

DOI: <https://doi.org/10.17816/dent634253>

Влияние биомеханических факторов нагрузки на напряжённо-деформированное состояние зуба и подлежащей костной ткани

Э.А. Олесова, А.А. Ильин, А.В. Эм, М.С. Гришков, Д.В. Мартынов

Государственный научный центр Российской Федерации — Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна
Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Влияние биомеханических условий функционирования зубов, имплантатов, костной ткани на их сопротивляемость перегрузке и последующему разрушению очевидно. Однако с помощью математического моделирования сравнение функциональных напряжений в зубе в широком перечне уязвимых биомеханических условий нагрузки ранее не проводилось.

Цель исследования — сопоставление параметров напряжённо-деформированного состояния тканей зуба и альвеолярной лунки в разных биомеханических условиях нагрузки.

Материалы и методы. В математической модели изучены параметры напряжённо-деформированного состояния зуба и костной ткани при вертикальной и наклонной нагрузках 150Н в разных условиях моделирования в сравнении с параметрами в базовой модели: стирание эмали, снижение плотности костной ткани, резорбция костной ткани на 30 и 50%, окклюзионный супраконтакт, полость в зубе, композитная реставрация, керамическая вкладка.

Результаты. Стирание эмали значительно повышает напряжения при вертикальной и наклонной нагрузках — в 1,9 и 1,6 раза в эмали, 1,5 и 1,2 раза в дентине. Наличие полости в зубе увеличивает напряжения в 1,2 и 1,8 раза в эмали при вертикальной и наклонной нагрузках, в 1,3 раза в дентине при вертикальной нагрузке. Повышенная функциональная нагрузка пропорционально увеличивает напряжения в твёрдых тканях зуба и окружающих костных тканях. Окклюзионный супраконтакт резко повышает и точно концентрирует напряжения в эмали. Замещение полости в зубе композитным или керамическим материалом приближает параметры напряжённо-деформированного состояния зуба к напряжениям в интактном зубе (превышение напряжений в 1,5 раза сохраняется в эмали при наклонной нагрузке).

Заключение. Трёхмерное математическое моделирование выявило существенную разницу в величинах максимальных напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунки не только в сравнении с адекватными биомеханическими условиями, но и при сравнении разных уязвимых условий нагрузки зубов. Во всех случаях неадекватных биомеханических условий происходит увеличение напряжений в зубе и костной ткани, особенно при наклонной нагрузке.

Ключевые слова: зуб; нагрузка; математическое моделирование; напряжения; биомеханические условия.

Как цитировать:

Олесова Э.А., Ильин А.А., Эм А.В., Гришков М.С., Мартынов Д.В. Влияние биомеханических факторов нагрузки на напряжённо-деформированное состояние зуба и подлежащей костной ткани // Российский стоматологический журнал. 2024. Т. 28, № 5. С. 462–468.

DOI: <https://doi.org/10.17816/dent634253>

DOI: <https://doi.org/10.17816/dent634253>

Effect of biomechanical load factors on the stress-strain state of teeth and underlying bone tissue

Emilia A. Olesova, Alexander A. Ilyin, Alexandra V. Em, Maxim S. Grishkov, Dmitriy V. Martynov

A.I. Burnazyan State Medical Research Center of the FMBA of Russia, Moscow, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: The biomechanical conditions under which teeth, implants, and bone tissue function clearly determine their resistance to overloading and subsequent destruction. However, mathematical modeling has not previously been used to compare functional stress in teeth across a wide range of sensitive biomechanical load conditions.

AIM: To compare the stress-strain state parameters of tooth and socket tissues under various biomechanical load conditions.

MATERIALS AND METHODS: A mathematical model was used to assess the stress-strain state parameters of dental tissue and sockets under vertical and oblique load (150N) with various modeling settings, compared to reference model parameters. The following parameters were assessed: enamel attrition, bone density reduction, bone resorption by 30% and 50%, supra-occlusion, tooth cavity, composite restoration, and ceramic inlay.

