

## НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ СИСТЕМЫ ШЕСТИ МОЛЯРОВ ДВУХ ЧЕЛЮСТЕЙ С УЧЕТОМ ИХ КОНТАКТНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ, ОТСУТСТВИЯ БОКОВОГО ЗУБА, ВЛИЯНИЯ ПЕРИОДОНТА И КОСТИ ЧЕЛЮСТЕЙ

<sup>1</sup>Щербаков С. С., <sup>1</sup>Драчев В. Д., <sup>1</sup>Подгайская Д. А.,  
<sup>2</sup>Рубникович С. П., <sup>2</sup>Грищенко А. С., <sup>2</sup>Руденя К. А.

<sup>1</sup>*Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси*

<sup>2</sup>*Белорусский государственный медицинский университет*

**Введение.** В работе рассматривается взаимодействие элементов системы «челюсть-периодонт-зубы» путем ее моделирования в программной среде Ansys. Ранее были проведены исследования для моляров, резцов этой системы, а также для упрощенной модели системы [1–3].

В литературе, метод конечных элементов уже применялся для моделей с одним зубом [6], участком челюсти с несколькими зубами и полной челюсти с наличием всех зубов [5].

Целью данной работы является разработка трехмерной модели зубочелюстного аппарата человека «челюсть-периодонт-зубы» для трех пар моляров и анализ напряженно-деформированного состояния после удаления отдельного зуба при сжатии челюстей.

**Постановка задачи.** При моделировании зубочелюстного аппарата рассматривались различные материалы его компонент (эмаль, дентин, кость челюсти, ткани периодонта). Напряженно-деформированное состояние рассчитывалось в основанном на методе конечных элементов программном обеспечении ANSYS 2022-R1. В качестве основы для разработки модели был взят образец из открытой библиотеки расчетных моделей челюсти человека, сделанных с помощью конусно-лучевой компьютерной томографии [4].

Первоначальная модель, которая включала в себя только челюсти, периодонт и цельные зубы, была модифицирована, чтоб разделить целые зубы на дентин и эмаль. Модифицирование модели проводилось в программном обеспечении для создания трехмерной графики Blender (см. рисунок 1). Слой цемента не был включен, так как он имеет среднюю толщину всего 0,14мм [7], что упростило редактирование геометрии и решение задачи.

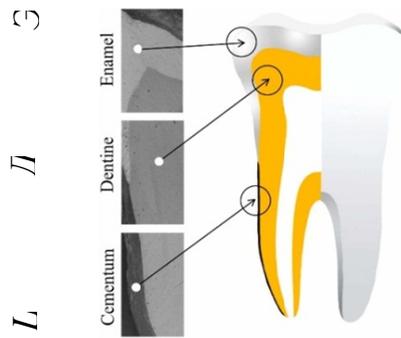


Рис. 1. Упрощенное сечение зуба

Коэффициент трения для контактирующих поверхностей эмали в данной модели равен 0,2 [8; 9]. Другие тела, контактирующие между собой, считались жестко сцепленными. Некоторые элементы системы, зубы, состоят из нескольких частей. Для каждого элемента и части были взяты соответствующие усредненные механические свойства в соответствии с таблицей 1.

Таблица 1 – Свойства материалов зуба

Свойства	Материалы			
	Эмаль	Дентин	Кости челюсти	Ткани периодонта
$E$ , Па	$8,41 \cdot 10^{10}$	$1,86 \cdot 10^{10}$	$1,2 \cdot 10^{10}$	$1,4 \cdot 10^9$
$\nu$	0,3	0,31	0,25	0,15
$\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	3000	2200	2060	1360

Нагрузка и другие граничные условия были приложены так, чтобы имитировать движение настоящей челюсти и ее элементов. Поэтому верхняя челюсть во всех моделях была жестко закреплена (см. рисунок 2), а подвижная нижняя челюсть может перемещаться вдоль вертикальной оси.

