

И.Ф. Авербух¹, А.В. Павленко¹, М.А. Долгов², М.А. Павленко¹, А.Ф. Сиренко¹

Исследование напряженного состояния нижней челюсти с имплантатами

¹НМАПО имени П.Л. Шупика, г. Киев, Украина²Институт проблем прочности им. Г.С. Писаренко НАН Украины, г. Киев, Украина

Актуальность. Отсутствие зубов приводит к функциональным изменениям в челюстно-лицевой системе. Реабилитация больных является актуальной и до сих пор нерешенной проблемой.

Цель: провести сравнительный анализ напряженного состояния нижней челюсти с двумя вариантами опоры протеза на четыре имплантата с шинированием или без него; исследовать особенности распределения напряженного состояния в области контакта имплантата с костью и различными углами абатмента имплантата.

Методы. Метод конечных элементов и определение напряженного состояния нижней челюсти с имплантатами выполняли с помощью программного комплекса ANSYS. В качестве критерия для анализа результатов использовали распределения эквивалентных напряжений по Мизесу в дентальной системе. Разработан ряд 3D-моделей кости нижней челюсти с установленными в нее четырьмя имплантатами (с различными углами наклона оси абатмента для боковых (молярных) имплантатов).

Результаты. При вертикальной нагрузке с величиной 100 Н и горизонтальной 50 Н, что соответствует разжевыванию жесткой пищи, максимальные напряжения возникали в диапазоне от 33,5 до 70,2 МПа в зависимости от расположения нагрузки, формы имплантата и наличия или отсутствия шины. В исследованных моделях с углом вхождения 45° имплантата в кость максимальные напряжения не превышали предельно допустимых величин, но при установке шины снижались с 70,2 до 67,8 МПа (при нагрузке на боковой имплантат) и с 33,7 до 33,5 МПа (при нагрузке на передний имплантат). При установке шины для имплантатов с углом 0° напряжение увеличивалось с 66,8 до 68,4 МПа (при нагрузке на боковой имплантат) и уменьшалось с 37,3 до 37,0 МПа (при нагрузке на передний имплантат).

Выводы. Проведенные исследования свидетельствуют о существенном влиянии формы имплантата на напряженное состояние дентальной системы. Установленные закономерности расширяют возможности имплантации и повышают ее эффективность за счет выбора угла наклона абатмента имплантата.

Ключевые слова: имплантат, шина, протез, напряженное состояние, нижняя челюсть.

Введение

Отсутствие зубов приводит к функциональным изменениям в челюстно-лицевой системе. Реабилитация больных является актуальной и до сих пор нерешенной проблемой. Лечение пациентов с полной утратой зубов при помощи «традиционных» съемных протезов не может успешно решать задачу обеспечения полноценного функционирования жевательной системы и повышения качества жизни, связанного со стоматологическим здоровьем.

Вопросами повышения функциональной эффективности съемных протезов занимались многие ученые. Предлагали различные методики установки зубов, совершенствовались технологии изготовления протезов, применялись новые материалы для базисов, мягкие подкладки и др. Стремительное развитие новых технологий позволяет применять для замещения утраченных зубов имплантаты.

Для протезирования пациентов с полным отсутствием зубов в настоящее время предложено большое количество вариантов расположения дентальных имплантатов. Но в повседневной практике врачам-стоматологам и зубным техникам, занимающимся конструированием зубных протезов на имплантатах, приходится эмпирически решать инженерные задачи, не обладая четкими представлениями об особенностях деформирования протезов под нагрузкой, не имея результатов их расчетов на прочность и жесткость, без точного знания механических свойств и поведения опорных тканей зубочелюстной системы.

Шинирование имплантатов внутриротовой сваркой – новый и перспективный способ в ортопедической стоматологии [1, 2, 3].