RESULTS: Enamel attrition significantly increases stress under vertical and oblique loads: 1.9 and 1.6 times for enamel, and 1.5 and 1.2 times for dentin, respectively. Tooth cavities increase stress by 1.2 and 1.8 times (enamel; vertical and oblique loads, respectively), and 1.3 times (dentin; vertical load). Increased functional load causes a proportional increase in stress in hard tooth tissues and adjacent bone tissues. Supra-occlusion causes a sharp increase in stress in the enamel, with a point stress concentration. When a tooth cavity is filled with a composite or ceramic material, the stress-strain state parameters are similar to those in intact teeth (however, the enamel still experiences a 1.5-fold increase in stress under vertical pressure).

CONCLUSION: 3D mathematical modeling revealed a significant difference in maximum stress in tooth and socket tissues compared to normal biomechanical conditions, as well as when comparing various sensitive load conditions. Stress in tooth and bone tissues increased in all cases of abnormal biomechanical conditions, especially when oblique load was applied.

Keywords: tooth; load; mathematical modeling; stress; biomechanical conditions.

To cite this article:

Olesova EA, Ilyin AA, Em AV, Grishkov MS, Martynov DV. Effect of biomechanical load factors on the stress-strain state of teeth and underlying bone tissue. *Russian Journal of Dentistry*. 2024;28(5):462–468. DOI: <https://doi.org/10.17816/dent634253>

ОБОСНОВАНИЕ

Влияние биомеханических условий функционирования зубов, имплантатов, костной ткани на их сопротивляемость перегрузке и последующее разрушение очевидно. Однако научного подтверждения этому постулату недостаточно. Довольно подробно изучены отдельные клинические ситуации явных нарушений биомеханических условий нагрузки зубов и имплантатов. Это касается консольных протезов, коротких и узких имплантатов, боковой нагрузки anomalно расположенных зубов [1–3].

Наиболее информативным и доказательным методом изучения перегрузки тканей в настоящее время признан метод трёхмерного математического моделирования [4–7]. С его помощью сравнение функциональных напряжений в зубе в широком перечне уязвимых биомеханических условий нагрузки ранее не проводилось.

Цель исследования — сопоставление параметров напряжённо-деформированного состояния тканей зуба и альвеолярной лунки в разных биомеханических условиях нагрузки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Разработана трёхмерная математическая модель однокорневого зуба нижней челюсти в окружении альвеолярной лунки и сегмента нижней челюсти (рис. 1). Модель содержала в естественном размерном соотношении

эмаль, дентин, кортикальную и губчатую костную ткань. Физико-механические свойства анализируемых тканей взяты из литературных источников: модуль упругости кортикальной и губчатой кости соответственно 20 500 и 3500 МПа (коэффициент Пуассона — 0,32 и 0,34), эмали — 81 700 МПа (коэффициент Пуассона — 0,28), дентина — 23 300 МПа (коэффициент Пуассона — 0,31) [5, 7]. Для точности расчётов напряжённо-деформированного состояния в модели учтены свойства периодонта (модуль упругости — 10 МПа, коэффициент Пуассона — 0,3), цемента зуба (модуль упругости — 4200 МПа, коэффициент Пуассона — 0,3). С учётом вариантности трансформации базовой модели при необходимости замещения дефектов твёрдых тканей зуба использованы свойства конструкционных материалов: керамика (модуль упругости — 200 000 МПа, коэффициент Пуассона — 0,22), композит (модуль упругости — 58 840 МПа, коэффициент Пуассона — 0,32).

