



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.1.01

УДК 531/534: [57+61]

ТРЕХМЕРНЫЙ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ УДАРНОЙ НАГРУЗКИ ОТ ИМПАКТОРА ПЕРЕМЕННОЙ МАССЫ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ НА ПОВЕРХНОСТИ «КОСТЬ – ИМПЛАНТАНТ»

Н. Джеббар¹, А. Бачири², Б. Бутабут²

¹ Университет Бельхадж Бушайб, Айн Темушент, Алжир

² Университет Джиллали Либеса, Сиди-Бель-Аббес, Алжир

О СТАТЬЕ

Получена: 26 декабря 2022

Одобрена: 09 марта 2023

Принята к публикации: 27 марта 2023

Ключевые слова:

зубной протез, кость, импактор, ускорение, масса, конечно-элементный анализ.

АННОТАЦИЯ

Применение имплантатов в стоматологии получило широкое распространение. Импантаты, как правило, устанавливаются в частных стоматологических клиниках квалифицированными врачами. Биоматериалы – это материалы, которые предназначены для контакта с живой тканью и/или с биологическими жидкостями для оценки лечения изменения стандартов или замены любой ткани, органа или функции организма. Цель статьи – сравнить различия в напряжениях по Мизесу в системе «кость – имплантат» при ударном взаимодействии со сферическим и коническим импакторами различной массы для того, чтобы подобрать подходящий материал коронки и защитить ткани, окружающие имплантат. Представлена геометрия модели для исследования проблемы контакта между двумя твёрдыми телами (коронка, импактор) без трения на границе «кость – имплантат». Рассмотрена задача о взаимодействии импактора с коронкой зуба, решённая методом конечных элементов. Были выполнены расчёты, где варьировалась масса импактора обеих форм. Результаты показали, что часть нагрузки передавалась на коронки костной ткани; причём в кортикальной кости напряжения были выше, чем в губчатой. Максимально напряжение по Мизесу, создаваемое сферическим импактором, ниже по сравнению с коническим импактором. При большой массе импактора напряжения могут быть критическими и привести к нарушению сплошности имплантата, а также кортикальной и губчатой костных тканей, как было показано в этом анализе. Распределение напряжений и их величина зависят от массы импактора, а при варьировании массы импактора вид кривых был идентичный. Показано, что напряжения по Мизесу увеличиваются с возрастанием массы импактора на имплантате и окружающих его тканях (кортикальные и губчатые кости).

© ПНИПУ

© Джеббар Нуреддин – доцент, e-mail: noureddine.djebbar@univ-temouchent.edu.dz  0000-0002-6496-7996

© Бачири Абдессамед – доцент, e-mail: abdessamed300@yahoo.fr

© Бутабут Бенали – младший научный сотрудник, e-mail: bboutabout@yahoo.fr



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)

Введение

Потеря зубов может произойти в результате заболеваний и травм; таким образом, исследования возможности установки зубных имплантатов для замены отсутствующих зубов имеют богатую историю [2; 22; 30; 42; 43]. Потеря зубов может быть связана с травматическими повреждениями зубов в результате насилия, падений, дорожно-транспортных происшествий, огнестрельных ранений или с поздними последствиями травмы (рецидивирующие эндодонтические повреждения, вертикальные переломы корня, резорбция внешнего или внутреннего корня, анкилоз), которые приводят зубы в не поддающееся лечению состояние. Дети могут повредить свои зубы в результате падений или во время игр или занятий контактными видами спорта, такими как футбол, хоккей, регби, баскетбол и катание на коньках [48]. Статистика, предоставленная Американской ассоциацией челюстно-лицевых хирургов, показывает, что 69 % взрослых в возрасте от 35 до 44 лет потеряли по крайней мере один постоянный зуб в результате несчастного случая, заболевания десен, неудавшегося лечения корневого канала или кариеса. Нападения могут рассматриваться как насильственный и преднамеренный физический контакт с другим человеком без его согласия, когда индивид или группа лиц провоцирует человека и нападает на него физически с применением оружия или без такового. Поскольку лицо человека является распространенным объектом физической агрессии, стоматологи играют главную роль в выявлении, оценке травм и их лечения [17; 34; 40].

После несчастного случая керамическая коронка может треснуть, отколоться или быть повреждена. Изучение динамического воздействия твердых тел на поверхность коронки имеет особое значение для разработчиков зубных протезов. Точное прогнозирование силы удара важно при проектировании зубных протезов с учётом ударных нагрузок. Научные исследования показали, что коронки из композитных материалов, прежде всего из акриловой смолы, в большей степени способны поглощать ежедневную жевательную нагрузку, чем коронки из циркония, керамического материала или золотого сплава [6]. Однако исследования биомеханического отклика зубного протеза после удара в литературе отсутствуют. За последние несколько лет исследователями были предложены численные и экспериментальные методы для изучения воздействия на ткани головы и других органов человека [28]. Исследователями было разработано несколько численных моделей костей лицевого черепа [25; 29; 44; 47] для анализа биомеханической реакции при фронтальном и боковом ударе. Целью биомеханических исследований в основном являлась численная оценка распределения напряжений зубного ряда при косом ударе [20; 45]. Разрушение коронки является относительно распространенной проблемой, и существует

необходимость численного анализа зубного протеза [19]. Конечно-элементный анализ становится распространённым методом в имплантологии, который позволяет инженерам и ученым изучать механическое поведение костей лицевого отдела черепа и имплантатов и поверхность «кость / имплантат», а также понимать, как улучшить конструкцию зубного имплантата, чтобы он функционировал в физиологически приемлемых условиях. Конечно-элементный анализ трехмерной модели нижней челюсти позволяет спрогнозировать качественное и количественное распределение напряжений в зубном ряде и костных структурах, окружающих имплантант, в особенности на границе контакта «кость – имплантант». Следует отметить, что одним из факторов, оказывающих существенное влияние, является размер имплантата, а также механические свойства взаимодействующих структур [3; 24; 31]. При ударном взаимодействии с зубным рядом особое влияние оказывает масса и форма импактора. Данное исследование является продолжением работы, опубликованной ранее [4], где рассматривалось распределение уровня напряжений в зубном ряде и нижней челюсти при статическом контакте с импакторами сферической и конической формы. Для выбора наиболее рационального материала коронки, препятствующего повреждению имплантата и окружающих его костных тканей, было рассмотрено ударное взаимодействие с импакторами различной массы и формы.

