



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.2.05

УДК 531/534: [57+61]

МОДЕЛИРОВАНИЕ НАГРУЗОК, СОЗДАВАЕМЫХ МОСТОВИДНЫМ ЗУБНЫМ ПРОТЕЗОМ С ОПОРОЙ НА ИМПЛАНТАТЫ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Н.В. Федорова^{1, 2}, А.Ю. Ларичкин^{1, 3}, А.А. Шевела⁴

¹ Лаборатория статической прочности Института гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения Российской академии наук, Новосибирск, Россия

² Кафедра прочности летательных аппаратов Новосибирского государственного технического университета, Новосибирск, Россия

³ Кафедра моделирования механики макро и нано-структур Новосибирского государственного университета, Новосибирск, Россия

⁴ Международный центр имплантологии I-Dent, Новосибирск, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 05 мая 2022

Одобрена: 21 июня 2022

Принята к публикации: 25 июня 2022

Ключевые слова:

имплантат, стоматология, несъемный протез, верхняя челюсть, первичная стабильность, критерий прочности Кулона – Мора, метод конечных элементов.

АННОТАЦИЯ

Исследование направлено на оценку первичной стабильности несъемного протеза на 8 имплантатах верхней челюсти. Рассмотрены случаи неприживания отдельных имплантатов и разная минерализация кости. Модель верхней челюсти была построена в соответствии с трёхмерным томографическим снимком. Моделирование случаев неприживания имплантатов проводилось при различных вариантах нагружения. Материал кости принят изотропным, при этом рассмотрена нормальная и критическая минерализация кости. Задачи решались с помощью метода конечных элементов. Для оценки первичной стабильности имплантатов использовался критерий Кулона – Мора. На основании критерия указаны критические сценарии протезирования в зависимости от конфигурации неприживания имплантатов и степени минерализации кости. При односторонней жевательной нагрузке наиболее опасные случаи неприживания имплантатов в дистальной области для любого типа минерализации. Рассмотренная конфигурация протеза на 8 имплантатах увеличивает риск повреждения кортикального слоя кости с возрастом, даже в случае приживания всех имплантатов.

© ПНИПУ

Введение

В стоматологической практике существует подход протезирования челюсти посредством установки несъемного протеза. При этом возникают проблемы, связанные с прочностью костных тканей и имплантатов, оптимальностью форм имплантатов, определением критических нагрузок, а также с первичной и вторичной стабильностью имплантатов.

© Федорова Наталья Виталиевна – к.т.н., научный сотрудник, e-mail: veter-nata@mail.ru

ID: 0000-0002-6850-995X

© Ларичкин Алексей Юрьевич – к.ф.-м.н., старший научный сотрудник, e-mail: larichking@gmail.com

ID: 0000-0002-7306-9522

© Шевела Александр Андреевич – к.м.н., врач-стоматолог, e-mail: mdshevela@gmail.com ID: 0000-0001-9235-9384

Успешная установка имплантата обычно делится на два этапа: первичную и вторичную стабильность имплантата. Первичная стабильность связана с надежной фиксацией имплантата сразу после имплантации и до того момента, когда произойдет какое-либо биологически обусловленное ремоделирование кости. В течение этого времени стабильность имплантата зависит от условий контактного взаимодействия кости с имплантатом, которые позволят выдерживать механическую



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

нагрузку на имплантат. Вторичная стабильность сопровождается биологическими процессами регенерации костной ткани и инициируется прорастанием уже существующего костного матрикса в имплантат. В исследовании [48] подчёркивается, что разработка реалистичной численной модели первичной стабильности имплантата должна стать основой для любого последующего моделирования процесса регенерации, приводящего к вторичной стабильности имплантата.

Наиболее часто встречаются исследования первичной стабильности имплантатов, в которых приводится анализ напряжённо-деформированного состояния (НДС) костных тканей при установке одиночного имплантата, расположенного в некотором объёме челюсти с учётом его формы [1; 6; 8; 11; 19; 29; 30; 44] и угла наклона при установке [7; 23]. Однако на практике при протезировании адентичной челюсти имплантаты соединяются между собой каркасом и требуют анализа конструкции в целом, а не каждого имплантата в отдельности. Необходимо отметить, что в случае, когда между имплантатами отсутствует связь в виде соединительного каркаса, напряжения в наклонённых имплантатах увеличиваются, по сравнению с вертикально установленными имплантатами. В случае, когда система имплантатов связана каркасом, ситуация обратная [12; 13; 49]. В качестве простейшего случая рассматриваются мостовидные соединения, состоящие из двух [3; 28; 40], трёх [24; 45; 47] или четырёх [27] имплантатов.

Использование имплантатов обычно ограничивается малой минерализацией костной ткани и близостью верхнечелюстных синусов к месту внедрения имплантата. Невозможность размещения имплантатов в дистальные области верхней челюсти может привести к использованию длинных консолей соединительных каркасов протезов. При этом увеличивается вероятность неуспешной имплантации. Для упрощения лечения атрофических челюстей с использованием наклонных дистальных имплантатов был разработан метод, который позволяет полностью восстановить челюсть с использованием только 3 [21] или 4 имплантатов [36; 38]. Хотя некоторые авторы предлагают использовать большее количество имплантатов для уменьшения риска протезирования [15; 20], а также различные модификации соединительного каркаса [36]. Так, напряжённо-деформированное состояние протеза и костной ткани сравнивалось при установке на 4 имплантата с установкой на 6 [5; 46], а также на 14 [42] имплантатах, в том числе в случаях связанности и несвязанности имплантатов каркасом. Проводились экспериментальные исследования для различных конфигураций расположения имплантатов в челюсти [39].

В приведённых работах моделирование нагрузок протеза на кость имело цель отыскать конфигурации имплантатов и их расположение в челюсти, при которых происходит снижение напряжённого состояния в

кости. Снижение нагружения на кость достигалось за счёт наклона имплантатов, их связи каркасом, за счёт выбора материалов протеза, а также увеличения количества имплантатов. Подобная цель коррелирует с требованием равномерности НДС в кости [25] не только для первичной, но и последующей вторичной стабильности имплантата: чем ниже нагрузка на кость, тем благоприятнее условия для быстрого развития новой костной ткани вокруг имплантата [33].

