



Оригинальная статья
Original paper

<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2021-19-5-21-28>

УДК 539.3

МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ УЧАСТКА ЗУБОЧЕЛЮСТНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА С УЧЕТОМ КОНТАКТНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ МЕЖДУ ЗУБАМИ И ИХ ЧАСТИЧНОГО ОТСУТСТВИЯ

С.С. ЩЕРБАКОВ^{1,2}, И.В. КОВАЛЬ², Г.В. ГРИБОВСКИЙ²,
М.М. ПОЛЕЩУК², Д.А. ПОДГАЙСКАЯ²

¹Государственный комитет по науке и технологиям (г. Минск, Республика Беларусь)

²Белорусский государственный университет (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 7 ноября 2020

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2021

Аннотация. В представленной работе рассмотрено комплексное взаимодействие резцов многоэлементной системы «челюсть – зуб – периодонт – эмаль – дентин». Модель создана на основе томографических снимков с учетом предыдущих исследований зубочелюстного аппарата человека на упрощенной модели для трех моляров. Целью работы является определение с помощью трехмерного компьютерного конечно-элементного моделирования напряженно-деформированных состояний системы «челюсть – периодонт – зуб – дентин» для различного количества резцов и их расположения. Результаты исследования позволяют получить более полную и точную оценку состояния зубочелюстного аппарата человека в целом и каждого его элемента в отдельности с целью совершенствования технологий и методов протезирования.

Ключевые слова: трехмерное моделирование, биомеханика, биоинформатика, напряженно-деформированное состояние, зубочелюстной аппарат человека, челюсть, зубы.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Щербаков С.С., Коваль И.В., Грибовский Г.В., Полещук М.М., Подгайская Д.А. Моделирование напряженно-деформированного состояния участка зубочелюстного аппарата человека с учетом контактного взаимодействия между зубами и их частичного отсутствия. Доклады БГУИР. 2021; 19(5): 21-28.

MODELING STRESS-STRAIN STATE OF THE SECTION OF HUMAN DENTAL APPARATUS WITH THE ACCOUNT OF CONTACT INTERACTION BETWEEN THE TEETH AND THEIR PARTIAL ABSENCE

SERGEI. S. SHERBAKOV^{1,2}, IGOR V. KOVAL², GLEB. V. GRIBOVSKII²,
MIHAIL M. POLESTCHUK², DARIA A. PADHAISKAYA²

¹State Committee on Science and Technology (Minsk, Republic of Belarus)

²Belarusian State University (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 7 November 2020

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2021

Abstract. Complex interaction of incisors of the multi-element system “jaw – tooth – periodontium – enamel – dentin” is considered in the present work. The model was created on the basis of tomographic images taking into account previous studies of the human dental apparatus for a simplified model of three molars. The aim of the work is to determine the stress-strain states of the “jaw – periodontium – tooth – dentin” system for a different number of incisors and their location using three-dimensional computer finite-element modeling. The results of the study allow obtaining a more complete and accurate assessment of the state of the human dentofacial apparatus as a whole and each of its elements separately in order to improve the technologies and methods of prosthetics.

Keywords: three-dimensional modeling, biomechanics, bioinformatics, stress-strain state, human dental apparatus, jaws, teeth.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

For citation. Sherbakov S.S., Koval I.V., Gribovskii G.V., Polestchuk M.M., Padhaiskaya D.A. Modeling stress-strain state of the section of human dental apparatus with the account of contact interaction between the teeth and their partial absence. Doklady BGUIR. 2021; 19(5): 21-28.

Введение

В работе рассмотрено взаимодействие резцов многоэлементной системы «челюсти – периодонт – зубы – эмаль – дентин» путем ее моделирования в программной среде Ansys. Ранее были проведены исследования для моляров данной системы [1], а также для моляров упрощенной модели системы «челюсть – зуб – периодонт – эмаль – дентин» [2]. Хотя в ряде работ проведено аналитическое и компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния отдельных элементов [3] системы, задача оценки их одновременных контактных взаимодействий и соответствующего напряженно-деформированного состояния остается не до конца решенной. Целью работы является определение с помощью трехмерного компьютерного конечно-элементного моделирования указанных состояний системы «челюсть – периодонт – зуб – дентин» для различного количества зубов и их расположения.

