

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ С БАЛОЧНЫМ ПРОТЕЗОМ НА ИМПЛАНТАТАХ: СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ГРАНИЧНЫХ УСЛОВИЙ

Д. В. Назаренко

Белорусский государственный университет, г. Минск;

dm.nazarenko96@gmail.com;

науч. рук. – С. М. Босяков, д-р физ.-мат. наук, доц.

В настоящей работе представлены результаты конечно-элементного моделирования функционирования нижней челюсти человека с установленным на сферических имплантатах балочным протезом. Выполнен расчет напряженно-деформированного состояния слизистой оболочки при действии двух групп жевательных мышц.

Ключевые слова: нижняя челюсть, балочный протез, сферический имплантат, слизистая оболочка, жевательные мышцы, конечно-элементное моделирование, напряженно-деформированное состояние.

Лечение полного отсутствия зубов нижней челюсти в большинстве случаев осуществляется с использованием съемного протеза с фиксацией на имплантатах на двух имплантатах с двумя шарообразными абатментами. Как правило, при определении напряженно-деформированного состояния «костная ткань – слизистая оболочка – имплантаты – протез» используется конечно-элементное моделирование. При этом на результаты расчетов существенное влияние оказывает величина силы, действующей на зуб ориентация мышечных сил, точки прикрепления мышц к кости нижней челюсти и биологические свойства материалов [1]. Целью настоящей работы является определение напряженно-деформированного состояния слизистой оболочки нижней челюсти человека с установленным на имплантатах протезом при действии различных групп мышц.

Конечно-элементная модель нижней челюсти с протезом разработана на основании томографических данных. Толщина слоя кортикальной костной ткани и слизистой оболочки составляет 3,4 мм и 3,0 мм соответственно. Длина имплантата, диаметр сферического элемента, высота соединения составили 10,0 мм, 4,2 мм и 9,4 мм соответственно. Предполагалось, что имплантаты полностью остеоинтегрированы в костную ткань и компоненты имплантатов корректно затянуты (между элементами модели задается контакт типа Bonded). Модели нижней челюсти и имплантата представлены на рисунке 1.

Прикладываемая к протезу нагрузка и граничные условия имитировали действие двух групп мышечных сил, соответствующие физиологической жевательной нагрузке [2–4].

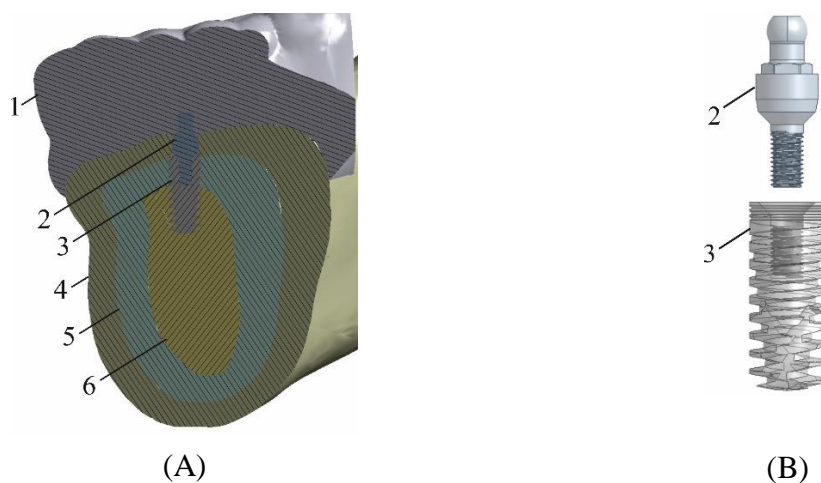


Рис. 1. Поперечное сечение модели верхней челюсти в области установки одного из имплантатов (А) и компоненты модели зубного имплантата (В):

1 – зубной протез, 2 – абатмент, 3 – имплантат, 4 – слизистая оболочка, 5 – кортикальная костная ткань, 6 – губчатая костная ткань

Физико-механические свойства для элементов модели в соответствии с данными работ [2, 5] представлены в таблице.

