

УДК 539.4.014.1: 539.52

АНАЛИЗ ДЕФОРМАЦИОННОГО ПОВЕДЕНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ЗУБОЧЕЛЮСТНОЙ СИСТЕМЫ И ОДНОСЛОЙНОЙ ЗАЩИТНОЙ КАППЫ В РАМКАХ КОНТАКТНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ

© 2018 А.А. Каменских, Т.Н. Устюгова, К.С. Крецу

Пермский национальный исследовательский политехнический университет

Статья поступила в редакцию 06.12.2018

В работе рассмотрено моделирование контакта элементов зубочелюстной системы человека с учетом и без учета однослойной защитной протетической конструкции из этиленвинилацетата (Eva). Выполнен анализ влияния геометрической конфигурации элементов зубных рядов на напряженно деформированное состояние и зоны контакта биомеханического контактного узла. Все расчетные схемы рассматриваются в осесимметричной постановке с учетом контактного взаимодействия с трением по сопрягаемым поверхностям. В работе проведена серия численных экспериментов для разного уровня силы индентирования 50-500 Н и установлено значительное снижение уровня интенсивности напряжения в твердых тканях зубов более чем на 60% при использовании однослойной защитной каппы. Установлено, что максимальное контактное давление для модели, учитывающей защитную каппу, в среднем меньше в 3 раза, чем у модели без учета протетической конструкции. Получены зависимости интенсивности напряжений и деформаций от силы индентирования в твердых тканях зубов и материале протетической конструкции. Установлена зависимость распределения полей интенсивности напряжений в твердых тканях зубов от геометрической конфигурации элементов зубного ряда. Контакт зубов через протетическую конструкцию с первоначально точечной зоной контакта в области смыкания зубов обладает наибольшим снижением уровня интенсивности напряжения более чем в 40 раз. Так же выполнена оценка влияния геометрических характеристик зубной нары на уровень пластических деформаций: зависимость пластической деформации от силы индентирования нелинейная и достигает при максимальной силе индентирования ~78% для расчетной схемы с изначально точечной зоной контактного в зоне смыкания зубов и ~28 % для остальных рассмотренных расчетных схем. *Ключевые слова:* контакт, элементы зубного ряда, защитная протетическая конструкция, упруго-пластичность.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ проект № 17-48-590411 p_a.

1. ВВЕДЕНИЕ

Методы математического моделирования задач о деформационном поведении конструкций сложной пространственной конфигурации находят широкое применение во многих областях исследования: авиационной технике [1], строительстве [2], медицине [3], металлургии [4], биомеханике и т.д. В настоящий момент особую актуальность приобретают задачи исследования биомеханического исследования систем и узлов, связанных с проблемами медицины: контактное взаимодействие кости и суставного хряща [5], деформирование эндопротеза бедра с антифрикционной прослойкой [6], перистальтического течения литогенной желчи через проток при рубцовом стенозе [7], анализ деформирования твердых тканей зубов при их контактном взаимодействии с протетической конструкцией

[8] и т.д. На протяжении последних десятилетий можно отметить особый интерес отечественных и зарубежных ученых к вопросам биомеханического моделирования задач стоматологии: численный анализ влияния неоднородности зубных тканей на центр вращения [9], моделирование начальных перемещений элементов зубочелюстной системы под воздействием ортодонтических нагрузок [10], экспериментальное и численное исследование поведения материалов защитной протетической конструкции [11], численное моделирование прикуса [12], анализ контактного взаимодействия пары зубов с защитной зубной шиной [13] и др.

Одним из актуальных направлений исследования является проблема профилактики травм зубочелюстной системы с использованием индивидуальных средств защиты в виде протетических конструкций, которая широко отражена в [14-16 и др.]. Которая формирует новый класс задач биомеханики зубочелюстной системы. Большое количество исследований данной отрасли посвящено анализу влияния протетических конструкций на зубочелюстную систему человека и снижение нагрузки на зубной ряд

Каменских Анна Александровна, кандидат технических наук, доцент кафедры вычислительная математика и механика. E-mail: anna_kamenskih@mail.ru
Устюгова Татьяна Николаевна, студент.
E-mail: tat.ustugova@yandex.ru
Крецу Кристина Сергеевна, студент. E-mail: vmm@pstu.ru

