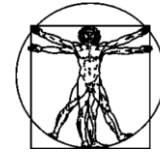


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.1.11
УДК 531/534: [57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

РАЗЛИЧНЫЕ ПОДХОДЫ К ОЦЕНКЕ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ИМПЛАНТАТОВ В СТОМАТОЛОГИИ: МАТЕРИАЛЫ, МОДЕЛИРОВАНИЕ, СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ

А.Ю. Ларичкин^{1,2}, Н.В. Федорова^{1,3}, М.С. Тодер⁴, А.А. Шевела⁴

¹ Лаборатория статической прочности Института гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения Российской академии наук, Россия, 630090, Новосибирск, проспект Лаврентьева, 15, e-mail: veter-nata@mail.ru

² Кафедра моделирования механики макро- и наноструктур Новосибирского государственного университета, Россия, 630090, Новосибирск, ул. Пирогова, 1

³ Кафедра прочности летательных аппаратов Новосибирского государственного технического университета, Россия, 630073, Новосибирск, проспект Карла Маркса, 20

⁴ Международный центр имплантологии, Россия, 630075, Новосибирск, ул. Богдана Хмельницкого, 11/3

Аннотация. Рассматриваются результаты работ, посвященных современным материалам для имплантации в стоматологии, а также подходы к оценке работоспособности зубных имплантатов как при одиночном размещении, так и при полной реставрации всей челюсти несъемным протезом. В связи с тем что в сфере дентальной имплантологии разрабатываются новые формы имплантатов, применяются новые материалы, а также методы имплантации, всё чаще специалисты в области протезирования обращаются к механикам для оценки несущей способности биомеханических конструкций. Возникающие задачи не относятся к числу формализуемых задач, которые могут быть решены аналитически, и требуют описания в трёхмерном виде, поэтому для их решения необходимо использовать численные методы. Наиболее удобным и часто применимым является метод конечных элементов, поэтому наблюдается рост числа публикаций, посвященных определению напряженно-деформированного состояния как самих протезов, так и костной ткани в области их крепления. Приведен обзор современных статей и книг, посвященных текущим исследованиям и тенденциям в области дентальной биомеханики.

Ключевые слова: биомеханика, имплантат, стоматология, напряжённое состояние, моделирование, метод конечных элементов, биокерамика.

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день в области дентальной медицины наблюдается рост числа публикаций, посвященных современным биоматериалам, а также определению напряженно-деформированного состояния как самих протезов, так и костной ткани в области их крепления. Рост числа публикаций можно связать с развитием средств томографического мониторинга костей и пакетов программ трехмерного моделирования нагруженных тел методом конечных элементов [6, 11], что позволяет

© Ларичкин А.Ю., Федорова Н.В., Тодер М.С., Шевела А.А., 2019

Ларичкин Алексей Юрьевич, к.ф.-м.н., с.н.с. лаборатории статической прочности, ассистент кафедры моделирования механики макро- и наноструктур, Новосибирск

Федорова Наталья Виталиевна, м.н.с. лаборатории статической прочности, ассистент кафедры прочности летательных аппаратов, Новосибирск

Тодер Михаил Семенович, главный врач, хирург, имплантолог, Новосибирск

Шевела Александр Андреевич, к.м.н., врач-стоматолог, хирург, имплантолог, Новосибирск

проводить сравнение результатов конечно-элементного моделирования с практикой и принимать решение о конструкции протезов. Наиболее популярными пакетами для решения биомеханических задач являются *Femap* [16, 17, 37], *ANSYS* [10, 25, 31], *SolidWorks* [43], *MSC.Marc* [29], *ABAQUS* [24], *Comsol Multiphysics Analysis* [26] и другие.

Современные работы в данной области исследований посвящены изучению моделей материалов костей [9, 12, 13, 19, 38, 40, 45, 46]; новым материалам для изготовления имплантатов [1, 2, 9, 19, 33]; оценке напряжений в одиночных имплантатах [17, 27]; распределению нагрузок в мостовых протезах и в костной ткани [16, 20, 21, 24, 25, 31, 37, 41–43]; анализу влияния типов материалов на напряженно-деформированное состояние кости и протеза [37]; оценке первичной устойчивости имплантатов в месте крепления к кости; форме имплантатов [22, 29]; влиянию сверления на кость [26]; оценке уровня минерализации и процессу восстановления кости [15, 26, 28, 30, 36, 39]. В данной статье будут рассмотрены эти и другие вопросы относительно биомеханики в стоматологии, а также высказаны соображения по поводу перспективных задач на основе проведенного анализа современных исследований.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

При постановке задачи в биомеханике важным вопросом является определение механических характеристик биологических тканей. В области дентальной имплантации речь идет о костях верхней и нижней челюстей человека, с макроскопической точки зрения человеческая кость существует в двух формах. Наиболее очевидным различием между этими двумя типами костей является их объемная доля твердого вещества, или относительная плотность. Термин «кортикальная» или «компактная» кость используется для классификации кости с объемной долей твердых веществ более 70%. К «губчатой», или иначе «трабекулярной», относятся кости с содержанием твердого вещества менее 70% [19]. Большинство костей в человеческом организме состоит из этих двух типов: сердцевина кости преимущественно состоит из губчатой ткани, которая покрыта относительно тонкой оболочкой кортикальной кости. Губчатая кость – это пористый ячеистый материал, состоящий из соединительной сети пластин или стержней [19]. Сеть пластин образуют закрытые поры, а стержни – открытые поры. Направление приложенных нагрузок в теле человека определяет симметрию структуры губчатой кости. Например, в позвоночном столбе трабекулы (т.е. пластинки, перегородки и тяжи, образующие костную ткань) развиваются в столбчатую структуру с цилиндрической симметрией. Ориентация костных стержней позиционируется в вертикальном направлении. Такое расположение обеспечивает относительно высокую прочность и жесткость кости в направлении приложенной вертикальной осевой нагрузки, соответствующей действию сил гравитации, нагрузке при ходьбе и собственному весу и более низкую прочность и жесткость в поперечных направлениях.

В работе [19] отдельная глава посвящена костной структуре и ее механическим характеристикам, которые уточнялись в процессе развития новых методик и технологий эксперимента. Авторами отмечается, что в последние годы было проведено несколько экспериментальных исследований по определению упругих свойств человеческой кости. Большинство из них было сосредоточено на бедренных костях. Одним из основных результатов этих исследований является то, что упругие свойства кортикальной и губчатой костей отличаются как ориентацией, так и местом, из которого вырезан образец. Другими словами, кость является анизотропной и гетерогенной по своим упругим свойствам. Учитывая этот факт, выбор направления, в котором будет вырезан образец из кости, оказывает влияние на результаты

эксперимента. Стандартные параметры проводимого эксперимента, такие как продолжительность нагрузки и скорость деформации в механических испытаниях или частота колебаний в ультразвуковых испытаниях, также будут влиять на полученные результаты. Кроме того, механические характеристики кости варьируются в зависимости не только от типа кости, но и от биологических переменных, таких как возраст, пол, состояние патологических изменений организма, уровень активности кости, а также от условий хранения образца до момента эксперимента, которые способствуют неравномерному распределению механических свойств. Стоит отметить, что модуль упругости кости с биологическими жидкостями меньше, чем у высушенной кости.

Использование ультразвуковых волн является хорошо известной методикой определения упругих свойств кости. Измерение скоростей поперечных и продольных волн, распространяющихся в выбранных направлениях в образцах кости, позволяет определить плотности и компоненты тензора упругой анизотропии [40, 46]. Модуль упругости вычисляется по формуле

$$E_i = \rho v_i^2, \quad (1)$$

где ρ – структурная плотность кости; v – скорость распространения волны через образец; i – исследуемое направление [46].

Свойства кортикальной кости в составе нижней челюсти в основном определяются в трёх ортогональных направлениях: продольном, радиальном и тангенциальном. В итоге упругие постоянные для радиального направления оцениваются по значениям, полученным в тангенциальном направлении [12, 13].

В книге [19] описано, как исторически определялись механические характеристики кости, вплоть до исследований нашего времени. Исходя из результатов испытаний, показано, что кортикальная кость нижней челюсти ведёт себя анизотропно, кроме того, является более жёсткой в продольном направлении, чем в тангенциальном и радиальном направлениях. Средние модули упругости в продольном направлении на 40–70% выше, чем в тангенциальном и радиальном направлениях. При этом в тангенциальном и радиальном направлениях модули упругости примерно одинаковы. В силу этого факта авторы полагают, что кортикальная кость нижней челюсти может рассматриваться как трансверсально-изотропная с более высоким модулем упругости в продольном направлении и меньшим модулем упругости в поперечных направлениях. Поэтому прочность нижней челюсти как конструкции выше в продольном, чем в поперечном направлении.

В [14] авторы описали кость нижней челюсти как упругую гомогенную, но анизотропную. Образцы в форме параллелепипедов вырезались из десяти различных мест в человеческой нижней челюсти, и их упругие свойства определялись с использованием ультразвуковых волн.