Для решения таких задач часто используют численные методы ввиду сложности геометрии кости, имплантатов и системы действующих нагрузок. Наиболее удобным и часто применимым является метод конечных элементов. В работе [17] метод конечных элементов рассматривается применительно к задачам биомеханики в стоматологии.

Отдельно стоит отметить, что в рассмотренных публикациях при анализе результатов многие авторы оценивают НДС на основе интенсивности напряжений (эквивалентных напряжений по Мизесу). Авторы обосновывают это тем, что необратимые деформации наступают раньше достижения наибольшего напряжения предела прочности кости. Это лишь свидетельствует о нелинейном характере деформирования костной ткани. Однако в процессе жевания в костных тканях челюсти возникают существенные сжимающие напряжения, при этом вопросы прочности для случая сжатия в исследованиях не затрагиваются.

Главной целью настоящего исследования является оценка первичной стабильности при протезировании адентичной челюсти на 8 имплантатах, включая случаи неприживления отдельных имплантатов при различной степени минерализации кости. Это позволит определить наиболее критические сценарии протезирования.

Рассмотренный подход в рамках последующих исследований позволит оценить допустимые схемы нагружения, при которых происходит рост или резорбция кости [4; 9; 43; 31], что будет полезно при выборе протокола лечения. В исследовании используется комплексный подход к оценке первичной стабильности компонентов протеза и костных тканей челюсти на примере установленного протеза конкретного пациента.

Для протезирования пациента использовались разные имплантаты, расположенные под разными углами установки. В качестве параметра для оценки первичной стабильности было рассмотрено относительное напряжение в костных тканях челюсти и протезе, в соответствии с критерием Кулона – Мора. Анализируются варианты нагрузки протеза для различных случаев неприживляемости имплантатов.

В исследовании рассматриваются случаи переменной минерализации кости, в том числе критической, соответствующей пациентам пожилого возраста, для которых протезирование адентичной челюсти является наиболее актуальной проблемой.

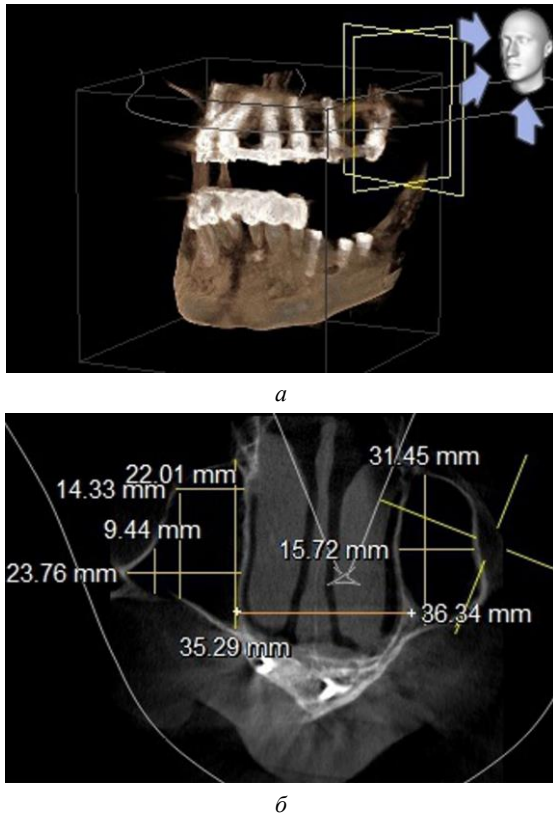


Рис. 1. Томографический снимок челюсти пациента с установленными стоматологическими имплантатами: *а* – 3D-вид; *б* – сечение сверху на уровне пазух

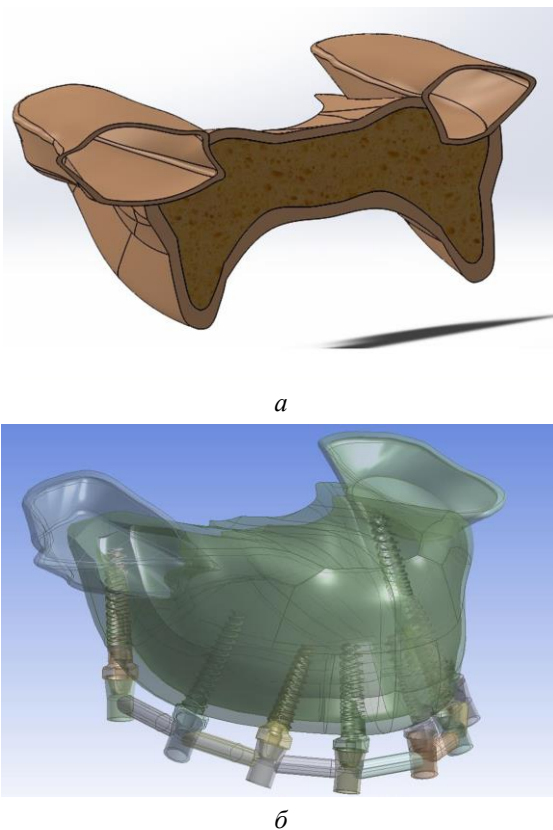


Рис. 2. Модель верхней челюсти: *а* – поперечный разрез; *б* – модель с надетыми на абатменты «рукавами» соединения и штангой между ними

Кроме основной цели исследования, планировалась проверка следующих нулевых гипотез:

1. Неприживание хотя бы одного имплантата в рассмотренной конфигурации будет значительно влиять на рост напряжённого состояния в трабекулярной и кортикальной кости при нормальной минерализации.

2. Случаи неприживания имплантатов в дистальной области будут наиболее критическими.

3. Напряжённое состояние будет возрастать в трабекулярной кости при критической минерализации.

Материалы и методы исследования

Геометрия конечно-элементной модели

На основе томографических снимков челюсти пациента (рис. 1, *а*) была построена твердотельная модель адентичной верхней челюсти с учётом полостей синусовых пазух с помощью программного комплекса *SolidWorks* 2012. При построении модели были соблюдены анатомические размеры челюсти, а также расположение и угол наклона установленных имплантатов.