Инженерный подход к созданию ортопедических конструкций предусматривает применение механики деформируемого твердого тела. В настоящее время существует большое количество работ об исследовании

напряженного состояния в ортопедических конструкциях как аналитическими и численными методами, так и методом фотоупругости [4–14]. Однако при планировании несъемных шинированных имплантатов обоснование выбора их расположения в нижней челюсти не проводили. Отсутствуют также работы об анализе напряженного состояния нижней челюсти и имплантатов в зависимости от угла имплантата.

Целью работы было проведение сравнительного анализа напряженного состояния нижней челюсти с двумя вариантами опоры: 1) фиксация на четыре имплантата без шинирования; 2) фиксация на четырех имплантатах с шинированием. Кроме того, исследовали особенности распределения напряженного состояния в области контакта имплантата с костью и различными углами имплантата (0° и 45°).

Методы и материалы исследования

Исследуемые в работе компоновки имплантата с абатментами различных углов установки представлены на рис. 1. Исследования выполнены для цилиндрических имплантатов с углом наклона абатмента 0° и 45° в условиях идеальной остеоинтеграции, соответствующих успешному проведению имплантации.

Исходя из строения несъемной ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты, разработан ряд 3D-моделей кости нижней челюсти с установленными в нее четырьмя имплантатами (с различными углами наклона оси абатмента для боковых (молярных) имплантатов) (рис. 2). Геометрия нижней челюсти в плане имеет подковообразную форму. Была построена модель с абатментами, которые шинированы титановой проволокой (рис. 3) и соединены с *Co-Cr литой дугообразной пластиной* (рис. 4). Моделировали абатменты

діаметром 3,3 мм і довжиною 10 мм (для імплантата, у якого кут входу в кість становить 0°).

Моделювання. Були смодельовані зовнішні (жувальні) навантаження на імплантати. Була побудована твердотільна модель нижньої щелепи (з повним відсутством зубів) і встановленими в неї чотирма імплантатами. В розрахунковій моделі матеріали імплантатів і нижньої щелепи вважали ізотропними, однорідними і лінійно еластичними. В зв'язі з тим, що імплантати вкручували в кість нижньої щелепи по різьбі, приймали положення, що кість і імплантат пов'язані жорстко. Було прийнято, що в місцях з'єднання імплантата з

кістю існує ідеальна остеоінтеграція. У ділянці щелепи на торцях і нижній поверхні вважали жорстко закріпленими. Також вважали, що навантаження на кість передається через імплантати.

Об'єкти дослідження були розбиті на кінцеві елементи при різних варіантах імплантатів. Була отримана кінечно-елементна модель дентальної системи. В якості прикладу показано розбиття на кінцеві елементи нижньої щелепи з шинуваними імплантатами (рис. 5).

Для дослідження напруженого стану дентальної системи «кість–імплантат» до Co-Cr пластинки прикладали статичні зусилля. Жувальні навантаження, прикладені до коронки інтактного зуба, а відповідно, і до імплантата, змінюються по величині і напрямку в широких межах, а вектор сумарного окклюзійного зусилля орієнтований відносно продольної осі імплантата довільно. Для розрахунків приймали, що окклюзійне навантаження представлено у вигляді двох складових: осевий – 100 Н, язично-щелепний – 50 Н, (*переднезадній*). Зусилля прикладали або до переднього (рис. 6), або до бічного (рис. 7) імплантата. Зусилля прикладали до імплантата через абатмент.

Для розрахунку механічних характеристик дентальної системи прийнято наступне:

- титановий імплантат, абатмент і провідник (шина) – модуль еластичності $E = 110$ ГПа, коефіцієнт Пуассона $\mu = 0,36$ [1, 2, 3];
- кортикальна (щелепна) кість, $E = 29,3$ ГПа, $\mu = 0,42$ [7–9].
- литий листок зі сплаву Co-Cr, $E = 209$ ГПа [4, 5], $\mu = 0,3$.