Построение конечно-элементной модели

Для расчетов была использована модель, полученная на основе томографических снимков черепа человека. Данная модель включает в себя элементы, не участвовавшие ранее в исследовании, а именно периодонт и дентин. Это существенно приближает компьютерную модель к реальности, одновременно значительно усложняя процесс формирования модели и расчета. Отдельно следует отметить сложность построения геометрической модели для расчета, обусловленную, помимо погрешности томографа, наличием большого числа геометрических артефактов, а также особенностями формата исходных данных. Напряженно-

деформированное состояние моделей определялось для трех различных наборов зубов, для каждого из которых рассматривались три уровня нагрузки. В предыдущем исследовании рассматривалась только одна модель с тремя уровнями нагрузки [1, 2]. Значения выбранных величин нагрузки соответствуют реальным значениям, возникающим в зубочелюстном аппарате. Таким образом, в соответствии с данными из работ [1–6] рассматривались три случая нагружения, характерных для основных режимов жевания: незначительная нагрузка, эквивалентная 150 Н/зуб, усредненное значение в 300 Н/зуб, возникающее у человека в процессе приема пищи, и нагрузка, близкая к критической, эквивалентная 450 Н/зуб. Результаты моделирования представлены на рис. 2–5.

Первой из указанных выше случаев решалась задача для модели «челюсти – периодонт – шесть зубов – дентин», в которой было по три зуба в каждой челюсти (см. рис. 1). Данная модель стала базой для дальнейшего сравнительного анализа. Два других случая отличались от исходного количеством зубов, находящихся в контакте. Во втором случае из модели был удален средний из трех зубов нижней челюсти для оценки состояния после соответствующей операции. В третьем случае из модели был удален один из крайних зубов, на который оказывалось наибольшее давление. Во всех указанных случаях учитывалось трение между зубами двух челюстей. Кроме того, был произведен отдельный расчет для оценки вклада сил трения между зубами, так как учет данных сил существенно увеличивает время расчета.

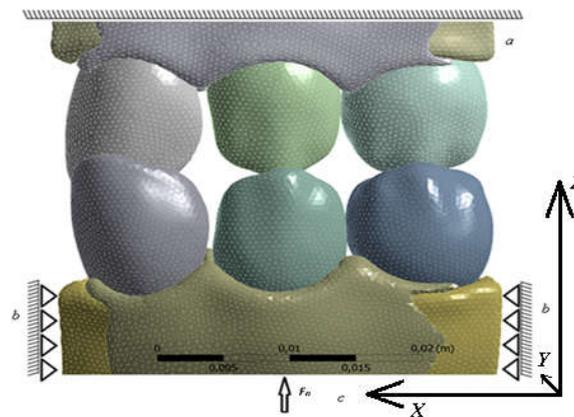


Рис. 1. Схема расчета и граничные условия: *a* – ограничение перемещения верхней челюсти по всем направлениям; *b* – ограничение перемещения нижней челюсти по осям *x* и *y*; *c* – сила F_n , приложенная к нижней челюсти и сонаправленная с осью *z*

Fig. 1. Calculation scheme and boundary conditions of the model: *a* is the restriction of movement of the upper jaw in all directions, *b* is the restriction of movement of the lower jaw along *x* and *y* axes; *c* is force F_n applied to the lower jaw and directed along *z* axis

В зонах контакта жевательных поверхностей зубов ожидалось появление наибольших значений напряжений и их резкое изменение (затухание) при удалении от точек первоначального контакта. Поэтому при построении моделей в данных областях было задано более плотное конечно-элементное разбиение для более точного расчета напряженно-деформированного состояния. Элементы системы (зубы, челюсти) сами по себе являются многокомпонентными (челюсть – периодонт, зуб – эмаль – дентин). Для каждой из компонент рассматривались соответствующие усредненные упругие характеристики (см. табл. 1) [7, 8].