при занятии спортом и тяжелым физическим трудом [8, 11, 14 др.]. Другим актуальным направлением исследования является анализ свойств материалов спортивных зубных шин [11, 15, 17-19 и др.] и их влияние на элементы зубочелюстной системы. Например, в работе [15] большое внимание уделено анализу различных вариантов средств индивидуальной защиты в виде зубных шин, изготовленных на основе этиленвинилацетата. Авторским коллективом [11] выполнена серия натурных экспериментов по анализу свойств материалов трехслойной защитной шины: Eva и А-силикон. Можно отметить, что в связи с большой важностью использования защитных конструкций в виде зубных шин с целью профилактики травматизма зубочелюстной системы возникла необходимость в компьютерном моделировании биомеханического поведения, как самих конструкций, так и материалов из которых они изготовлены. В настоящий момент можно выделить ряд задач, на решение которых направлены исследования данной научной области: биомеханический анализ влияния свойств материалов зубных шин на деформационное поведение твердых тканей зубов; математическое моделирование контактного взаимодействия зубных шин разной геометрической конфигурации при широком диапазоне физиологических нагрузок; комплексное междисциплинарное исследование закономерностей изменения напряженно-деформированного состояния зубочелюстной системы человека при использовании защитных зубных капп (контактное давление, контактное касательное напряжение, интенсивность напряжений в твердых тканях зубов и т.д.).

Целью данной работы является выявление закономерностей изменения напряженно-деформированного состояния биомеханического контактного узла при контакте пары зубов с учетом и без учета защитной протетической конструкции от уровня физиологических воздействий, по средствам численного моделирования. А так же анализ поведения материалов протетических конструкций при контактном взаимодействии с зубочелюстной системой человека в рамках решения модельных задач в осесимметричной постановке.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

В работе рассмотрена задача численного моделирования контактного взаимодействия для двух расчетных схем (рис. 1): первая – контакт зубов верхнего (1) и нижнего (2) зубного ряда без учета протетической конструкции, вторая – контакт зубной пары через протетическую конструкцию (3). Физико-механические свойства Eva, материала из которого изготовлена зубная

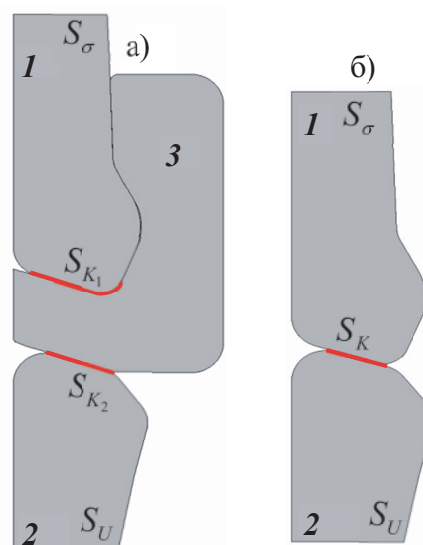


Рис. 1. Расчетные схемы контакта элементов зубного ряда:

а) с учетом и б) без учета протетической конструкции

шина были получены по результатам серии экспериментов [11] (натурные эксперименты проводились научным коллективом трех ВУЗов г. Перми (ПГМУ, ПНИПУ, ПГНИУ) на базе ПГНИУ). Модуль Юнга для упругого участка составил $17,1 \pm 1,58$ МПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,46$, материал Eva проявляет упругопластические свойства, поэтому по результатам серии экспериментов была построена диаграмма $\sigma - \varepsilon$ [20].

Математическая постановка, приведенная в [13], дополняется статическими, кинематическими и контактными граничными условиями: на границе S_σ приложена постоянная функциональная нагрузка, которая варьируется от 50 до 500 Н (сила индентирования) и запрещен изгиб; на границе S_U запрещены перемещения по координате y ; на границах контакта S_{cont} рассматривается контактное взаимодействие с учетом трения по сопрягаемым поверхностям и всеми типами контактного состояния (прилипание, проскальзывание, отлипание) с постоянным коэффициентом трения 0.3 [20].

