

## Биомеханическое моделирование реакции нижней челюсти с полным протезом на продукты питания различной жесткости

*Босьяков С.М.,<sup>1</sup> Назаренко Д.В.,<sup>1</sup> Рубникович С.П.<sup>2</sup>*  
*bosiakov@bsu.by, dm.nazarenko96@gmail.com, rubnikovichs@mail.ru*

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет,  
220030, Республика Беларусь, Минск, пр. Независимости, 4,  
<sup>2</sup>Белорусский государственный медицинский университет,  
220083, Республика Беларусь, Минск, пр. Дзержинского, 83

**Аннотация.** Целью исследования является определение реакции полного протеза и напряженно-деформированного состояния нижней челюсти с установленным на имплантаты полным протезом при действии жевательной нагрузки, соответствующей продуктам питания различной жесткости. Рассматриваются случаи установки полного протеза на два, четыре и шесть сферических имплантатов. Модель нижней челюсти является параметризованной по толщине слизистой оболочки и толщине кортикальной костной ткани. На основании конечно-элементного расчета установлено, что установка полного протеза нижней челюсти на два или шесть имплантатов является наиболее благоприятной для пациента.

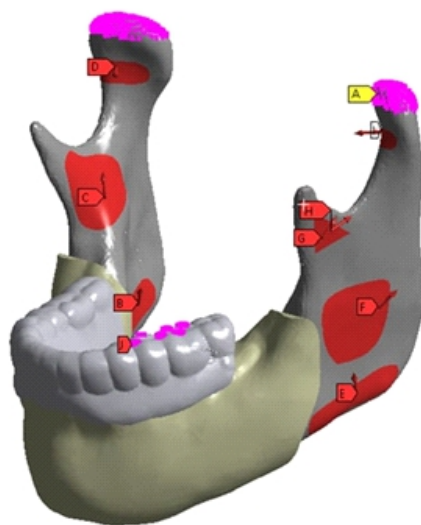
*Ключевые слова:* нижняя челюсть, полный протез, сферический имплантат, слизистая оболочка, мышечные силы, жевательная нагрузка, конечно-элементное моделирование, эквивалентные напряжения.

**Введение.** Одним из подходов к эффективному восстановлению жевательной функции при полном отсутствии зубов нижней челюсти является установка полного протеза на имплантаты. При этом существенное влияние на нагружение тканей слизистой оболочки и костной ткани оказывает количество имплантатов, используемое при тотальном протезировании, жесткость и локализация продуктов питания. Целью настоящей работы является определение реакции протеза и эквивалентных напряжений, возникающих в тканях нижней челюсти с установленным на имплантаты полным протезом при действии жевательной нагрузки, соответствующей продуктам питания различной жесткости.

**Конечно-элементное моделирование.** Параметризованная по толщинам слизистой оболочки и слоя кортикальной костной ткани конечно-элементная модель нижней челюсти с протезом разработана на основании томографических данных. Толщина слизистой оболочки изменялась в диапазоне от 2.0 до 3.0 мм; толщина кортикальной костной ткани принимала значения из диапазона от 3.1 до 3.7 мм. Эти значения геометрических параметров биологических тканей соответствуют экспериментальным данным [1]. Длина имплан-

тата, диаметр сферического элемента, высота соединения составляли 10.0 мм, 4.2 мм и 9.4 мм соответственно.

Граничные условия соответствовали жесткому закреплению поверхностей нижнечелюстных мышцевок, а также действию семи групп мышечных сил, участвующих в пережевывании пищи [2]. Направление мышечных сил определялось направляющими косинусами в соответствии с данными [3]. Предполагалось, что продукты питания располагаются (слева) в области второго премоляра и первого моляра нижней челюсти. Граничные условия для нижней челюсти с установленным полным протезом обозначены на рис. 1. Значения сил, приведенные на рис. 1, соответствуют величинам соответствующих мышечных сил в норме согласно данным работы [4].



**Рис. 1.** Граничные условия для модели нижней челюсти с прикрепленным протезом: маркер А — зафиксированные узлы на поверхностях нижнечелюстных суставов; маркер Е — результирующая сил от действия поверхностной жевательной мышцы, 190.38 Н; маркер F — результирующая от действия глубокой жевательной мышцы, 81.691 Н; маркер В — результирующая от действия медиальной крыловидной мышцы, 132.96 Н; маркер С — результирующая от действия передней височной мышцы, 154.88 Н; маркер G — результирующая от действия средней височной мышцы, 91.767 Н; маркер H — результирующая от действия задней височной мышцы, равная 71.073 Н; маркеры D и I — результирующие от действия боковой крыловидной мышцы, 34.351 Н; маркер J — область действия жевательной нагрузки на бугорки второго премоляра и первого моляра.