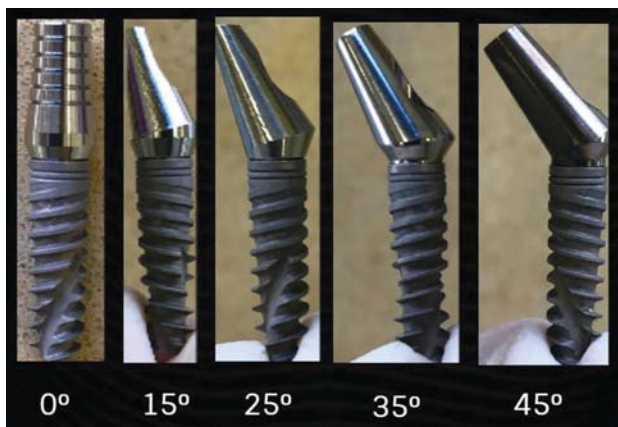


Рис. 1. Фотографії імплантатів для конфігурацій абатмента (0° , 15° , 25° , 35° і 45°).

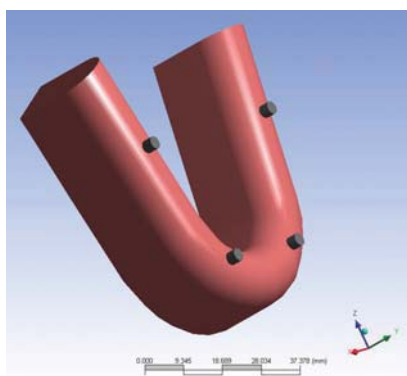


Рис. 2. 3D-модель дентальної системи «кість–імплантати».

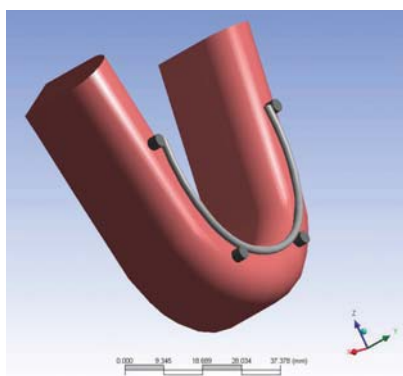


Рис. 3. 3D-модель дентальної системи «кість–шинувані імплантати».

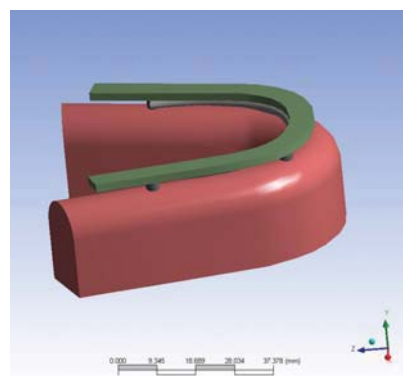


Рис. 4. 3D-модель дентальної системи «кість–шинувані імплантати» (сірий колір) з Co-Cr пластинкою (зелений колір).

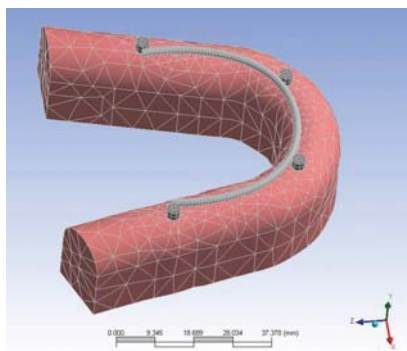


Рис. 5. Кінечно-елементна модель щелепи з чотирма імплантатами і шиною.

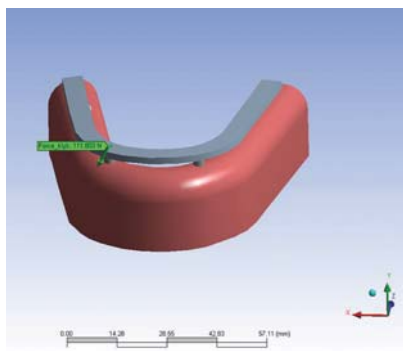


Рис. 6. Навантаження на передній імплантат.