Наибольший интерес представляют характер контакта в зонах смыкания элементов зубочелюстной системы S_K для первой расчетной схемы и S_{K1} , S_{K2} для второй расчетной схемы.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЗАДАЧИ

В рамках анализа сходимости результатов численного решения задачи контакта пары зубов через однослойную протетическую конструкцию проведена серия численных расчетов. Задача реализуется в программном комплексе ANSYS с использованием осесимметричных конечных элементов с лагранжевой аппроксимацией. По результатам серии расчетов установлено, что конечно-элементная сетка с градиентным сгу-

щением элементов к зонам контакта, дает оптимальное по точности и времени счета решение задачи. Максимальный размер элемента $2,50E-04$ м, минимальный – $6,25E-05$ м.

Для анализа влияния учета протетической конструкции при взаимодействии элементов зубочелюстной системы человека проведена серия численных экспериментов, по результатам которой получены поля распределения интенсивности напряжений в элементах зубного ряда (рис. 2-3). Результаты представлены для уровня нагрузки 300 Н.

При контакте пары зубов через упругопластическую однослойную каппу наблюдается значительное падение максимального уровня интенсивности напряжений: для зуба верхнего зубного ряда более чем на 60 %, для зуба нижнего зубного ряда более чем на 74%. При этом зона максимальной интенсивности напряжений не носит локальный характер, как при контакте без учета протетической конструкции.

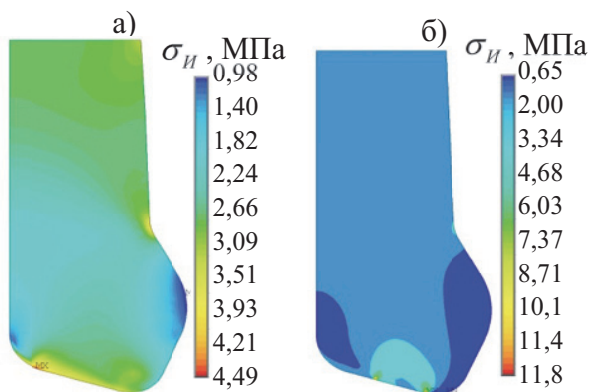


Рис. 2. Интенсивность напряжений зуба верхнего зубного ряда: модель с учетом (а) и без учета (б) однослойной каппы

На рис. 4 показаны зависимости максимальной интенсивности напряжений от силы индентирования для двух вариантов расчетных схем.

Максимальная интенсивность напряжений для расчетной схемы с учетом протетической конструкции из Eva ниже, чем при контакте зубов без учета каппы: для зуба верхнего ряда в среднем в 2-2,5 раза меньше; для зуба нижнего зубного ряда – в 2-3,5 раза меньше. Интенсивность напряжений в протетической конструкции минимальная, что связано с физико-механическими свойствами материала и проявлением упругопластического деформирования каппы. На рис. 5 показана качественная картина распределения интенсивности пластической деформации в зубной шине в зависимости от уровня функциональной нагрузки.

Рис. 5 отражает характер изменения интенсивности пластических деформаций при увеличении силы индентирования. Пластические деформации проявляются при нагрузке 100 Н,

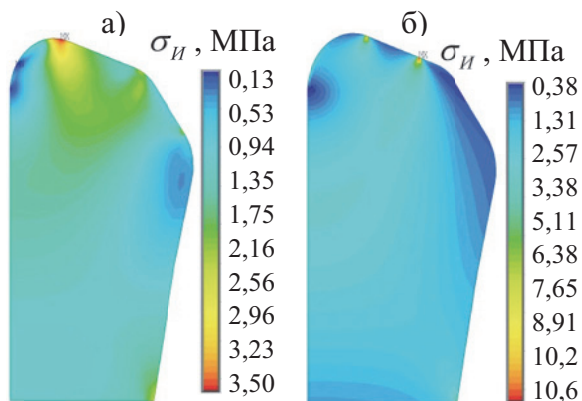


Рис. 3. Интенсивность напряжений зуба нижнего зубного ряда: модель с учетом (а) и без учета (б) однослойной каппы