В представленной статье описаны параметры напряжённо-деформированного состояния зуба и костной ткани при вертикальной и наклонной нагрузках 150Н в разных условиях моделирования в сравнении с параметрами в базовой модели: максимальные напряжения в эмали, дентине, кортикальной и губчатой костной ткани соответственно 44,204; 9,174; 5,066; 1,382 МПа при вертикальной нагрузке (при наклонной нагрузке увеличение напряжений от 1,5 до 5,5 раза) [7]. Цветное картирование распределения интегральных напряжений в изучаемых

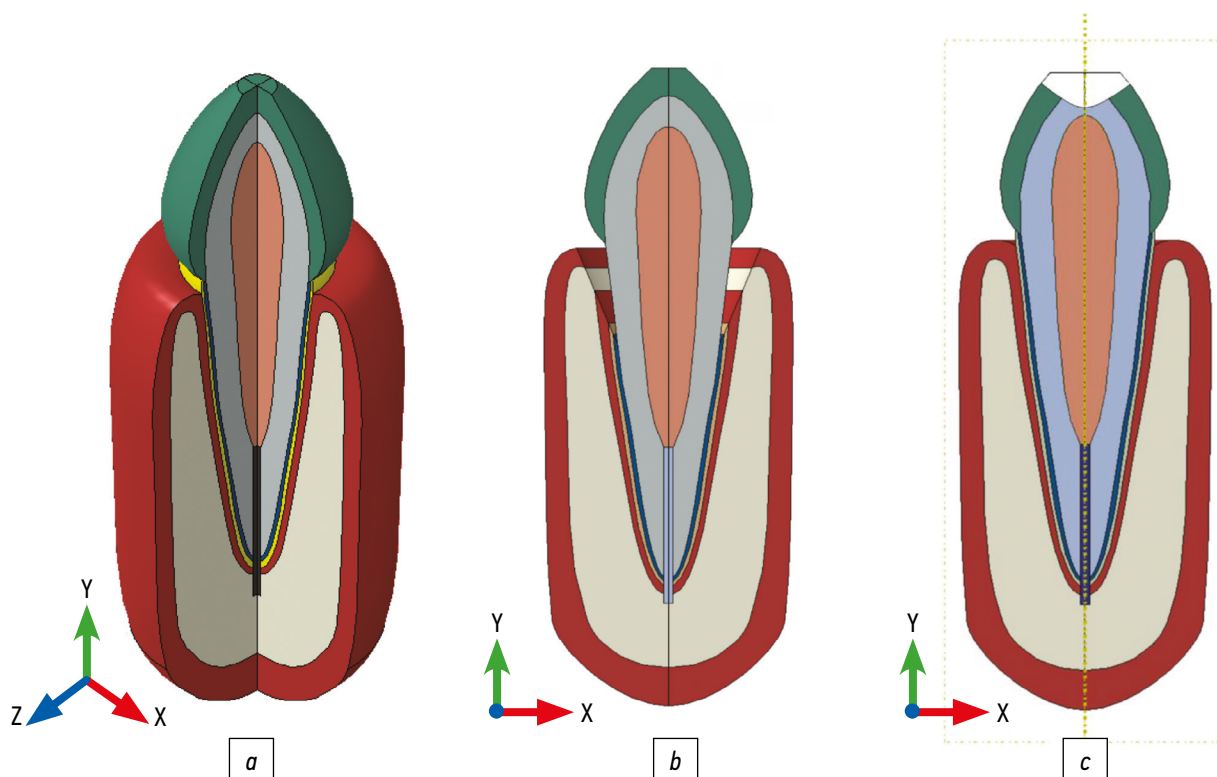


Рис. 1. Варианты трёхмерной математической модели однокорневого зуба нижней челюсти (премоляр) в неадекватных биомеханических условиях: *a* — интактный зуб, *b* — резорбция костной ткани на 30%, *c* — зуб с полостью.

Fig. 1. Variants of a three-dimensional mathematical model of a single-root tooth of the lower jaw (premolar) in inadequate biomechanical conditions: *a* — the tooth is normal, *b* — bone resorption by 30%, *c* — a tooth with a cavity.