Наноиндентация представляет собой ещё один подход для оценки упругих свойств костной ткани человека на уровне микроструктуры. Однако в исследовании Тёрнера [45] упоминалось, что этот метод может привести к неточным результатам, поскольку модуль упругости вычисляется с допущением, что материал ведёт себя как упругий изотропный. При использовании метода наноиндентации значение модулей упругости оказалось на 4–14% выше, чем при использовании метода акустической анизотропии. Аналогичное сравнение приведено в [19]. Кроме того, там представлена таблица со значениями модулей упругости, модулей сдвига и коэффициентов Пуассона в соответствии с осями анизотропии для кортикальной ткани трёх типов костей: большеберцовой, надглазничной и теменной. Отмечается, что механические свойства кортикальной кости нижней челюсти мало отличаются от упругих свойств большеберцовой и теменной костей.

Также проводился ряд исследований по определению механических свойств губчатой кости в определённых участках всей нижней челюсти и в других костях человека с помощью ультразвукового метода [46]. Из 75 образцов, вырезанных из трёх большеберцовых костей, плотность варьировалась от 109 до 768 кг/м³. Плотность и упругие свойства губчатой кости также определялись Rho в [40]. Из восьми большеберцовых костей было вырезано 144 образца губчатой кости. Плотность составила от 50 до 1000 кг/м³ и определялась взвешиванием губчатой структуры после удаления костного мозга, делённым на объём общих физических размеров, включая поры.

В [38] использовалась адентичная челюсть, т.е. челюсть без зубов, для определения механических характеристик губчатой кости в трёх ортогональных направлениях с помощью эксперимента на сжатие вырезанных образцов кубической формы по направлениям анатомических осей в челюсти. Образцы хранились в сыром состоянии в физиологическом растворе. При этом объёмная плотность в зависимости от вырезанного участка кости в челюсти варьировалась от 230 до 980 кг/м³, а модули упругости в следующих пределах: в вертикальном (*inferosuperio*) направлении от 47 до 262 МПа; в щёчно-язычном (*buccolingual*) направлении от 71 до 1464 МПа; в мезиодистальном (*mesiodistal*) направлении от 52 до 2283 МПа. Подробная таблица представлена в [19]. Те же образцы были рассмотрены и в сухом виде. Предварительно образцы обезжиривали спиртом в течение трёх дней, выдували оставшийся костный мозг и сушили в течение суток. При этом средняя объёмная плотность составила 550 кг/м³. Модуль упругости в мезиодистальном направлении в среднем составил 907 МПа, в щёчно-язычном – 511 МПа и в вертикальном – 144 МПа.

В статье [42] рассматривается моделирование анизотропии костей. В табл. 1 приведены свойства материалов для кортикальной и губчатой костей, таких как модули упругости, коэффициенты Пуассона и модули сдвига для трёх направлений осей: y – нижневерхнее (*apicocoronal*); x – переднезаднее (*anteroposterior*); z – боковое или левое-правое (*lateromedial*). Оси направлены в соответствии с рис. 1.

Для моделирования материала не менее важной характеристикой является прочность кости. Прочность материала обусловлена его поведением при нагрузке на растяжение или сжатие, находится при определении твёрдости, предела текучести, предела прочности при статическом изгибе, определении ударной вязкости и других параметров. В реальной жизни провести прямые измерения достаточно сложно. К результатам прочностных испытаний, которые были получены рядом авторов

Таблица 1

Свойства костей [42]

Свойство	Кортикальная кость, МПа	Губчатая кость, МПа
E_y	12 500	210
E_x	26 600	1148
E_z	17 900	1148
G_{yx}	4500	68
G_{yz}	7100	68
G_{xz}	5300	434
ν_{yx}	0,18	0,055
ν_{yz}	0,28	0,055
ν_{xz}	0,31	0,322

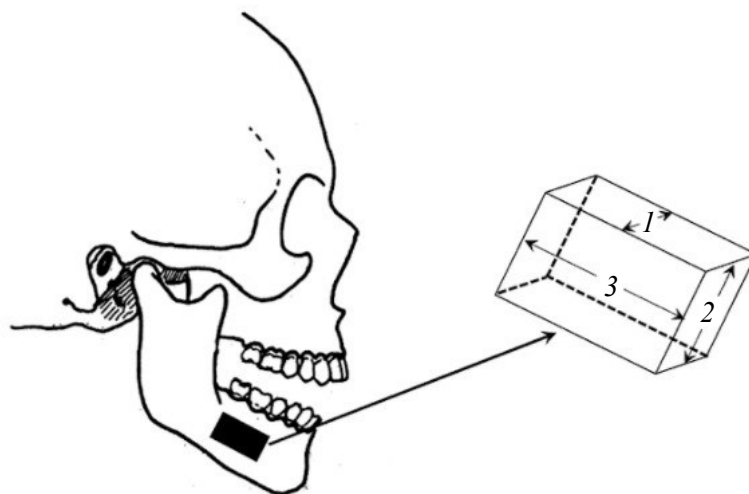


Рис. 1. Определение направлений: 1 – направление является радиальным или нормальным к поверхности кости; 2 – направление тангенциально или сверху вниз по поверхности кости; 3 – продольное или осевое направление вдоль поверхности кости. Изображение взято из книги [19]

с использованием образцов, вырезанных из костей, следует относиться с осторожностью, так как при вырезании образца нарушаются структурно-анатомическая целостность и физиологические свойства тканей. Некоторые прочностные характеристики различных костей представлены в [9].

Здесь авторы утверждают, что на свойства кортикальной кости влияют некоторые факторы [9]. Один из них – скорость нагружения костной ткани. Образец кортикальной кости нагружается очень быстро, имеет повышенные модуль упругости и предельную прочность по сравнению с костной тканью, которая нагружается медленно. При нормальной жизнедеятельности кость испытывает скорости относительной деформации, которые обычно не превышают $0,01 \text{ с}^{-1}$. Реологический подход к моделированию свойств кости предполагает, что кость относится к вязкоупругим материалам, ее свойства зависят от времени. Из-за того что кость имеет вязкоупругую и анизотропную природу, при описании поведения материала нужно указывать скорость относительной деформации и направление приложения нагрузки. Также авторы приводят предельные прочности кортикальной бедренной кости взрослого человека в различных режимах нагрузки как в продольном, так и в поперечном направлениях. Значения представлены в табл. 2. Эти результаты показывают, что прочность материала костной ткани зависит от типа и направления нагрузки.

Кроме того, авторы утверждают, что свойства кортикальной кости изменяются с возрастом. В интервале 20–90 лет прочность на растяжение и модуль упругости уменьшаются примерно на 2% за десятилетие, примерно с 140 МПа в 30 лет до 120 МПа в 90 лет.

Проблемы возникают при определении упругих механических свойств губчатой кости, как говорилось ранее, её пористость носит индивидуальный характер. В скелете человека полная плотность губчатой кости варьируется в пределах $100\text{--}1500 \text{ кг/м}^3$, а полная плотность кортикальной кости составляет около $1800\text{--}2000 \text{ кг/м}^3$. Полная плотность кости оказывает большое влияние на зависимость «компрессионное напряжение – относительная деформация» губчатой кости. Эти свойства существенно отличаются от таковых для кортикальной кости и аналогичны компрессионному поведению многих технических пористых материалов, которые могут использоваться

Таблица 2

Средние величины прочности кортикальной бедренной кости людей в возрасте 19–80 лет [9]

Режим нагрузки	Пределная прочность, МПа
Продольная нагрузка	
Растяжение	133
Сжатие	68
Кручение	68
Поперечная нагрузка	
Растяжение	51
Сжатие	133
Сдвиг	3,3

для поглощения энергии удара. Кривая «напряжение – относительная деформация» для губчатой кости показывает начальную упругую область, за которой наступает необратимое деформирование. Текучесть наступает, когда губчатая кость начинает ломаться. За текучестью идёт область длинного плато, которое создается по мере все большего развития трабекулярного перелома. Переломанные трабекулы начинают заполнять костномозговые пространства. Большая часть костномозгового пространства оказывается заполненной обломками сломанных трабекул. Дальнейшее нагружение губчатой кости после закрытия пор связано с заметным увеличением модуля упругости образца. В [9] авторы предлагают следующую зависимость для вычисления компрессионной прочности губчатой кости, МПа:

$$\sigma = 60\rho^2, \quad (2)$$

где ρ – плотность, г/см³.

Одноосные испытания губчатой кости показывают, что её прочность при растяжении приблизительно та же, что при сжатии. При старении организма, недостаточной нагрузке кости и в определённых метаболических условиях происходит уменьшение её минеральной плотности. Увеличение плотности отмечается в результате тяжёлых физических нагрузок и после лечения с использованием терапевтических средств, таких как витамин D_3 и препараты кальция [9]. В практике дентальной медицины существуют различные виды протоколов – предписаний пациенту, как вести себя после протезирования. На их основании можно выделить два подхода: протокол немедленной нагрузки и протокол щадящей нагрузки. Первый предписывает умеренное жевание при потреблении пищи всей челюстью после операции, а во втором случае предписывается стараться не нагружать места интегрирования имплантатов в кость. Использование протоколов зависит от состава кости и сложности протезирования.

Поэтому при создании имплантатов для замещения костей и зубов необходимо учитывать особенности твёрдых тканей как биоконструктивов. Следует отметить, что авторами исследований механических свойств не учитывается вклад в биомеханику костей и зубов параметров кровеносного русла (реология, гидравлика и т.д.). Без питательных веществ, поставляемых кровью, органическая матрица твёрдых тканей погибает, что существенно увеличивает их хрупкость.