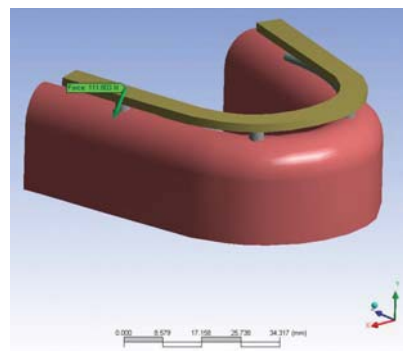


Рис. 7. Навантаження на бічний імплантат.

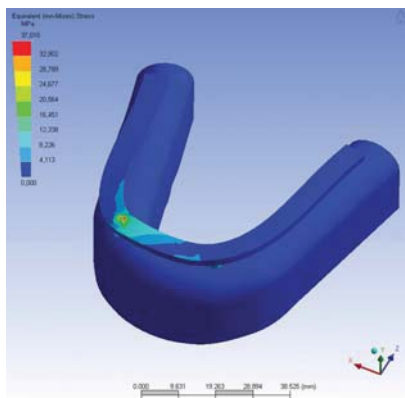


Рис. 8. Напряженное состояние для шинированных имплантатов (нагрузка на передний имплантат).

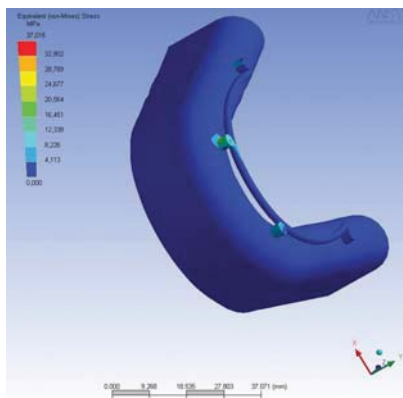


Рис. 9. Напряженное состояние для шинированных имплантатов (нагрузка на передний имплантат) (Со-Сг пластинка условно не показана).

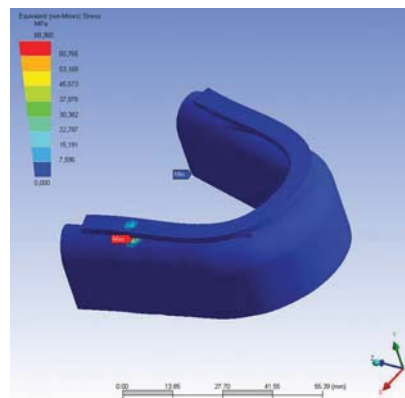


Рис. 10. Напряженное состояние для шинированных имплантатов (нагрузка на боковой имплантат).

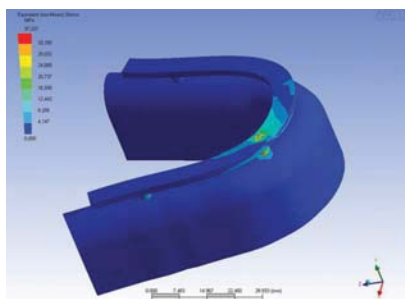


Рис. 11. Напряженное состояние для имплантатов без шины (нагрузка на передний имплантат).

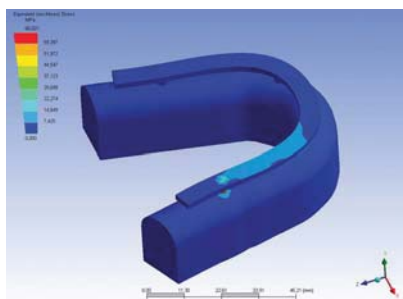


Рис. 12. Напряженное состояние для имплантатов без шины (нагрузка на боковой имплантат).

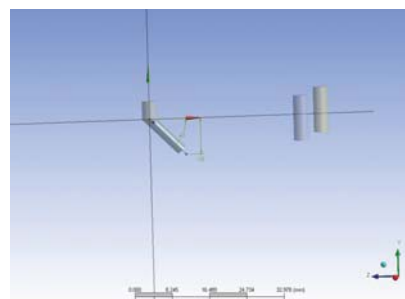


Рис. 13. 3D-модель абатмента и имплантата с углом вхождения в кость 45°.