К системе «челюсть-периодонт-зуб-эмаль-дентин» были приложены следующие граничные условия:

1) осевая нагрузка  $F_z$  направлена вдоль вертикальной оси  $Z$ , приложена к поверхности нижней челюсти и равна 30 Н, 45 Н, 60 Н, т. е. 10, 15, 20 Н/зуб;

2) нижняя челюсть закреплена по двум осям:

$$u_i = 0; i = x, y; \quad (1)$$

3) верхняя челюсть закреплена по трем осям:

$$u_i = 0; i = x, y, z; \quad (2)$$

4) на поверхностях взаимодействия зубов, челюстей и периодонта, а также эмали и дентина, были заданы условия сцепления:

$$\begin{aligned}\bar{u}_l|_{S_u^{(lm)}} - \bar{u}_m|_{S_u^{(lm)}} &= 0; \\ \bar{p}_l|_{S_\sigma^{(lm)}} - \bar{p}_m|_{S_\sigma^{(lm)}} &= 0;\end{aligned}\quad (3)$$

где  $S^{(lm)}$  – поверхность контакта зуба  $l$  и челюсти  $m$  (эмали  $l$  и дентина  $m$  в зубе),  $S_\sigma^{(lm)} \subset S^{(lm)}$ ,  $S_u^{(lm)} \subset S^{(lm)}$ ,  $\bar{p}_k = \{\bar{p}_x^k, \bar{p}_y^k, \bar{p}_z^k\} = \{p_n^k, p_{\tau 1}^k, p_{\tau 2}^k\}$  и  $u_k = \{\bar{u}_x^k, \bar{u}_y^k, \bar{u}_z^k\}$  – векторы усилий и перемещений на поверхности  $k$ -го тела,  $p_n^k, p_{\tau 1}^k, p_{\tau 2}^k$  – нормальная и касательные компоненты вектора усилий;

5) на поверхностях  $S^{(ta)}$  контакта зуба ( $t$ ) и зуба ( $a$ ) были заданы условия контактного взаимодействия с трением по областям проскальзывания  $S_\sigma^{(lm)} \subset S^{(lm)}$  и сцепления  $S_u^{(lm)} \subset S^{(lm)}$ :

$$\begin{aligned}\bar{p}_n^t|_{S_\sigma^{(ta)}} - \bar{p}_n^a|_{S_\sigma^{(ta)}} &= \bar{p}_n^{ta} - \bar{p}_n^{ta} = 0; \\ \bar{p}_\tau^t|_{S_\sigma^{(ta)}} - \bar{p}_\tau^a|_{S_\sigma^{(ta)}} &= \bar{p}_\tau^{ta} - \bar{p}_\tau^{ta} = 0, \bar{p}_\tau^{ta} \leq f\bar{p}_n^{ta} \\ \bar{u}_n^t|_{S_u^{(ta)}} - \bar{u}_n^a|_{S_u^{(ta)}} &= \bar{u}_n^{ta} - \bar{u}_n^{ta} = 0; \\ \bar{u}_\tau^t|_{S_u^{(ta)}} - \bar{u}_\tau^a|_{S_u^{(ta)}} &= \begin{cases} \bar{u}_\tau^{ta} - \bar{u}_\tau^{ta} = 0, \bar{p}_\tau^{ta} \leq f\bar{p}_n^{ta}, \\ \Delta\bar{u}_\tau^{ta} = var, \bar{p}_\tau^{ta} = f\bar{p}_n^{ta}, \end{cases}\end{aligned}\quad (4)$$

где  $f$  – коэффициент трения между зубами;

$\Delta\bar{u}_\tau^{ta}$  – переменная величина.

Были рассмотрены следующие конфигурации системы: три полные пары моляров, три пары моляров при отсутствующем зубе сбоку (см. рисунок 2).