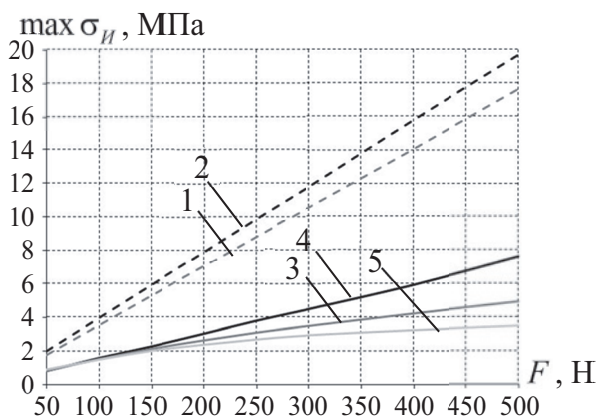


Рис. 4. Зависимость максимальной интенсивности напряжения от нагрузки: 1-2 нижний и верхний зуб соответственно при контакте без каппы; 3-4 – нижний и верхний зуб соответственно при контакте через каппы; 5 – каппа

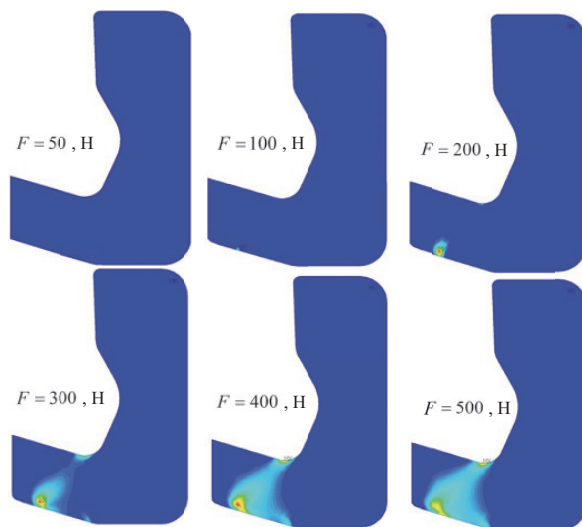


Рис. 5. Качественная картина распределения пластических деформаций в каппе при увеличении нагрузки

вблизи области смыкания зубов нижнего зубного ряда с каппой. По мере увеличения нагрузки площадь пластических деформаций увеличивается и при нагрузке 300 Н появляется вблизи области смыкания зубов верхнего зубного ряда с каппой. Как и следовало ожидать максимум интенсивности пластических деформаций в каппе наблюдается вблизи зон контактного взаимодействия.

На рис. 6 показана зависимость максимальной интенсивности пластических деформаций от силы индентирования.

По мере увеличения силы индентирования максимальный уровень пластических деформаций возрастает по нелинейному закону и при максимальной нагрузке составляет приблизительно 28 %.

Следующим этапом исследования стал анализ влияния геометрии зуба нижнего зубного ряда на напряженно-деформированное состояние и зону контакта биомеханического узла. Рассмотрено три вида геометрической конфигурации зуба (рис. 7), отличающиеся размером первоначальной площадки контакта S_{K_2} : наибольшая площадка контакта у геометрии (б); наименьшая площадка контакта (изначальный контакт точечный) у геометрии (в). Обозначим

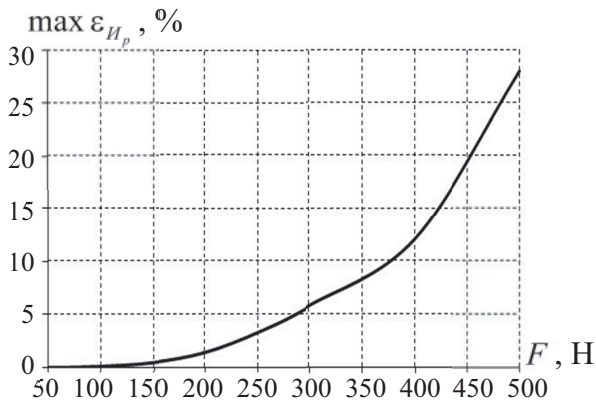


Рис. 6. Зависимость максимального уровня интенсивности пластических деформаций от нагрузки

расчетные схемы с соответствующей геометрической конфигурацией: расчетная схема (а) (рис. 7, а); расчетная схема (б) (рис. 7, б); расчетная схема (в) (рис. 7, в).

На рис. 8-9 показан характер распределения полей интенсивности напряжения для расчетных моделей биомеханического контактного взаимодействия пары зубов через однослойную протетическую конструкцию отличающиеся геометрической конфигурацией зуба нижнего зубного ряда, результаты показаны для силы индентирования 500 Н.