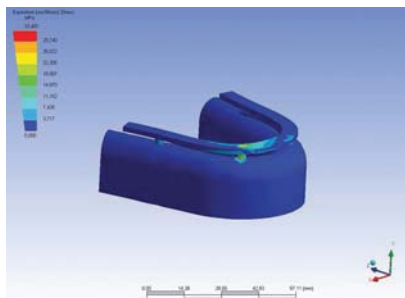


Рис. 14. Напряженное состояние для шинированных имплантатов (нагрузка на передний имплантат).

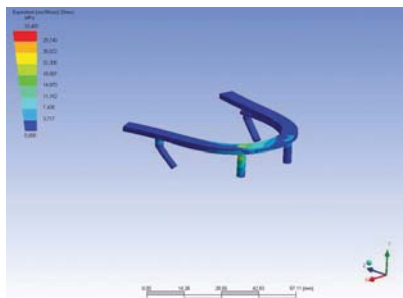


Рис. 15. Напряженное состояние для шинированных имплантатов (нагрузка на передний имплантат) (нижняя челюсть условно не показана).

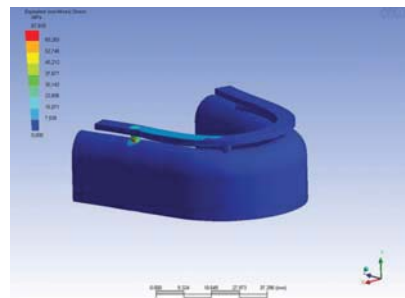


Рис. 16. Напряженное состояние для имплантатов без шины (нагрузка на боковой имплантат).

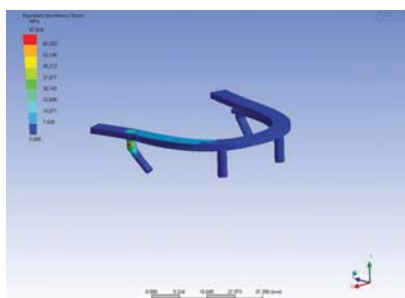


Рис. 17. Напряженное состояние для имплантатов без шины (нагрузка на боковой имплантат) (нижняя челюсть условно не показана).

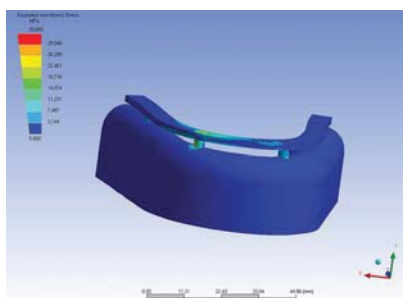


Рис. 18. Напряженное состояние имплантатов без шины (нагрузка на передний имплантат).

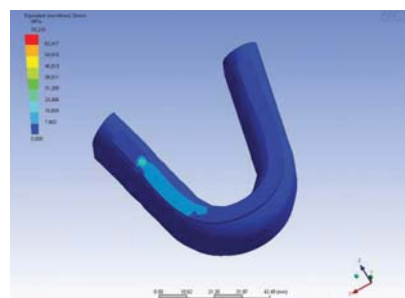


Рис. 19. Напряженное состояние для имплантатов без шины (нагрузка на боковой имплантат).

Решение задачи методом конечных элементов и определение напряженного состояния нижней челюсти с имплантатами выполняли с помощью программного комплекса ANSYS. В качестве критерия для анализа результатов использовали распределения эквивалентных напряжений по Мизесу в дентальной системе.

На рис. 8 и 9 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов с шиной в случае нагрузки на передний имплантат.

На рис. 10 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов с шиной в случае нагрузки на боковой имплантат.

На рис. 11 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов без шины в случае нагрузки на передний имплантат.