В связи с этим необходимы совершенствование и развитие новых биосовместимых материалов, которые бы способствовали формированию в составе имплантата кровеносных сосудов. При этом искусственный биоматериал должен

соответствовать требованиям биосовместимости и быть прочным с оптимальными механическими свойствами. В зависимости от требуемых задач биоматериал должен быть биоинертным или биоактивным. Кроме того, важными факторами для биоматериала являются простая технология для изготовления из него имплантатов и удобное его применение медиками.

На сегодняшний день для создания имплантатов широко используются сплавы на основе титана. Такие сплавы характеризуются высокой коррозионной устойчивостью, высокой биосовместимостью, биоинертностью, немагнитностью, низкой теплопроводностью, нетоксичностью. Чистый титан более вязкий, применяется для пористых покрытий фиброметалла [9]. Если средняя предельная прочность коммерчески чистого титана составляет приблизительно 480 МПа, то сплав Ti-6Al-4V имеет механическую прочность почти вдвое больше и наиболее часто применяется для изготовления имплантатов в стоматологии. В книге [9] представлена таблица с механическими свойствами распространённых титановых сплавов.

Наряду с металлическими имплантатами в последнее время стали активно внедряться в костную хирургию и керамические материалы, такие как диоксид циркония [1, 9, 19, 33, 45], оксид алюминия [1, 2, 9, 19, 33]. Совершенствование керамических материалов позволило рассматривать их как некоторую альтернативу металлическим сплавам. Биокерамика, или биосовместимая нанокерамика, – наноструктурированный керамический материал, используемый в медицине для восстановления (замещения) поврежденных твёрдых тканей. Керамические имплантаты из биокерамики [1, 2, 9, 19, 33, 45] обладают исключительной химической инертностью, коррозионной стойкостью, прочностью, устойчивостью к износу, керамика не обладает электропроводностью. Эти свойства могут быть достигнуты только за счёт использования оксидной керамики.

Отрицательными свойствами керамики являются низкая ударная вязкость и высокий модуль упругости по отношению к средним значениям модуля упругости кортикальной кости, что может вызвать неплотность прилегания на границе двух материалов и, как следствие, неприживаемость [1, 3]. Однако современные исследования показали, что существуют методы создания керамики с направленной пористостью, т.е. в различных частях объема материала плотность и тип пор получаются заданными, тем самым появляется возможность программировать упругие свойства имплантата [5, 9]. Авторы приводят зависимость напряжений от деформаций, из которой следует, что чем выше пористость, тем ниже модуль упругости материала. Пористость вещества определяется объёмом пор, присутствующим в материале, и может оказывать сильное влияние на свойства керамического материала. Прочность керамики может быть уменьшена за счёт открытой пористости, которая также допускает проникновение жидкостей и газов в керамику.

В стоматологии керамику применяют в качестве косметического материала, однако в настоящее время всё чаще появляются публикации, связанные с использованием цельнокерамических имплантатов. Автор в [1] рассматривает керамику на основе диоксида циркония в качестве перспективного материала среди керамик. Наиболее известной является *Y-TZP*-керамика, которую получают на основе диоксида циркония с добавлением 2–3% молей иттрия в качестве стабилизирующего агента. Уникальность этой керамики заключается в механизме трансформационного упрочнения. Суть такого типа упрочнения заключается в том, что если в материале возникает трещина, то в ее вершине происходит трансформация материала с увеличением объёма на 3–5%, которая инициирует появление сжимающих напряжений вблизи кончика трещины. Известно, что в технике сжимающие напряжения способствуют увеличению срока службы изделий в противоположность

растягивающим напряжениям, которые, в свою очередь, способствуют образованию и распространению трещин. Процесс трансформационного упрочнения даёт начало механизму, подавляющему распространение трещины и упрочняющему керамику. Энергия разлома материала переходит в трансформацию объема, которая подобна мартенситному преобразованию в закалённой стали. В результате распространение трещины подавляется и увеличивается прочность керамики.

Кроме того, автором приводится обзор по достижениям и перспективам керамики из диоксида циркония. Сочетание двух различных по природе материалов металла и керамики уже не может конкурировать с однородным керамическим составом в воспроизведении индивидуальных особенностей взаимодействия диоксида циркония с твердыми тканями естественных зубов. В статье приводятся ссылки на работы, где рассматриваются клинические случаи успешной интеграции отдельных имплантатов и каркасов из керамики. Также упоминается о недостатках керамических имплантатов, связанных с хрупкими сколами. Кроме того, показано сравнение свойств отечественного материала с зарубежными аналогами. Несмотря на то что отечественный материал уступает по показателю прочности на изгиб (600–700 МПа по отношению к 900–1200 МПа у зарубежных аналогов), он превосходит требования стандарта *ISO 6872–1995* «Керамика стоматологическая» [4], в котором предел прочности на изгиб должен быть не менее 50 МПа. Стоит отметить, что показатель трещиностойкости K_{Ic} отечественного материала, варьирующийся в пределах 10–17 МПа м^{1/2}, превосходит зарубежные аналоги, у которых K_{Ic} изменяется в пределах 9–10 МПа м^{1/2}. В статье рассматриваются перспективы создания имплантатов из керамики, в том числе и цельноанатомических форм, что сведёт к нулю риски сколов, однако высокая микротвёрдость диоксидциркониевой керамики может привести к чрезмерной стираемости зубов-антагонистов. В этом случае отечественный материал наиболее перспективен, так как его микротвёрдость ниже зарубежных аналогов. В статье даны ссылки на работы, где приводятся клинические случаи успешной интеграции имплантатов. Показано, что доля успешных исходов применения имплантатов из диоксида циркония в течение 36 месяцев не ниже 80%, а случаи неудач связаны со сколом облицовочного материала.

Что касается механических свойств, то безопасность керамических компонентов связана с их механической прочностью. Авторы в [2] рассматривают материалы на основе оксида алюминия и диоксида циркония, которые в настоящее время привлекают особое внимание специалистов в области разработки и производства биокерамики. В статье приводятся результаты исследования алюмоциркониевой керамики с различным соотношением Al_2O_3 и *3Y-TZP*. Было выявлено, что максимальной прочностью при изгибе (950 ± 50 МПа) обладает керамика с равным весовым соотношением компонентов.

В работе [19] функциональность и биосовместимость связаны непосредственно с наследственными наноразмерными взаимодействиями на границе между костью и имплантатом. Улучшение поверхности соединения кости и имплантата с использованием поверхностных модификаций и микро- и наноразмерных покрытий вызывает интерес во всём мире в течение последних двадцати лет. В настоящее время ряд компаний начал внедрять такие модифицированные имплантаты с покрытиями нового поколения на рынок ортопедической и челюстно-лицевой хирургии. Многочисленное применение керамики основано на уникальных механических, физических и тепловых свойствах. С точки зрения использования в стоматологии и ортопедии, биосовместимость, прочность, плотность и износостойкость имеют жизненно важное значение.

Типы биоматериалов и биокерамики различаются их реакцией на биологическую среду. Например, оксид алюминия и диоксид циркония относятся к биоинертным материалам, поверхность которых может обеспечить физико-химическую связь с костным матриксом, но при этом практически не участвует в метаболизме костной ткани и не ухудшается на протяжении всего периода взаимодействия с биологическими тканями. Биостекло и стеклокерамика являются биологически активными, т.е. взаимодействуют с тканями организма. Кальций-фосфатная керамика классифицируется как биоактивная и биоразлагаемая.

В монографии [9] освещены свойства нанобиокерамики, которая может помочь в заживлении повреждений в теле человека, а также способствовать регенерации тканей. Пористые материалы всё чаще используются в качестве костных имплантатов из-за того, что они способствуют прорастанию естественной кости и таким образом обеспечивают прочную связь между имплантатом и костью. Подобными же свойствами биоактивности обладает такой материал, как биостекло.

В работе [33] отдельная глава посвящена биостеклу, а также рассматриваются все современные материалы, используемые в протезировании, их механические характеристики, химический состав, преимущества и недостатки. Особо значима для медицины при применении биостекла его способность стимулировать рост костной ткани. Биостекло может быть использовано в конструкциях, которые при внедрении в организм будут стимулировать собственные регенеративные механизмы по восстановлению кости до их первоначального состояния и функциональности, например, в случае покрытия имплантатов биостеклом.

Биостекла и материалы на их основе не воспринимаются организмом как что-то чужое, напротив, серия биохимических реакций на границе «биостекло – кость» приводит к интенсивному образованию костной ткани в области контакта и в конечном счете к врастанию имплантата в костную ткань. Следует отметить, что переходный слой между биостеклом и костью может иметь толщину до 1 мм (по сравнению со слоем волокнистой соединительной ткани, имеющим толщину порядка 1 мкм, в случае имплантации биоинертной керамики) и быть более прочным, чем естественная кость. Считается в [33], что ключевым элементом, который обеспечивает высокую биоактивность указанных материалов, является кремний. Гидролиз биостекла в межтканевой жидкости приводит к образованию тонкого желеобразного слоя (геля) кремниевой кислоты на поверхности имплантата. Отрицательно заряженные гидроксильные группы поверхности слоя кремниевой кислоты притягивают из окружающего раствора межтканевой жидкости ионы Ca^{2+} , заряд поверхности становится положительным, затем на поверхность осаждаются фосфат-ионы, и происходит рост слоя гидроксиапатита, очень похожего на костную ткань, в результате чего наступает прочное соединение. Однако механические характеристики биостекол не столь обнадеживающие, как их биосовместимость и активность. В силу этого биостекла находят применение в качестве малых или слабо нагружаемых имплантатов в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.