Таблица 1. Механические характеристики элементов модели

Table 1. Mechanical property of model elements

Материал / Свойство Material / Property	Модуль упругости E , Па Modulus of elasticity	Коэффициент Пуассона ν Poisson's ratio	Плотность ρ , кг/м ³ Density
Эмаль (Enamel)	$8,41 \cdot 10^{10}$	0,3	3000
Дентин (Dentin)	$1,86 \cdot 10^{10}$	0,31	2200
Кости челюсти (Jaw Bone)	$1,2 \cdot 10^{10}$	0,25	2060
Ткани периодонта (Periodontal tissue)	$1,4 \cdot 10^9$	0,15	1360

Для системы «челюсть – периодонт – зуб – эмаль – дентин» рассматривались следующие граничные условия (рис. 1):

- 1) равномерно распределенная нагрузка, статически эквивалентная силе $F_n = 150, 300, 450$ Н и приложенная к нижней челюсти по направлению оси z ;
 - 2) ограничение перемещений кости нижней челюсти по осям x и y ;
 - 3) ограничение перемещений кости верхней челюсти во всех направлениях.
- Нагрузки для рассматриваемой модели были взяты из ранее опубликованных научных работ [6–9]. Коэффициент трения жевательных поверхностей зубов был взят из [7, 8] и в данной модели равен 0,2.

Контактное взаимодействие и напряженно-деформированное состояние

Как видно из рис. 2–4, максимальные значения контактного давления и интенсивности напряжения возникают в местах контактов жевательных поверхностей зубов, а также в их корнях. Схожий характер имеют и распределения первых главных напряжений.

Следует отметить, что как до, так и после нагружения стоящие по соседству резцы не контактировали друг с другом (в отличие от моляров [1, 2]). Взаимодействие зубов челюстей происходит по 4 (для шести зубов) – 2 (для пяти зубов) поверхностям контакта (см. рис. 3).

Для максимальной нагрузки в 450 Н контактное давление при удалении среднего (крайнего) зуба вследствие перераспределения нагрузки на оставшиеся зубы увеличилось с 2,57 до 3,73 (4,65) ГПа. При учете трения между зубами контактное давление оказалось значительно большим (2,57 ГПа), чем при гладком контакте (1,8 ГПа).

При удалении среднего из трех зубов нижней челюсти интенсивность напряжений увеличилась с 0,7 ГПа до 1,25 ГПа, а при удалении крайнего зуба нижней челюсти – до 1,31 ГПа, т. е. почти в два раза (см. рис. 4).

Сравнение рис. 4 *a, e* и 4 *d, h* показывает значительное влияние силы трения между зубами на напряженно-деформированное состояние системы. Пренебрежение данным эффектом привело к значительной недооценке максимальной интенсивности напряжений, составившей 0,17 ГПа против 0,7 ГПа с учетом трения (см. рис. 5).