Геометрическая модель

Нижняя челюсть

Геометрия кости нижней челюсти человека была построена на основе данных компьютерной томографии (КТ) с размером пикселя 25 мкм. Данные были импортированы в *MIMICS (Materialise Inc)*, а затем набор точек был извлечен из *MIMICS* в формате *STL* и был импортирован в *Solidworks (Dassault Systems Corporation)*. Создана модель кости премалярной области беззубой нижней челюсти (рис. 1). Ширина и высота модели кортикальной кости составили 15,8 и 23,5 мм соответственно. Губчатую кость окружает кортикальная костная ткань толщиной ~ 2 мм [4].

Зубной имплантат и импактор

Система зубных имплантатов *ITI* (Институт Страуманна, Вальденбург, Швейцария) использовалась в качестве эталона для моделирования поведения имплантата и твердого абатмента. Геометрия имплантата представлена в виде цилиндрического винта длиной 14 мм и диаметром 4,1 мм. Твердый абатмент конической формы подгоняется к имплантату. Размеры абатмента следующие: длина $l = 7,2$ мм, нижний диаметр $d_1 = 2,6$ мм и большой диаметр $d_2 = 3,6$ мм [10]. Размеры сферического и

конического ударного элемента составляют: $R_c=R_s=3,5$ мм и $H=G=4$ мм. Модель коронки и каркаса была разработана в *Rhinoceros 3D* и *SolidWorks 3D* с наклоном на 5° в букоязычном направлении. Полная модель, состоящая из коронки, каркаса, абатмента, имплантата, кортикальной кости, губчатой кости и сферического и конического импакторов (рис. 3), была создана с использованием программного обеспечения *Solidworks 2016*, а затем экспортирована в программу *Abaqus 6.13* (рис. 2) [4].

Моделирование контакта

Взаимодействие между костью и имплантатом во время моделирования процесса имплантации является сложным и требует определения условий контакта. В настоящем исследовании контакт определяется в программном обеспечении *Abaqus* с использованием дискретизации «поверхность к поверхности», поскольку это обеспечивает более точное напряжение и результаты

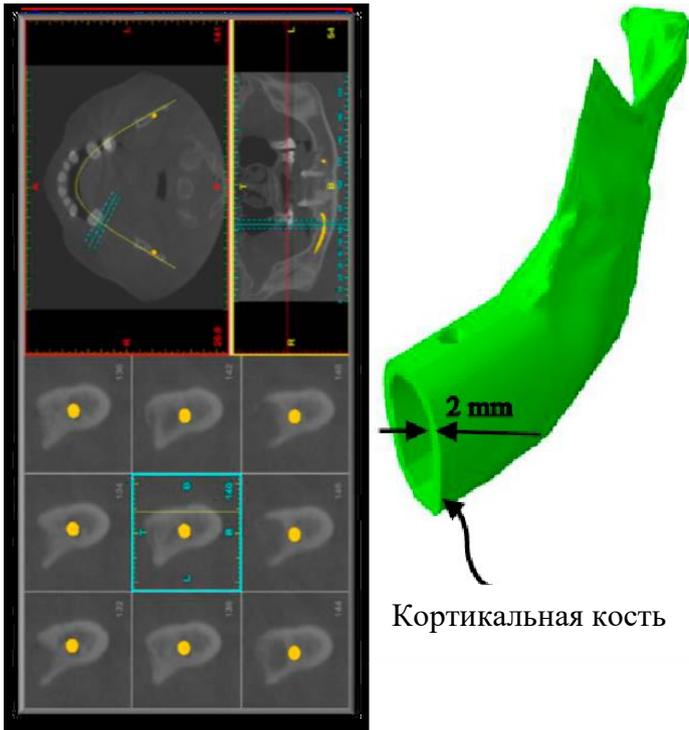


Рис. 1. Создание трехмерной (3D) модели кости нижней челюсти

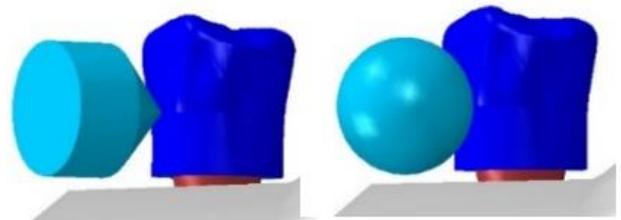


Рис. 2. Сборка компонентов зубного протеза и контакт «коронка/импактор»



Рис. 3. Компоненты зубного протеза и формы импактора

давления, чем дискретизация «узел к поверхности». Алгоритм создает условные напряжения на каждой поверхности для имитации условий контакта. Кроме того, для контактной пары также необходимо определить свойства контактного взаимодействия [4]. Предполагалось, что границы раздела «кость/имплантат» на 100 % остеоинтегрированы (см. рис. 3). Чтобы реализовать численные модели, воспроизводящие реальные явления с максимальной точностью, очень важно хорошо знать условия эксперимента, такие как анатомия, условия нагружения и свойства материалов. Кроме того, механизм ремоделирования кости является эволюционным феноменом, связанным с клеточной активностью [36].

Свойства материалов

Предполагается, что все применяемые материалы являются изотропными, однородными и линейно упругими. В табл. 1 указаны механические свойства материалов элементов, используемых при конечно-элементном расчете [4; 7; 9; 10].

Граничные условия

Нелинейный фрикционный контакт с коэффициентом трения 0,3 также использовался для моделирования контакта между абатментом и имплантатом, а также между имплантатом и костью. Все остальные контакты считались идеальным союзом. Первым шагом было закрепление винтов в имплантате и абатменте при приложении крутящего момента. Далее моделировался удар импактора переменной массы и формы,двигающийся со скоростью 10 м/с на коронку зубного протеза.

Конечно-элементная модель

Метод конечных элементов позволяет аппроксимировать решение дифференциальных уравнений, имитирующее поведение физического объекта, подвергающегося определенному нагружению. Выбор конечных элементов является одним из важнейших аспектов моделирования: он связан с типом выполняемого анализа и производительностью компьютера. Таким образом, сетка может обеспечивать хорошие результаты для одного типа анализа и плохие – для другого.

Успех операции по имплантации определяется биомеханическими свойствами костной ткани, расположенной на расстоянии менее 100–200 мкм от поверхности имплантата [12]; коэффициент контакта кости с имплантатом при успешных имплантациях варьировался от 60 до 99 %. Конечно-элементная сетка компонентов протеза состоит из четырёхузловых тетраэдров (рис. 4). Имплантат и кость разбиваются все более крупными элементами по мере увеличения расстояния от границы раздела, при

Механические свойства материалов элементов, используемых при конечно-элементном расчете

| Части | Материал | Модуль Юнга [МПа] | Коэффициент Пуассона | Плотность | Предел упругости [МПа] |
|--------------------|------------------------|-------------------|----------------------|-----------|------------------------|
| Коронка | Фарфор | 82.8 | 0.35 | 5680 | 500 |
| Каркас | Кобальт-хромовый сплав | 218 | 0.33 | 1200 | 720 |
| Абатмент | Ti-6Al-4V | 110 | 0.3 | 4510 | 800 |
| Имплант | Ti-6Al-4V | 110 | 0.3 | 4510 | 800 |
| Кортикальная кость | Кость | 14.7 | 0.3 | 1740 | 130 |
| Губчатая кость | Кость | 1.37 | 0.3 | 800 | 15 |

этом размер элементов, контактирующих с костью, определяется элементами граничной сетки [4].