Для наиболее точных контуров при построении моделей пазух томографические снимки были использованы в качестве подложки (рис. 1, *б*). Оболочки пазух были построены с переменной толщиной стенок 0,52–0,78 мм, что соответствует анатомической модели. Твердотельная модель верхней челюсти представляет собой кортикальную кость с переменной толщиной, варьирующуюся в пределах 2 мм. Внутренняя полость челюсти заполнена губчатой костью (рис. 2, *а*). В модели челюсти были вырезаны отверстия с резьбой под соответствующие имплантаты. Расположение имплантатов, их тип, длина, диаметр и углы наклона также соответствуют реальным имплантатам с томографических снимков челюсти пациента. К имплантатам присоединялись абатменты. Далее на все абатменты были надеты «рукава», которые соединены между собой штангами, моделирующими спаянный каркас протеза (рис. 2, *б*).

Материалы

При выборе материалов для челюсти возникла проблема с определением однозначности механических характеристик: предела прочности и модуля упругости для кортикальной и губчатой костей. Проблема состояла в том, что разброс данных для указанных механических характеристик существенный среди разных исследований [37; 50]. Кроме того, величины предела прочности и модуля упругости зависят не только от метода исследований, места из которого был вырезан образец для испытаний, его состояния (сухая или влажная кость), но и существенно зависят от плотности кости, которая меняется с возрастом.

В модели рассматриваются три вида материалов: кортикальная кость, губчатая кость и титановый сплав.

В расчёте анализируются два варианта модели материала для костей. Первый вариант, когда кортикальная и губчатая кости являются линейным изотропным материалом с нормальной минерализацией кости. Вторым вариантом, когда кортикальная и губчатая кости являются линейным изотропным материалом с критической минерализацией кости.

В рассматриваемых моделях модуль упругости для губчатой кости был рассчитан по формуле, в которой скорость деформации принята 10^{-5} с^{-1} [16]:

$$E = 3,790\dot{\epsilon}^{0,06} \rho^3, \quad (1)$$

где E – измеряется, ГПа; $\dot{\epsilon}$ – скорость деформации, с^{-1} ; ρ – плотность, г/см^3 . В скелете человека полная плотность губчатой кости варьируется в пределах 0,1–1,5 г/см^3 . Для оценки модуля упругости губчатой кости при различной минерализации кости эти экстремальные значения плотности были приняты для расчёта в качестве параметров нормальной и критической минерализации. Поэтому модуль упругости губчатой кости меняется с 6,46 ГПа при нормальной минерализации до 1,915 МПа при критической минерализации. Значения предела прочности для губчатой кости были взяты из экспериментов в зависимости от возраста пациентов [18], которые составили 12,92 МПа при нормальной минерализации и 6,83 МПа при критической минерализации. Коэффициент Пуассона принимался равным 0,3.

Предел прочности и модуль упругости кортикальной кости уменьшаются с 195 МПа в 20 лет до 120 МПа в 90 лет. За тот же самый период модуль упругости уменьшается с 17 ГПа до 15,6 ГПа [18; 34]. Данные параметры кортикальной кости были также соотнесены с нормальной и критической минерализацией. Коэффициент Пуассона принимался равным 0,3.

Титановый сплав Ti–6Al–4V использовался для имплантатов, абатментов, соединительных «рукавов» и штанг каркаса. Для Ti–6Al–4V модуль упругости 114 ГПа, коэффициент Пуассона 0,33, предел текучести 795 МПа, предел прочности 860 МПа.

Метод конечных элементов

Для решения рассмотренной задачи использовался метод конечных элементов [2]. В исследовании рассматривались три варианта схем нагружения, с учётом неприживляемости одного имплантата или более. Неприживляемость имплантата моделировалась отключением того или иного имплантата в модели, что изменяло суммарную площадь контакта имплантатов с костью. Варианты нагружения схематично представлены на рис. 3–5.

Первый (рис. 3) и второй (рис. 4) варианты нагружения были рассмотрены только для случаев нормальной минерализации кости.

Первый вариант нагружения рассматривал одностороннюю жевательную нагрузку в случае приживления

всех установленных имплантатов (рис. 3, а) и в случаях неприживляемости одного из имплантатов (рис. 3, б–ж).

В одном случае (рис. 3, а) нагрузка прикладывалась перпендикулярно штанге между 1-м и 2-м имплантатами в размере 200 Н. В других случаях (рис. 3, б–ж) нагрузка аналогично прикладывалась к штангам, прилегающим к неприжившемуся имплантату, по 100 Н к каждой штанге, как показано на примере 3D-модели (рис. 3, з), нагруженной по схеме (рис. 3, ж)

Закрепление было выполнено по верхней поверхности модели, где были запрещены перемещения по всем направлениям: $U_x = U_y = U_z = 0$. Математическая модель включала в себя систему уравнений теории упругости: уравнения равновесия, определяющие соотношения, уравнения Коши для малых деформаций.

Ввиду сложной геометрии модели для построения сетки использовались 4-узловые конечные элементы в форме тетраэдров. Сетка строилась со сгущением в окрестности области контакта имплантатов и кости.