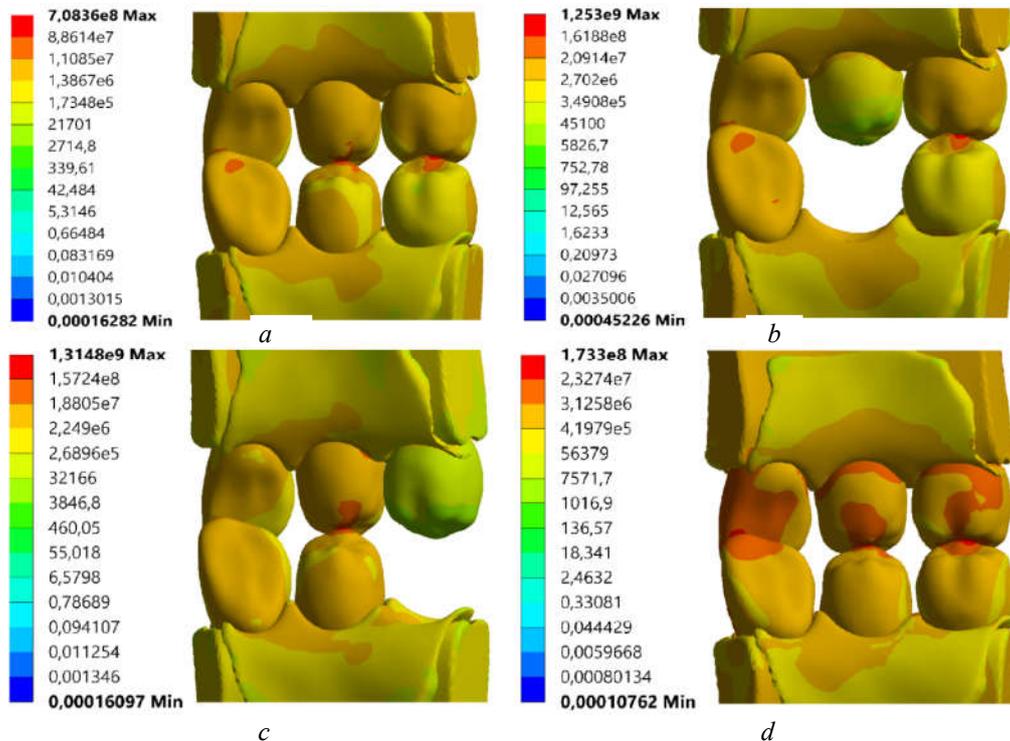


Рис. 2. Интенсивность напряжений (Па) при нагрузке 450 Н: *a* – исходная модель; *b* – модель без среднего зуба нижней челюсти; *c* – модель без крайнего зуба с наибольшим давлением; *d* – модель без учета сил трения

Fig. 2. Von Mises stress (Pa) at the load of 450 N: *a* – initial model; *b* – model without the middle tooth of the lower jaw; *c* – model without the extreme tooth with the highest pressure; *d* – model without friction forces