На рис. 12 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов без шины в случае нагрузки на боковой имплантат.

Были также исследованы напряженные состояния для дентальных конструкций, у которых боковые имплантаты имели угол вхождения в челюсть 45° (рис. 13). Для такой конструкции рассчитали напряженное состояние при установке четырех имплантатов с шиной в случае нагрузки на передний имплантат.

На рис. 14 и 15 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов с шиной в случае нагрузки на передний имплантат.

На рис. 16 и 17 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов с шиной в случае нагрузки на боковой имплантат.

На рис. 18 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов без шины в случае нагрузки на передний имплантат.

На рис. 19 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу при установке четырех имплантатов без шины в случае нагрузки на боковой имплантат.

Созданная модель челюсти с имплантатами позволяет исследовать напряженное состояние костной ткани нижней челюсти в зависимости от способа крепления имплантатов (с шиной или без нее), вида и местоположения нагрузки на имплантатную систему протезирования.

Результаты исследования

Анализ результатов численных расчетов напряженного состояния дентальной системы с различными типами имплантатов позволил установить следующее. С использованием четырех разработанных моделей имплантат–нижняя челюсть было исследовано напряжен-

ное состояние дентальной системы в областях концентрации напряжений. Изучено влияние угла наклона корневой части имплантата на величину эквивалентных напряжений Мизеса в абатменте. Исследовано влияния угла наклона имплантатов и месторасположения нагрузки на величину и распределение напряженного состояния кости в окрестности имплантата.

При вертикальной нагрузке с величиной 100 Н и горизонтальной 50 Н, что соответствует разжевыванию жесткой пищи, максимальные напряжения возникали в диапазоне от 33,5 до 70,2 МПа в зависимости от расположения нагрузки, формы имплантата и наличия или отсутствия шины. Эти величины в несколько раз меньше предела прочности титана. Нагрузка от имплантата передается за счет верхнего слоя кости нижней челюсти. Наибольшую концентрацию напряжений возникает в нижней части абатмента с внешней стороны, то есть в направлении действия жевательной нагрузки (от языка к губе или язычно-щечной).

В исследованных моделях с углом вхождения 45° имплантата в кость максимальные напряжения не превышали предельно допустимых величин, но при установке шины снижались с 70,2 до 67,8 МПа (при нагрузке на боковой имплантат) и с 33,7 до 33,5 МПа (при нагрузке на передний имплантат). Таким образом, наибольшее положительное влияние шина оказывает при нагрузках на боковой имплантат. При нагрузках на передний имплантат упрочняющее влияние шины не такое существенное. В то же время необходимо отметить, что для имплантатов с углом 0° закономерности совершенно другие. При установке шины напряжение увеличивалось с 66,8 до 68,4 МПа (при нагрузке на боковой имплантат) и уменьшалось с 37,3 до 37,0 МПа (при нагрузке на передний имплантат).

Выводы

Таким образом, можно сделать вывод, что выбор формы имплантата и использование шинирования позволяют в определенных случаях снижать нагрузку на боковые абатменты, которые испытывают наибольшие нагрузки при эксплуатации. Исследования такого рода (анализ напряженного состояния дентальной системы) позволяет делать научно-обоснованные рекомендации о выборе формы (конфигурации) имплантата для каждого конкретного пациента. Проблема выбора имплантата напрямую связана с исследованиями зависимости максимальных напряжений от формы (конфигурации) имплантата.

Установленные закономерности расширяют возможности имплантации и повышают ее эффективность за счет выбора угла наклона имплантата.