В обзорной статье [23] авторы рассматривают материалы, активно используемые в стоматологической практике – титановые сплавы и покрытия, приводят результаты их взаимодействия с костной тканью и оценивают их приживаемость. Помимо этого, рассматриваются механические свойства керамики на основе диоксида циркония, а также новые перспективные материалы, такие как Ti-Zr и Ti-20Nb-10Zr-5Ta. Цирконий химически подобен титану, при этом, даже если учитывать высвобождение ионов из металла, ионы циркония не вступают во взаимодействие с биологическими клетками, в отличие от ионов титана. Таким образом, цирконий в составе таких сплавов нейтрализует ионизацию, и это является одним из главных преимуществ.

Ti–20Nb–10Zr–5Ta (TNZT) представляет улучшенные характеристики твердости и прочности на растяжение (883 МПа) и более низкий модуль упругости (59 ГПа) относительно Ti. В статье приводятся ссылки на публикации и современные исследования материалов для стоматологии.

МОДЕЛИРОВАНИЕ

При решении задач биомеханики часто используют методы и подходы механики деформируемого твёрдого тела. Как правило, для решения задач применяют численные методы ввиду сложности геометрии кости и системы действующих на неё усилий. Наиболее удобным и часто применимым является метод конечных элементов, который является численным методом решения дифференциальных уравнений с частными производными, а также интегральных уравнений, возникающих при решении задач прикладной физики. В его основе лежат две главные идеи: дискретизация исследуемого объекта на конечное множество элементов и кусочно-непрерывная аппроксимация исследуемых функций [11].

В [19] методу конечных элементов применительно к задачам стоматологии посвящена отдельная глава, в которой говорится, что этот метод широко применяется в биомедицинских системах для анализа напряжённо-деформированного состояния мягких и твёрдых тканей, структур кости и костных протезов, зубных имплантатов.

Наиболее часто встречаются публикации, в которых проводится конечно-элементное моделирование напряженно-деформированного состояния одиночного имплантата, расположенного в некотором объеме челюсти [17, 22, 29, 34, 35]. В них рассматриваются различные особенности форм имплантатов и влияние этих особенностей на биологические ткани возле имплантатов. Основной задачей моделирования авторы определяют оценку напряженно-деформированного состояния в костных тканях и имплантате при жевательных нагрузках. В кортикальной и губчатой костях за счет действия моментов от жевательных усилий возможна высокая концентрация напряжений, что может привести к некрозу или разрушению костных тканей, расшатыванию и плохой приживаемости имплантата при эксплуатационных нагрузках. Поэтому актуальной является задача исследования форм имплантатов, которая направлена на решение проблемы по снижению концентрации напряжений в кортикальной и губчатой костях.

В работе [22] рассматриваются двадцать семь модификаций модели титанового имплантата с двойной резьбой (поверх обычной резьбы на имплантате имеется винт с большим шагом). Авторы статьи моделируют деформирование части челюсти посредством приложенных к имплантату усилий. Свойства материала костей, учитывая соединенные слои кортикальной и губчатой костей, принимают упруго-анизотропными. Материал имплантата – титановый сплав. Основная идея двойной разнонаправленной резьбы заключается в том, что площадь контакта имплантата с костью вдвое больше, чем для одинарной резьбы, и двойная резьба способствует перераспределению напряжений как в кости, так и в имплантате. Поэтому особое внимание уделяется контактному взаимодействию имплантата с костью. Описаны математическая модель и подробные условия контактной задачи. Кроме того, в расчёте учитывается коэффициент трения между имплантатом и губчатой костью, который был принят равным 0,72; и между имплантатом и кортикальной костью, который был принят равным 0,64. Нагрузка на имплантат прикладывалась в вертикальном (150 Н) и горизонтальном (боковом) направлениях (15 Н). Оценивались вертикальные и общие перемещения челюсти, напряжения по Мизесу, максимальные растягивающие и сжимающие напряжения. Наилучшей формой обладает такой имплантат, у которого обе резьбы имеют одинаковый шаг в 1 мм.

В медицинской практике бывают случаи разрушения имплантатов при эксплуатации. В публикации [35] исследуется влияние формы отверстий под имплантат на распределение периферических напряжений в шейке имплантата под действием нагрузки, приходящейся на кортикальную кость в месте фиксации и перехода от имплантата к косметическому протезу. Рассматривались модели титановых имплантатов. Оценка проводилась с помощью метода конечных элементов. Максимальные напряжения на кость возникали при использовании базовых моделей с прямой шейкой и минимальные при использовании обратноконусной шейки имплантата.

В работе [34] рассматривался еще один вариант перехода шейки, а именно имплантаты типа «седло» с плоским выступом головки, опирающимся на поверхность кортикальной кости с диаметрами от 2,5 до 5,5 мм и имплантаты без выступов. При этом наиболее эффективным распределение напряжений было у имплантатов типа «седло» с диаметром более 4,5 мм, чем у имплантатов с меньшим диаметром опирания на кортикальную кость и при их отсутствии. При этом был сделан вывод о том, что имплантаты типа «седло» могут иметь эффект усиления кортикальной кости из-за лучшего распределения напряжений по поверхности более прочной кости, кроме того, они могут обеспечить формирование новых костных тканей при остеоинтеграции (приживаемости) под имплантатом.

В статье [29] проведен конечно-элементный анализ коротких и мини-зубных имплантатов различных размеров. На основе моделирования авторами статьи было проведено исследование серии различных коротких и мини-имплантатов с учетом переноса нагрузки на губчатую кость, и результаты сопоставлены с соответствующими стандартными коммерческими имплантатами. Мини-имплантаты были установлены в переднюю область нижней челюсти и нагружены вертикальной силой 150 Н. Использование коротких имплантатов в задней области челюсти уменьшает потребность в процедурах увеличения костной ткани. Короткие имплантаты уменьшают хирургический риск перфорации синуса или парестезии нижней челюсти при общем сокращении хирургических осложнений. Из-за уменьшения длины сверл при протезировании уменьшается риск перегрева кости. Авторы утверждают, что короткие имплантаты имеют преимущества в случае близкого расположения корней соседних зубов. Однако, с биомеханической точки зрения, нагрузка костей вокруг коротких и мини-имплантатов больше по сравнению со стандартными имплантатами.

Часто в публикациях появляются дискуссии по поводу угла наклона установки имплантата, в которых будут возникать наименьшие напряжения в кости. В частности, в работе [27] рассматривались модели титановых имплантатов, установленных вертикально и под углом с учётом их соединительного каркаса на основе циркония. Главной целью было сравнить влияние различных условий нагрузки на распределение напряжений в кости у «прямых» и «угловых» имплантатов. Наименьшие значения напряжений были сконцентрированы в модели с прямым имплантатом. Таким образом, значения напряжений в имплантате, установленном под углом, были выше, чем у модели с имплантатом, установленном вертикально. Значения напряжений с приложением наклонной нагрузки были выше значений с вертикальным приложением нагрузки. При этом наибольшие значения напряжений, возникающие в каркасе из диоксида циркония, близки к предельной прочности диоксида циркония.

Стоит отметить, что в случае, когда между одиночными имплантатами отсутствует связь в виде соединительного каркаса, напряжения в наклонных имплантатах увеличиваются по сравнению с одиночными вертикальными имплантатами. В случае, когда система имплантатов связана каркасом, ситуация обратная. Это показано в статье [17], в которой был проведён трёхмерный конечно-

элементный анализ для определения значений напряжений около наклонных и вертикальных имплантатов в нижней беззубой челюсти. Результаты моделирования показали, что интенсивность нагрузок на кортикальную и губчатую кости при приложении вертикального усилия 150 Н на одиночный наклонный титановый имплантат в два раза выше, чем в аналогичном случае для вертикального имплантата. При рассмотрении четырех имплантатов, связанных металлическим каркасом, результаты нагружения с тем же усилием в 150 Н показали, что наклон дистальных имплантатов до 45° уменьшал значения напряжений, возникающих в кости вокруг имплантата, на 54% по сравнению с напряжениями, наблюдаемыми в кости с протезом на вертикальных имплантатах и длинными консольными сегментами в протезе. Результаты данного моделирования качественно согласуются с результатами в рассмотренной выше статье [27].

Отечественные авторы в статье [8] проводили исследования напряжённо-деформированного состояния имплантатов из диоксида циркония, сравнивая их с имплантатами из титана на основе конечно-элементного анализа модели с приложением боковой распределённой нагрузки. Авторы сделали заключение о целесообразности использования диоксида циркония в стоматологии, при том что предел прочности в имплантате из диоксида циркония не превышает допустимый в соответствии с международным стандартом *ISO 13356*. Кроме того, имплантат из диоксида циркония вызывает меньшие напряжения, чем имплантат из сплава циркония, при боковом нагружении в процессе жевания.