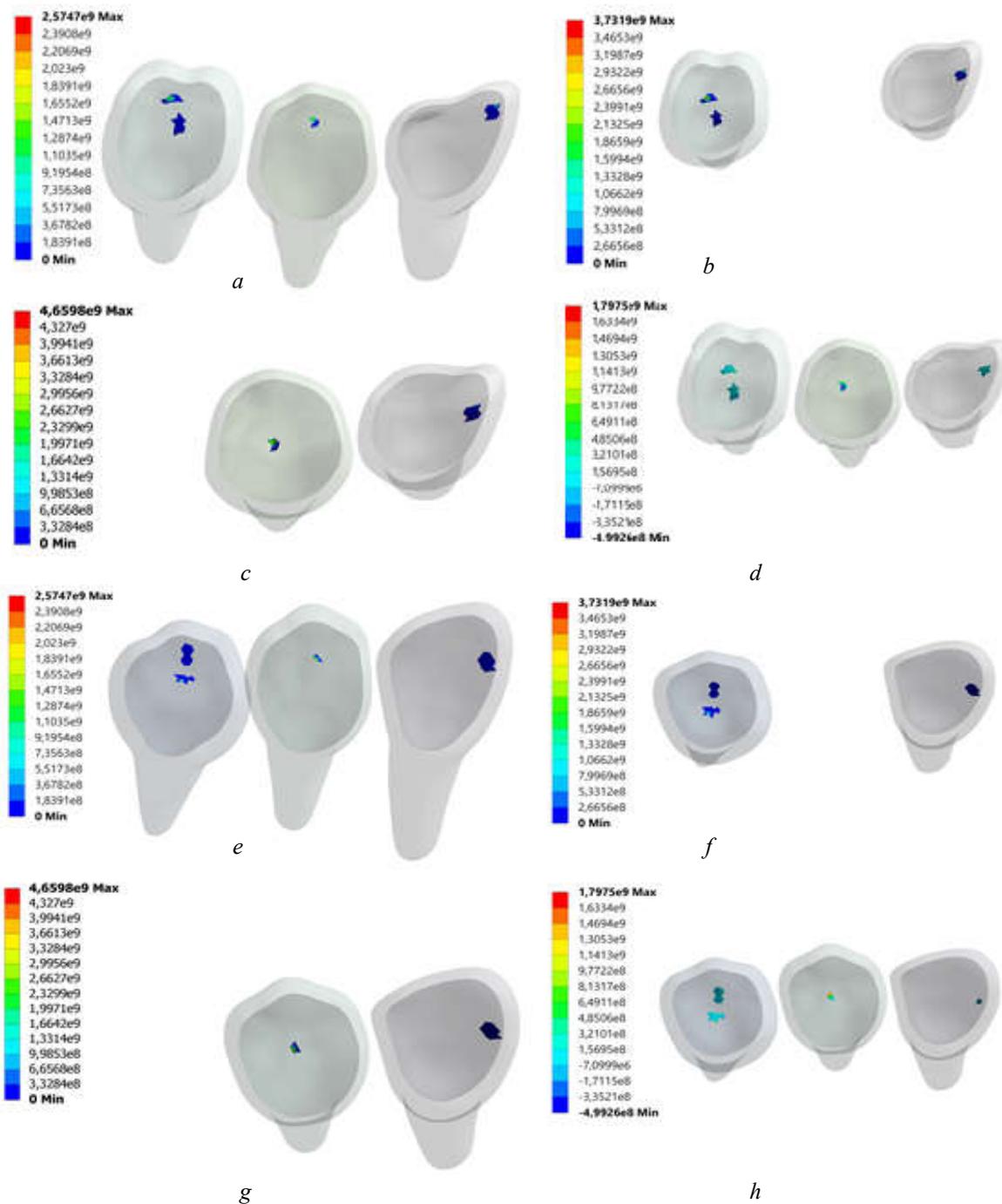


Рис. 3. Контактное давление (Па) на жевательных поверхностях зубов при нагрузке 450 Н: *a* – нижняя челюсть с учетом сил трения; *b* – нижняя челюсть с удаленным средним зубом; *c* – нижняя челюсть с удаленным крайним зубом; *d* – нижняя челюсть без учета сил трения; *e* – верхняя челюсть с учетом сил трения; *f* – верхняя челюсть с удаленным средним зубом; *g* – верхняя челюсть с удаленным крайним зубом; *h* – верхняя челюсть без учета сил трения

Fig. 3. Contact pressure (Pa) on the chewing surfaces of teeth at a load of 450 N: *a* – lower jaw with friction forces; *b* – lower jaw with the middle tooth removed; *c* – lower jaw with the extreme tooth removed; *d* – lower jaw without friction forces; *e* – upper jaw with friction forces; *f* – upper jaw with the middle tooth removed; *g* – upper jaw with the extreme tooth removed; *h* – upper jaw without friction forces