тканях и материалах сопровождалось шкалой напряжений (рис. 2). Рассмотрены биомеханические условия: стирание эмали, снижение плотности костной ткани, резорбция костной ткани на 30 и 50%, окклюзионный супраконтракт, полость в зубе, композитная реставрация, керамическая вкладка.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Значительное воздействие на напряжённо-деформированное состояние зуба оказывает повышенное стирание эмали (табл. 1). В модели с уменьшением толщины эмали на 30% максимальные напряжения в ней при вертикальной нагрузке увеличиваются на 47,4% (83,973 МПа), при наклонной нагрузке — на 39,2% (108,003 МПа). В дентине степень увеличения напряжений при вертикальной и наклонной нагрузках составляет

31,6 и 18,6% (13,407 и 57,056 МПа) соответственно. В кортикальной костной ткани незначительное увеличение напряжений происходит только при наклонной нагрузке на 8,8% (30,595 МПа).

По данным математического моделирования, плотность костной ткани не оказывает существенного влияния на величину функциональных напряжений в тканях зуба и в костных тканях.

Резорбция костной ткани в пределах трети длины корня зуба проявляется в повышении напряжений в дентине и костной ткани. В дентине при вертикальной и наклонной нагрузках максимальные напряжения составляют 11,546 и 59,767 МПа, т.е. на 20,8 и 32,3% больше в сравнении с базовой моделью. В кортикальной костной ткани при вертикальной и наклонной нагрузках напряжения увеличиваются на 4,5 и 51,0% (5,304 и 56,918 МПа) соответственно. В губчатой костной ткани степень увеличения