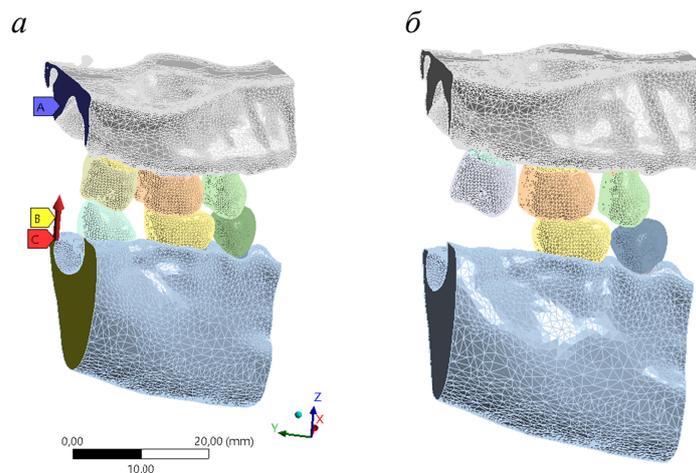


Рис. 2. Конечно-элементная модель системы с приложенными силой, жесткой заделкой, скользящей вдоль вертикальной оси заделкой:

$a$  – три полные пары моляров;  $b$  – модель с отсутствующим зубом сбоку

**Контактное взаимодействие и напряженно-деформированное состояние.** Из рисунков 3 и 4 видно, что отсутствие бокового зуба приводит к значительному увеличению как контактного давления, так и максимальной интенсивности напряжений.

При нагрузке на нижнюю челюсть в 30 Н контактное давление в системе с отсутствующим зубом сбоку составляет около 310 МПа, что примерно в три раза больше в полной системе. При нагрузке на нижнюю челюсть в 45 Н контактное давление в системе с отсутствующим зубом сбоку составляет около 600 МПа, что также примерно в три раза больше, чем в полной системе.

При нагрузке на нижнюю челюсть в 30 Н максимальная интенсивность напряжений в системе с отсутствующим зубом сбоку составляет около 100 МПа, что примерно в два раза больше в полной системе. При нагрузке на нижнюю челюсть в 45 Н максимальная интенсивность напряжений в системе с отсутствующим зубом сбоку составляет около 190 МПа, что также примерно в два раза больше, чем в полной системе.