Результаты

Исследователям необходимо понять биомеханическое поведение материалов для зубных имплантатов, чтобы разработать более эффективные компоненты, устойчивые к ударным нагрузкам. Необходимо понимать связь между механическим поведением материала и механизмами разрушения при скоростном динамическом нагружении. Необходимо использование материала коронки, который поглощает больше энергии от удара и передает меньше энергии следующим частям системы (имплантат – абатмент – кость). Разница между энергией удара и диссипацией энергии составляет энергию, поглощенную зубным протезом

Целью этого исследования был конечно-элементный анализ механического поведения зубных конструкций при скоростной динамической нагрузке, где использовались два вида имплантатов (сферический и конический). Коронка была неподвижна и подвергалась воздействию ударного элемента со скоростью 10 м/с вдоль горизонтального направления z. Изучены значения максимальных и минимальных напряжений по Мизесу в кости, окружающей имплантат, и в самом имплантате, а также их деформации. Чтобы облегчить интерпретацию, будем разделять результаты по напряжениям в твердых тканях, в мягких тканях и в имплантате. Максимальное и минимальное напряжения кости показаны на рис. 5 и 6. Концентры напряжений обычно локализованы в области отверстия кортикальной кости и в соединении вершины

имплантата при контакте с губчатой костью. Осуществлено сравнительное исследование двух видов ударных элементов путем варьирования их веса. Этот анализ показывает влияние массы импактора на максимальное напряжение по Мизесу. Какой бы ни была форма ударного элемента, изменение массы импактора влияет на максимальные напряжения по Мизесу на челюстные кости (кортикальную и губчатую). Считается, что максимальное напряжение по Мизесу возрастает с увеличением массы импактора, как показано на рис. 5 и 6. Отмечено, что максимальные напряжения по Мизесу, генерируемые в кортикальной кости, более интенсивны, чем те, которые получаются в губчатой кости. С другой стороны, максимальные напряжения по Мизесу при контакте со сферическим импактором ниже, чем те, которые получаются при использовании конического импактора.

Первичная стабильность зубного имплантата определяется механическим взаимодействием между имплантатом и костью в момент установки имплантата. Соответствующее механическое взаимодействие между имплантатом и костью требуется для уменьшения подвижности имплантата, что способствует развитию остеоинтеграции между имплантатом и костью. Плохая первичная стабильность имплантата может поставить под угрозу остеоинтеграцию и привести к росту фиброзной ткани на границе «кость/имплантат» [37]. Изменение максимальных напряжений по Мизесу в имплантате представлено на рис. 7. Какой бы ни была форма удара, численные результаты, показывают, что величина мак-

симальных напряжений по Мизесу зависит от массы импактора. Отмечено, что конический импактор приводит к максимальному напряжению по Мизесу в зубном имплантате, более значительному, чем то, которое вызывается сферическим. Кость альвеолярного отростка состоит как из наружного слоя кортикальной кости, так и из внутренней области – губчатой кости. Губчатый слой на самом деле обладает очень высокой устойчивостью к

Таблица 2

Количество элементов и узлов, использованных в исследовании

| Часть | Количество узлов | Количество элементов |
|----------------------|------------------|----------------------|
| Коронка | 97407 | 67388 |
| Каркас | 56077 | 33572 |
| Абатмент | 30941 | 20492 |
| Импант | 26934 | 16147 |
| Губчатая кость | 62037 | 43304 |
| Кортикальная кость | 98678 | 65546 |
| Сферический импактор | 15274 | 7420 |
| Конический импактор | 16758 | 8615 |



Рис. 4. Сетка из различных частей: компоненты зубного протеза (а); части кости (б), форма импактора (в)

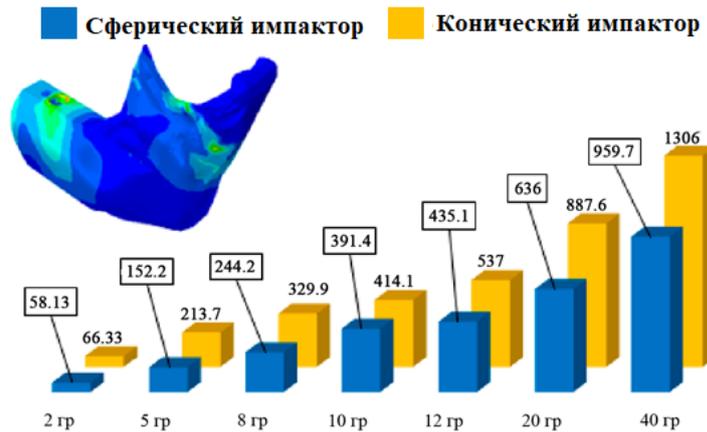


Рис. 5. Максимальное напряжение по Мизесу в кортикальной кости в зависимости от массы двух видов импакторов

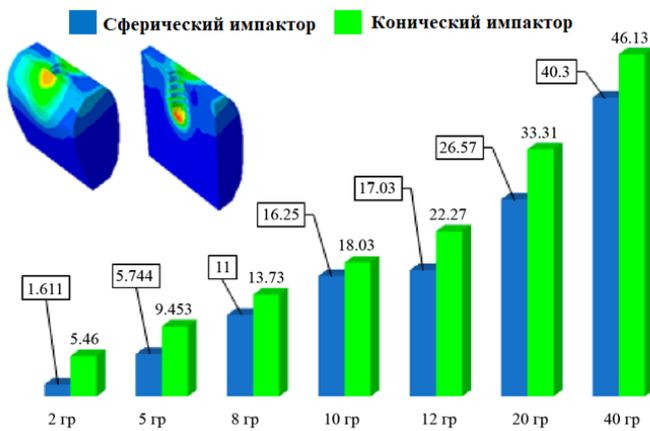


Рис. 6. Максимальное напряжение по Мизесу в губчатой кости в зависимости от массы двух видов импакторов



Рис. 7. Максимальное напряжение по Мизесу в имплантате в зависимости от массы обоих типов импакторов

