. Yondem, F. Aykent [et al.] // Clin Oral Invest. — 2012. — № 16. — P. 1105–1110.