Физико-механические свойства материалов модели

Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Губчатая костная ткань	1 370,0	0,30
Кортикальная костная ткань	13 700,0	0,30
Слизистая оболочка	19,6	0,30
Имплантат, абатмент	110 000,0	0,35
Протез (акрил)	8300,0	0,28

Предполагалось, что мышечные силы приложены к центру тяжести узлов элементов, соответствующих области прикрепления мышц. Направление мышечных сил определялось направляющими косинусами в соответствии с данными исследования [3]. Фиксация модели нижней челюсти осуществлялась по поверхностям височно-нижнечелюстных суставов. Также фиксировались узлы на поверхности модели протеза в области второго премоляра и первого моляра нижней челюсти в предположении, что в этой области располагаются продукты питания [3, 4]. Граничные условия для двух групп мышечных сил с обозначением их величин представлены на рисунках 2 и 3.

Для расчета напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «нижняя челюсть – балочный протез» использован конечно-элементный пакет ANSYS Workbench (Ansys Corporate, Canonsburg, PA). Дискретизация конечно-элементной модели

выполнена в полуавтоматическом режиме. Максимальный размер ребра конечных

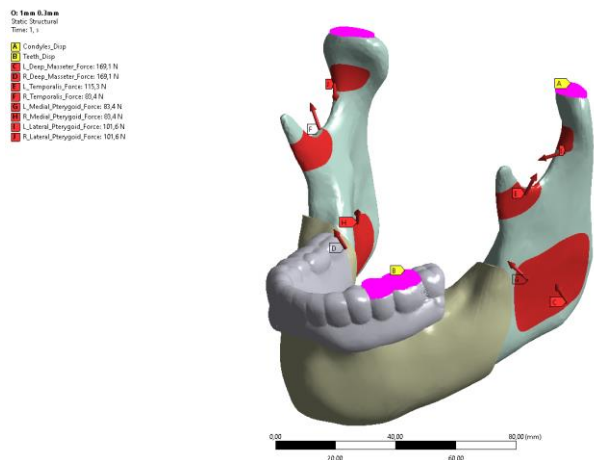


Рис. 2. Граничные условия для модели нижней челюсти с прикрепленным балочным протезом при действии первой группы мышц [3]: маркер А – зафиксированные узлы на поверхности второго премоляра и первого моляра; маркер В – зафиксированные узлы на поверхности височно-нижнечелюстных суставов; маркеры С и D – равнодействующие сил жевательных мышц; маркеры Е и F – равнодействующие сил височной мышцы; маркер G и H – равнодействующие сил медиальной крыловидной мышцы; маркеры J и I – равнодействующие сил боковых крыловидных мышц

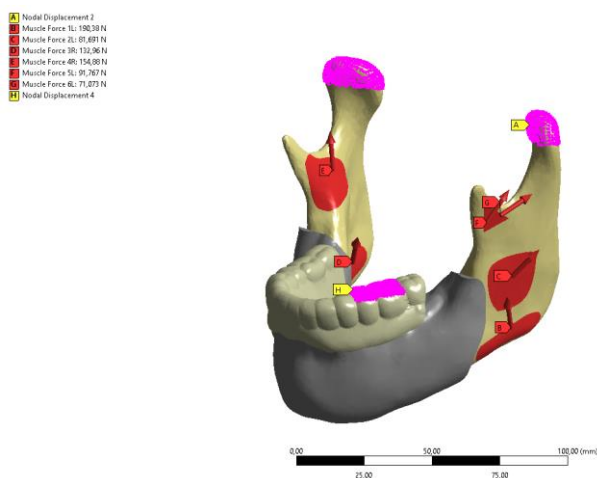


Рис. 3. Граничные условия для модели нижней челюсти с прикрепленным балочным протезом при действии первой группы мышц [4]: маркер А – зафиксированные узлы на поверхности второго премоляра и первого моляра маркер В – равнодействующая сил поверхностных жевательных мышц; маркер С – равнодействующая сил глубоких жевательных мышц; маркер D – равнодействующая сил медиальных крыловидных мышц; маркер Е – равнодействующая сил передних височных мышц; F – равнодействующая сил средних височных мышц; G – равнодействующая сил задних височных мышц