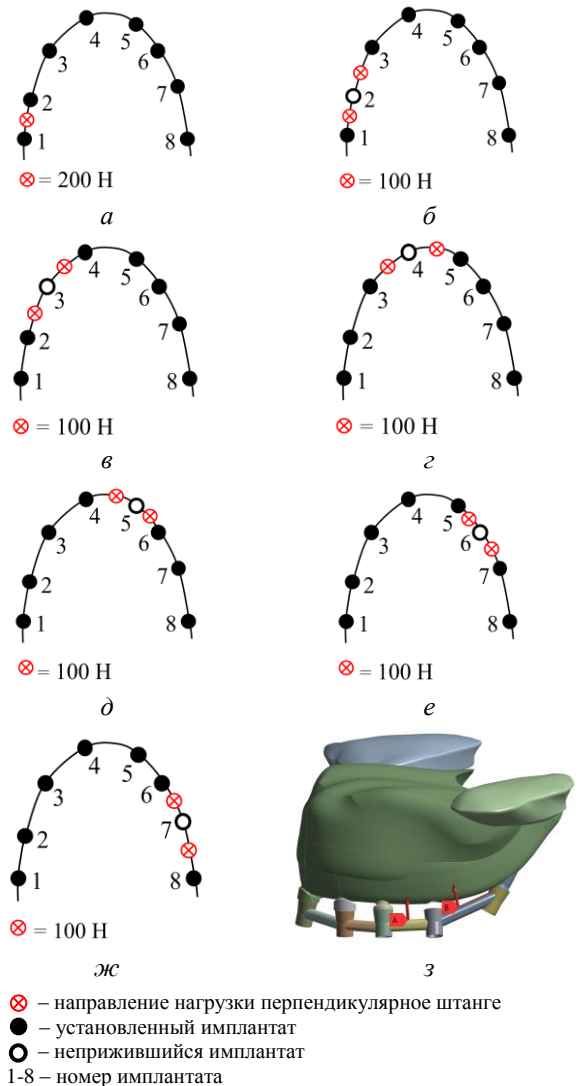


Рис. 3. Первый вариант нагружения: а, б, в, г, д, е, ж – схемы приложения нагрузок; з – пример нагружения 3D-модели по схеме ж

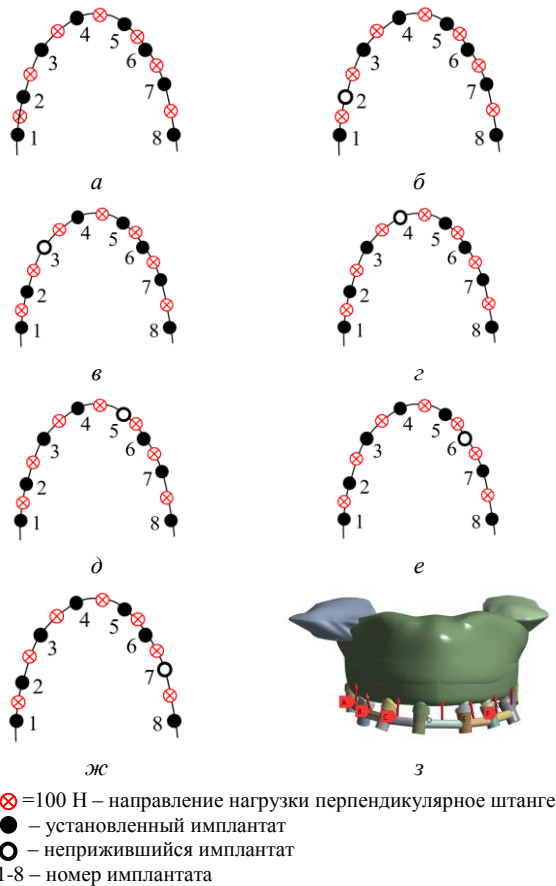


Рис. 4. Второй вариант нагружения: а, б, в, г, д, е, ж – схемы приложения нагрузок; з – пример нагружения 3D-модели по схеме а

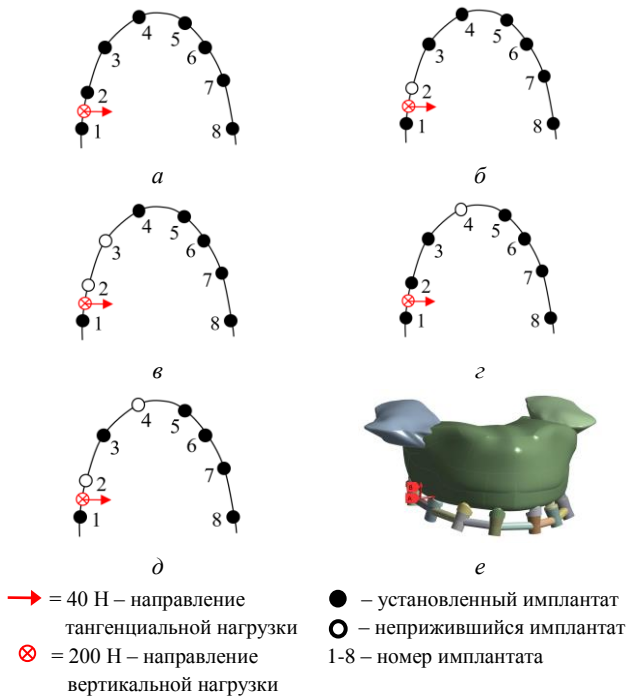


Рис. 5. Третий вариант нагружения: а, б, в, г, д – схемы приложения нагрузок; е – пример нагружения 3D-модели по схеме а

Предварительно на тестовой модели проводился анализ сходимости сетки: размер конечных элементов уменьшался в два раза от предыдущего размера, до тех пор, пока полученный результат решения для двух разных сеток не отличался между собой менее чем на 10 %.

Таким образом, был выбран размер конечных элементов в модели, который изменяется в диапазоне от 0,12 мм (в области сгущения сетки) до 1,6 мм. В среднем каждая модель состояла из 300 000 конечных элементов. На границе контакта создавались контактные пары из контактных и целевых конечных элементов. Контактные пары задавались из предположения, что связанная модель контакта соответствует первичной стабильности имплантатов и микродвижение на границе контакта с костью пренебрежимо мало. На границе контакта в каждом узле выполнялись условия контакта: зазор $g = 0$; сжимающие контактные силы $R_N < 0$; условие связности контакта между имплантатом и костью $U_{x1} = U_{x2}; U_{y1} = U_{y2}; U_{z1} = U_{z2}$, где перемещения с индексом 1 – означают перемещения на грани контакта в кости, а с индексом 2 – перемещения на границе контакта в имплантате. Применялся метод пошагового приращения нагрузки Ньютона – Рафсона для решения нелинейных задач с дополнительным алгоритмом линейного поиска; метод штрафных функций для решения контактной задачи.

Критерий разрушения

В процессе жевания в костных тканях челюсти возникают существенные сжимающие напряжения, которые, как правило, не учитываются. Поэтому, в этом исследовании предлагается использовать критерий Кулона – Мора [41] в качестве оценки наиболее критических случаев рассматриваемых вариантов протезирования, который представляется следующим неравенством:

$$\sigma^* = \frac{\sigma_1}{\sigma_{b \text{ tensil}}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{b \text{ compressive}}} < 1, \quad (2)$$

где σ^* – относительное напряжение, σ_1 – первое главное напряжение, σ_3 – третье главное напряжение, $\sigma_{b \text{ tensil}}$ – предел прочности на растяжение, $\sigma_{b \text{ compressive}}$ – предел прочности на сжатие.