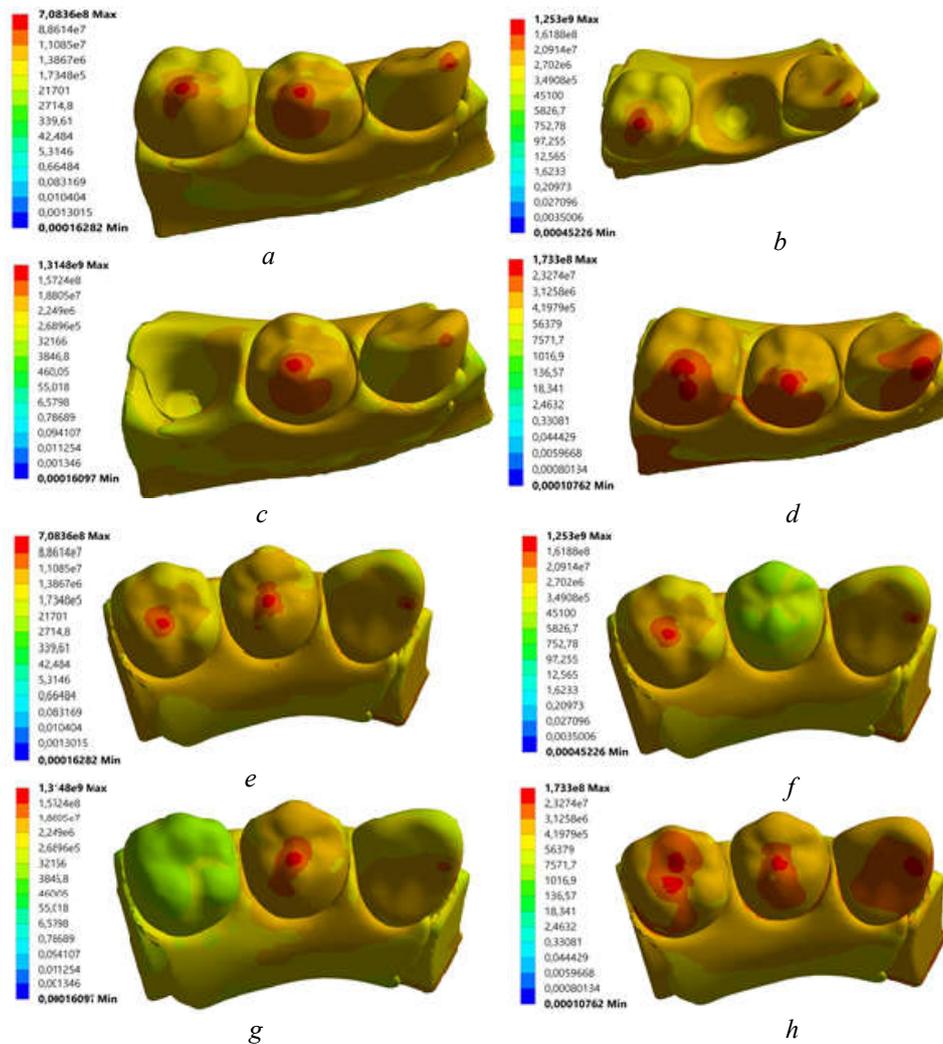


Рис. 4. Интенсивность напряжений (Па) при нагрузке 450 Н: *a* – нижняя челюсть с учетом сил трения; *b* – нижняя челюсть с удаленным средним зубом; *c* – нижняя челюсть с удаленным крайним зубом; *d* – нижняя челюсть без учета сил трения; *e* – верхняя челюсть с учетом сил трения; *f* – верхняя челюсть с удаленным средним зубом; *g* – верхняя челюсть с удаленным крайним зубом; *h* – верхняя челюсть без учета сил трения

Fig. 4. Von Mises stress (Pa) at a load of 450 N: *a* – lower jaw with friction forces; *b* – lower jaw with the middle tooth removed; *c* – lower jaw with removed extreme tooth; *d* – lower jaw without friction forces; *e* – upper jaw with friction forces; *f* – upper jaw with the middle tooth removed; *g* – upper jaw with with the middle tooth removed; *h* – upper jaw without friction forces

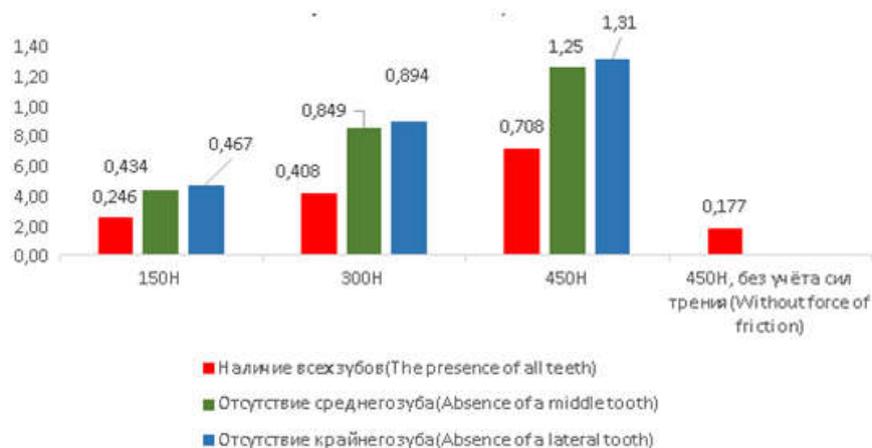


Рис. 5. Интенсивность напряжений, ГПа
Fig. 5. The intensity of the stress, GPa

Заключение

В ходе выполнения работы была построена механико-математическая модель участка зубочелюстного аппарата человека «челюсти – периодонт – зубы – эмаль – дентин», на примере которой был рассмотрен случай контактного взаимодействия всех ее элементов в условиях различных нагрузок. Расчеты проводились для конечно-элементной модели зубочелюстного аппарата, построенной на основе томографических снимков в программной среде Ansys. Следует отметить, что задача определения напряженно-деформированного состояния для контактного взаимодействия резцов-антагонистов ранее не решалась.