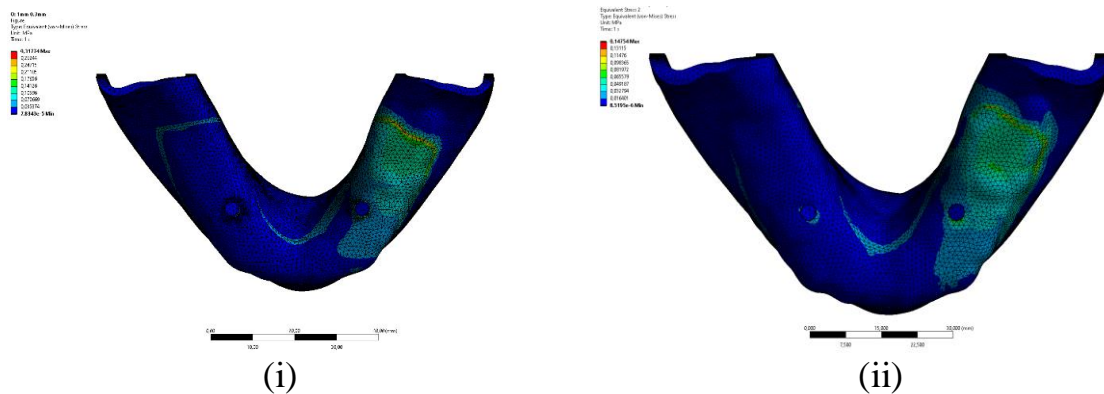


Рис. 4. Распределение напряжений в слизистой оболочке нижней челюсти при действии первой (i) и второй (ii) групп мышц

элементов для нижней челюсти и протеза составляет 1,0 мм; максимальная длина ребра конечного элемента для имплантата равна 0,3 мм. При генерации конечно-элементной модели использованы трехмерные четырехузловые тетраэдрические элементы.

Из рисунка 4 видно, что наибольшие эквивалентные напряжения возникают по контуру балочного протеза независимо от того, какая группа мышц действует на нижнюю челюсть. В то же время величины максимальных напряжений существенно отличаются для рассматриваемых двух групп мышц ($\approx 0,32$ МПа и 0,15 МПа соответственно). Также следует отметить, что при действии второй группы мышц наблюдается напряженное состояние в окрестности имплантата, расположенного со стороны, на которой отсутствуют продукты питания.

Работа выполнена в рамках задания 1.7.1.4 ГПНИ Конвергенция.

Библиографические ссылки

1. *Stansfield E., Parker J., O'Higgins P.* A sensitivity study of human mandibular biting simulations using finite element analysis // *J. Archaeologic. Sci.: Rep.* 2018. Vol. 22. P. 420-432. <https://doi.org/10.1016/j.jasrep.2018.04.026>.
2. *Moldoveanu S.A.B., Munteanu F., Forna N.C.* Impact of implant-retained mandibular overdenture on oral mucosa - a finite element analysis // *Rom. J. Oral Rehabilitat.* 2020. Vol. 12, No. 1. P. 6–12.
3. *Daas M., Dubois G., Bonnet A.S., Lipinski P., Rignon-Bret C.* A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations // *Med. Eng. Phys.* 2008. Vol. 30. P. 218–225.
4. *Lin P.-J., Su K.-Ch.* Biomechanical design application on the effect of different occlusion conditions on dental implants with different positions – a finite element analysis // *Applied Sciences.* 2020. Vol. 10, 5826; doi:10.3390/app10175826
5. *Darbar U.R., Huggett R., Harrison A., Williams K.* Finite element analysis of stress distribution at the toothdenture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base // *J. Prosthet. Dent.* 1995. Vol. 74. P. 591-594.