

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНТАКТНЫХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ И ТРЕХМЕРНОГО НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ЗУБОЧЕЛЮСТНОМУ АППАРАТУ ЧЕЛОВЕКА

асп. Коваль И.В., д.ф.-м.н. Щербаков С.С.

Белорусский государственный университет, Минск

Введение. В работе рассматривается взаимодействие элементов многоэлементной системы челюсти–периодонт–зубы–дентин зубочелюстного аппарата человека. Это является продолжением исследования системы челюсти–зубы–дентин, начатого в работе [1].

Известен ряд исследований, посвященных аналитическому и компьютерному моделированию напряженно-деформированного состояния отдельных элементов системы зубочелюстного аппарата человека [2–4]. Однако задача оценки их одновременных контактных взаимодействий и пространственного напряженно-деформированного состояния остается малоизученной. Целью настоящей работы было определение с помощью компьютерного конечно-элементного моделирования указанного состояния системы челюсти–периодонт–зубы–дентин.

Построение конечно-элементной модели. Для конечно-элементного расчета системы в программном комплексе ANSYS Workbench была взята модель, полученная из томографических снимков черепа человека. Модель включает в себя элементы, не участвовавшие ранее в исследовании, а именно периодонт и дентин. Это не только существенно приближает компьютерную модель к реальности, но и значительно затрудняет процесс вычислений. Отдельно следует отметить трудность подготовки трехмерной модели для расчета, связанную с зашумленностью снимков томографа, особенностей формата исходных данных, а также со сложной геометрической формой рассматриваемой модели.

Поскольку в работе рассматривается напряженно-деформированное состояние в зоне контакта жевательных поверхностей зубов человека, то соответственно, в этой области было задано более плотное конечно-элементное разбиение, по сравнению с остальной моделью (см. рис. 1).

Отдельный этап работы был посвящен расположению элементов модели друг относительно друга для получения оптимальных, наиболее приближенных к реальным, пятен контакта.

Построенная модель состоит из различных элементов с соответствующими механическими характеристиками [9]. В настоящей работе рассматриваются усредненные упругие характеристики элементов человеческого зубочелюстного аппарата (см. табл. 1).

Таблица 1 – Механические характеристики элементов модели

	Модуль упругости, E , Па	Коэффициент Пуассона, ν	Плотность ρ , кг м ⁻³
Эмаль	$8,41 \cdot 10^{10}$	0,3	3000
Дентин	$1,86 \cdot 10^{10}$	0,31	2200
Кости челюсти	$1,2 \cdot 10^{10}$	0,25	2060
Ткани периодонта	$3,2 \cdot 10^{10}$	0,15	2360

Для системы челюсти–периодонт–зубы–дентин рассматривались следующие граничные условия (рис. 1):

1. нагрузка $Q=600\text{Н}$, автоматически распределенная расчетным пакетом по нижней поверхности системы;

2. нулевые перемещения кости нижней челюсти по осям x и z ,

3. кость верхней челюсти зафиксирована во всех направлениях по основанию.

Нагрузки для рассматриваемой модели были взяты из известных работ [5].

Коэффициент трения между зубами был взят из справочников [6,7] равными 0,2.