Необходимо отметить, что критерий Кулона – Мора, реализованный в конечно-элементном пакете ANSYS, оценивает первые и третьи главные напряжения в одном и том же узле тела. Другими словами, этот инструмент не основывает расчёты на абсолютном первом главном напряжении и абсолютном третьем главном напряжении, возникающем, как правило, в разных точках тела. Поэтому относительное напряжение σ^* вычисляется в каждом узле конечно-элементной модели и

в тех местах, где значения этого коэффициента > 1 , т.е. возникает опасность разрушения.

Результаты

На примере варианта нагружения (см. рис. 3, а) показаны результаты распределения относительного напряжения в кортикальной и губчатой кости (на рис. 6, а) в имплантатах и каркасе (рис. 7). Результаты максимальных значений относительного напряжения для всех моделей вариантов нагружения 1–3 представлены на рис. 8 и 9.

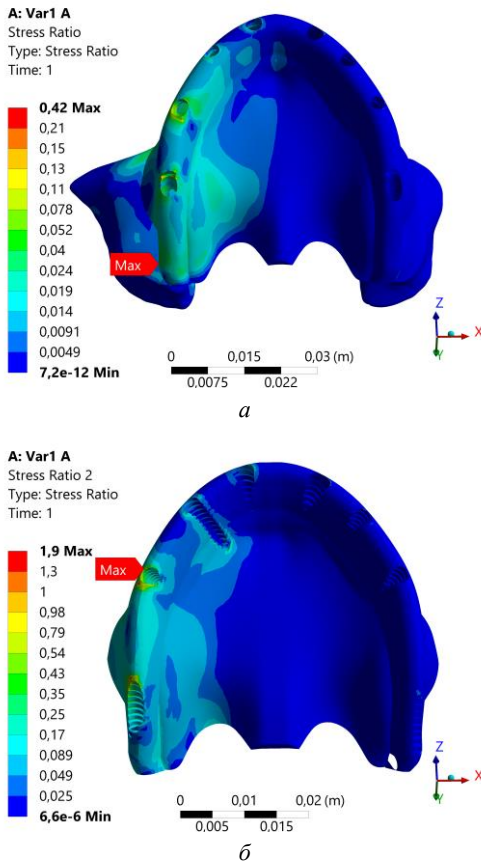


Рис. 6. Распределение относительных напряжений: а – в кортикальной кости; б – в губчатой кости

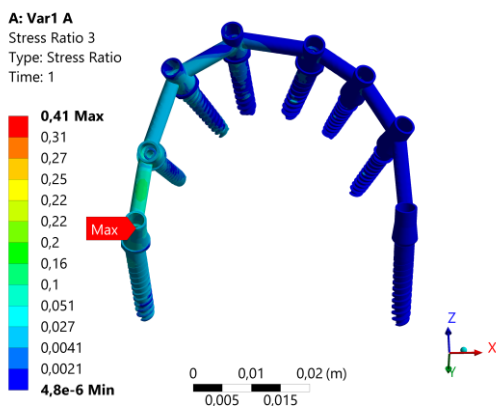


Рис. 7. Распределение относительных напряжений в имплантатах



Рис. 8. Максимальные значения относительного напряжения для схем нагружения, представленных первым и вторым вариантами нагружения

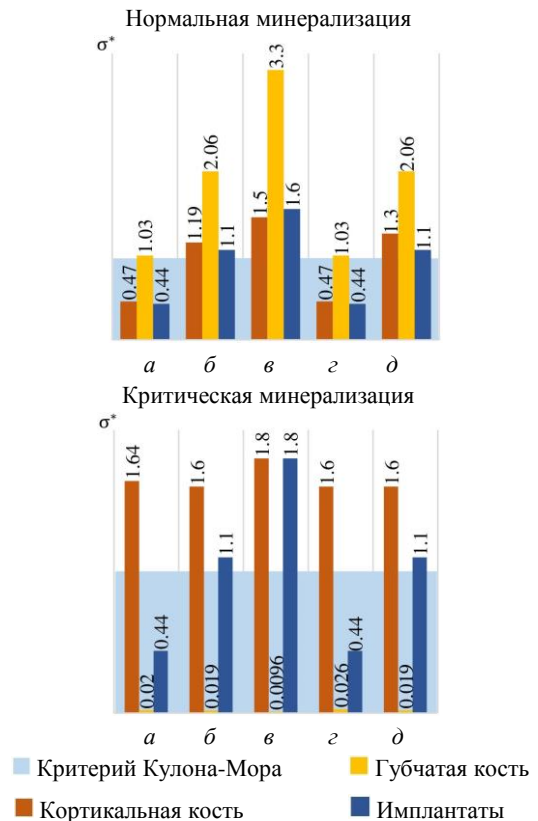


Рис. 9. Максимальные значения относительного напряжения для схем нагружения, представленных третьим вариантом нагружения, при нормальной и критической минерализации

В соответствии с критерием Кулона – Мора при первом варианте нагружения разрушение в губчатой кости происходит во всех схемах. Кортикальная кость не разрушается ни в одной схеме. Наиболее критическая схема нагружения *б* (см. рис. 8). Это обосновано тем, что значения относительного напряжения для имплантатов и кортикальной кости в этой схеме наибольшее, значение для губчатой кости тоже велико. Кроме того, из всех участков нагружения, расстояние между 1-м и 3-м имплантатами наибольшее. При втором варианте нагружения происходит разрушение в губчатой кости во всех схемах. Кортикальная кость не разрушается ни в одной схеме. Однако имплантаты в схеме *б* разрушаются (см. рис. 8). Относительное напряжение для губчатой и кортикальной кости в этой схеме наибольшее. Относительное напряжение для остальных схем нагружения примерно одинаково. Следовательно, неприживление одного имплантата не приведёт к существенному изменению напряжённого состояния в кости и имплантатах, независимо от его места расположения. В третьем варианте нагружения рассматривались два типа минерализации костных тканей. При нормальной минерализации (см. рис. 9) разрушение губчатой кости происходит во всех схемах. Наиболее опасные схемы *б*, *в* и *д*. При критической минерализации костных тканей для губчатой кости во всех схемах $\sigma^* < 1$, и разрушение не происходит, а для кортикальной кости, наоборот, $\sigma^* > 1$. Значит, при высокой пористости губчатая кость практически не воспринимает нагрузку, в связи с чем главные напряжения в ней минимальны. При этом кортикальная кость принимает всю нагрузку на себя. Относительное напряжение в кортикальной кости при критической минерализации увеличивается от 1,2 до 3,5 раза по сравнению с нормальной минерализацией. В случае критической минерализации наиболее нагруженные схемы *б*, *в* и *д* (т. е. при неприживлении имплантатов в дистальной области), при которых разрушение происходит не только в кортикальной кости, но и в имплантатах. Однако при критической минерализации напряжённое состояние в имплантатах тоже самое, что и при нормальной минерализации.