В [42] рассматривается схема из двух имплантатов, соединённых между собой косметическим каркасом. На основе данной модели было выполнено сравнение влияния преднагрузки, напряжения и смещения компонентов протеза между имплантатами, устанавливаемыми в кость посредством винтов или с помощью цемента. Материал принимался анизотропным, кроме того, в расчёте учитывались коэффициенты трения между составляющими имплантата и костью. Результаты показали, что с точки зрения биомеханики имплантат, установленный посредством цемента, более надёжен.

В статье [25] была выполнена оценка полей напряжений, вызванных жевательной нагрузкой на съёмный протез, крепящийся на трёх имплантатах, связанных каркасом. При этом каркас крепился к имплантатам посредством зажимов из пластика и золота. Оказалось, что металлический стержень нечувствителен к материалу зажимов и несущие имплантаты продемонстрировали типичное поведение с высокой концентрацией напряжений в области шейки имплантатов. Кроме того, были проведены натурные испытания по установке имплантатов с каркасом в малоберцовую кость, моделирующую нижнюю челюсть.

Исследование для нижней челюсти и протеза из диоксида циркония на четырех вертикальных титановых имплантатах приведено в [31]. Односторонняя нагрузка моделировалась приложением вертикального усилия 200 Н и горизонтального усилия 40 Н по направлению от щеки к языку первого нижнего коренного зуба. Наибольшие напряжения по Мизесу и перемещения: в кортикальной кости – 18,58 МПа и 14,4 мкм, в губчатой кости – 2,50 МПа и 14,0 мкм, в имплантатах – 32,4 МПа и 14,8 мкм, на абатментах – 26,82 МПа и 16,0 мкм, в протезе – 39,48 МПа и 33,0 мкм. Наибольшие напряжения были сосредоточены в области контакта имплантата с кортикальной костью. В статье дается вывод, что напряжения были перераспределены протезным материалом.

Использование имплантатов обычно ограничивается наличием деградации кости, малой минерализацией костной ткани и близостью к месту внедрения имплантата верхнечелюстных синусов (полости в лицевой части черепа, в которых

располагаются гайморовы пазухи). Невозможность размещения имплантатов в задних областях верхней челюсти может привести к использованию длинных консолей соединительных каркасов протезов, на которые можно установить косметические протезы. При этом увеличивается вероятность неуспешной имплантации за счёт увеличения напряжений в несущих имплантатах, в кости и в самой консоли, к которой крепятся косметические протезы. Для упрощения лечения атрофических челюстей с использованием наклонных дистальных имплантатов был разработан метод, который позволяет полностью восстановить челюсть с использованием только четырёх имплантатов, хотя некоторые авторы предлагают использовать большее количество имплантатов для уменьшения риска протезирования [18, 32, 44].

В работе [16] приведено сравнение напряжений в кости от протеза верхней беззубой челюсти на четырех имплантатах при использовании прямых и наклонных дистальных имплантатов. Вертикальная нагрузка (150 Н) была приложена к дистальной части консоли каркаса. Значения напряжений по Мизесу, передаваемые на кость, в окрестности имплантатов и на металлический каркас через имплантаты оценивались как в губчатой, так и в кортикальной костях. Максимальные напряжения в губчатой кости для имплантатов составляли 75,0 МПа (дистальный имплантат), 35,0 МПа (мезиальные имплантаты) и 95,0 МПа для титанового каркаса.

Максимальное значение напряжений в шине было равно 95,0 МПа при пределе прочности титанового сплава 860 МПа.

На рис. 2 приведены две конфигурации протезов. Здесь дугой обозначен каркас-шина протеза, а голубыми столбцами имплантаты. Моделирование нагрузки наклонных дистальных имплантатов с уменьшенными задними консолями приводило к уменьшению значений напряжений для всех рассматриваемых величин. Наклон дистальных имплантатов в 15° уменьшал напряжения в кортикальной кости на 12,9%, в губчатой на 18,3% и в протезе на 11,5%. Для конфигурации с наклоном имплантатов 30° уменьшение соответствующих напряжений составляло 47,5; 52,6 и 31,3%, а при наклоне 45° уменьшение нагрузки достигло 73,5; 77,7 и 85,6%, что давало существенную разгрузку костей челюсти.

В работе [37] рассмотрен случай, приведенный в [16]. Исследованы несъёмные протезы с наклонными имплантатами под углом 45° в дистальной области, с тремя типами каркасов: акриловым, из углеродного волокна и с литой металлической структурой. Модуль упругости титана составлял 103,4 ГПа, кортикальной кости – 13,7 ГПа, губчатой кости – 1,37 ГПа, акриловой смолы – 2,4 ГПа, металлического каркаса – 125 ГПа и углеволокна – 40 ГПа.

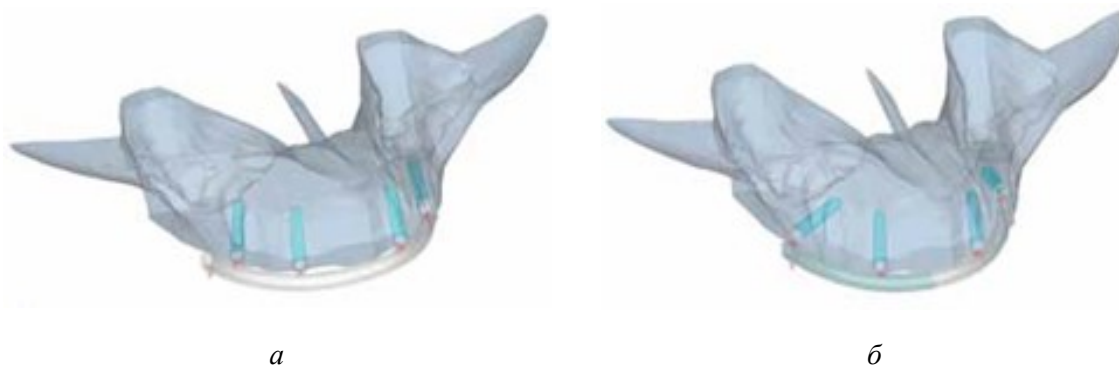


Рис. 2. Расположение имплантатов в верхней челюсти: *a* – вертикальных в дистальной области; *б* – в дистальной области, наклоненных под углом к вертикальной оси. Изображения взяты из работы [16]

Трёхмерный конечно-элементный анализ нагружения протезов вертикальным усилием 150 Н на консоль возле дистального имплантата выявил наибольшие нагрузки, приходящиеся на имплантаты (до +55,16%), на кость около имплантатов (до +56,93%) и на протез (до +70,71%) при моделировании протеза из акрила по сравнению с протезом, у которого каркас сделан из металла. Протез с каркасом из углеродного волокна демонстрировал промежуточные значения по сравнению с двумя другими конфигурациями. Данное исследование показывает, что наличие полнодугового несъёмного протеза обеспечивает такое распределение нагрузки, которое уменьшает уровень максимальных напряжений на имплантатах, протезах и кости.

На рис. 3 приведена зависимость максимальных напряжений по Мизесу в костях челюсти с несъемным протезом на четырех имплантатах. Нагружение прикладывалось к дистальной области протеза в виде вертикального усилия 150 Н. На рис. 3, а приведена зависимость максимального напряжения по Мизесу от номера имплантата для различных материалов протеза: в кортикальной кости: 1 – акриловый каркас; 2 – каркас из углеволокна, 3 – металлический каркас; в губчатой кости: 4–6 – те же протезы соответственно. Нумерация имплантатов введена от места приложения нагрузки вдоль дуги челюсти. На рис. 3, б представлена зависимость максимального напряжения по Мизесу от модуля упругости каркаса протеза: 1 – кортикальная кость; 2 – губчатая кость. Линиями на диаграммах представлены аппроксимации значений напряжения при помощи квадратичных полиномов (построены при помощи метода наименьших квадратов). Можно сделать вывод о том, что распределение напряжений у челюсти при таком типе нагружения будет убывать как квадратичная функция вдоль дуги челюсти от места приложения нагрузки.

Авторы [24] утверждают, что, как правило, для протезирования нижней беззубой челюсти может быть использовано от одного до пяти имплантатов. При этом использование двух или трех имплантатов для такой процедуры является наиболее экономически выгодным для пациентов. Однако нижняя челюсть так же, как и верхняя, ограничивает применение имплантатов в дистальной области. Как сообщалось ранее, используются каркасы с консолями, при этом возникающий момент влияет на напряжения в окрестности несущего имплантата. Авторы задались целью оценить влияние длины консоли на напряжения в кости в окрестности имплантатов.