Выполнен сравнительный анализ контактного давления и интенсивности напряжений в зубочелюстном аппарате в случае удаления отдельных зубов (среднего и крайнего в нижней челюсти) при сжатии челюстей. Показано, что, например, для максимальной нагрузки 450 Н контактное давление при удалении среднего (крайнего) зуба вследствие перераспределения нагрузки на оставшиеся зубы увеличилось с 2,57 до 3,73 (4,65) ГПа. При учете трения между зубами контактное давление оказалось значительно большим (2,57 ГПа), чем при гладком контакте (1,8 ГПа). При удалении среднего из трех зубов нижней челюсти интенсивность напряжений увеличилась с 0,7 до 1,25 ГПа, а при удалении крайнего зуба нижней челюсти – до 1,31 ГПа, т. е. почти в два раза. Полученные результаты сопоставимы с полученными ранее для упрощенных моделей [2–6]. Кроме того, обнаружено, что напряжения, вызванные критической величиной нагрузки (450 Н), максимально приближены к предельным значениям соответствующих материалов, в особенности после удаления одного элемента. Так, в модели с удаленным средним зубом максимальные напряжения в эмали составили 3,78 ГПа при пределе прочности, равном 3,85 ГПа [10], что свидетельствует о высокой зависимости максимальных напряжений от целостности зубочелюстного аппарата.

В дальнейшем будут проведены более детальный анализ напряженно-деформированного состояния системы и оценка состояния объемной повреждаемости, на основе которых могут быть сформулированы соответствующие рекомендации для оперативного вмешательства, включая протезирование.

Список литературы

1. Щербаков С.С., Коваль И.В. Компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и объемной повреждаемости человеческой челюсти. *Теоретическая и прикладная механика*. 2018;33:187-189.
2. Щербаков С.С., Коваль И.В. Компьютерное моделирование трехмерного напряженно-деформированного состояния и объемной повреждаемости зубочелюстного аппарата человека. *Теоретическая и прикладная механика*. 2017;32:185-190.
3. Benazzi S., Kullmer O., Ian R. Grosse and Gerhard W. Weber. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *Journal of Anatomy*. 2012;123:657-65.
4. Benazzi S., Kullmer O., Ian R. Grosse and Gerhard W. Weber. Brief Communication: Comparing Loading Scenarios in Lower First Molar Supporting Bone Structure Using 3D Finite Element Analysis. *American Journal of Physical Anthropology*. 2012;147:128-134.
5. Kullmer O., Ian R. Grosse. Wear and Abrasion Resistance Selection Maps of Biological Materials. *Journal of Anatomy*. DOI 2009/21607 151:98–106(2009).
6. Dudar O.I., Melconyan E.A., Markov B.P., Svirin B.V., Shabrykina N.S. Stresses in a Tooth Restored by a Veneer. *Russian Journal of Biomechanics*. 2000;4(1).
7. Иваницкий М.Ф. *Анатомия человека*. Москва; 1966.
8. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека*. Киев; 1990:154-157.
9. Щербаков С.С., Сосновский Л.А. *Механика трибофатических систем*. Минск: БГУ; 2011:54-61.
10. Новак Н.В., Байтус Н.А. Анализ физико-механических характеристик твердых тканей зуба и пломбирочных материалов. *Вестник ВГМУ*. 2016;15(1):19-26.

References

1. Sherbakov S.S., Koval I.V. [Computer modeling of the stress-strain state and volume damage of the human jaw]. *Theoretical and applied mechanics*. 2018;33:187-189. (in Russ.)
2. Sherbakov S.S., Koval I.V. [Computer modeling of three-dimensional stress-strain state and volume damage of the human dental apparatus]. *Theoretical and applied mechanics*. 2017;32:185-190. (in Russ.)
3. Benazzi S., Kullmer O., Ian R. Grosse and Gerhard W. Weber. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *Journal of Anatomy*. 2012;123:657-65.