Нужно отметить, что напряжённое состояние в схемах *а* и *г*, а также в схемах *б* и *д* одинаковое для обоих типов минерализации. Из этого следует, что неприживление 4 имплантата при данном варианте нагружения не влияет на напряжённое состояние рассмотренной системы протез-кость, как при нормальной, так и при критической минерализации. Кроме того, результаты показали, что с возрастом рассматриваемая конфигурация протеза на 8 имплантатах повышает риск повреждения кортикальной кости, даже когда все импланты прижились.

Обсуждение

Рассматриваемая задача по моделированию нагрузок на зубной протез с учётом вариантов отсутствия первичной стабильности некоторых имплантатов является актуальной для понимания наихудших сценариев протезиро-

вания. Кроме того, в работе [51] было заявлено, что для достоверной конечно-элементной модели конструкций «кость – имплантат» решающее значение имеют ряд параметров, в том числе адекватный критерий оценки работоспособности. Поэтому в качестве такого параметра оценки первичной стабильности костных тканей и протеза было предложено использование критерия Кулона – Мора.

Результаты настоящего исследования показали, что неприживление одного любого имплантата при 2-м варианте нагружения не приведёт к существенному изменению напряжённого состояния системы «кость – протез». Это отвергает первую нулевую гипотезу. Однако вторая нулевая гипотеза подтверждается результатами всех рассмотренных вариантов нагружения, и неприживление имплантатов в дистальной области является наиболее критическим случаем.

В качестве недостатка исследования нужно отметить, что рассматривался конкретный протез пациента с фиксированным расположением имплантатов, без подбора вариантов их установки.

Важным вопросом является учёт механических характеристик костной ткани в конечно-элементных моделях при исследовании первичной стабильности имплантатов. Кость может быть представлена либо как континуальный материал с однородными свойствами и как дискретная клеточная структура, с детальной микроархитектурой кости, либо как пороупругий материал. Последние два подхода существенно усложняют конечно-элементную модель и значительно увеличивают расчётное время, особенно в случаях сложных конструкций и большого количества имплантатов, как в рассматриваемой задаче. Поэтому среди исследователей распространён подход использования континуальных конечно-элементных моделей. В этом случае исследуемая структура рассматривается как сплошной материал без каких-либо пористых разнородных особенностей, характерных для трабекулярной кости, при этом может быть учтена адгезия, трение и другое нелинейное поведение материала [26; 32]. Такой подход недостаточно точно предсказывает механическое поведение имплантатов в трабекулярной кости и не позволяет моделировать восстановление и эволюцию свойств костной ткани в зависимости от истории нагружений [9; 10; 19].

В качестве критики настоящей работы нужно отметить, что в данном исследовании использовалась модель изотропного упругого тела и не учитывались неупругие деформации, хотя в реальных костях они имеются. Использованный подход континуального моделирования губчатой кости опровергает выдвинутую третью нулевую гипотезу в рамках данного исследования. Полагаем, что она всё ещё имеет место при другом подходе к моделированию костных тканей. В работе [22] приводится диаграмма зависимости напряжений от деформаций при растяжении для образцов из костей, где участок неупругого деформирования для кортикальной кости составляет 1 %, а для губчатой 14 %. Модель губчатой кости в рас-

смотренной задаче описывает лишь упругое поведение и не описывает неупругое. В случае учета необратимой деформации кости в модели происходило бы перераспределение напряжений в губчатой кости. Это не позволяло бы достигнуть предела прочности при малых деформациях, как это происходит в представленном моделировании.

Стоит отметить, что в приведённом исследовании изотропная модель костных тканей рассматривается с учётом разной минерализации костных тканей в зависимости от плотности. Изменения плотности кости связаны с изменениями ее механической прочности [6; 14], следовательно, непосредственно связаны со стабильностью имплантата. Такой подход может быть полезен на практике, когда необходимо выполнить оценочные расчёты с учётом качества костной ткани пациента, не прибегая при этом к детальным сложным моделям, требующим значительного вычислительного времени.

Например, в медицинской практике существуют различные виды протоколов – предписаний пациенту, как вести себя после протезирования. Из них можно выделить два подхода: протокол немедленной нагрузки и протокол щадящей нагрузки. Первый предписывает умеренное нагружение места интегрирования имплантатов в кость после операции, а во втором случае предписывается не нагружать. Использование протоколов зависит от состава плотности кости и сложности протезирования, а также исходя из оценочных расчетов напряженно-деформированного состояния при постановке соответствующей задачи биомеханики, как в данной статье.

Заключение

В данном исследовании рассматривалась верхняя адентичная челюсть с несъёмным протезом на 8 имплантатах. Рассмотрены случаи моделирования нагрузок на зубной протез, с учётом вариантов отсутствия первичной стабильности некоторых имплантатов после протезирования. Все задачи решались методом конечных элементов. Материал костной ткани был принят изотропным, при этом были рассмотрены случаи нормальной и критической минерализации кости, в зависимости от плотности кости, меняющейся с возрастом.

В качестве оценки первичной стабильности использовался критерий Кулона – Мора. В соответствии с критерием для всех рассмотренных случаев нагружения были получены графики, по которым возможно определение наихудших сценариев протезирования. В качестве основных результатов исследования, можно выделить следующие:

1. Неприживание одного имплантата из 8 независимо от его места расположения при втором варианте нагружения не приведёт к существенному изменению напряжённого состояния в кости и имплантатах.