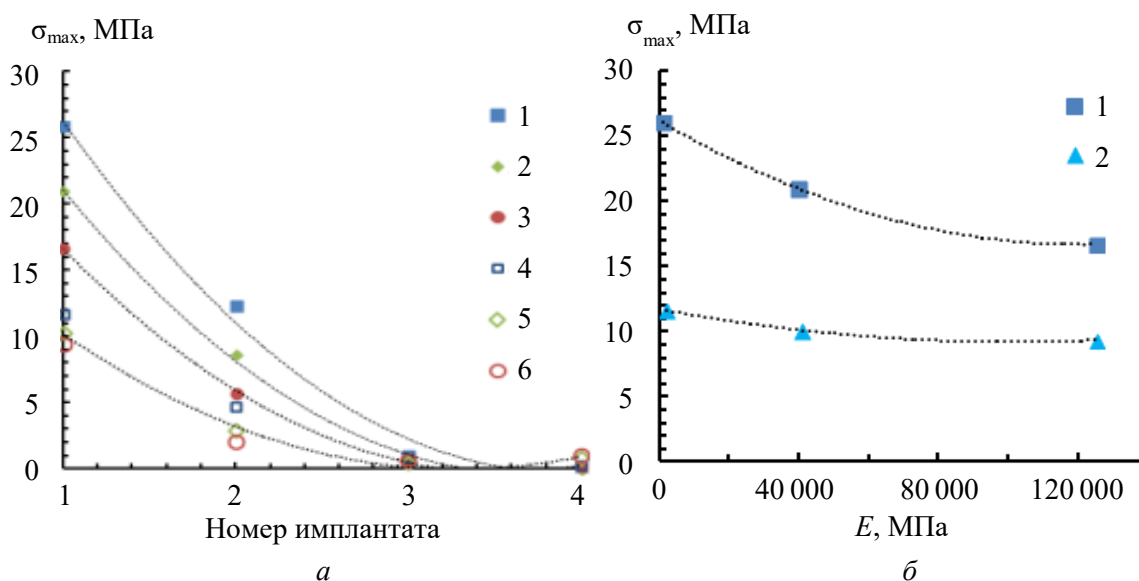


Рис. 3. Результат моделирования нагрузки верхнечелюстного несъемного протеза на четырех имплантатах. Зависимость максимальных напряжений по Мизесу от номера имплантата (а) и модуля упругости материала, из которого сделан каркас (б). Данные для построения графиков взяты из работы [37]

Рассматривались модели протезирования на двух или трех несущих имплантатах, соединённых каркасом с разными длинами консолей каркаса: 0; 7 и 13 мм. Таким образом, всего было рассмотрено 6 моделей. Основным выводом исследования заключался в том, что увеличение длины консоли на каркасе в нижней челюсти, установленном на два или три имплантата, не вызывает явного увеличения напряжений.

В статье [43] сравнивалось биомеханическое поведение конфигурации протеза, крепящегося на четыре имплантата, с моделью протеза, крепящегося на шесть имплантатов, где дистальные имплантаты наклонены к вертикали. Модели рассматривались при четырёх различных нагрузках: полный прикус всеми зубами, неправильный прикус клыков, нагрузка на консоль каркаса, нагрузка при отсутствии консоли. В обеих моделях максимальные напряжения всегда были расположены на шейке дистальных имплантатов. Значения напряжений по Мизесу были выше в модели с четырьмя имплантатами (на 7–29% в зависимости от типа нагружения). В случае, когда в моделях присутствовала консоль, максимальные значения напряжений увеличивались примерно на 100% в обеих моделях.

Авторы в [28] провели исследование, направленное на сравнение распределения напряжений на периодонтальных и периимплантационных костных тканях в моделях мостовидного соединения, состоящего из трех и пяти косметических зубов, при этом рассматривалось опирание моста на натуральные корни зубов и циркониевые имплантаты (всего четыре расчётных случая). Для исследования были использованы зубы с номерами 43, 45, 47. Для этих зубов моделировались корни и имплантаты. В процессе нагружения прикладывалось четыре вида нагрузки: 100 Н прикладывалась под наклоном в 30 градусов относительно буккальной плоскости к зубу 43; 200 Н прикладывалась под углом в 30 градусов относительно буккальной плоскости к зубу 45; под углом в 30 градусов относительно буккальной плоскости была приложена нагрузка в 100 Н к 43 зубу, 150 Н к 44 зубу и по 200 Н к остальным зубам, в результате чего суммарная сила, действующая на мост, составляла 850 Н. Наибольшие значения растягивающих и сжимающих напряжений были получены в моделях с основанием из натуральных корней зубов на поверхности кортикальной кости, около корня. В моделях с имплантатами наибольшие напряжения были отмечены в кортикальной кости, в окрестности шейки имплантатов. Авторы делают вывод, что по этой причине может возникнуть потеря костной ткани вокруг шейки имплантата, что повлияет на его долговечность. Увеличение количества имплантатов может продлить срок службы, при этом уменьшить потерю костной массы вдоль моста, особенно в дистальной части челюсти. Увеличенное количество несущих корней зубов может обеспечить более равномерное распределение сил при жевательных нагрузках, что также скажется на долговечности протезов.

В работе [41] авторы определили влияние количества и расположения имплантатов на напряжения в кости верхней адентичной челюсти с использованием конечно-элементного моделирования. Геометрия расчётной модели была построена по данным компьютерной томографии цельного высушенного черепа. Расположение титановых имплантатов было смоделировано в следующих конфигурациях: четырнадцать несвязанных имплантатов (*US 14*); четырнадцать шинированных (связанных каркасом) имплантатов (*S14*); шесть шинированных имплантатов: клыки, малые коренные зубы и коренные (*S6*); четыре шинированных имплантата (*S4*); шесть передних имплантатов, связанных шиной: резцы и клыки (*A6*). Для каждой конфигурации была приложена распределенная нагрузка в 200 Н в вертикальном направлении на щёчно-язычную срединную линию окклюзионной плоскости конструкции. Кроме того, была приложена нагрузка 200 Н под углом 60° в платобуккальном направлении к щёчно-язычной средней линии окклюзионной плоскости, что соответствует жевательным нагрузкам.

Результаты моделирования показали, что в случае S_6 кость и имплантаты испытывали те же напряжения и деформации, что и в случаях $US\ 14$ и $S14$. В случаях $S4$ и A_6 материал костей и имплантаты были подвергнуты напряжениям примерно в 3 раза большим под действием вертикальной нагрузки и примерно в 5 раз большим под наклонной нагрузкой по сравнению с S_6 . Авторы приходят к выводу, что если качество материала кости (плохая минерализация, близость к синусу) не позволяет ограничиться наименьшим количеством имплантатов, то лишь в этом случае установка большего количества имплантатов оправдана.

Успешность процедуры протезирования зависит не только от количества имплантатов, угла наклона и площади контакта между костью и имплантатом. Помимо этого, важными вопросами являются процесс приживления и первичная устойчивость имплантатов. При моделировании такого рода задач необходимо опираться и на медицинский опыт процесса протезирования. В работе [30] приводятся медицинские методы оценки успешности остеоинтеграции имплантатов. Авторы, проведя анализ медицинских публикаций, показывают важность первичной устойчивости имплантата и выбора протокола нагрузки для оценки успешности протезирования. Первичными факторами влияния на устойчивость являются форма имплантата, протокол лечения, хирургическая процедура внедрения имплантатов. В статье приводятся ссылки на литературные источники, в которых описаны локальные и симметричные факторы, которые связаны с устойчивостью кости в окрестности имплантатов. Кость является динамическим органом, который оптимизирует себя, приспособливаясь к прикладываемым системам нагрузок. Она адаптируется к нагрузке за счёт процесса перестройки своей структуры. Авторы указывают на то, что в рассматриваемой физиологической области должны быть получены равномерно распределенные деформации и напряжения для уверенности врача в успехе протезирования. Авторы утверждают, что применение протокола немедленной нагрузки является успешным только в том случае, когда устойчивость имплантата обеспечивается наличием достаточного количества костной ткани в зубной сумке после удаления из нее зуба.

Механические параметры, влияющие на первичную устойчивость имплантата, можно оценить, моделируя стадию внедрения имплантата в кость. В работе [26] исследовалось влияние размера сверла, при помощи которого создавалось в кости посадочное место для вкручивания имплантата. Чем больше диаметр сверла, тем меньшие деформации возникают в кости при вкручивании имплантата. Авторы ставят оптимизационную задачу по отысканию значения диаметра сверла, при котором прижим имплантата к кости будет оптимальным, что в свою очередь обеспечит необходимый уровень первичной устойчивости имплантата. Высокие концентрации напряжений могут вызвать некроз костной клетки или отсутствие гомогенной стимуляции остеобластов, что одновременно является возможными причинами дестабилизации имплантатов. В работе сверло моделируется круговым цилиндром с диаметрами: $D_A = 2,8$ мм (модель A), $D_B = 3,3$ мм (модель B) и $D_C = 3,8$ мм (модель C). Длины свёрл при этом принимаются равными $L = 12$ мм. Модель виртуального имплантата имеет длину $L = 11$ мм и диаметр $D = 4$ мм. Конечно-элементный анализ проводился для трех указанных значений диаметра сверла. Максимальные напряжения в моделях A , B и C составляют 12,31; 7,74 и 4,52 ГПа соответственно. Максимальные логарифмические деформации, рассчитанные при нелинейном анализе, равны $\varepsilon = 2,46$; 0,51 и 0,49 для моделей A , B и C соответственно.

Результаты моделирования демонстрируют, что кортикальная кость напряжена и значительно деформируется, даже при умеренных значениях проникновения имплантата в кость. Вязкоупругое поведение кости зависит от степени начальной упругой деформации кости после вкручивания имплантата.