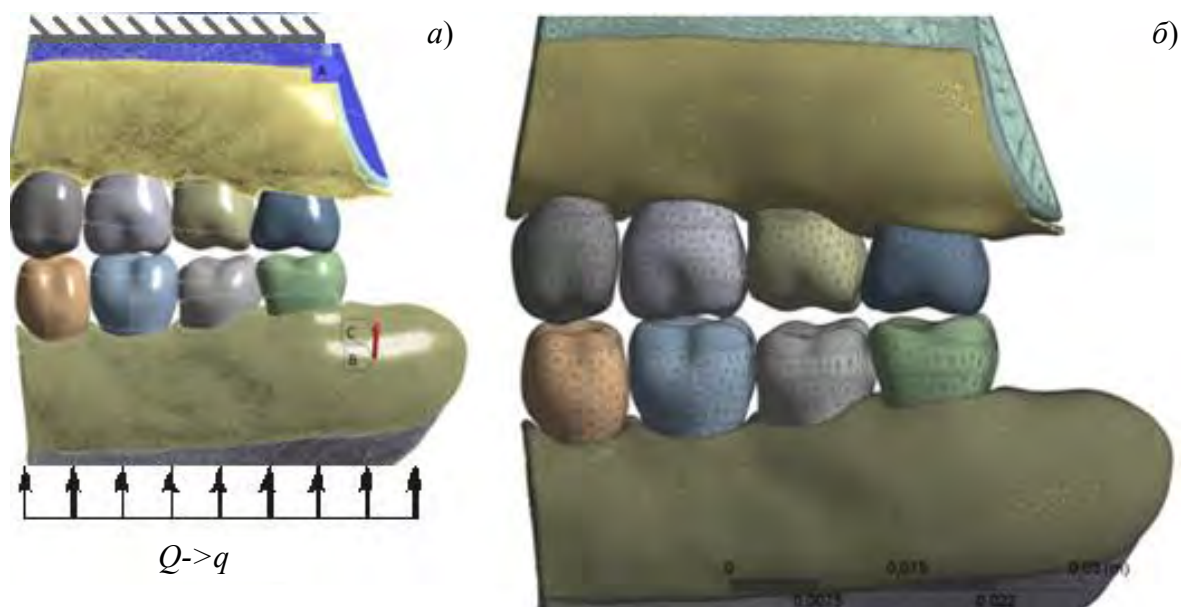


Рис. 1. Схема нагружения (а) и конечно-элементное разбиение модели (б)

Контактные взаимодействия. Контактные взаимодействия элементов модели происходили по тридцати четырем контактными областями, соответствующим реальному положению элементов зубочелюстного аппарата. Следует отметить, что в прямом контакте жевательных поверхностей одна пара зубов (31 нижний и 2 верхний) не участвовала, что обусловлено анатомическими особенностями исследуемого аппарата (рис. 2,3). Также следует отметить, что при сжатии зубов во взаимодействие по боковым поверхностям приходят соседние зубы челюсти.

Напряженно-деформированное состояние. Как видно из рис. 3, максимальная интенсивность напряжений возникала в местах контакта жевательных поверхностей, боковых контактных областей, а также в корнях зубов рассматриваемой модели. Схожий характер имели и распределения третьих главных напряжений (см. рис. 3).

Из рис. 3 видно, что распределения напряжений существенно неравномерны, что обуславливается физиологическими особенностями человеческой челюсти. Наибольшие напряжения возникали в местах непосредственного контакта зубов верхней и нижней челюсти. В рассматриваемой модели данные напряжения наблюдались на жевательных поверхностях 30 нижнего и 3 верхнего моляров (316 МПа – согласно анализу третьих главных напряжений). Сопоставимые по величине напряжения (210 МПа) достигались в контактных парах 32 нижнего и 1 верхнего, а также 29 нижнего и 4 верхнего зубов.

Значительно меньшие (около 15 МПа) напряжения достигались на боковых областях зубов, между которыми до начала нагружения был зазор.

