

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2019

Дашевский И.Н., Грибов Д.А., Олесова В.Н.

ПЕРСониФИЦИРОВАННАЯ БИОМЕХАНИКА БЕЗЗУБОЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ РЕСТАВРАЦИИ ПО СХЕМЕ «ВСЕ-НА-4» И НА ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ

ФГБУН «Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН» (ИПМех РАН), 119526, Москва, Россия;

ФГБОУ ДПО «Институт повышения квалификации ФМБА России», 125371, Москва, Россия

Рассмотрена технология индивидуального компьютерного планирования восстановления беззубой нижней челюсти с использованием денальных имплантатов. Модель челюсти и распределение модулей упругости по всему объему костной ткани получены посредством обработки компьютерной томограммы. Модель челюсти дополняется моделями имплантатов и протезной конструкции и передается в конечно-элементный комплекс, где указываются граничные условия и условия нагружения. Биомеханический анализ и сравнение двух схем установки имплантатов («Все-на-4» и на параллельных имплантах) проводится при моделировании двух процессов – откусывание и жевание.

Ключевые слова: компьютерное планирование; беззубая челюсть; денальные имплантаты; схемы установки имплантатов.

Для цитирования: Дашевский И.Н., Грибов Д.А., Олесова В.Н. Персонифицированная биомеханика беззубой челюсти при реставрации по схеме «Все-на-4» и на параллельных имплантах. Российский стоматологический журнал. 2019; 23 (1): 21-23. <http://dx.doi.org/10.18821/1728-2802-2019-23-1-21-23>

Dashevskiy I.N., Gribov D.A., Olesova V.N.

PERSONIFIED BIOMECHANICS OF EDENTULOUS JAW WITH RESTORATION ON THE SCHEME OF "ALL-ON-4" AND WITH PARALLEL IMPLANTS

FGBUN «Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics RAS» (IPMech RAS), 119526, Moscow, Russia;

«Institute for Advanced Studies of FMBA of Russia», 125371, Moscow, Russia

The technology of patient-specific computer planning of the restoration process of the edentulous mandible dentition using dental implants is considered. A model of the jaw and distribution of elastic modules by its volume are reconstructed from a computer tomogram. The model is supplemented with virtual implants and a model of the prosthetic structure and is passed on to the finite element complex, where the loading and supporting conditions are specified. Biomechanical analysis and comparison of two implant placement schemes ("All-on-4" and in parallel implants) is carried out for two types of loading that model biting and chewing.

Key words: computer planning; toothless jaw; dental implants; implant placement schemes.

For citation: Dashevskiy I.N., Gribov D.A., Olesova V.N. Personified biomechanics of edentulous jaw with restoration on the scheme of "all-on-4" and with parallel implants. Rossiyskii stomatologicheskii zhurnal. 2019; 23(1): 21-23. <http://dx.doi.org/10.18821/1728-2802-2019-23-1-21-23>

For correspondence: Olesova Valentina Nikolaevna, Dr. Med. Sciences, Professor, E-mail: olesova@implantat.ru

Acknowledgments. Work performed under the subject state of the task (number of state registration AAAA-A17-117021310386-3) and supported in part by grants RFBR No. 17-08-01579 and No. 17-08-01312.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Received 20.01.2019

Accepted 16.02.2019

Введение

Реабилитация пациентов с полным отсутствием зубов остается одной из наиболее сложных, актуальных и до сих пор не вполне решенных проблем в денальной имплантологии [1]. В последние годы широкое распространение получил подход к лечению таких пациентов, основанный на концепции «All-on-Four» ("Все-на-4") [2]. А на 6-й консенсусной конференции ITI (International Team for Implantology) в апреле 2018 г. на основе аналитического метаобзора литературы [3] был даже сделан вывод, что «Не существует статистически значимой разницы в показателях выживаемости имплантатов, связанных с использованием менее пяти имплантатов, по сравнению с пятью или более имплантатами при установке несъемного зуб-

ного протеза», причем, больше того, «включая дистально наклонные задние имплантаты и протокол немедленной нагрузки» [4].