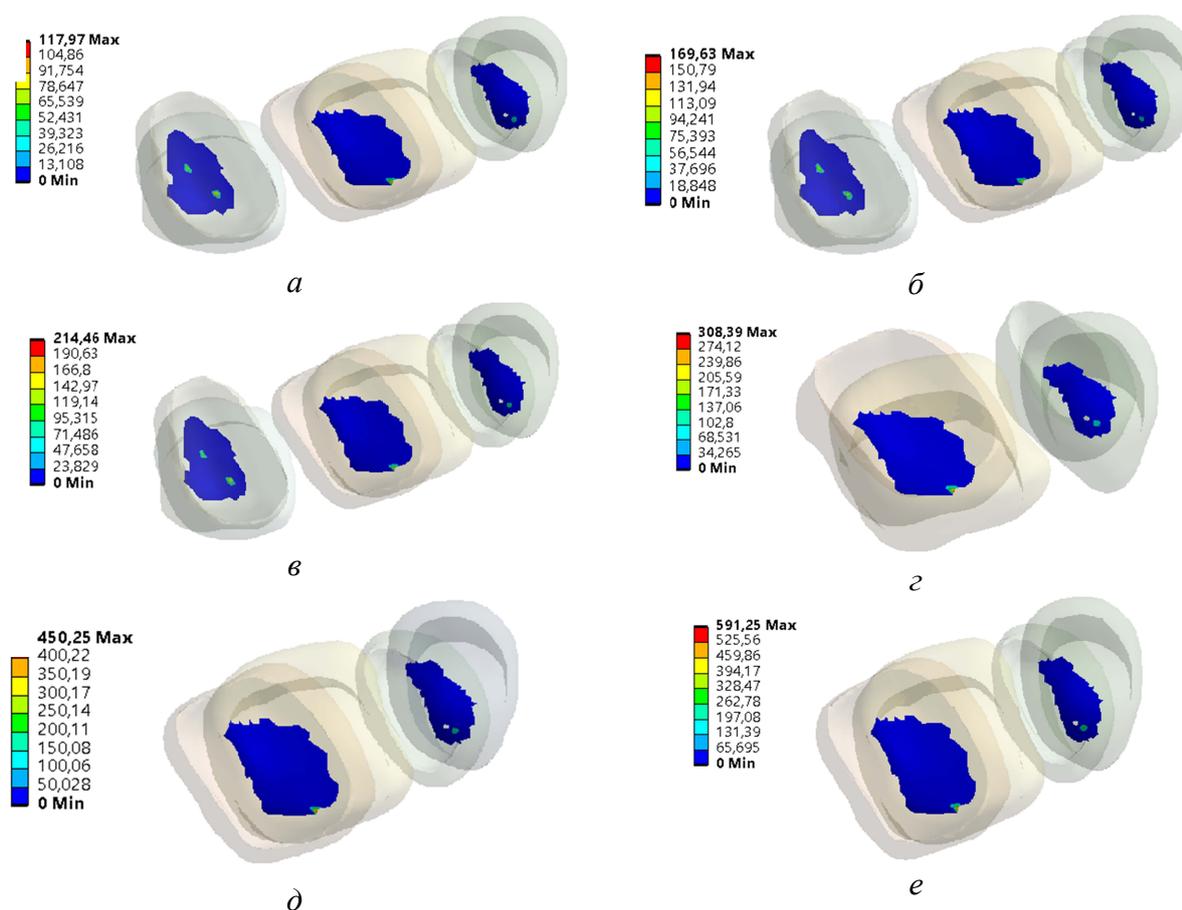


Рис. 3. Контактное давление (МПа) при нагрузках 30Н (*а, з*), 45Н (*б, д*), 60Н (*в, е*): *а-в* – три пары моляров; *з-е* – три пары моляров с отсутствующим зубом сбоку