Установлено, что изменение геометрии нижнего зуба влияет на интенсивность напряжений в элементах зубочелюстной системы. Как и следовало ожидать, при контакте через однослойную протетическую конструкцию во всех расчетных схемах происходит снижение максимального уровня интенсивности напряжений. При этом уровень снижения $\max \sigma_{II}$ отличается у всех трех рассмотренных расчетных схем и для зуба верхнего зубного ряда составляет 2.5, 1.6 и 40 раз для расчетных схем (а), (б) и (в) соответственно.

Аналогичная ситуация с уровнем снижения максимальных интенсивностей напряжения наблюдается и в элементах нижнего зубного ряда: понижение в 3.9, 2.7 и 40 раз для расчетных схем (а), (б) и (в) соответственно. Можно отметить, что максимальное снижение интенсивностей напряжений в зубной эмали при введении в расчетную схему однослойной протетической

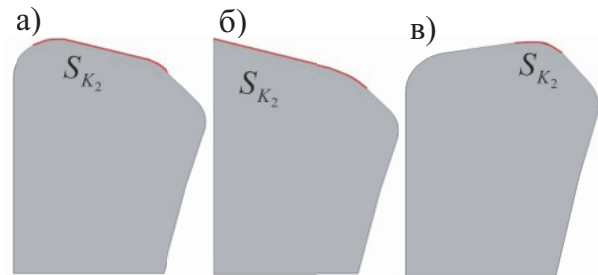


Рис. 7. Геометрические конфигурации зубов нижнего зубного ряда

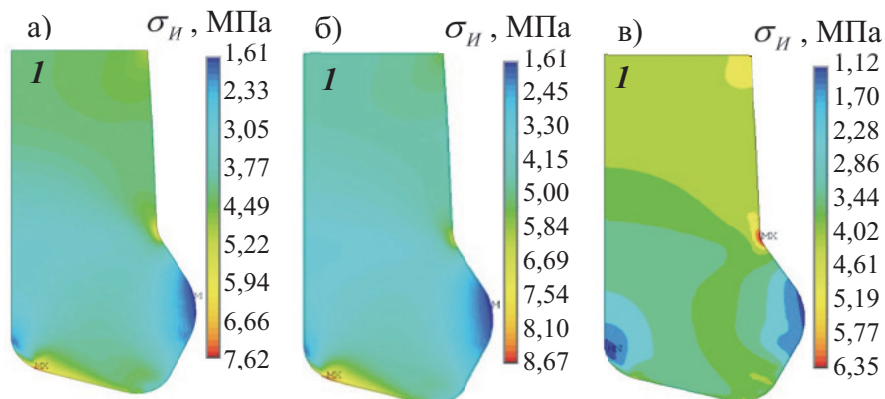


Рис. 8. Интенсивности напряжений зуба верхнего зубного ряда: а), б), в) расчетные схемы а, б, в соответственно

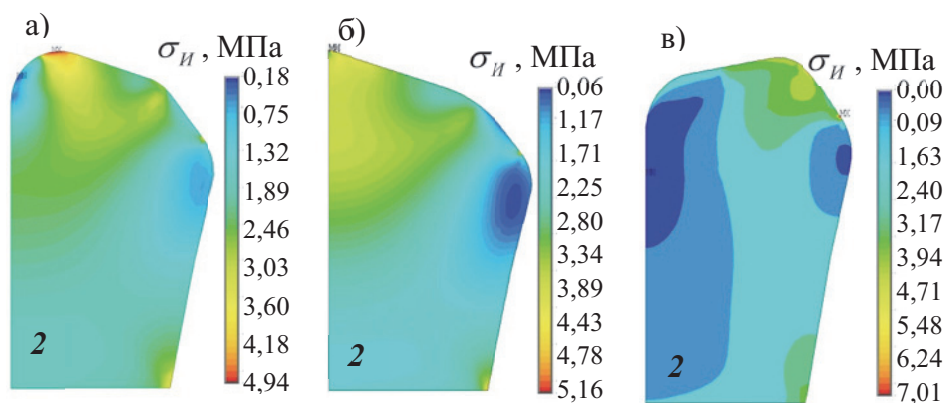


Рис. 9. Интенсивности напряжений зуба верхнего зубного ряда:
а), б), в) расчетные схемы а, б, в соответственно