ЛИТЕРАТУРА

1. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. A Six-Year Follow-up of Full-Arch Immediate Restorations Fabricated With an Intraoral Welding Technique. *Implant Dentistry*. 2013; 22 (3): 224–231
2. Bacchiocchi D, Guida A. The Ball Welding Bar: A New Solution for the Immediate Loading of Screw-Retained, Mandibular Fixed Full Arch Prostheses. *International Journal of Dentistry*. 2017; 2017: 1–9
3. Rossi F, Pasqualini M, Dal Carlo L, Shulman M, Nardone M, Winkler S. Immediate Loading of Maxillary One-Piece Screw Implants Utilizing Intraoral Welding: A Case Report. *Journal of Oral Implantology*. 2015; 41 (4): 473–475
4. Bulbuk O, Velychkovych A, Mazurenko V, Ropyak L, Pryhorovska T. Analytical estimation of tooth strength, restored by direct or indirect restorations. *Engineering Solid Mechanics*. 2019; 193–204
5. Dikova T, Vasilev T. Bending fracture of Co-Cr dental bridges, produced by additive technologies: Simulation analysis and test. *Engineering Fracture Mechanics*. 2019; 218: 106583
6. Hingsammer L, Pommer B, Hunger S, Stehrer R, Watzek G, Insua A. Influence of Implant Length and Associated Parameters Upon Biomechanical Forces in Finite Element Analyses. *Implant Dentistry*. 2019; 28 (3): 296–305
7. Cenkoglu B, Balcioglu N, Ozdemir T, Mijiritsky E. The Effect of the Length and Distribution of Implants for Fixed Prosthetic Reconstructions in the Atrophic Posterior Maxilla: A Finite Element Analysis. *Materials*. 2019; 12 (16): 2556
8. Lee J, Lee Y, Kim Y, Cho H. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 115 (2): 161–169
9. Valente M, de Castro D, Macedo A, Shimano A, dos Reis A. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. *Materials Science and Engineering: C*. 2017; 77: 360–365
10. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93 (3): 227–234

11. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004; 91 (1): 20–25

12. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. Journal of Dentistry. 2002; 30 (1): 41–46

13. Dolgov NA, Dikova T, Dzhendov D, Pavlova D, Simov M. Mechanical properties of dental Co-Cr alloys fabricated via casting and selective laser melting. International Scientific Journal Materials Science. Non-Equilibrium Phase Transformations. 2016; 3: 3–7

14. Dikova T, Vasilev T, Dolgov N. Failure of ceramic coatings on cast and selective laser melted Co-Cr dental alloys under tensile test: Experiment and finite element analysis. Engineering Failure Analysis. 2019; 105: 1045–1054.

Дослідження напруженого стану нижньої щелепи з імплантатами

Й.Ф. Авербух, О.В. Павленко, М.А. Долгов, М.О. Павленко, О.Ф. Сиренко

Актуальність. Відсутність зубів призводить до функціональних змін у щелепно-лицевій системі. Реабілітація хворих є актуальною й досі не вирішеною проблемою.

Мета: провести порівняльний аналіз напруженого стану нижньої щелепи із двома варіантами опори протезу на чотири імплантати з шинуванням і без нього; дослідити особливості розподілу напруженого стану в ділянці контакту імплантата з кісткою та різними кутами абатмента імплантата.

Методи. Метод кінечних елементів і визначення напруженого стану нижньої щелепи з імплантатами виконували за допомогою програмного комплексу ANSYS. В якості критерію для аналізу результатів застосовували розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у дентальній системі. Розроблено ряд 3D-моделей кістки нижньої щелепи з установленими в неї чотирма імплантатами (з різними кутами нахилу осі абатмента для бічних (молярних) імплантатів).

Результати. При вертикальному навантаженні величиною 100 Н і горизонтальному 50 Н, що відповідає розжовуванню жорсткої їжі, максимальні напруження виникали в діапазоні від 33,5 до 70,2 МПа в залежності від розподілу навантаження, форми імплантата й наявності або відсутності шини. У досліджених моделях з кутом входження 45° імплантата в кістку максимальні напруження не перевищували гранично допустимих значень, але при встановленні шини знижувалися із 70,2 до 67,8 МПа (при навантаженні на бічний імплантат) і з 33,7 до 33,5 МПа (при навантаженні на передній імплантат). При встановленні шини для імплантатів з кутом нахилу 0° напруження збільшувалося з 66,8 до 68,4 МПа (при навантаженні на бічний імплантат) і зменшувалося з 37,3 до 37,0 МПа (при навантаженні на передній імплантат).