компрессионной нагрузке. Кость – это не инертный материал, подобный классическим инженерным материалам, а живая ткань, находящаяся в постоянной эволюции. С другой стороны, плотность и механические свойства губчатой ткани зависят от ее расположения (бедренная кость, плечевая кость, позвонки) и могут изменяться в зависимости от приложенных нагрузок [10]. Обычно концентрация напряжений возникает вокруг дефектов в кортикальной кости. Напряжения, возникающие в шейке имплантата (в месте контакта с кортикальной костью), также являются локальными максимумами. Напряжения по Мизесу в кортикальной кости локализованы в радиальном направлении. Следует отметить, что форма кривых эквивалентных напряжений идентична для различных масс импактора, как показано на рис. 9 и 10. Напряжения передаются с имплантата на кость. Величина напряжений пропорциональна массе импактора. При ударе с коническим импактором напряжения в костной ткани по Мизесу больше, чем при ударе со сфериче-

ским импактором, вследствие концентрации напряжений в точке контакта импактора с коронкой. Контактная остеоинтеграция подразумевает формирование кости в контакте с поверхностью имплантата, что эффективно способствует повышению механической прочности и стабильности имплантата.

На рис. 11 и 12 показано изменение напряжений по Мизесу в губчатой кости в непосредственной близости от границы «кость/имплантат». Следует отметить, что наблюдаются колебания распределений кривой эквивалентных напряжений; пики напряжений и низкие напряжения по Мизесу соответствуют локализованным напряжениям в верхней и в нижней части челюсти. Интенсивность эквивалентных напряжений возрастает с увеличением массы импактора. Что касается других компонентов зубного протеза, следует отметить, что, независимо от массы и формы импактора, низкие значения напряжений по Мизесу наблюдаются в губчатой кости. Напряжения по Мизесу определяются численно в губча-

той кости в непосредственной близости от резьбы имплантата: от вершины имплантата до основания кортикальной кости. Кроме того, ожидалось, что челюстная кость содержит еще один локальный максимум в месте контакта имплантата с губчатой костью. Независимо от массы и формы импактора, с одной стороны, наблюдается, что эквивалентные напряжения достигают максимальных значений в проксимальной и дистальной зонах и минимальных значений в срединной зоне. Это подтверждает результаты, полученные численно другими исследователями [10]. С другой стороны, отмечается, что эквивалентные напряжения увеличиваются с возрастанием массы импактора. Внутрикостные имплантаты можно разделить на три класса: 1) винтовая резьба, 2) конструкции с твердым корпусом (цилиндрические, конические) и /или 3) конструкции с пористым покрытием [16; 18; 38; 46]. Резьба необходима для того, чтобы улучшить первоначальную стабильность, увеличить площадь поверхности имплантата и благоприятно распределить нагрузку, сводя к минимуму количество экстремальных неблагоприятных напряжений на границе раздела «кость/имплантат» [8; 19; 35]. Зубной имплантат – это искусственный корень, изготовленный из металла и устанавливаемый в кость десны, который заменяет естественный корень. Далее имплантат служит опорой для вставного зуба или стоматологического устройства. Это позволяет передавать нагрузку от коронки к нижнечелюстной кости. Резьба увеличивает площадь контакта между имплантатом и губчатой костью, что дополнительно улучшает стабильность имплантата внутри альвеолярной кости. Напряжения определяются численно методом конечных элементов в имплантатах, а также на границе «кость/имплантат». Самые высокие напряжения расположены в верхней части резьбы. По ударным взаимодействиям с коническим импактором величина напряжений по Мизесу выше, по сравнению со сферическим, как показано на рис. 12 и 13. Напряжение увеличивается пропорционально массе импактора. Следует отметить, что максимальное напряжение обнаружено в зоне контакта кортикальной кости с имплантатом.

Обсуждение

В данном исследовании основное внимание уделяется влиянию эффекта массы при ударном контакте взаимодействия коронки и имплантата. Это продолжение ранее проведенного и опубликованного в рецензируемом научном журнале исследования, в котором обсуждается влияние скорости и формы импактора при ударе [10]. Два проведенных исследования представляют большой интерес для изучения влияния удара на стабильность зубных имплантатов, в частности, губчатой и кортикальной костных тканях. С этой точки зрения, необходимо подумать о защите зубов от внешних ударов, например, установить капу.

Численные методы важны для прогнозирования био-

механической реакции костной ткани полости рта и биоматериалов. Однако оценить механическое поведение костной ткани с использованием метода *in vivo* может быть чрезвычайно сложно [4]. Конечно-элементные модели, полученные с помощью компьютерной томографии, широко использовались для оценки биомеханических характеристик дентальных тканей и биоматериалов [15; 32]. Была сделана компьютерная томография и получены осевые разрезы на расстоянии 1,00 мм друг от друга. Модель коронки была создана с помощью *Rhinoceros 4.0* и *Solidworks 3D* [5; 21; 41]. Она была преобразована в твердотельную модель. Наиболее часто используемой моделью имплантата является цилиндрическая или цилиндроконическая модель в виде титанового винта, закрепленного в нижней челюсти; в частности, имплантат был основан на обычной платформенной системе *Branemark*. Обычный протез, который состоит в основном из компонентов: коронки, каркаса, абатмента и имплантата. Геометрия костной структуры определяется по рентгенологическим изображениям с использованием программного обеспечения для автоматической сегментации 3D. Эта модель была построена с использованием программного обеспечения для томографического сканирования (КТ). Затем программы *Rhinoceros 4.0* и *Solidworks 2016* были использованы для создания окончательной модели нижнечелюстной кости. Кость была сформирована таким образом, что в качестве ядра она имеет губчатую кость, окруженную слоем компактной кости. Глобальная модель состоит из двух компонентов: первый – искусственный коренной зуб (зубной протез), и второй – нижнечелюстная кость. Два элемента были собраны с использованием программного обеспечения *Solidworks*, затем глобальная модель была экспортирована в программу *Abaqus 6.13* [32]. Были оценены значения напряжений по Мизесу вокруг имплантата методом конечных элементов (*FEM*). Данные результаты согласуются с другими предыдущими исследованиями [4; 11 – 13; 23; 26]. Целью данного исследования является анализ механического поведения зубных имплантатов, подвергнутых скоростной динамической нагрузке, при этом использовались два вида импакторов (сферический и конический) Имплантат был неподвижен и подвергался воздействию импактора, движущегося в горизонтальном направлении с постоянной скоростью 10 м/с. При контакте с коническим импактором наблюдаются более высокие значения напряжений по Мизесу во всех исследованных частях (кортикальная и губчатая кость, резьба имплантата и сопряжение «кость/имплантат»), чем при контакте со сферическим импактором. Более того, напряжения в кортикальной кости были выше под воздействием механического удара. То же самое можно сказать и о зубном имплантате, который продемонстрировал гораздо более высокую концентрацию напряжений при попадании конического импактора в коронку с высокой кинетической энергией. Следовательно, напря-