2. При односторонней жевательной нагрузке наиболее опасные случаи неприживания имплантатов отличаются в дистальной области.

3. С возрастом рассматриваемая конфигурация протеза на 8 имплантатах повышает риск повреждения кортикальной кости, даже когда все имплантаты прижились.

4. Напряжённое состояние в имплантатах при критической минерализации такое же, как и при нормальной.

5. Неприживание 4-го имплантата при третьем варианте нагружения не влияет на напряжённое состояние рассмотренной конфигурации протез-кость для обоих типов минерализации.

Список литературы

1. Дашевский И.Н., Шушпанников П.С. Влияние характеристик резьбы на первичную стабильность дентальных имплантатов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 361–377.
2. Коробейников С.Н. Нелинейное деформирование твердых тел // Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2000. – 262 с.
3. Крупнин А.Е., Харах Я.Н., Киракосян Л.Г., Золотницкий И.В., Арутюнов С.Д. Численное исследование влияния дефектов зубного ряда малой протяженности на напряженно-деформированное состояние мостовидного протеза и периодонта // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 58–68.
4. Маслов Л. Б. Математическая модель структурной перестройки костной ткани. // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С.36-63.
5. Рубникович С.П., Хомич И.С., Хомич А.Ф. Непосредственная имплантация с немедленной функциональной нагрузкой временными несъемными зубными протезами в концепции «All-on-6» при тотальной реабилитации стоматологического пациента // Стоматолог. Минск. – 2022. – № 2. – С. 31–38.
6. Рубникович С.П., Прялкин С.В., Денисова Ю.Л. Оценка прочностных характеристик винтовой фиксации ортопедических конструкций к мультиюнитам и дентальным имплантатам с коническим соединением в условиях эксперимента // Стоматология. Эстетика. Инновации. – 2022. – Т. 6, № 1. – С. 9–16.
7. Тропин В.А., Лохов В.А., Старкова А.В., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ мостовидного протеза для замещения дефектов зубного ряда, осложненных вторичными деформациями // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 2. – С. 177–185.
8. Федорова Н.В. Исследование напряженно-деформированного состояния стоматологических имплантатов из керамики в зависимости от их формы и степени минерализации кости // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 451–459.
9. Чикова Т.Н., Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И. Моделирование перестройки трабекулярной костной ткани в ветви нижней челюсти человека // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 292–300.
10. Чикова Т.Н., Киченко А.А., Тверье В.М., Няшин Ю.И. Биомеханическое моделирование трабекулярной костной ткани в состоянии равновесия // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 282–291.

11. Шаранда В.А., Головки А.И. Определение выбора типа соединения в супраструктуре дентального имплантата в ортопедических конструкциях: современные концепции // Современная стоматология. – 2021. – № 1. – С. 19–23.
12. Aysa A., Mazen A., Oguz O., Sevcin K.Y. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: a 3D finite element analysis // Computers in Biology and Medicine. – 2020. – Vol. 123. – P. 103880.
13. Bevilacqua M., Tealdo T., Pera F. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths // The International Journal of Prosthodontics. – 2008. – Vol. 21, no. 6. – P. 539–542.
14. Bevill G., Farhamand F., Keaveny T.M. Heterogeneity of yield strain in low-density versus high-density human trabecular bone // Journal of Biomechanics. – 2009. – Vol. 42. – P. 2165–2170.
15. Capelli M., Zuffetti F., Del Fabbro M., Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2007. – Vol. 22. – P. 639–644.
16. Carter D. R., Hayes W. C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure // The Journal of Bone and Joint Surgery. – 1977. – Vol. 59. – P. 954–962.
17. Choi A. H., Ben-Nissan B. Anatomy, modeling and biomaterial fabrication for dental and maxillofacial applications. – Bentham, 2018.
18. Cowin S.C. Bone mechanics handbook. – CRC Press, 2001. – 981 p.
19. De Cos Juez F.J., Lasheras F.S., García Nieto P.J., Alvarez-Arenal A. Non-linear numerical analysis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM // Applied Mathematics and Computation. – 2008. – Vol. 206. – P. 952–967.
20. Ebadian B., Mosharraf R., Khodaeian N. Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants // European Journal of Dentistry. – 2016. – Vol. 10, no.3. – P. 333–340.
21. Elsayyad A.A., Abbas N.A., AbdelNabi N.M., Osman R.B. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: a 3D finite element analysis study // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2020. – Vol. 124, no. 68. – P. e1–e10.
22. Guan H., Staden R.C., Johnson N.W., Loo Y.-Ch. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process – a finite element study // Finite Elements in Analysis and Design. – 2011. – Vol. 47. – P. 886–897.
23. Guven S., Atalayb Y., Asutayb F., Ucan M.C., Dundard S., Karamane T., Gunesc N. Comparison of the effects of different loading locations on stresses transferred to straight and angled implant supported zirconia frameworks: a finite element method study // Biotechnology & Biotechnological Equipment. – 2015. – Vol. 29, no. 4. – P. 766–772.
24. Guven S., Beydemir K., Dundard S., Eratilla V. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis // European Journal of Dentistry. – 2015. – Vol. 9, no. 3. – P. 329–339.
25. Heinemann F., Hasanb I., Bouraue Ch., Biffar R., Mundt T. Bone stability around dental implants: treatment related factors // Annals of Anatomy. – 2015. – Vol. 199. – P. 3–8.
26. Huang H.L., Hsu J.T., Fuh L. J., Tu M.G., Ko C.C., Shen Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study // Journal of Dentistry. – 2008. – Vol. 36. – P. 409–417.
27. Hussein L.A. A CT-based 3D-Finite element analysis of using zirconia prosthetic material as a full-arch hybrid fixed detachable mandibular prosthesis // The Journal of American Science. – 2015. – Vol. 11, no. 2. – P. 108–118.
28. Kul E., Korkmaz I. H. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 126. – P. 664.e1–9.
29. Lee H.J., Park S.Y., Noh G.W. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2019. – Vol. 121. – P. 659–670.
30. Lee H.Y., Yang S.W., Kang Y.J., Oh K.C., Kim J.H. Influence of shoulder coverage difference of abutment on stress distribution and screw stability in tissue-level internal connection implants: A finite element analysis and in vitro study // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 125. – P. 682.e1–10.
31. Lemos C.A.A., Verri F.R., Noritomi P.Y., Kemmoku D.T., Batista V.E.S., Cruz R.S. [et al.]. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: a finite element analysis study // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 125. – P. 137.e1–10.
32. MacLeod A.R., Pankaj P., Simpson A.H.R.W. Does screw–bone interface modelling matter in finite element analyses? // Journal of Biomechanics. – 2012. – Vol. 45. – P. 1712–1716.
33. Mathieu V., Vayron R., Richard G., Lambert G., Naili S., Meningaud J.-P., Haiat G. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone– implant interface properties // Journal of Biomechanics. – 2013. – Vol. 47, no. 1. – P. 3–13.
34. Martin R. B., Burr D. B., Sharkey N.A., Fyhrie D.P. Mechanical Properties of Bone. In: Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A. (Eds.). Skeletal Tissue Mechanics. New York: Springer, 2015, 513 p.
35. Menini M., Pesce P., Bevilacqua M., Tealdo T., Barberis F. Effect of framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3D finite element analysis // The International Journal of Prosthodontics. – 2015. – Vol. 28, no. 6. – P. 627–630.
36. Moreira de Melo E.J.Jr., Francischone C.E. Three-dimensional finite element analysis of two angled narrow-diameter implant designs for an all-on-4 prosthesis // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2020. – Vol. 124. – P. 477–484.
37. Nobakhti S., Shefelbine S. J. On the relation of bone mineral density and the elastic modulus in healthy and pathologic bone // Current Osteoporosis Reports. – 2018. – Vol. 16. – P. 404–410.
38. Oyar P., Durkan R., Deste G. The effect of the design of a mandibular implant-supported zirconia prosthesis on stress distribution // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 125. – P. 502.e1–11.
39. Paras A., Ma S., Waddell J.N., Choi J.E. Real-time in vitro measurement of denture-mucosa pressure distribution in a typical edentulous patient with and without implants: Development of a methodology // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2021. – Vol. 119. – P. 104531.
40. Patil P.G., Seow L.L., Uddanwadikar R., Ukey P.D. Biomechanical behavior of mandibular overdenture retained by two standard implants or 2 mini implants: a 3-dimensional finite element analysis // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2021. – Vol. 125. – P. 138.e1–8.