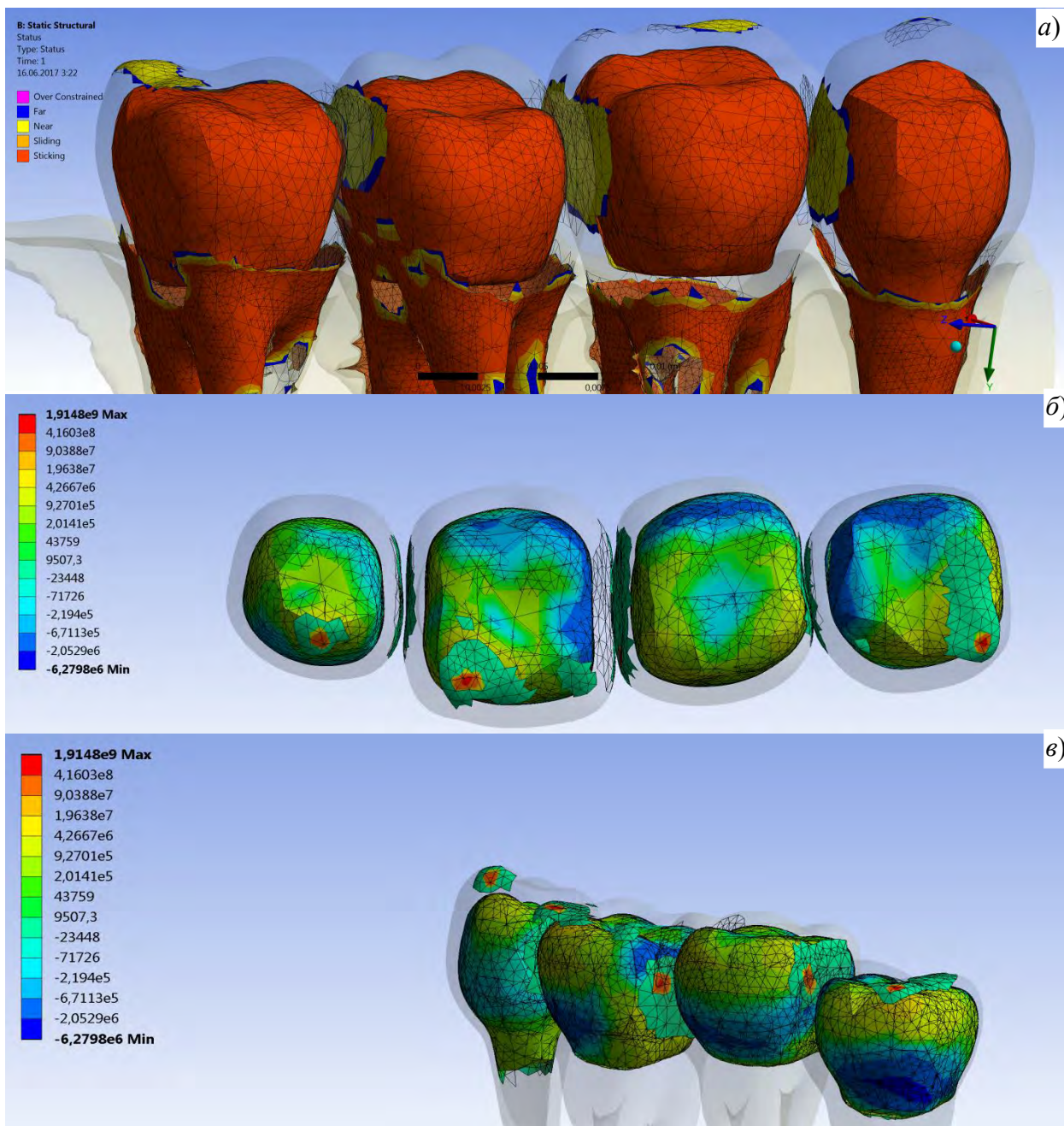


Рис. 2. К анализу контактного взаимодействия: а) схематическое изображение контактных областей нижней челюсти, б) распределение контактного давления на зубах верхней челюсти, в) распределение контактного давления в области боковых поверхностей зубов верхней челюсти