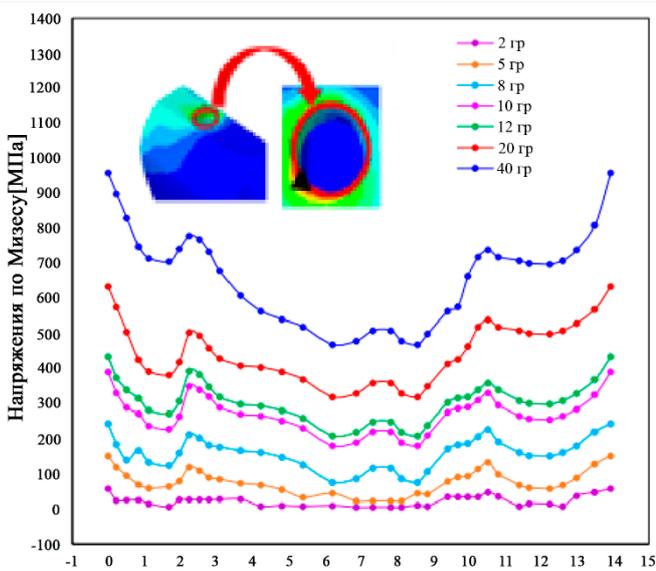


Рис. 8. Изменение эквивалентных напряжений в кортикальной кости по круговой траектории для различной массы сферического импактора

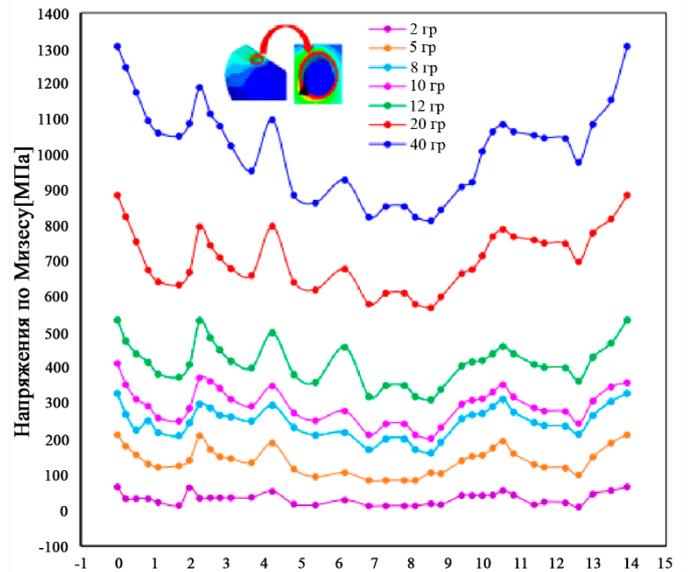


Рис. 9. Изменение эквивалентных напряжений в кортикальной кости по круговой траектории для различной массы конического импактора

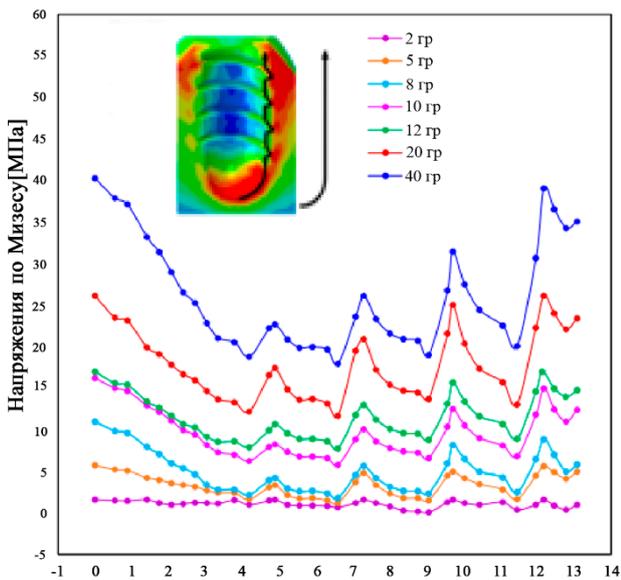


Рис. 10. Изменение эквивалентных напряжений в губчатой кости вдоль границы раздела «кость/имплантат» для различной массы сферического импактора

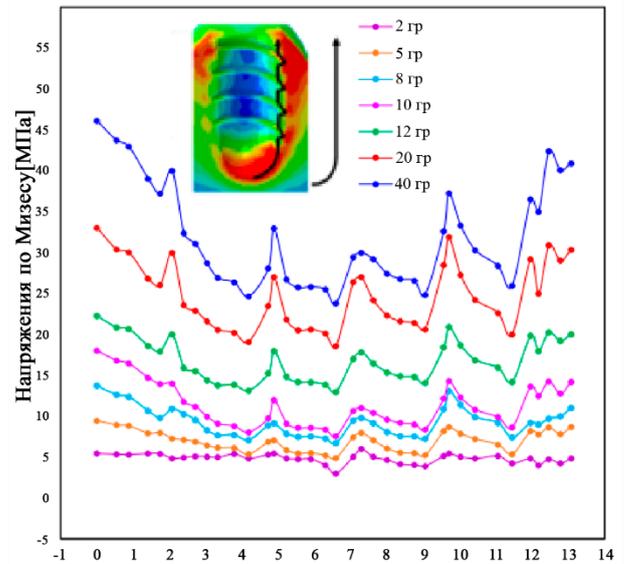


Рис. 11. Изменение эквивалентных напряжений в губчатой кости вдоль границы раздела «кость/имплантат» для различной массы конического импактора

жение было сосредоточено в шейке имплантата. Обычно концентраторами напряжений являются дефекты в кортикальной кости. Отмечено, что в конце имплантата (в месте взаимодействия с кортикальной костью) наблюдались локальные максимумы напряжений. Замечено, что форма кривых напряжений по Мизесу идентична при контакте с импакторами разной массы. Наличие резьбы вокруг имплантата увеличивает площадь контакта между имплантатом и губчатой костью, Напряжения определяются численно методом конечных элементов от

основания до вершины имплантата в непосредственной близости от границы «кость/имплантат». что дополнительно улучшает стабильность имплантата внутри альвеолярной кости [8].