41. Richard G.B., Nisbett J.K. Shigley's mechanical engineering design. – 9th ed. – New York: The McGraw-Hill Companies, 2011. – 1084 p.
42. Sano M., Ikebe K., Yang T. C., Maeda Y. Biomechanical Rationale for Six Splinted Implants in Bilateral Canine, Premolar, and Molar Regions in an Edentulous Maxilla // *Implant Dentistry*. – 2012. – Vol. 21, no. 3. – P. 220–224.
43. Sato E., Shigemitsu R., Mito T., Yoda N., Rasmussen J., Sasaki K. The effects of bone remodeling on biomechanical behavior in a patient with an implant-supported overdenture // *Computers in Biology and Medicine*. – 2021. – Vol. 129. – P. 104173.
44. Schwitalla A.D., Abou-Emara M., Spintig T., Lackmann J., Müller W.D. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone // *Journal of Biomechanics*. – 2015. – Vol. 48, no. 1. – P. 1–7.
45. Silva G.C., Cornacchia T.M., De Magalhães C.S., Bueno A.C., Moreira A.N. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2014. – Vol. 112, no. 6. – P. 1479–1488.
46. Silva G.C., Mendonça J.A., Lopes L.R., Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three dimensional finite element analysis // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. – 2010. – Vol. 25, no. 2. – P. 239–246.
47. Silva L.S., Verri F.R., Lemos C.A.A., Martins C.M., Pellizzer E.P., de Souza Batista V.E. Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: a 3D finite element analysis // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2021. – Vol. 126. – P. 223.e1–8.
48. Steiner J.A., Ferguson S.J., van Lenthe G.H. Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone // *Journal of Biomechanics*. – 2015. – Vol. 48, no. 5. – P. 807–815.
49. Ting L., Zhixiang M., Ti Y., Chao W., Yuanding H. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2019. – Vol. 22, no. 6. – P. 585–594.
50. Wall A., Board T. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure // Banaszkiwicz P.A., Kader D.F. (Eds.). *Classic Papers in Orthopaedics*. – London: Springer, 2014. – P. 457–460.
51. Wirth A.J., Müller R., van Lenthe G.H. Computational analyses of small endosseous implants in osteoporotic bone // *European Cells & Materials*. – 2010. – Vol. 20. – P. 58–71.

Финансирование. Исследование выполнено в рамках бюджетного проекта. Код научной темы: FWGG-2021-0013.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

SIMULATION OF LOADS CREATED BY A DENTAL BRIDGE PROSTHESIS BASED ON MAXILLA IMPLANTS

N.V. Fedorova^{1,2}, A.Yu. Larichkin^{1,3}, A.A. Shevela⁴

¹ Lavrentyev Institute of Hydrodynamics Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Novosibirsk, Russia

² Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, Russia

³ Novosibirsk State University, Novosibirsk, Russia

⁴ International Center for Implantology I-Dent, Novosibirsk, Russia

ARTICLE INFO

Received: 05 May 2021

Approved: 21 June 2022

Accepted for publication: 25 June 2022

Keywords:

implant, dentistry, fixed prosthesis, edentulous maxilla, primary stability, Coulomb-Mohr strength criterion, finite element method.

ABSTRACT

The study aims to assess the primary stability of the prosthetics on 8 implants for edentulous maxilla. Cases of individual implants failure and different bone mineralization are considered. The model of the maxilla was made in accordance with the three-dimensional tomographic image. Modeling of primary stability failure of implants under the influence of various loading cases were carried out. Bone materials were assumed to be isotropic, but normal and critical bone mineralization were considered. The problems were solved using the finite element method. The Coulomb-Mohr strength criterion was used to assess the primary stability. Critical prosthetics scenarios depending on the implants failure configuration and degree of bone mineralization are indicated on the basis of criterion. The most critical schemes of implant failure in the distal region for any type of mineralization with unilateral chewing load. The considered configuration of the prosthesis on 8 implants increases the risk of damage the cortical bone with age, even when all implants have survived.

© PNRPU