Висновки. Проведені дослідження свідчать про істотний вплив форми імплантата на напружений стан дентальної системи. Установлені закономірності розширюють можливості імплантації та підвищують її ефективність за рахунок вибору кута нахилу абатмента імплантата.

Ключові слова: імплантат, шина, протез, напружений стан, нижня щелепа.

Investigation of the tensile state of the mandible with implants

Y. Averbukh, O. Pavlenko, M. Dolgov, M. Pavlenko, O. Sirenko

Actuality. The absence of teeth leads to functional changes in the maxillofacial system. Rehabilitation of patients is an urgent and still unresolved problem.

Objective: to perform a comparative analysis of the tensile state of the mandible with two prosthesis supports on four implants with and without splinting; to investigate the peculiarities of stress distribution in the area of contact of the implant with bone and different angle of implant abutment.

Methods. Finite element method and determination of tensile state of the mandible with implants were performed using the ANSYS software package. The Mises equivalent stress distribution in the dental system was used as a criterion for analyzing the results. A number of 3D models of the mandible bone with four implants (with different angles of the abutment axis for lateral (molar) implants) have been developed.

Results. With a vertical load of 100 N and a horizontal load of 50 N, which corresponds to the chewing of hard food, maximum stresses occurred in the range from 33.5 to 70.2 MPa depending on load distribution, implant shape and splint presence or absence. In the investigated models with an angle of entry of 45° of the implant into the bone, the maximum stresses did not exceed the maximum permissible values, but at the installation of the splint decreased from 70.2 to 67.8 MPa (when loaded on the lateral implant) and from 33.7 to 33.5 MPa (when loaded on the front implant). When installing a tire for implants with a 0° angle, the tension increased from 66.8 to 68.4 MPa (when loaded on the lateral implant) and decreased from 37.3 to 37.0 MPa (when loaded on the anterior implant).

Conclusions. Conducted research testify the significant influence of the implant shape on the stress state of the dental system. The established patterns extend the possibilities of implantation and increase its efficiency by choosing the angle of inclination of the implant abutment.

Key words: implant, splint, prosthesis, stress state, mandible.

Иосиф Авербух – аспирант кафедры стоматологии НМАПО им. П.Л. Шупика.

Адрес: 04050, г. Киев, ул. Пимоненко, 10-а. **Телефон:** (044) 482-08-52. **E-mail:** institut_stomat@ukr.net.

Павленко Алексей Владимирович – д-р мед. наук,

профессор, заведующий кафедрой стоматологии НМАПО им. П.Л. Шупика.

Адрес: 04050, г. Киев, ул. Пимоненко, 10-а. **Телефон:** (044) 482-08-52. **E-mail:** institut_stomat@ukr.net.

Долгов Николай Анатольевич – д-р тех. наук,

доцент, ведущий научный сотрудник, Институт проблем прочности им. Г.С. Писаренко НАН Украины.

Адрес: 01014, г. Киев, ул. Тимирязевская, 2. **Телефон:** (044) 286 69 57. **E-mail:** dna@ipp.kiev.ua.

Павленко Максим Алексеевич – канд. мед. наук,

доцент кафедры стоматологии НМАПО имени П.Л. Шупика.

Адрес: 04050, г. Киев, ул. Пимоненко, 10-а. **Телефон:** (044) 482-08-52. **E-mail:** institut_stomat@ukr.net.

Сиренко Александра Федоровна – канд. мед. наук,

доцент, заведующая отделом докторантуры и организации научной работы НМАПО имени П.Л. Шупика.

Адрес: 04112, г. Киев, ул. Дорогожичская, 9. **Телефон:** (044) 205-48-01. **E-mail:** sirenko_a@ukr.net.