Это напряжение увеличивается пропорционально массе импактора для обоих типов импакторов. Какой бы ни была форма импактора, численные результаты, полученные методом конечных элементов, показывают, что величина максимального напряжения по Мизесу в костных тканях нижней челюсти (кортикальной и губчатой)

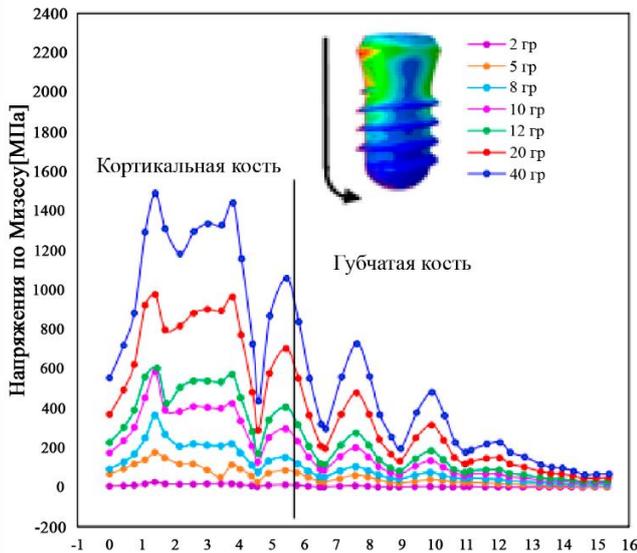


Рис. 12. Изменение эквивалентного напряжения в имплантате вдоль границы раздела «кость/имплантат» для различной массы сферического импактора

зависит от массы импактора. Отмечено, что максимальные напряжения по Мизесу в кортикальной костной ткани выше, чем в губчатой костной ткани

В данном исследовании кость считалась изотропной, что можно рассматривать как ограничение, поскольку кость обладает свойствам анизотропии. Другим ограничением было упрощение, при котором контакт «кость – имплантат» и соединение «имплантат – абатмент» считались идеальными. В будущих исследованиях могут быть протестированы различные ситуации, такие как направление приложения – нагрузки, различные материалы, используемые для имплантата, различное расположение имплантата, объем и свойство костной ткани вокруг имплантата, а также конструкция имплантата. Все эти факторы могут влиять на напряжение кости вокруг имплантата и, следовательно, на распределение напряжения.

Чтобы реализовать численные модели, воспроизводящие физиологическое и биомеханическое поведение рассматриваемых объектов с максимальной точностью, очень важно хорошо знать условия эксперимента, такие как анатомия, условия нагружения и свойства материалов, а также то, что механизм перестройки кости является эволюционным феноменом, связанным с клеточной активностью [14; 27].

Список литературы

1. Adam J. G., Kerry A. D., Logan E. M., Joel D. S. Injury prediction in a side impact crash using human body model simulation // Accident Analysis and Prevention. – 2013. – Vol. 64, no. 14. – P. 1–8. DOI: 10.1016/j.aap.2013.10.026
2. Alipal J., Lee T. C., Koshy P., Abdullah H. Z., Idris, M. I. Evolution of anodised titanium for implant applications //

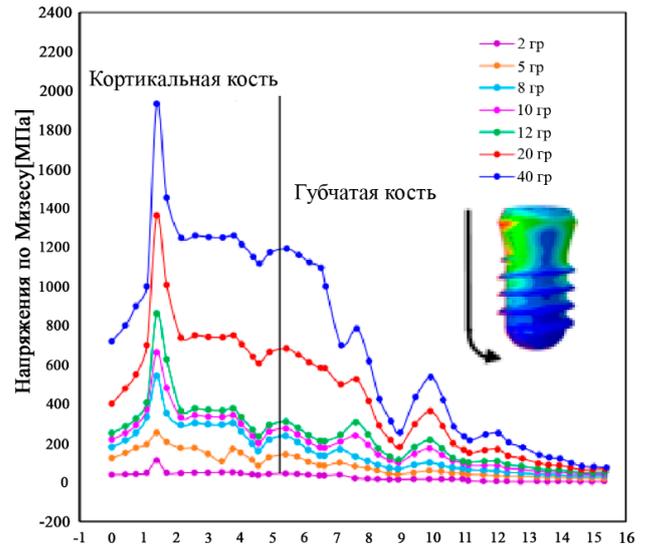


Рис. 13. Изменение эквивалентного напряжения в имплантате вдоль границы раздела «кость/имплантат» для различной массы конического импактора

Заключение

В данном исследовании изучался биомеханический отклик дентального имплантата после ударного взаимодействия с импактором. Две типичные формы импакторов, а также их массы были рассмотрены для оценки напряжений по Мизесу. При контакте с коническим импактором в тканях наблюдались более высокие значения напряжений, по сравнению со сферическим. Распределение напряжений и их величина зависят от массы импактора, а различные формы кривых (напряжение – длина резьбы имплантата) одинаковы для разных масс импактора. Показано, что напряжения по Мизесу возрастают с увеличением массы импактора. Ударная нагрузка перераспределяется с имплантата на окружающую кортикальную и губчатую костные ткани. При большой массе импактора напряжения могут привести к нарушению сплошности имплантата, а также кортикальной и губчатой костей. Рекомендуется рассмотреть композитные коронки из акриловой смолы, которые, по мнению авторов, способны поглощать удары лучше в горизонтальном направлении, чем коронки из керамического материала.

- Heliyon – 2021. – Vol. 7, no. 7. DOI: 10.1016/j.heliyon.2021.e07408
3. Asa'ad F., Pelanye G., Philip J., Dahlin C., Larsson L. The Role of Epigenetic Functionalization of Implants and Biomaterials in Osseointegration and Bone Regeneration—A Review // Molecules. – 2020. – Vol. 25, no. 24. DOI: 10.3390/molecules25245879