Между тем очевидно, что в схемах с малым количеством имплантатов последние воспринимают большую нагрузку по сравнению с классической схемой протезирования, где имплантаты распределены равномерно по всему периметру челюсти (а тем более с нативным зубным рядом с его 16 зубами и эластичной периодонтальной связкой). Рост нагрузки сопровождается повышенным уровнем возникающих в костной ткани напряжений, деформаций, а при немедленной нагрузке и микроперемещений на интерфейсе имплантат–кость. Избыточные механические воздействия могут привести к нарушению процесса остеоинтеграции, а также к накоплению микроповреждений в костной ткани с последующим развитием ее резорбции. В этой связи особое значе-

Для корреспонденции: Олесова Валентина Николаевна, д-р мед. наук, профессор, E-mail: olesova@implantat.ru

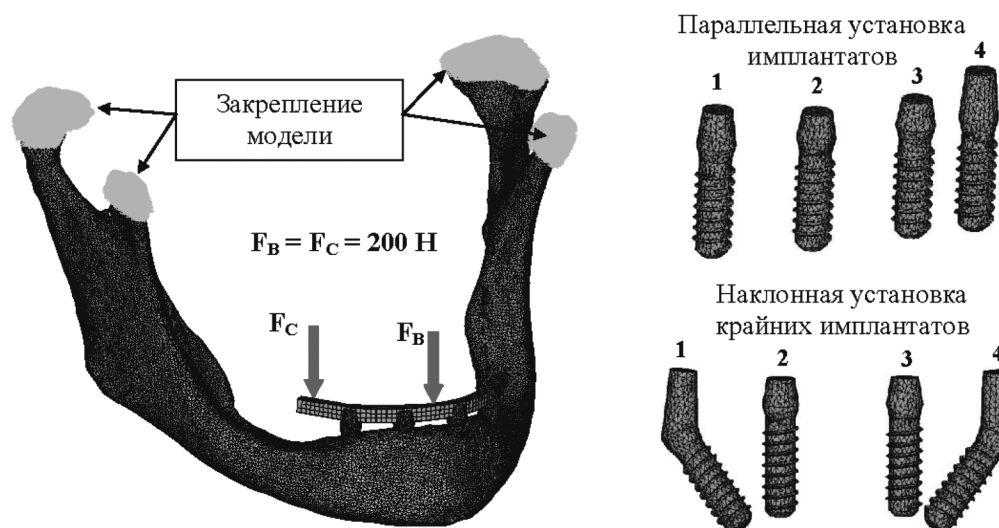


Рис. 1. Слева – конечно-элементная модель НЧ с имплантами, балкой и условиями нагружения; справа – модели использованных имплантатов.

ние здесь приобретает индивидуализированное математическое моделирование и количественный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) челюсти, выполняемый для конкретного пациента при выборе оптимальной схемы реабилитации.

Цель исследования – разработка индивидуальной биомеханической модели нижней челюсти (НЧ) с имплантами и моделью протеза с учетом неоднородности кости и сравнительная оценка НДС компонентов модели при двух разных вариантах установки имплантатов («All-on-Four» и параллельно) и характерных условиях нагружения.

Материал и методы

Исследование базировалось на снимках конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) беззубой НЧ пациентки 70 лет. Преобразование изображений КЛКТ в конечно-элементную модель (КЭ) НЧ осуществлялось с применением программных комплексов Mimics 17.0 и 3-matic 6.1. Моделировались две схемы установки имплантатов: все имплантаты устанавливаются вертикально – схема 1; крайние имплантаты устанавливаются под углом 45° – схема 2. Использовались модели имплантатов диаметром 3,5 мм и длиной 11 мм.

При моделировании считалось, что имплантаты полностью остеоинтегрированы; материал челюсти и имплантатов линейно-упругий и изотропный, при этом модуль упругости костной ткани определялся дискретно для каждого КЭ при помощи соответствующего расчетного модуля Mimics.