4. Benazzi S., Kullmer O., Ian R. Grosse and Gerhard W. Weber. Brief Communication: Comparing Loading Scenarios in Lower First Molar Supporting Bone Structure Using 3D Finite Element Analysis. *American Journal of Physical Anthropology*. 2012;147:128-134.
5. Kullmer O., Ian R. Grosse. Wear and Abrasion Resistance Selection Maps of Biological Materials. *Journal of Anatomy*. DOI 2009/21607 151:98–106(2009).
6. Dudar O.I., Melconyan E.A., Markov B.P., Svirin B.V., Shabrykina N.S. Stresses in a Tooth Restored by a Veneer. *Russian Journal of Biomechanics*. 2000;4(1).
7. Ivanitsky M. F. [*Human Anatomy*]. Moscow; 1966. (in Russ.)
8. Berezovsky V.A., Kolotilov N.N. [*Biophysical characteristics of human tissues.*]. Kiev; 1990:154-157. (in Russ.)
9. Sherbakov S.S., Sosnovsky L.A. [*Mechanics of tribo-fatigue systems*]. Minsk: BSU; 2011:54-61. (in Russ.)
10. Novak N.V., Baytus N.A. [The analysis of physical-mechanical characteristics of hard dental tissues and filling materials]. *Vestnik VGMU*. 2016;15(1):19-26. (in Russ.)

Вклад авторов

Щербаков С.С. осуществил постановку задачи, контроль выполнения расчетов и анализ полученных результатов.

Коваль И.В. подготовил и отладил компьютерную модель, провел серию расчетов.

Грибовский Г.В., Полещук М.М., Подгайская Д.А. провели расчеты моделей для различных нагрузок.

Authors' contribution

Sherbakov S.S. carried out the formulation of the problem, control of the calculations and analysis of the results obtained.

Koval I.V. prepared and debugged a computer model, carried out a series of calculations.

Gribovskii G.V., Polestchuk M.M., Padhaiskaya D.A. performed calculations of models for various loads.

Сведения об авторах

Щербаков С.С., д.ф.-м.н., профессор, заместитель Председателя Государственного комитета по науке и технологиям Республики Беларусь, профессор кафедры теоретической и прикладной механики Белорусского государственного университета.

Коваль И.В., аспирант кафедры теоретической и прикладной механики Белорусского государственного университета.

Грибовский Г.В., аспирант кафедры теоретической и прикладной механики Белорусского государственного университета.

Полещук М.М., аспирант кафедры теоретической и прикладной механики Белорусского государственного университета.

Подгайская Д.А., аспирант кафедры теоретической и прикладной механики Белорусского государственного университета.

Information about the authors

Sherbakov S.S., D.Sc., Professor, Vice Chairman of the State Committee on Science and Technology of the Republic of Belarus, Professor at the Department of Theoretical and Applied Mechanics of Belarusian State University.

Koval I.V., Postgraduate student at the Department of Theoretical and Applied Mechanics of Belarusian State University.

Gribovskii G.V., Postgraduate student at the Department of Theoretical and Applied Mechanics of Belarusian State University.

Polestchuk M.M., Postgraduate student at the Department of Theoretical and Applied Mechanics of Belarusian State University.

Padhaiskaya D.A., Postgraduate student at the Department of Theoretical and Applied Mechanics of Belarusian State University.

Адрес для корреспонденции

220003, Республика Беларусь,
г. Минск, пр. Независимости, 4,
Белорусский государственный университет;
тел. +375-17-209-59-46;
e-mail: sherbakovss@mail.ru
Щербаков Сергей Сергеевич

Address for correspondence

220030, Republic of Belarus,
Minsk, Nezavisimosti ave., 4,
Belarusian State University;
tel. +375-17-209-59-46;
e-mail: sherbakovss@mail.ru
Sherbakov Sergei Sergeevich