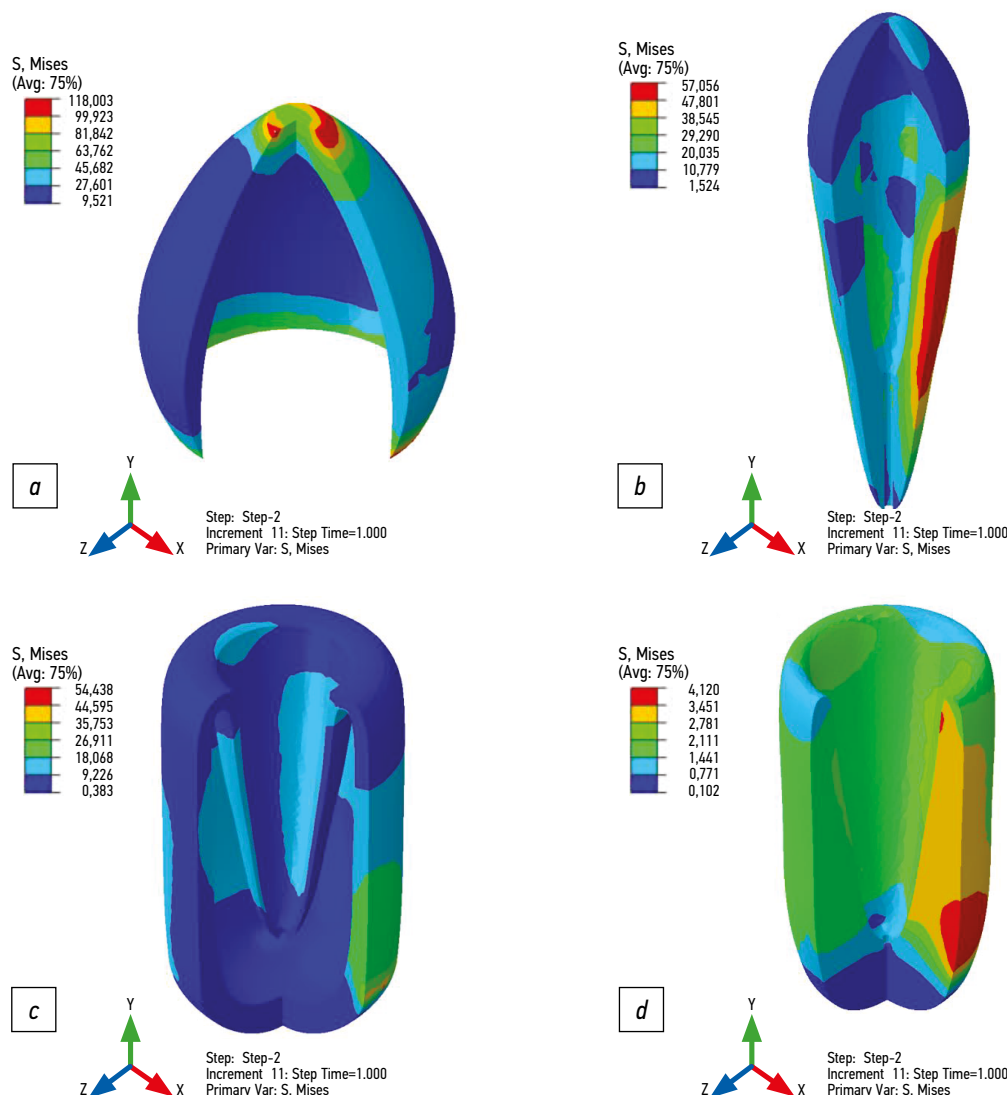


Рис. 2. Распределение значений функциональных напряжений в зубе и костной ткани при наклонной нагрузке зуба в неблагоприятных биомеханических условиях (повышенное стирание эмали): *a* — эмаль, *b* — дентин, *c* — кортикальная костная ткань, *d* — губчатая костная ткань.

Fig. 2. Distribution of functional stress values in the tooth and bone tissue under inclined load of the tooth under unfavorable biomechanical conditions (increased enamel abrasion): *a* — enamel, *b* — dentin, *c* — cortical bone tissue, *d* — spongy bone tissue.

Таблица 1. Максимальные величины напряжений при функциональной нагрузке зуба в неблагоприятных биомеханических условиях, МПа**Table 1.** Maximum stress values under functional load of the tooth in adverse biomechanical conditions (MPa)

Объект анализа	Стирание эмали	Снижение плотности костной ткани	Резорбция костной ткани 30%	Резорбция костной ткани 50%	Повышенная нагрузка	Окклюзионный супра-контакт	Полость в зубе	Композитная реставрация	Керамическая вкладка
Эмаль (в)	83,973	44,277	48,271	46,474	57,465	1231,636	54,531	42,192	43,486
Эмаль (н)	108,003	67,610	64,250	72,762	85,417	1730,188	117,520	100,193	82,747
Дентин (в)	13,407	9,172	11,546	15,866	11,926	18,745	12,299	10,888	10,875
Дентин (н)	57,056	46,525	59,767	75,015	60,410	56,468	56,278	45,269	43,276
Кортикальная кость (в)	4,631	5,065	5,304	6,478	6,586	5,067	6,659	6,220	5,508
Кортикальная кость (н)	30,595	51,151	56,918	69,431	36,282	51,152	27,260	30,026	33,824
Губчатая кость (в)	1,274	1,390	1,720	2,298	1,797	1,382	1,985	1,399	1,179
Губчатая кость (н)	4,121	5,644	6,240	10,463	5,688	5,644	4,877	5,003	5,005

Примечание: (в) — вертикальная нагрузка, (н) — наклонная нагрузка.

Note: (в) — vertical load, (н) — inclined load.

напряжений составляет 19,6 и 29,9% (1,720 и 6,240 МПа соответственно при вертикальной и наклонной нагрузках).

Увеличение глубины резорбции костной ткани (на 1/2 длины корня зуба) ещё в большей степени повышает напряжения в зубе и окружающей костной ткани. В эмали при вертикальной нагрузке разница с интактным зубом по напряжению от нагрузки составляет 4,9% (максимальные напряжения — 46,474 МПа), при наклонной нагрузке — 9,7% (напряжения — 72,762 МПа); в дентине соответственно 42,2 и 38,1% (напряжения — 15,866 и 75,015 МПа); в кортикальной костной ткани напряжения увеличиваются до 6,478 МПа при вертикальной нагрузке и 69,431 МПа при наклонной, что на 21,8 и 59,8% соответственно больше в сравнении с интактным зубом; в губчатой костной ткани соответствующие напряжения увеличиваются до 2,298 и 10,463 МПа, что больше в сравнении с интактным зубом на 39,9 и 58,2%.