Моделирование осуществлялось с использованием конечно-элементного комплекса ANSYS. При планировании протезирования предполагалась установка балочного зубного протеза. Модель балки создавалась с помощью инструментов ANSYS. Механические характеристики титановых имплантатов и титановой балки приняты в соответствии с [5]: модуль упругости – 110000 МПа, коэффициент Пуассона – 0,35.

Изучались два вида нагружения, соответствующих откусыванию и жеванию. При моделировании откусывания вертикальное усилие (F_B) прикладывалось к узлам, расположенным в центральной части балки, при жевании (F_C) – к узлам, расположенным на краю консольной части балки (рис. 1). Величина усилия принималась равной типичной окклюзионной нагрузке для первого премоляра и моляров $F_B = F_C = 200$ Н [5, 6]. Закрепление модели осуществлялось посредством фиксации всех степеней свободы в узлах, принадлежащих головкам и венечным отросткам НЧ (см. рис. 1).

Результаты и обсуждение

Проведена оценка НДС как костной ткани челюсти в районе установки имплантатов, так и самих имплантатов. Результаты в эквивалентных напряжениях даны на рис. 2, 3 на обложке. Во всех случаях максимальные напряжения возникают в районе расположения первого витка резьбы имплантатов. При откусывании (см. рис. 2 на обложке) напряжения в верхнем слое компактной костной ткани НЧ и самих имплантатах распределены более равномерно, чем при жевании (см. рис. 3 на обложке). Напряжения в костной ткани при установке имплантатов по схеме 1 несколько выше, чем при установке по схеме 2 (не более 8,8%), тогда как для имплантатов прослеживается обратная картина, где различие в напряжениях достигает 46,6%. При моделировании процесса жевания наиболее нагруженными являются крайний имплантат и соответствующая область НЧ, расположенные на стороне приложенной нагрузки.

Напряжения в данной области костной ткани для схемы 1 существенно ниже, по сравнению со схемой 2 (79,3%), тогда как для крайнего имплантата, наоборот, выше (различие на 31,5%). По отношению к данной области, уровень напряжений в районах установки остальных имплантатов является несущественным, без ярко выраженной зависимости от

схемы установки имплантатов (различие не более 20,4%).

За вычетом эффектов резьбы, полученные результаты в целом согласуются с данными, где аналогичные схемы изучались без учета изменяемости механических характеристик костных тканей по объему, а модели имплантатов не содержали резьбу. Значения напряжений, полученных в НЧ при всех вариантах моделирования, не превышают предела прочности компактной костной ткани ($\sigma_b = 130$ МПа) [7]. Однако максимальные значения эквивалентных деформаций в костной ткани при нагружении консольной части балки заметно превысили порог ее повреждаемости, который согласно теории механостата Фроста (Н.М. Frost) составляет порядка $4 \cdot 10^{-3}$ [8].

Выводы

По результатам проведенного математического моделирования можно сделать следующие выводы.

1. Во всех случаях максимальные напряжения возникали в зоне первого витка резьбы имплантатов.

2. Сравнение двух схем установки имплантатов по биомеханике показывает, что при откусывании обе схемы практически эквивалентны, при жевании же схема параллельной установки имплантатов дает заметно меньшие напряжения в костной ткани, но существенно бóльшие напряжения на резьбе имплантатов, сопоставимые с условным пределом текучести титана.

3. Расчетные деформации в условиях многоциклового нагружения могут привести к накоплению микроповреждений кости и последующей ее резорбции.

4. Ввиду приближенности биомеханических моделей на практике целесообразнее делать акцент на качественном подходе и сравнении расчетных величин НДС не с предельными характеристиками материалов, а между собой в разных местах конструкции и при разных схемах вмешательства.

Таким образом, представленная технология дает возможность учета индивидуальных геометрических и механических характеристик костных структур и тканей конкретного пациента при цифровом планировании и сравнении разных вариантов имплантации на беззубой челюсти.