4. Bachiri A., Djebbar N., Boutabout B., Serier B. Effect of different impactor designs on biomechanical behavior in the interface bone-implant: A comparative biomechanics study // *Computer Methods and Programme in Biomedicine*. – 2020. – Vol. 197. DOI: 10.1016/j.cmpb.2020.105723
5. Brånemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry // *Chicago: Quintessence*. – 1985. – Vol. 35, no. 4. – P. 259–265.
6. Chacun D., Lafon A., Courtois N., Reveron H., Chevalier J., Margossian P., Grosogeat B. Histologic and histomorphometric evaluation of new zirconia-based ceramic dental implants: A preclinical study in dogs // *Dental Materials*. – 2021. – Vol. 37, no. 9. – P. 1377–1389. DOI: 10.1016/j.dental.2021.06.010
7. Cyrus A., Hamid R. E., Javad H., Jaber G. S. Effect of using different metal and ceramic materials as restorations on stress distribution around dental implants: a comparative finite element study // *Materials Research Express*. – 2018. – Vol. 5, no. 11. – P. 1–12. DOI:10.1088/2053-1591/aadc55
8. Djebbar N., Bachiri A., Boutabout B. Comparison of Stress Distribution in Surrounding Bone during Insertion of Dental Implants on Four Implant Threads under the Effect of an Impact: A Finite Element Study // *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. – 2022. – Vol. 54. – P. 89-101. DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.54.89
9. Djebbar N., Serier B., Bachir Bouiadjra B. Finite element analysis in static and dynamic behaviors of dental prosthesis // *Structural Engineering and Mechanics*. – 2015. – Vol. 55, no. 1. – P. 65–78. DOI: <http://dx.doi.org/10.12989/sem.2015.55.1.065>
10. Djebbar N., Serier B., Benbarek S., Boutabout B. The Effect of the Projectile Shape on the Stress Biomechanical Behavior of Dental Implant: Three-dimensional Analysis // *Periodica Polytechnica, Mechanical Engineering*. – 2019. – Vol. 64, no. 4. – P. 249–256. DOI: 10.3311/PPme.12580
11. Ferraris S., Spriano S., Lorenzon G. Intraoral welding of titanium dental implants: Characterization of the joints // *Journal of Materials Processing Technology*. – 2016. – Vol. 91, no. 12. – P. 85–91. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2016.04.018
12. Gao X., Fraulob M., Haïat G. Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: a review // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2019. – Vol. 16, no. 156. DOI:10.1098/rsif.2019.0259
13. García-Minguillán G., Del Río J., Preciado A., Lynch C. D., Castillo-Oyagüe R. Impact of the retention system of implant fixed dental restorations on the peri-implant health, state of the prosthesis, and patients, oral health-related quality of life // *Journal of Dentistry*. – 2020. – Vol. 94, no. 18. – P. 1-26. DOI: 10.1016/j.jdent.2020.103298
14. Gok K., Inal S., Urtekin L., Gok A. (2019). Biomechanical performance using finite element analysis of different screw materials in the parallel screw fixation of Salter–Harris Type 4 fractures // *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. – 2019. – Vol. 41, no. 3. DOI: 10.1007/s40430-019-1640-z.
15. Hsu J.T., Huang H.L., Chang C.H. Relationship of three-dimensional bone-to-implant contact to primary implant stability and peri-implant bone strain in immediate loading: micro-computed tomographic and in vitro analyses // *Int J Oral Maxillofac Implants*. – 2013. – Vol. 28, no. 2. – P. 367-374. DOI: 10.11607/jomi.2407
16. Hyeonjong L., Minhye J., Gunwoo N. Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2020. DOI: 10.1016/j.cmpb.2020.105863
17. Ismail N. F., Islam M. S., Shuib S., Ahmad R., Shahmin M. A. Influence of Dental Implant Design on Stress Distribution and Micromotion of Mandibular Bone // *Applied Mechanics and Materials*. – 2020. – Vol. 899. – P. 81–93. DOI: 10.4028/www.scientific.net/amm.899.81
18. Javed F., Lau J., Delgado-Ruiz R., Romanos G. E. In-vitro evaluation of the primary stability of multiple condensing thread designed implants placed by novice and experienced clinicians // *Surgery in Practice and Science*. – 2020. – Vol. 2. DOI: 10.1016/j.sipas.2020.100014
19. Joshi S., Dhattrak P., Nimbalkar S., Gherde C. (2020). An effect of various parameters on insertion torque to improve the success rate of dental implantation: A review // *Materials Today: Proceedings*. – 2020. DOI: 10.1016/j.matpr.2020.07.222
20. Karine B. G., Philippe B., Thomas R., Francois B., In vivo experiments for the biomechanical analysis of emergency situations // *Conference: Scientific Day of the French College of Traffic Medicine*. – 2015. – At Ensam. – Paris. – France.
21. Khosravani M. R. Behavior of restorative dental composites under various loading conditions // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2019. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.02.009
22. Laura G., John P. S., Teja G., Joo L. Current trends in dental implants // *Journal Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. – 2014. – Vol.40, no. 2. – P. 50–60. DOI:10.5125/jkaoms.2014.40.2.50
23. Li J., Jansen J. A., Walboomers X. F., van den Beucken J. J. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2020. – Vol. 103. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103574
24. Liaw J. J. L., Shih I. Y. H., Yang S. Y. H., Tsai F.-F., Wang S.-H. Interdisciplinary rehabilitation for mutilated dentition with mini-implants, autotransplants, and a dental implant // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. – 2021. DOI: 10.1016/j.ajodo.2020.08.019
25. Lim J., Dobrev I., Rösli C., Stenfelt S., Kim N. Development of a finite element model of a human head including auditory periphery for understanding of bone-conducted hearing // *Hearing Research*. – 2021. – Vol. 108337. DOI: 10.1016/j.heares.2021.108337
26. Linetskiy I., Demenko V., Linetska L., Yefremov O. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success – A finite element study // *Computers in Biology and Medicine*. – 2017. – Vol. 91. – P. 318-325. DOI: 10.1016/j.combiomed.2017.09.016
27. Mamatmusaeva N., Tillaeva U., Daminov B., Saidkhodjaeva S., Iskandarov M., Malyugina O., Kuznecov I., Ponomarev A. Biocompatibility as an Important Component of Dental Materials // *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 53. – P. 31-39. DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.53.31
28. Maria M., Enrico C., Tiziano T., Marco B. Shock Absorption Capacity of Restorative Materials for Dental Implant Prostheses: An In Vitro Study // *The International journal of prosthodontics*. – 2013. – Vol. 26, no. 6. – P. 549–556. DOI:10.11607/ijp.3241
29. Micelli A. L. P., Nigro F., Mucsi C. S., Cavaliere M., Aranha L. C., Rossi J. L. Analysis of the Pullout Testing of Straight and Angled Abutments in Narrow Diameter Implants // *Materials Science Forum*. – 2020. – Vol. 1012. – P. 461–465. DOI: 10.4028/www.scientific.net/ms