Повышение функциональной нагрузки на 30% пропорционально увеличивает напряжения во всех анализируемых слоях модели.

Окклюзионный супраконтакт резко концентрирует в одной точке напряжения в эмали, которые достигают 1231,631 МПа при вертикальной нагрузке и 1730,188 МПа — при наклонной, что превышает напряжения в эмали интактного зуба на 96,4 и 96,2% соответственно. Возрастают на 51,1% напряжения в дентине при вертикальной нагрузке (18,745 МПа) и на 17,7% — при наклонной (56,468 МПа). Напряжения в костных тканях увеличиваются только при наклонной нагрузке: на 45,4% в кортикальной костной ткани (51,152 МПа) и на 22,5% в губчатой костной ткани (5,644 МПа). При вертикальной

нагрузке напряжения соответствуют таковым в базовой модели: 5,064 МПа в кортикальной кости и 1,382 МПа в губчатой.

Наличие полости на окклюзионной поверхности зуба в пределах эмали и дентина и при сохранении интактной пульпы приводит к повышению напряжений во всех изучаемых тканях. В эмали напряжения возрастают до 54,531 МПа (на 19,0% больше в сравнении с интактным зубом) при вертикальной нагрузке, до 117,520 МПа — при наклонной нагрузке (на 44,1% больше в сравнении с интактным зубом); в дентине степень увеличения соответствующих напряжений при появлении полости в зубе составляет 25,4 и 17,5% (12,299 и 56,278 МПа). В кортикальной и губчатой кости напряжения увеличиваются при вертикальной нагрузке на 24,0 и 30,4% (6,659 и 1,985 МПа) соответственно, при наклонной нагрузке напряжения меняются незначительно — соответственно на 0 и 10,3% (27,260 и 4,877 МПа).

Наложение пломбы из композитного материала нормализует напряжения в эмали при вертикальной нагрузке (42,192 МПа), при наклонной нагрузке эмаль испытывает больше напряжений в сравнении с интактным зубом (100,193 МПа), что составляет разницу 34,5%. Напряжения в дентине приближаются к норме (при вертикальной нагрузке 10,888 МПа, на 15,7% больше интактного зуба; 45,269 МПа при наклонной нагрузке, что не отличается от интактного зуба). В кортикальной костной ткани напряжения отличаются от интактного зуба на 18,6 и 7,1% при вертикальной и наклонной нагрузках (6,220 и 30,026 МПа), в губчатой костной ткани соответственно на 0 и 12,5% (1,399 и 5,003 МПа).

Замещение полости в зубе керамической вкладкой мало меняет напряжённо-деформированное состояние зуба и костной ткани в сравнении с композитной пломбой. Так, в эмали при вертикальной и наклонной нагрузках напряжения составляют 43,486 и 100,747 МПа, в дентине — 10,875 и 45,276 МПа, в кортикальной костной ткани — 5,808 и 33,824 МПа, в губчатой костной ткани — 1,179 и 5,005 МПа.

В композитной реставрации при вертикальной нагрузке напряжения составляют 24,614 МПа, при наклонной — 29,085 МПа; в керамической вкладке — 31,126 и 38,419 МПа соответственно.