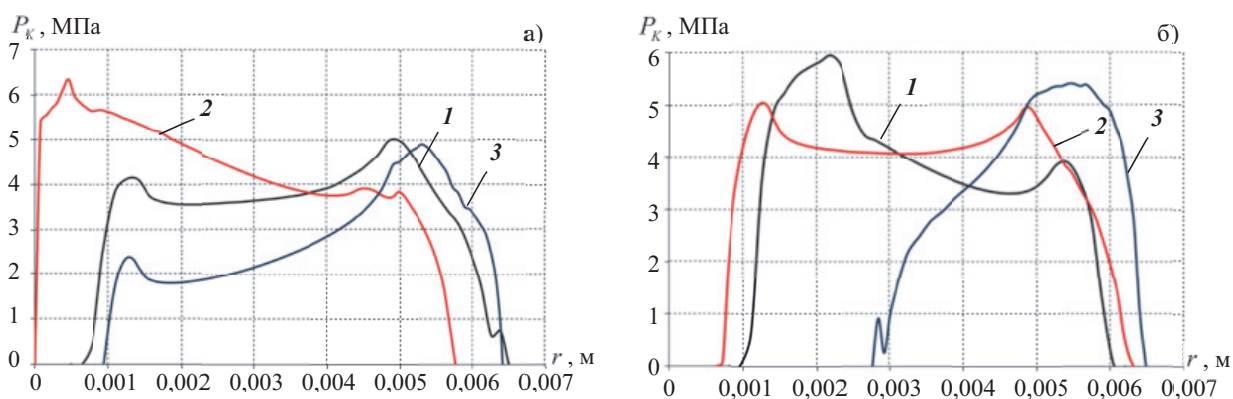


Рис. 10. Распределение контактного давления:
а) зона контакта каппа-зуб верхнего зубного ряда; б) зона контакта каппа-зуб нижнего зубного ряда;
1, 2, 3 – расчетные схемы а, б, в соответственно

конструкции наблюдается в случае модели с изначально точечной зоной контакта (расчетная схема (в)).

Особый интерес так же представляет влияние геометрии элементов зубочелюстной системы человека на распределение контактного давления (рис. 10).

Можно отметить, что введение в биомеханический узел однослойной протетической конструкции привело к снижению контактного давления в зоне смыкания зубов к одному порядку. Уровень контактного давления при силе индентирования 500 Н во всех зонах контакта не превышает 7 МПа. В зоне контакта каппа-зуб верхнего зубного ряда максимальным контактным давлением обладает расчетная схема (б), зоне контакта каппа-зуб нижнего зубного ряда – расчетная схема (а). Стоит отметить, что уровень интенсивности пластических деформаций в каппе для расчетных схем (а), (б) практически одинаковый и не превышает 28 %. При одинаковых нагрузках уровень пластических деформаций расчетной схемы (в) выше чем у двух других расчетных схем приблизительно в 2,5 раза и при максимальной нагрузке 500 Н составляет 78 %.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках исследования построена численная модель задачи контактного взаимодействия двух зубов верхнего и нижнего зубного ряда с учетом и без учета однослойной защитной протетической конструкции из Eva и выполнен анализ деформационного поведения биомеханического контактного узла в рамках теории деформационной упругопластичности при широком диапазоне функциональных нагрузок (50-500 Н). Выполнен анализ сходимости численного решения задачи при изменении степени дискретизации системы с выбором оптимальной конечно-элементной модели разбиения конструкции с градиентным уменьшением размера элемента к области контакта. Получено распределение напряжений и деформаций в паре зубов при контактном взаимодействии при разном уровне физиологической нагрузки для разных геометрических конфигураций элементов зубочелюстной системы.

При анализе результатов серии численных экспериментов установлено:

- При контакте пары зубов через протетическую конструкцию максимальный уровень кон-

тактного давления в среднем ниже в 3 раза, чем при контакте элементов зубочелюстной системы человека без учета протетической конструкции. Контактное касательное напряжение в 3-4 раз меньше контактного давления. Установлено влияние упругопластического деформирования каппы на характер распределения контактного давления и контактного касательного напряжения.