Финансирование. Работа выполнена по теме государственного задания (№ госрегистрации АААА-А17-117021310386-3) и при частичной поддержке грантов РФФИ №17-08-01579 и №17-08-01312.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чумаченко Е.Н. Прогнозирование возможных осложнений в ортопедической стоматологии на основе анализа напряженно-деформированного состояния опорных тканей зубов. *Вестник РАЕН*. 2007; 7(3): 42–9.
2. Nobel Biocare. URL: <https://www.nobelbiocare.com/ru/ru/home/company/about-us/history.html> (дата обращения 20.11.2018).
3. Polido W.D., Aghaloo T., Emmett T.W., Taylor T.D., Morton D. Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2018; 29(Suppl. 16):154–183. <https://doi.org/10.1111/clr.13312>.
4. Morton D., Gallucci G., Lin W., et al. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Impl Res.* 2018; 29(Suppl. 16): 215–23. <https://doi.org/10.1111/clr.13298>.
5. Horita S. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept, et al. *J. Prosth. Res.* 2017; 61: 123–32.
6. Mericske-Stern R. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 345–53.
7. *Проблемы прочности в биомеханике. Уч. пособие для вузов / Под ред. И.Ф. Образцова. М.: Высшая школа; 1988.*
8. Frost H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff’s law: the remodeling problem. *Anat. Rec.* 1990; 226: 414–22.

REFERENCES

1. Chumachenko E.N. Prediction of possible complications in prosthetic dentistry based on stress-strain state analysis of dental supporting tissues. *Vestnik RAEN*. 2007; 7(3): 42–9. (in Russian)
2. Nobel Biocare. URL: <https://www.nobelbiocare.com/ru/ru/home/company/about-us/history.html> (дата обращения 20.11.2018).
3. Polido W.D., Aghaloo T., Emmett T.W., Taylor T.D., Morton D. Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2018; 29(Suppl. 16): 154–83. <https://doi.org/10.1111/clr.13312>.
4. Morton D., Gallucci G., Lin W., et al. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Impl Res.* 2018; 29(Suppl. 16): 215–23. <https://doi.org/10.1111/clr.13298>.
5. Horita S. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept, et al. *J. Prosth. Res.* 2017; 61: 123–32.
6. Mericske-Stern R. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 345–53.
7. *Strength problems in biomechanics [Problemy Prochnosti v Biomekhanike]. Textbook for Universities/ Ed. I.F. Obratsov. Moscow: Vysshaya Shkola; 1988. (in Russian)*
8. Frost H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff’s law: the remodeling problem. *Anat Rec.* 1990; 226: 414–22.