ОБСУЖДЕНИЕ

Таким образом, трёхмерное математическое моделирование выявило существенную разницу в величинах максимальных напряжений в тканях зуба и альвеолярной лунки не только в сравнении с адекватными биомеханическими условиями, но и при сравнении разных уязвимых условий нагрузки зубов. Во всех случаях при неадекватных биомеханических условиях происходит увеличение напряжений в зубе и костной ткани, особенно при наклонной нагрузке.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Стирание эмали значительно повышает напряжения при вертикальной и наклонной нагрузках: в 1,9 и 1,6 раза в эмали, 1,5 и 1,2 раза в дентине. Наличие полости в зубе увеличивает напряжения в 1,2 и 1,8 раза в эмали при вертикальной и наклонной нагрузках, в 1,3 раза — в дентине при вертикальной нагрузке. Повышенная функциональная нагрузка пропорционально увеличивает напряжения в твёрдых тканях зуба и окружающих костных тканях. Оклюзионный супраконтакт резко повышает и точно концентрирует напряжения в эмали.

Замещение полости в зубе композитным или керамическим материалом приближает параметры напряжённо-деформированного состояния зуба к напряжениям

в интактном зубе (превышение напряжений в 1,5 раза сохраняется в эмали при наклонной нагрузке).

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования и подготовке публикации.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с проведённым исследованием и публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией. Вклад в подготовку статьи распределён следующим образом: Э.А. Олесова — разработка концепции исследования и постановка цели; А.А. Ильин — обоснование актуальности исследования по данным литературы; А.В. Эм — статистическая обработка материалов исследования; М.С. Гришков — проведение экспериментальных расчётов; Д.В. Мартынов — анализ экспериментальных картин напряжённо-деформированного состояния.

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. This study was not supported by any external sources of funding.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contribution. All the authors made a significant contribution to the development of the concept, research and preparation of the article, read and approved the final version before publication. The contribution to the preparation of the article is distributed as follows: E.A. Olesova — development of the research concept and goal setting; A.A. Ilyin — substantiation of the relevance of the study according to the literature; A.V. Em — statistical processing of research materials; M.S. Grishkov — conducting experimental calculations; D.V. Martynov — analysis of experimental patterns of stress-strain state.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Терапевтическая стоматология: национальное руководство / под ред. Л.А. Дмитриевой, Ю.М. Максимовского. 2-е изд. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2021.
2. Ортопедическая стоматология. Национальное руководство / под ред. И.Ю. Лебеденко, С.Д. Арутюнова, А.Н. Ряховского. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022.
3. Дентальная имплантация / под ред. А.А. Кулакова. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2022.
4. Розов Р.А., Трезубов В.Н., Гветадзе Р.Ш., и др. Экспериментальное моделирование функциональной нагрузки нижней челюсти при протезировании с опорой на имплантаты в неблагоприятных клинических условиях // Стоматология. 2022. Т. 101, № 6. С. 28–34. EDN: KKPPNB doi: 10.17116/stomat202210106128
5. Заславский Р.С., Олесова В.Н., Повстанко Ю.А., и др. Трёхмерное математическое моделирование функциональных

напряжений вокруг дентального имплантата в сравнении с однокорневым зубом // Российский вестник дентальной имплантологии. 2022. № 3–4. С. 4–10. EDN: JHRTIG

- 6. Абакаров С.И., Сорокин Д.В., Лапушко В.Ю., Абакарова С.С. Напряжённо-деформированное состояние несъемного протеза на имплантатах при жевательной нагрузке в зависимости от угла наклона стенок абатмента // Клиническая стоматология. 2023. Т. 26, № 1. 147–157. EDN: KBFJYD doi: 10.37988/1811-153X_2023_1_147
- 7. Заславский Р.С., Олесова Э.А., Кобзев И.В., Кашенко П.В. Регистрация перегрузки костной ткани в условиях математического 3-D моделирования зубочелюстного сегмента. В кн.: Сборник статей V Научно-практической конференции «Научный авангард» и Межвузовской олимпиады ординаторов и аспирантов. Москва, 2023. С. 54–57. EDN: DBOTHP