- При контактном взаимодействии пары зубов через протетическую конструкцию наблюдается падение максимальной интенсивности напряжений в твердых тканях зубов. В среднем максимальная интенсивность напряжения у зуба из нижнего зубного ряда при контакте через каппу меньше в 3,5 раза, чем при контакте без каппы, у зуба из верхнего зубного ряда – в 2,5 раза (для расчетных схем 1, 2).

- При увеличении нагрузки увеличивается площадь пластических деформаций в каппе, при этом при нагрузке 500 Н максимальный уровень интенсивности пластических деформаций не превышает 28 %. Влияние пластической деформации на зону контакта проявляется в характере распределения контактного давления и контактного касательного напряжения.

Рассмотрено влияние геометрических характеристик элементов зубочелюстной системы на деформационное поведение биомеханического узла. В рамках анализа рассмотрено три геометрии зуба нижнего зубного ряда с первоначально разной по площади площадкой контакта. Установлено:

- Снижение максимального уровня интенсивности напряжений в твердых тканях зубов наблюдается во всех ранее рассмотренных расчетных схемах. Минимальное снижение уровня σ_{II} наблюдается у расчетной схемы (б). Величина максимальной интенсивности напряжения расчетной схемы (в) без учета защитной протетической конструкции значительно превышает значение этой же величины двух других расчетных схем, практически в 20 раз. При этом стоит отметить, что уровни интенсивности напряжений в расчетных схемах с использованием защитной протетической конструкции имеют количественные отличия, в среднем около 1 МПа.

- С увеличением силы индентирования, уровень пластических деформаций возрастает нелинейно и достигает максимального значения ~78% для расчетной схемы (в), и ~28 % для расчетных схем (а) и (б) для разной геометрии нижнего зуба.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бураго Н.Г., Журавлев А.Б., Никитин И.С. Анализ напряженного состояния контактной системы «диск-лопатка» газотурбинного двигателя // Вычислительная механика сплошных сред. 2011. Т. 4, № 2. С. 5-16.
2. Kamenskih A.A., Trufanov N.A. Regularities interaction of elements contact spherical unit with the antifrictional polymeric interlayer // Friction and Wear. 2015. Vol. 36. № 2. Pp. 170-176.
3. Воропаева О.Ф., Шокин Ю.И. Численное моделирование в медицине: некоторые постановки задач и результаты расчетов // Вычислительные технологии. 2012. Т. 17. № 4. С. 29-55.
4. Stolbov V.Y., Gitman M.B., Sharybin S.I. Application of intelligent technology in functional materials quality control // Materials Science Forum. 2016. № 870. Pp. 717-724,
5. Argatov I. A general solution of the axisymmetric contact problem for biphasic cartilage layers // Mechanics Research Communications. 2011. № 38. Pp. 29-33.
6. Tribology and biophysics of artificial joints / L.S. Pinchuk, V.I. Nikolaev, E.A. Tsvetkova, V.A. Goldade. London: Elsevier, 2006. 350 p.
7. Kuchumov A.G. Mathematical modeling of the peristaltic lithogenic bile flow through the duct at papillary stenosis as a tapered finite-length tube // Russian Journal of Biomechanics. 2016. № 2. Pp. 96-115.
8. Comparative evaluation of functional load levels in the tooth enamel at different types of sport mouthguards / V.A. Lokhov, N.B. Astashina, E.S. Sergeeva, A.F. Merzlyakov, A.A. Baydarov // Russian Journal of Biomechanics. 2017. №. 2. Pp. 211-218
9. Centre of resistance and centre of rotation of a tooth: experimental determination, computer simulation and the effect of tissue nonlinearity / Y. Nyashin, M. Nyashin, M. Osipenko, V. Lokhov, A. Dubinin, F. Rammerstorfer, A. Zhurov // Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2016. № 3. Pp. 229-239.
10. Арутюнов С.Д., Гаврюшин С.С., Демишкевич Э.Б. Конечно-элементное моделирование ортодонтических перемещений зубочелюстной системы // Вестник Московского государственного технического университета им. Н.Э. Баумана. Серия: Естественные науки. 2014. № 3 (54). С. 108-120.
11. Experimental investigation of materials of novel sport mouthguard design / V.A. Lokhov, A.G. Kuchumov, A.F. Merzlyakov, N.B. Astashina, E.S. Ozhgikhina, V.A. Tropin // Russian Journal of Biomechanics. 2015. № 4. Pp. 409-420.
12. Tverier V.M., Nikitin V.N., Krotkikh A.A. Occlusion correction based on biomechanical modeling // Russian Journal of Biomechanics. 2017. № 1. Pp. 41-50.
13. Kamenskikh A. The analysis of the work of materials of mouthguard designs during biomechanical deformation // Solid State Phenomena. 2018. № 284. Pp. 1355-1360.
14. Копецкий И.С., Васильев Ю.Л. Роль индивидуальных защитных зубных кап в профилактике спортивного травматизма челюстно-лицевой области // Dental Forum. 2016. № 3. С. 32-34.
15. Индивидуальные защитные зубные шины для спортсменов, принимающих участие в контактных видах спорта / А.В. Севбитов, Е.Е. Ачкасов, Е.Ю. Канукоева, В.В. Борисов, О.А. Султанова // Спортивная медицина: наука и практика. 2014. № 2. С. 42-46.
16. Ibragimov T.I., Khan A.V., Hvan V.I. Studying of durability of materials for manufacturing custom-made sports mouthguard at shock sign-variable