Поступила 20.01.2019
Принята в печать 16.02.2019

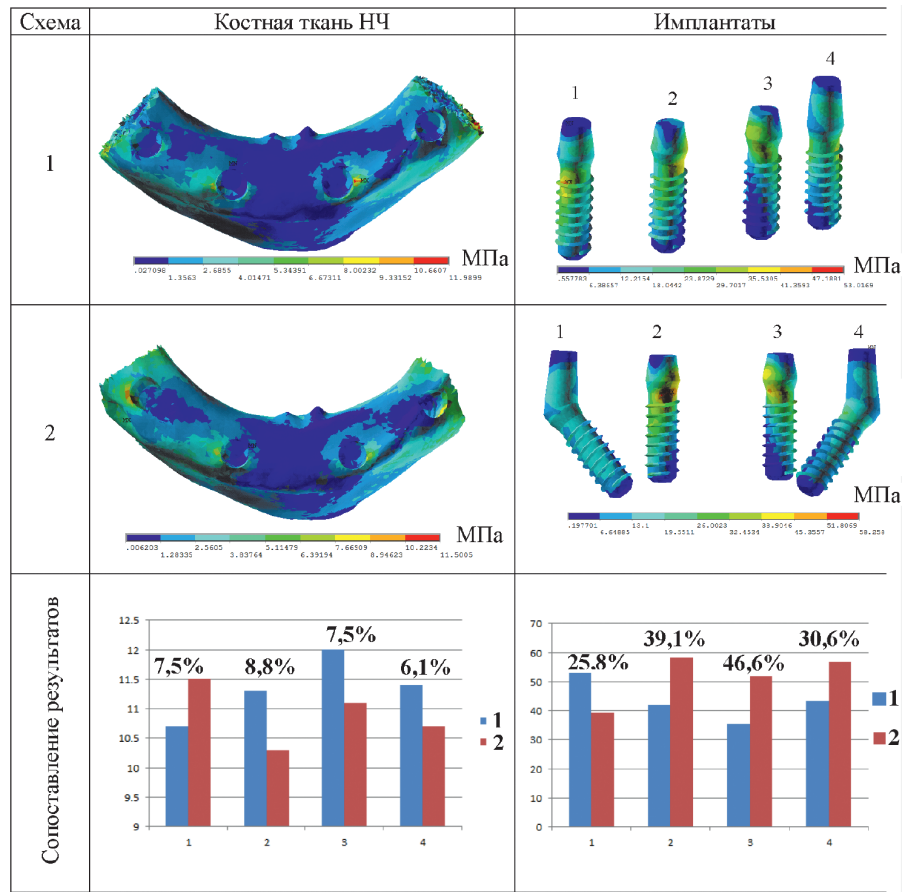


Рис. 2. Напряжения по Мизесу в НЧ и имплантатах при откусывании. На гистограммах – величины максимальных напряжений: голубые столбцы – схема 1, коричневые столбцы – схема 2; в процентах указана разница между схемами.

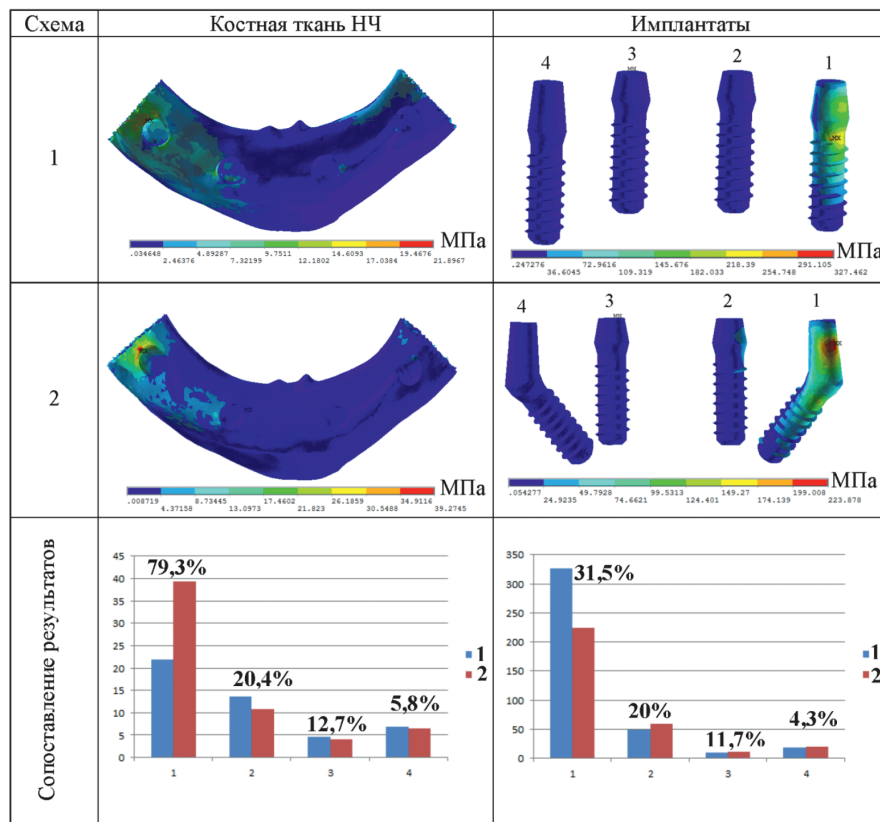


Рис. 3. Напряжения по Мизесу в НЧ и имплантатах при жевании. На гистограммах – величины максимальных напряжений: голубые столбцы – схема 1, коричневые столбцы – схема 2; в процентах указана разница между схемами.