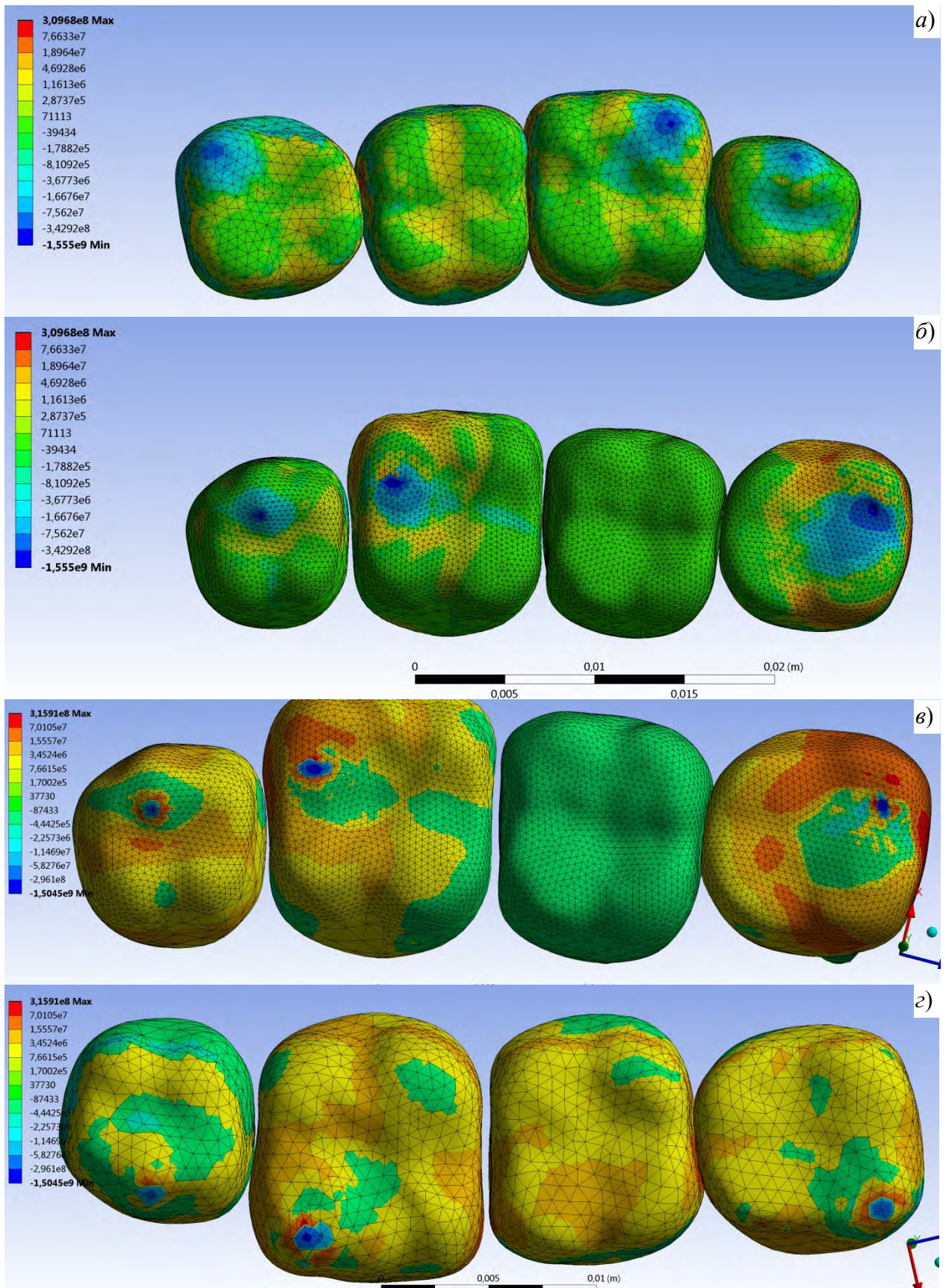


Рис. 3. Распределения напряжений: а) интенсивность напряжений в нижней челюсти, б) интенсивность напряжений в верхней челюсти, в) третьи главные напряжения в верхней челюсти, г) третьи главные напряжения в нижней челюсти

Заключение. Была построена компьютерная конечно-элементная модель участка зубочелюстного аппарата человека с четырьмя зубами в каждой челюсти.

Для данной модели был рассмотрен случай множественных контактных взаимодействий элементов. Были рассчитаны контактные взаимодействия всех двадцати элементов по тридцати четырем контактными областями: получены распределения контактного давления, напряжений и деформаций, обусловленных сжатием челюстей.

Важным отличием от предыдущих исследований стало дополнение модели новыми элементами (дентин и периодонт), а также реалистичными участками верхней и нижней челюсти.

Наибольшие напряжения в системе возникают в местах непосредственного контакта жевательных поверхностей. Значительно меньшие (более чем на два порядка) напряжения возникают в области контакта боковых поверхностей и корней зубов.

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. –2017. – Вып.32. –Минск: БНТУ,–С.185-190.
2. Benazzi, S. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars / S. Benazzi, O. Kullmer, I.R. Grosse, G.W. Weber. //Journal of Anatomy. – 2012. – V. 123. P. 259–272.
3. Benazzi, S. Brief Communication: Comparing Loading Scenarios in Lower First Molar Supporting Bone Structure Using 3D Finite Element Analysis/ S. Benazzi, O. Kullmer, I.R. Grosse, G.W. Weber. //American Journal of Physical Anthropology. – 2012. V. 147. P. 128–134.
4. Amini, S. Wear and Abrasion Resistance Selection Maps of Biological Materials / S. Amini, A. Miserez // Acta Biomater. – 2013. V. 9. P. 7895–7907.
5. Lebedenko, A.I. Stresses in a Tooth Restored by a Veneer / A.I. Lebedenko, N.G. Vartanova, S.V. Anisimova // Russian Journal of Biomechanics, – 2000 Vol. 4, P. 1–8.
6. Деньгуб, Е.М., Единицы величин. Словарь-справочник / Е.М. Деньгуб, В.Г. Смирнов. – М.: Издательство стандартов, 1990. –146 с.
7. Березовский, В.А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – Киев: Наук, думка, 1990. – 224 с.