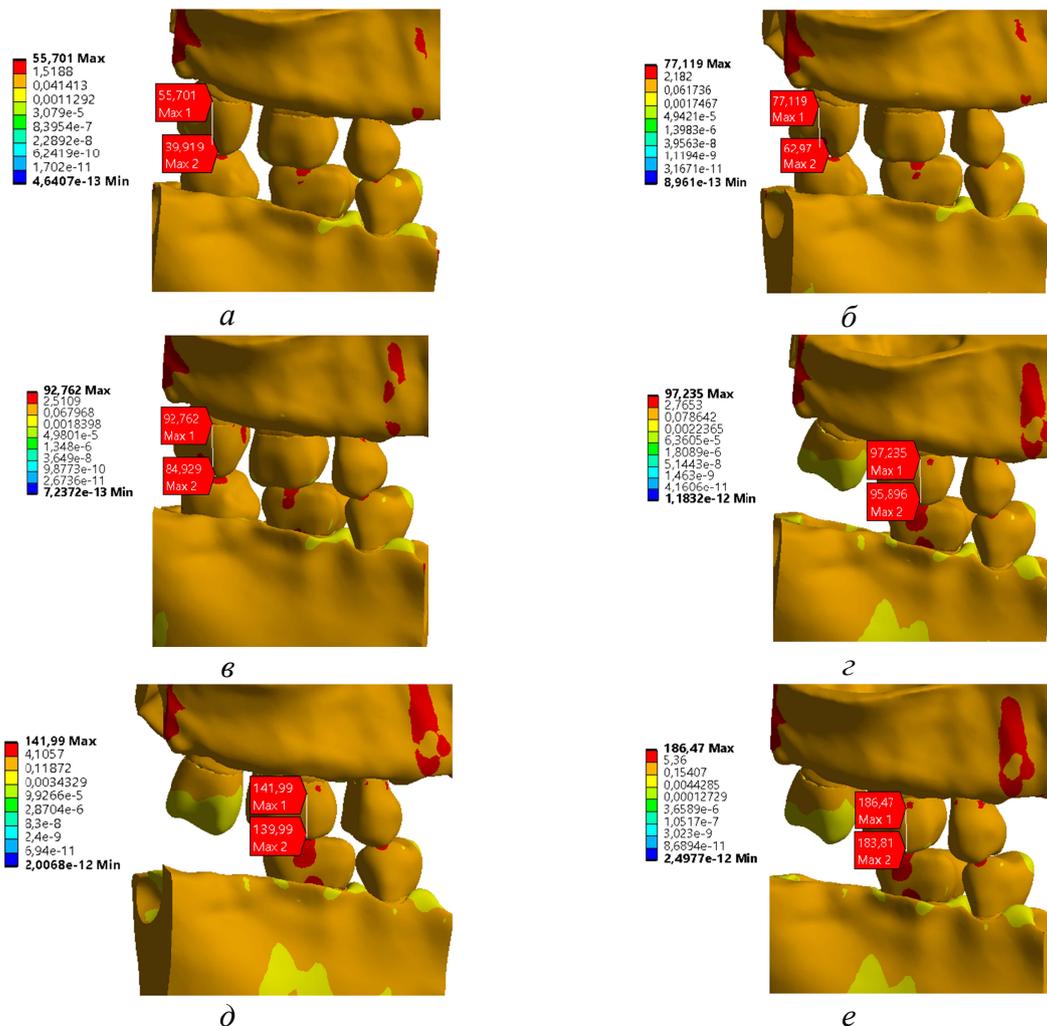


Рис. 4. Распределение интенсивности напряжений (МПа) при нагрузках 30Н (*а, г, ж*), 45Н (*б, д, з*), 60Н (*в, е, и*): *а-в* – три пары моляров, *г-е* – три пары моляров с отсутствующим зубом посередине, *ж-и* – три пары моляров с отсутствующим зубом сбоку

**Заключение.** В работе представлены результаты компьютерного конечно-элементного моделирования напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы из трех моляров, учитывалось влияние свойства материалов эмали, дентина, периодонта, кости челюсти.

Отсутствие бокового зуба приводит к значительному увеличению как контактного давления, так и максимальной интенсивности напряжений.

В системе с отсутствующим зубом сбоку по сравнению с полной системой контактное давление примерно в три раза больше, а максимальная интенсивность напряжений – примерно в два раза.

**Благодарность.** Работа выполнена в рамках задания 1.23 «Разработка и исследование цифровых расчетных моделей многоэлементной деформируемой механической системы протеза зубочелюстного аппарата, учитывающих контактное взаимодействие между ее элементами и объемное деформирование» ГПНИ «Механика, металлургия, диагностика в машиностроении».

## ЛИТЕРАТУРА

1. Щербаков, С. С. Компьютерное моделирование трехмерного напряженно-деформированного состояния и объемной повреждаемости зубочелюстного аппарата человека / С. С. Щербаков, И. В. Коваль // Теоретическая и прикладная механика: Межведомственный сборник научно-методических статей. – Вып. 32. – Минск : БНТУ. – 2017. – С. 185–190.
2. Моделирование напряженно-деформированного состояния участка зубочелюстного аппарата человека с учетом контактного взаимодействия между зубами и их частичного отсутствия / С. С. Щербаков, И. В. Коваль, Г. В. Грибовский [и др.] // Доклады БГУИР. – 2021. – Т. 19, № 5. – С. 21–28.
3. Open-full-jaw: an open-access dataset and pipeline for finite element models of human jaw / T. Gholamalizadeh, F. Moshfeghifar, Z. Ferguson [et al.] // Comput. Methods Programs Biomed. – 2022. – Vol. 224.
4. Karimi, A. Finite element modeling of the periodontal ligament under a realistic kinetic loading of the jaw system / A. Karimi 1, R. Razaghi, H. Biglari [et al.] // The Saudi Dental Journal. – 2020. – Vol. 32(7). – P. 349–356.
5. Tanne. K. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces / K. Tanne, M. Sakuda, C. J. Burstone // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Ortopedics. – 1987. – Vol. 92. – P. 499–505.
6. Sarna-Boś, K. Elemental mapping of human teeth enamel, dentine and cementum in view of their microstructure / K. Sarna-Boś, K. Skic, P. Boguta [et al.] // Micron. – 2023. – Vol. 172. – P. 103485.
7. Иваницкий, М. Ф. Анатомия человека. / под ред. Б. А. Никитюка, А. А. Гладышевой, Ф. В. Судзиловского. – 7-е изд. – М. : Олимпия, 2008. – 624 с.
8. Березовский, В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов – Киев : Наук. думка, 1990. – 224 с.

*Поступила: 18.03.2024*