REFERENCES

1. Dmitrieva LA, Maksimovsky YuM, editors. *Therapeutic dentistry: national guidelines*. 2nd ed. Moscow: GEOTAR-Media; 2021. (In Russ.)
2. Lebedenko IYu, Arutyunov SD, Ryakhovsky AN, editors. *Orthopedic dentistry. National leadership*. Moscow: GEOTAR-Media; 2022. (In Russ.)
3. Kulakov AA, editor. *Dental implantation*. Moscow: GEOTAR-Media; 2022. (In Russ.)
4. Rozov RA, Trezubov VN, Gvetadze RSh. Experimental design of the lower jaw functional loading for implant-supported restoration in unfavorable clinical conditions. *Stomatology*. 2022;101(6):28–34. EDN: KKPPHB doi: 10.17116/stomat202210106128
5. Zaslavsky RS, Olesova VN, Povstyanko YuA, et al. Three-dimensional mathematical modeling of functional stresses around

- a dental implant in comparison with a single-root tooth. *Russian Bulletin of Dental Implantology*. 2022;(3-4):4–10. EDN: JHRTIG
6. Abakarov SI, Sorokin DV, Lapushko VYu, Abakarova SS. Stress-deformed state of a non-removable prosthesis on implants under mustering load depending on the angle of abutment wall tilt. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2023;26(1):147–157. EDN: KBFJYD doi: 10.37988/1811-153X_2023_1_147
7. Zaslavsky RS, Olesova EA, Kobzev IV, Kashchenko PV. Registration of bone tissue overload in conditions of mathematical 3-D modeling of the dentoalveolar segment. In: *Collection of articles of V Scientific and Practical Conference "Scientific Vanguard" and Interuniversity Olympiad of Residents and Postgraduates*. Moscow; 2023. P. 54–57. EDN: DBOTHP

ОБ АВТОРАХ

* Олесова Эмилия Артёмовна;

адрес: Россия, 123098, Москва, ул. Живописная, д. 46;
ORCID: 0000-0003-4511-6317;
eLibrary SPIN: 5767-9158;
e-mail: emma.olesova@mail.ru

Ильин Александр Александрович, д-р мед. наук, профессор;
ORCID: 0000-0002-8021-4599;
eLibrary SPIN: 2615-2137;
e-mail: Alex2017ilyin@yandex.ru

Эм Александра Викторовна, канд. мед. наук, доцент;
ORCID: 0000-0001-8590-5279;
eLibrary SPIN: 2057-2173;
e-mail: alexandra.em.work@gmail.com

Гришков Максим Сергеевич, канд. мед. наук, доцент;
ORCID: 0000-0002-2617-8726;
eLibrary SPIN: 3167-9478;
e-mail: maxim335@yandex.ru

Мартынов Дмитрий Викторович, канд. мед. наук, доцент;
ORCID: 0000-0002-0136-5621;
eLibrary SPIN: 1956-9162;
e-mail: mdv.dent@gmail.com

AUTHORS' INFO

* Emilia A. Olesova, MD;

address: 46 Zhivopisnaja street, 123098 Moscow, Russia;
ORCID: 0000-0003-4511-6317;
eLibrary SPIN: 5767-9158;
e-mail: emma.olesova@mail.ru

Alexander A. Ilyin, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;
ORCID: 0000-0002-8021-4599;
eLibrary SPIN: 2615-2137;
e-mail: Alex2017ilyin@yandex.ru

Alexandra V. Em, MD, Cand. Sci. (Medicine), Associate Professor;
ORCID: 0000-0001-8590-5279;
eLibrary SPIN: 2057-2173;
e-mail: alexandra.em.work@gmail.com

Maxim S. Grishkov, MD, Cand. Sci. (Medicine), Associate Professor;
ORCID: 0000-0002-2617-8726;
eLibrary SPIN: 3167-9478;
e-mail: maxim335@yandex.ru

Dmitriy V. Martynov, MD, Cand. Sci. (Medicine), Associate Professor;
ORCID: 0000-0002-0136-5621;
eLibrary SPIN: 1956-9162;
e-mail: mdv.dent@gmail.com

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author