Полный протез жестко фиксировался на имплантатах. Слой кортикальной костной ткани также жестко прикреплялся к губчатой кости. Между остальными элементами модели задавалось контактное взаимодействие с учетом трения. Коэффициенты трения между имплантатом и кортикальной костной тканью, имплантатом и губчатой костной тканью, имплантатом и абатментом, а также между полным протезом и слизистой оболочкой принимались равными 0.40, 0.72, 0.323 и 0.334 [5, 6]. При моделировании имплантатов использовалось виртуальное резьбовое соединение высотой 3.50 мм, шагом резьбы 0.25 мм и углом наклона резьбы  $30^\circ$ .

Физико–механические свойства компонентов модели (губчатой и кортикальной костной ткани, слизистой оболочки, полного протеза, имплантатов и абатментов) задавались в соответствии с данными работы [2].

**Конечно–элементный расчет.** Конечно–элементный расчет выполнен с использованием программного комплекса ANSYS Workbench 22 R1 (Ansys Inc., USA). Проверка сеточной сходимости осуществлялась на основании сравнительного анализа величин эквивалентных напряжений, возникающих в кортикальной костной ткани, при фиксированной области пятого и шестого зубов и действии мышечных сил норме. В результате количество конечных элементов узлов модели составило 1293635 и 1915172 соответственно. Размер ребра конечного элемента для различных компонентов модели изменялся от 0.5 мм до 3.0 мм.

При расчете реакции нижней челюсти с установленным на различное количество имплантатов полным протезом величины мышечных сил принимали значения равные величинам, приведенным на рис. 1, умноженным на коэффициент, изменяющийся от 0.2 до 2.0 с шагом 0.2. Для каждой группы значений мышечных сил определялась результирующая реакции протеза в области пятого и шестого зубов, соответствующая воздействию продуктов питания на протез, а также эквивалентные напряжения, возникающие в слизистой оболочке. На основании значений эквивалентных напряжений осуществлялась оценка болевых ощущений, возникающих в слизистой оболочке пациента, при воздействии на протез различных продуктов питания на основании экспериментальных данных для напряжений [7].

**Заключение.** В результате конечно–элементного моделирования получены следующие результаты:

1. Независимо от количества имплантатов, результирующие реактивные силы в области пятого и шестого зубов полного протеза при возрастании величин мышечных сил до значений в норме принимают значения, соответствующие силам, необходимым для пережевывания различных продуктов питания (шоколад, яблоко, морковь, колбасные изделия) [8] без возникновения болевых ощущений в слизистой оболочке.

2. Наиболее неблагоприятным для пациента является установка полного протеза на четыре имплантата, поскольку в этом случае для пережевывания одних и тех же продуктов питания необходимо прикладывать большие по величине мышечные силы по сравнению со случаями установки полного протеза на два или шесть имплантатов.
3. С увеличением толщины слизистой оболочки наблюдается более равномерное распределение эквивалентных напряжений, возникающих в ней при действии на полный протез продуктов питания; в слизистой оболочке малой толщины область высоких напряжений располагается в окрестности имплантатов.

Работа выполнена в рамках задания 1.7.1.4 «Разработка дифференциальных и дробно-дифференциальных методов и их применение к моделированию сложных биомеханических и экономических систем» Государственной программы научных исследований «Конвергенция».

### Литература

- [1] Swasty D., Lee J. S., Huang J. C., Koutaro M., Gansky S. A., Hatcher D., Miller A. J. Anthropometric analysis of the human mandibular cortical bone as assessed by cone-beam computed tomography // *J. Oral Maxillofacial Surg.* 2009. Vol. 67. No. 3. P. 491–500. DOI: 10.1016/j.joms.2008.06.089
- [2] Moldoveanu S. A. B., Munteanu F., Forna N. C. Impact of implant-retained mandibular overdenture on oral mucosa - a finite element analysis // *Roman. J. Oral Rehabil.* 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] Huang H.-L., Su K.-Ch., Fuh L.-J., Chen Michael Y. C., Wu J., Tsai M.-T., Hsu J.-T. Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks // *J. Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015. Vol. 43. No. 7. P. 1194–1201. DOI: 10.1016/j.jcms.2015.04.016
- [5] Prados-Privado M., Martinez-Martinez C., Gehrke S. A., Prados-Frutos J. C. Influence of bone definition and finite element parameters in bone and dental implants stress: a literature review // *Biology.* 2020. Vol. 9. P. 224. DOI: 10.3390/biology9080224
- [6] Liu J., Pan Sh., Dong J., Mo Zh., Fan Yu., Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis // *J. Dent.* 2013. Vol. 41. No. 3. P. 241–249. DOI: 10.1016/j.jdent.2012.11.008
- [7] Арутюнов С. Д., Перцов С. С., Муслов С. А., Шанидзе З. Л. Исследования порогов болевой чувствительности слизистой оболочки полости рта к механическим стимулам // *Рос. Стоматолог. Ж.* 2018. Т. 22. № 1. С 11–17. DOI: 10.18821/1728-2802-2018-22-1-11-17

- 
- [8] Stróżyk P., Bałchanowski J.K. Effect of foodstuff on muscle forces during biting off // Acta Bioeng. Biomech. 2016. Vol. 18, No. 2. P. 81–91.