- influences // International Dental Review. 2011. № 2. Pp. 42-44.
17. Comparison of forces transmitted through different EVA mouthguards / C.F. Duhaime, C.C. Whitmyer, R.S. Butler, B. Kuban // Dental Traumatology. 2006. № 22. Pp. 186-192.
18. A head impact detection system using SVM classification and proximity sensing in an instrumented mouthguard / L.C. Wu, L. Zarnescu, V. Nangia, B. Cam, D.B. Camarillo // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2014. № 61. Pp. 2659-2668.
19. EVA mouthguards: what is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study / V. Crisnicaw, P.V. Moura Costa, P.C. Freitas Santos-Filho, D. Tantbirojn, A. Versluis // Dental Traumatology. 2015. № 27. Pp. 1-8.
20. Numerical and experimental study of the functional loads distribution in the dental system to evaluate the new design of the sports dental splint/ A. Kamenskih, N.B. Astashina, Y. Lesnikova, E. Sergeeva, A.G. Kuchumov // Series on Biomechanics. 2018. Vol. 32. № 1. P. 3-15.

DEFORMATION BEHAVIOR ANALYSIS OF THE ELEMENTS DENTITION AND A SINGLE-LAYERED MOUTHGUARD IN THE FRAMEWORK OF CONTACT INTERACTION

© 2018 A.A. Kamenskikh, T.N. Ustjugova, K.S. Kretsu

Perm National Research Polytechnic University

The work deals with the modeling of the contact of the teeth with and without taking into account a single-layer mouthguard made of ethylene vinyl acetate (EVA). The analysis of the geometrical configuration influence of the dentition elements on the stress-strain state and the contact zone of the biomechanical contact unit is performed. The all calculated schemes are considered in an axisymmetric formulation with the contact interaction including a friction along the conjugate surfaces. In the work ϕ series of numerical experiments for various values of indentation force (ranging from 50 to 500 N) was carried out, a significant drop in the intensity of stress in hard tissues of the teeth was established by more than 60% when using a mouthguard. It is established that the maximum contact pressure for the model taking into account the mouthguard is 3 times less than in the model without taking into account the prototype structure. The dependences of the stress and strain intensity on the magnitude of indentation force in the teeth and the material of the mouthguard are obtained. The dependence of the stress intensity distribution fields in the teeth on the geometrical configuration of the dentition elements is established. The teeth contact of through the mouthguard with the initially point contact zone in the teeth closing region of the has greatest decrease in the level of stress intensity, more than 40 times. The evaluation of the tooth pair geometrical characteristics influence on the level of plastic deformations is also performed: the dependence of plastic deformation on the indentation force is nonlinear and reaches by maximum indentation force ~ 78% for the calculated scheme with initially point contact zone in the teeth closing area and ~ 28% for the rest of the considered calculated schemes.

Ключевые слова: contact, elements dentition, mouthguard, elastoplastic.