Работа [36] является обзором современных методов экспериментальной оценки устойчивости связи между имплантатом и костью. Авторами представлен обзор биомеханического поведения слоя между имплантатом и костью (интерфейсом) в зависимости от окружающей его биологической среды. Биомеханические условия остеointеграционных процессов связаны с ремоделированием кости вблизи имплантатов (адаптация и восстановление костной структуры). Авторами работы рассмотрены аспекты, связанные с описанием интерфейса и его пространственно-временным многомасштабным характером. Описаны различные подходы, используемые в литературе для измерения стабильности имплантатов и свойств интерфейса имплантата *in vitro* и *in vivo*. Показано, что ультразвуковые методы являются перспективными в силу небольшой стоимости и неинвазивности. В статье подчеркивается, что имплантат первично устойчив, если его предельные отклонения при эксплуатации находятся в диапазоне 100–200 мкм. Отмечается, что влияние динамических нагрузок с определенными частотами улучшает остеointеграцию. Механическая нагрузка при низкочастотном (менее 10 Гц) воздействии силой или смещением улучшает формирование кости вокруг имплантата. Попытка установить критерий первичной устойчивости имплантата по уровню напряжений также приведена в работе [36]. Если функциональная нагрузка, передаваемая через имплантат, превышает предельное напряжение σ_0 , имплантат считается перегруженным, что приводит к возможным осложнениям, таким как резорбция костной ткани вокруг имплантата. Однако напряжения ниже σ_0 полезны для стимуляции ремоделирования кости. Соответствующий баланс между начальными напряжениями и первичной устойчивостью является ключевым фактором, определяющим долгосрочную стабильность имплантата. По мнению авторов, основная трудность моделирования устойчивости имплантата заключается в том, чтобы внедрить в многоуровневых моделях материалов описание феномена восстановления костной ткани. Такая модель предложена в [7]. Здесь автор использует модель пороупругого материала, наполненного жидкостью, применительно к структурному перестроению кости под действием периодических нагрузок. Рост кости описывается уравнением диффузии. Математическая модель дает возможность исследовать процессы восстановления поврежденных костных элементов опорно-двигательного аппарата человека при наличии динамической нагрузки и теоретически обосновать выбор оптимального периодического воздействия на поврежденные ткани с целью их скорейшего и устойчивого заживления.

Помимо конечно-элементного моделирования проводятся и модельные эксперименты. К примеру, интерес представляет экспериментальная проверка передачи усилий от коронок зубов в имплантаты и на кость при жевании, которая приведена в работе [20]. В ней авторы получают данные воздействия жевательных нагрузок на имплантат посредством «жевательного робота», который способен воспроизводить движения нижней челюсти и измерять усилия на зубы. Были проанализированы усилия, передаваемые в кость возле имплантата для четырех различных материалов коронки зуба: три композиционных материала на основе смол и один стеклокерамический материал. В работе [21] описан механический жевательный симулятор, который способен воспроизводить движения нижней челюсти и измерять действующие силы в трёх направлениях во время жевания. Эта работа была направлена на то, чтобы подтвердить возможность проверки различных материалов, используемых в протезировании, для выявления возникающих напряжений в реальных условиях жевания и определить пределы применимости рассматриваемых материалов.

ОБСУЖДЕНИЕ

Подводя итог анализа работ, нужно отметить: из [16, 17, 31, 37, 41] следует вывод о том, что моделирование нагрузок протеза на кость имело целью отыскать конфигурации расположения имплантатов в челюсти, при которых происходит снижение напряжений в кости. Снижение нагрузки достигалось за счет наклона имплантатов, их связки шиной, за счет выбора материалов протеза, а также увеличения количества имплантатов [41, 43]. Подобная цель коррелирует с требованием равномерности напряженно-деформированного состояния в кости [30] для первичной устойчивости имплантата – чем ниже нагрузка на кость, тем благоприятнее условия для быстрого развития новой костной ткани вокруг имплантата [36]. Работы [26, 36] затрагивают проблемы изменения свойств кости с течением времени, что указывает на необходимость исследования напряженно-деформированного состояния кости с применением более сложных моделей материалов при помощи метода конечных элементов. Из [29] можно сделать вывод об уменьшении напряжений возле имплантатов при увеличении площади контакта имплантата с кортикальной и губчатой костями, что хорошо влияет на его первичную устойчивость [36].

Устойчивость протеза на имплантатах можно оценить при помощи конечно-элементного моделирования. Из анализа представленных статей можно выделить два основных условия успешности протезирования: 1) максимальная интенсивность напряжений в челюсти не должна превосходить предела прочности кортикальной кости (50–200 МПа [41], 120–140 МПа [9]); 2) отклонения имплантатов должны находиться в допустимом интервале (100–200 мкм [36]). Отдельно стоит отметить следующее: оценка напряжений по Мизесу в костной ткани оправдана тем, что необратимые деформации наступают раньше предела прочности кости, поэтому напряжения по Мизесу отражают реальную картину в оценке несущей способности кости в отличие от оценки по наибольшему растягивающему напряжению, которое используется для определения предельных нагрузок на разрушение. Моделирование напряженно-деформированного состояния костей челюсти в приведенных работах можно рассматривать лишь как первое приближение. В действительности кость проявляет свойства упругой анизотропии, пороупругости и эффект восстановления. Часто авторами научных работ анизотропия кости не учитывается [16, 17, 24, 31, 33, 37, 41], тогда как упругие модули кортикальной кости вдоль дуги челюсти и поперек нее могут различаться почти в 2 раза [9, 22, 42]. Оценить напряженно-деформированное состояние кости в зависимости от времени можно с большей точностью, если применять модели материалов с учетом релаксации напряжений, роста костной ткани и насыщенности кости физиологическими жидкостями [7].

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ

В настоящий момент к перспективным направлениям в биомеханике относится разработка технологий по изготовлению имплантатов из новых биоматериалов, таких как керамика и биостекло, а также их применению не только в стоматологии, но и в ортопедии.

С точки зрения механики, интерес представляет наилучшая форма имплантатов и их анатомическое расположение с учётом особенностей живого организма.

Остается открытым вопрос о моделировании механических свойств биологических твёрдых и мягких тканей. Изучение механических свойств костей необходимо проводить не только с учётом их пористости, но и с учётом влияния кровеносной системы, заполнения порового пространства биологическими жидкостями

и ремодуляции костной ткани. В этой связи необходимо решать задачи пороупругости, которые будут учитывать реальные прочностные свойства кости [46].

Мало изучено влияние трения между зубными имплантатами из новых биоматериалов и костью при эксплуатационных жевательных нагрузках, что, несомненно, важно при решении контактных задач в процессе моделирования.

Одним из интересных направлений является использование покрытий для имплантатов. И если ранее была тенденция создания прочных, но при этом пористых имплантатов, в которые могли бы прорасти кровеносные сосуды и естественные костные клетки, создавая прочную связь, то теперь, на примере применения биостекла и цементов, всё чаще идёт речь об обратном «прорастании» имплантата из биоматериала в кость, за счёт своей аморфной структуры и гелеобразных покрытий, затвердевающих после проникновения в ближайшие клетки, что создает ещё более прочную связь.

Проблемой является изучение микроструктуры биоматериалов, в частности, это касается биокерамики, когда от технологии изготовления и формы существенно зависят механические свойства. С точки зрения моделирования интерес представляют пористая структура биоматериалов и поведение материала под действием эксплуатационных нагрузок в окрестности пор, а также развитие трещин от подобных концентраторов напряжений. Интересны испытания и расчёты на устойчивость и усталость имплантатов в результате реальных нагрузок и условий окружающей их среды.

Важной проблемой протезирования является влияние напряженно-деформированного состояния кости на устойчивость и приживаемость протеза в случае применения протокола немедленной нагрузки. Подход к решению этой проблемы может заключаться в формировании интегрального критерия длительной стабильной работы протеза, т.е. устойчивости системы имплантатов в целом. В связи с этим появляется задача разработки критерия устойчивости протеза в целом на основе подсчета площади соприкосновения имплантатов с челюстью и учета длин пролетов между имплантатами. На основе такого критерия можно будет прогнозировать оптимальный уровень напряжений в кости за счет количества имплантатов, их наклона и дизайна конструкции протеза. Однако проверка такого критерия требует анализа большого количества результатов моделирования и клинических исследований.

Стоит отметить, что среди приведенных статей по моделированию нагрузки протезов на имплантатах почти нет работ, где варьируется степень минерализации кости в зависимости от возраста пациента, отсутствуют данные о расчетах, где бы учитывалась неприживаемость одного или нескольких имплантатов в протезе. Исследования в этом направлении могут дать информацию об устойчивости протеза в целом, а значит позволят оценить успешность протезирования.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В первой части статьи были рассмотрены материалы, применяемые для решения задач биомеханики в стоматологии. Особое внимание уделяется моделям материалов губчатой и кортикальной костей. Несмотря на то что во многих работах материалы кости считаются изотропными, уже подтверждено, что поведение костной структуры имеет анизотропный характер, и в этой связи необходимо уделять большее внимание принимаемой модели материала кости для приближения математической модели к реальной при решении задач биомеханики. Также рассмотрены материалы, перспективные и применяемые при имплантации в стоматологии уже сейчас, такие как титановые сплавы, диоксид циркония и биостекло.

Во второй части статьи рассматриваются публикации, посвященные конечно-элементному моделированию задач биомеханики применительно к стоматологии. Наиболее частыми являются публикации, связанные с исследованиями формы имплантатов и их взаимного расположения в кости. Проверено предположение о том, что поведение имплантатов, связанных и несвязанных каркасом, имеет различный характер даже при одном и том же угле наклона установки имплантатов. Выявлено, что каркас существенно влияет на перераспределение напряжений в кости. Рассмотрены проблемы, связанные с установкой имплантатов как для верхней, так и для нижней челюсти, которые происходят из-за анатомических особенностей костей. К таким особенностям относятся верхнечелюстной синус, канал нижнечелюстного нерва и плохая минерализация кости. Рассмотрены проблемы влияния конфигурации протезов на напряженно-деформированное состояние в кости в связи с использованием в протезах консолей различной длины для установки на них искусственных зубов в дистальной области челюсти. Приведены результаты работ, в которых изучены первичная устойчивость имплантатов и процессы остеоинтеграции.

В третьей части авторы данной статьи приводят своё видение перспективных исследований в биомеханике касательно протезирования в стоматологии. Авторы отмечают актуальные неразрешённые проблемы и высказывают некоторые соображения, касающиеся способов их решения.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 18-38-00361 «Исследование возможности применения цельнокерамических имплантатов в стоматологии на основе анализа напряжённо-деформированного состояния», грант № 16-01-00679 «Моделирование анизотропного тела трансверсально-изотропной средой»).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вафин С.М. Керамика на основе диоксида циркония. Достижения и перспективы // Стоматолог-практик. – 2011. – № 1. – С. 26–33.
2. Веселов С.В., Стукачева Н.С., Кузьмин Р.И., Черкасова Н.Ю. Структура и механические свойства керамических материалов системы $Al_2O_3-ZrO_2$ // Научный вестник НГТУ. – 2016. – Т. 65, № 4. – С. 207–217.
3. Гветадзе Р.Ш., Дьяконенко Е.Е., Лебедев И.Ю. Исследования старения, усталости и деградации с целью повышения надежности стоматологической керамики. Обзор статей в мировых журналах // Стоматолог. – 2016. – № 6. – С. 51–60.
4. ГОСТ 31571-2012. Керамика стоматологическая. Технические требования. Методы испытаний. – М.: Стандартинформ, 2013. – 20 с.
5. Камышная К.С., Хабас Т.А. Исследование процесса получения пор заданной конфигурации в керамике из диоксида циркония за счёт направленной кристаллизации карбамида // Научные исследования и разработки. – 2016. – № 9. – С. 33–38.
6. Коробейников С.Н. Нелинейное деформирование твердых тел // Новосибирск: Изд-во СО РАН. – 2000. – 262 с.
7. Маслов Л.Б. Математическая модель структурной перестройки костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 2. – С. 36–63.
8. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Никитин В.Н., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1. – С. 102–109.
9. Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Рябцева М.А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учеб. пособие. – Томск: Изд-во Томск. политехн. ун-та. – 2007. – 149 с.
10. Фёдорова Н.Н., Вальгер С.А., Данилов М.Н., Захарова Ю.В. Основы работы в ANSYS 17. – М.: ДМК Пресс, 2017. – 210 с.

11. Фокин В.Г. Метод конечных элементов в механике деформируемого твёрдого тела: учеб. пособие. – Самара: Изд-во Самар. гос. техн. ун-та, 2010. – 131 с.
12. Arendts F.J., Sigolotto C. Standard measurements, elasticity values and tensile strength behavior of the human mandible, a contribution to the biomechanics of the mandible // *Journal of Biomedical Technologies*. – 1989. – Vol. 34, № 10. – P. 248–255.
13. Arendts F.J., Sigolotto C. Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible // *Journal of Biomedical Technologies*. – 1990. – Vol. 35, № 6. – P. 123–130.
14. Ashman R.B., Van Buskirk W.C. The elastic properties of a human mandible // *Advances in Dental Research*. – 1987. – Vol. 1, № 1. – P. 64–67.
15. Atsuta I., Ayukawa Y., Kondo R., Oshiro W., Matsuura Y., Furuhashi A., Tsukiyama Y., Koyano K. Soft tissue sealing around dental implants based on histological interpretation // *The International Journal of Prosthodontics*. – 2016. – Vol. 60, № 1. – P. 3–11.
16. Bevilacqua M., Tealdo T., Menini M., Pera F., Mossolov A., Drago C., Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed denture // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2011. – Vol. 105. – P. 5–13.
17. 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, № 6. – P. 539–542.
18. 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.
19. Choi A.H., Ben-Nissan B. Anatomy, modeling and biomaterial fabrication for dental and maxillofacial applications. – Bentham Science Publishing, 2018.
20. Conserva E., Menini M., Tealdo T., Bevilacqua M., Ravera G., Pera F., Pera P. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report // *The International Journal of Prosthodontics*. – 2009. – Vol. 22. – P. 53–55.
21. Conserva E., Menini M., Tealdo T., Bevilacqua M., Pera F., Ravera G., Pera P. Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup // *The International Journal of Prosthodontics*. – 2008. – Vol. 21. – P. 501–508.
22. 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.
23. Duraccio D., Mussano F., Faga M.G. Biomaterials for dental implants: current and future trends // *Journal of Materials Science*. – 2015. – Vol. 50, № 14. – P. 4779–4812.
24. 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, № 3. – P. 333–340.
25. El-Anwar M., Ghali R., Aboelnagga M. 3D finite element study on: bar splinted implants supporting partial denture in the reconstructed mandible macedonian // *Journal of Medical Sciences*. – 2016. – Vol. 4, № 1. – P. 164–171.
26. Frisardi G., Barone S., Paoli A., Frisardi F., Tullio A., Lumbau A., Chessa G. Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis // *Head & Face Medicine*. – 2012. – Vol. 8. – P. 8–18.
27. 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, № 4. – P. 766–772.
28. Guven S., Beydemir K., Dundar 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, № 3. – P. 329–339.
29. Hasan I., Heinemann F., Aitlahrach M., Bourauel Ch. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant // *Biomed Technologies*. – 2010. – Vol. 55. – P. 341–350.
30. Heinemann F., Hasanb I., Bourauel Ch., Biffar R., Mundt T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors // *Annals of Anatomy*. – 2015. – Vol. 199. – P. 3–8.
31. 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, № 2. – P. 108–118.

32. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report // *Clinical Oral Implants Research*. – 1994. – Vol. 5. – P. 142–147.
33. Kokubo T. *Bioceramics and their clinical applications*. – Cambridge, 2008.
34. Kong Y.S., Park J.W., Choi D.J. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants // *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*. – 2016. – Vol. 38, № 9. – P. 1–9.
35. Lee K.B. Finite element analysis of peri-implant bone stress influenced by cervical module configuration of endosseous implant // *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. – 2009. – Vol. 47, № 4. – P. 394–405.
36. 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, № 1. – P. 3–13.
37. 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, № 6. – P. 627–630.
38. O'Mahony A.M., Williams J.L., Katz J.O., Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible // *Clinical Oral Implants Research*. – 2000. – Vol. 11, № 5. – P. 415–421.
39. Pesqueira A.A., Goiato M.C., Filho H.G., Monteiro D.R., dos Santos D.M., Haddad M.F., Pellizzer E.P. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants // *Journal of Oral Implantology*. – 2014. – Vol. 40, № 2. – P. 217–228.
40. Rho J.Y. An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone // *Ultrasonics*. – 1996. – Vol. 34, № 8. – P. 777–783.
41. 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, № 3. – P. 220–224.
42. 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, № 6. – P. 1479–1488.
43. 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, № 2. – P. 239–246.
44. Testori T., Del Fabbro M., Capelli M., Zuffetti F., Francetti L., Weinstein R.L. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study // *Clinical Oral Implants Research*. – 2008. – Vol. 19. – P. 227–232.
45. Turner C.H., Rho J., Takano Y., Tsui T.Y., Pharr G.M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques // *Journal of Biomechanics*. – 1999. – Vol. 32, № 4. – P. 437–441.
46. Turner C.H., Cowin S.C., Rho J.Y., Ashman R.B., Rice J.C. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone // *Journal of Biomechanics*. – 1990. – Vol. 23, № 6. – P. 549–561.

DIFFERENT APPROACHES TO EVALUATING THE PERFORMANCE EFFICIENCY OF IMPLANTS IN DENTISTRY: MATERIALS, MODELLING, MODERN TRENDS

A.Yu. Larichkin, N.V. Fedorova, M.S. Toder, A.A. Shevela (Novosibirsk, Russia)

The results of works about modern materials for implantation in dentistry are presented. Approaches to evaluate the performance efficiency of dental implants, both for single restoration, and for the complete restoration of the entire jaw, with a permanent prosthesis are considered. New forms of implants are being developed, new materials are being used, as well as methods of implantation in the field of dental implantology. In this regard, experts in the field of dentistry often turn to mechanics to evaluate the load-bearing capacity of biomechanical structures. The arising problems don't belong to the number of

formalizable problems that can be solved analytically and require the description in three-dimensional form. Therefore, numerical solutions must be used to solve them. The finite element method is the most convenient and often applicable. In this regard, there has been an increase in the number of publications devoted to the determination of the stress-strain state, both prostheses and bone tissue in the area of their fixation. The review of modern articles and books devoted to current researches and trends in the field of dental biomechanics is given.

Key words: biomechanics, implant, dentistry, stress state, modelling, finite element method, bioceramics.

Получено 10 августа 2018