30. Mijiritsky E., Mazor Z., Lorean A., Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer // *Implant Dentistry*. – 2013. – Vol. 22, no. 4. – P. 394–398. DOI: 10.1097/ID.0b013e31829afac0
31. Mirzaie T., Rouhi G., Mehdi Dehghan M., Farzad-Mohajeri S., Barikani H. Dental implant's stability dependence on rotational speed and feed-rate of drilling: In-vivo and ex-vivo investigations // *Journal of Biomechanics*. – 2021. – Vol. 127. DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110696
32. Mohammadi B., Abdoli Z., Anbarzadeh E. Investigation of the Effect of Abutment Angle Tolerance on the Stress Created in the Fixture and Screw in Dental Implants Using Finite Element Analysis // *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 51. – P. 63-76. DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.51.63.
33. Möhlhenrich S. C., Heussen N., Loberg C., Goloborodko E., Hölzle F., Modabber A. Three - Dimensional Evaluation of Implant Bed Preparation and the Influence on Primary Implant Stability After Using 2 Different Surgical Techniques // *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. – 2015. – Vol. 73, no. 9. – P. 1723–1732. DOI: 10.1016/j.joms.2015.03.071
34. Mussarat S. D. A Prospective Analysis, of Maxillofacial Injuries in Patients Reporting to a tertiary care hospital in Lahore // *Pakistan Journal of Medical and Health Sciences*. – 2015. – Vol. 9, no. 1. – P. 314–317.
35. NarendraKumar U., Mathew A. T., Lyer N., Rahman F., Manjubala I. A 3D Finite Element Analysis of Dental Implants with Varying Thread Angles // *Materials Today: Proceedings*. – 2018. – Vol. 5, no. 5. – P. 11900–11905. DOI: 10.1016/j.matpr.2018.02.163
36. Pant A., Paul E., Niebur G. L., Vahdati A. Integration of mechanics and biology in computer simulation of bone remodeling // *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. – 2021. – Vol. 164. – P. 33-45. DOI: 10.1016/j.pbmolbio.2021.05.001
37. Pérez-Pevida E., Brizuela-Velasco A., Chávarri-Prado D., Diéguez-Pereira M., Jiménez-Garrudo A., Montalbán-Vadillo O., Santamaría-Arrieta G. Influence of time on primary stability of dental implants placed with osteotomes due to the elastic properties of peri-implant bone // *Journal of Dental Sciences*. – 2019. DOI: 10.1016/j.jds.2019.04.004
38. Pirmoradian M., Naeeni H. A., Firouzbakht M., Toghraie D., khabaz M. K., Darabi R. Finite element analysis and experimental evaluation on stress distribution and sensitivity of dental implants to assess optimum length and thread pitch // *Computer Methods and Programme in Biomedicine*. – 2019. DOI: 10.1016/j.cmpb.2019.105258
39. Post A., Hoshizaki T. B., Gilchrist M. D., Brien S. E., Cusimano M. D., Marshall S. Traumatic brain injuries: The influence of the direction of impact // *Journal of Neurosurg*. – 2014. – Vol. 76, no. 1. – P. 81–91. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000554
40. Pranav K., Namita K. A retrospective analysis of maxillofacial injuries in patients reporting to a tertiary care hospital in East Delhi // *International Journal of Critical Illness and Injury Science*. – 2012. – Vol. 2, no. 1. – P. 6–10. DOI:10.4103/2229-5151.94872
41. Putranyo I., Anilbhai N., Vanjani R., De Vega B. Tantalum as a Novel Biomaterial for Bone Implant: A Literature Review // *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. – 2021. – Vol. 52. – P. 55-65. DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.52.55
42. Rohit S., Ligi E. J., Dipika M., Silvia R., Priyanka M., Harshad V. How to begin with dental implants // *International journal for research in health sciences and nursing*. – 2018. – Vol. 4, no. 9. – P. 11–46. DOI: 10.29309/TPMJ/18.4677
43. Sabzekar M., Namakin M., Babaki H. A. S., Deldari A., Babaiyan V. Dental implants success prediction by classifier ensemble on imbalanced data // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 2021. – Vol. 1. DOI: 10.1016/j.cmpbup.2021.100021
44. Silva G. A. F., Faot F., da Silva W. J., Del Bel Cury A. A. Does implant surface hydrophilicity influence the maintenance of surface integrity after insertion into low-density artificial bone? // *Dental Materials*. – 2021. – Vol. 37, no. 2. – P. 69–84. DOI: 10.1016/j.dental.2020.10.024
45. Soares P. B. F., Carvalho V. F., Veríssimo C., Pessoa R. S., Versluis A., C. J. Mouthguard biomechanics for protecting dental implants from impact // *Dental Materials*. – 2018. – Vol. 34. – P. e112. DOI: 10.1016/j.dental.2018.08.233
46. Sun F., Wang L., Li X.-C., Cheng W., Lin Z., Ba D.C., Sun C.-S. Effect of surface modification on the long-term stability of dental implant abutment screws by plasma nitriding treatment // *Surface and Coatings Technology*. – 2020. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2020.126089
47. Yodrux A., Yodpijit N., Jongprasithporn M. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Dental Implant Threads // *Applied Mechanics and Materials*. – 2018. – Vol. 876. – P. 138–146. DOI: 10.4028/www.scientific.net/am
48. Young E. J., Macias C. R., Stephens L. Common Dental Injury Management in Athletes // *Sports Health A Multidisciplinary Approach*. – 2013. – Vol. 7, no. 3. – P. 250–255. DOI:10.1177/1941738113486077

Финансирование. Работы не имела источников финансирования

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

A THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF A STRIKE LOAD FROM A VARIABLE MASS IMPACTOR ON THE STRESS DISTRIBUTION TO THE BONE-IMPLANT INTERFACE

N. Djebbar¹, A. Bachiri², B. Boutabout²

¹ University of Belhadj Bouchaib, Ain Temouchent, Algeria

² University of Djilali Liabes, Sidi Bel Abbes, Algeria

ARTICLE INFO

Received: 26 December 2022

Approved: 09 March 2023

Accepted for publication: 27 March 2023

Key words:

dental prosthesis, bone, impact, velocity, mass, finite element analysis.

ABSTRACT

Dental implants have become a well-publicised treatment modality in dentistry. Implants are generally placed in the private sector by dentists who have undertaken further learning. Biomaterials are materials intended to be in contact with living tissue and / or biological fluids to assess, treat, modify standards or replace any tissue, organ or function of the body. The purpose of this paper is to compare the differences in von Mises stress between spherical and conical impactor, whatever their mass. In order, to predict the material of the crown and to protect the tissues surrounding the implant. This paper presents the model geometry for the modelling of contact problems between two solid bodies (crown/impactor) without friction and that of bone/implant. Three-dimensional finite element model of dental prosthesis was developed considering the impact of the crown. For the design a contact was simulated between the lateral surface of the crown and the impactor. By use the model, computational simulations were performed varying the impactor's mass for both shapes of impactor. The results also revealed only relatively low levels of stresses were transferred from the implant to the surrounding cortical and cancellous bone, with the majority of the stresses transferred to the cortical bone. Maximum von Mises stress generated by spherical impactor are lower than those obtained by conical impactor. For big mass of the impactor, the stresses may be critical since the mechanical properties of the implant material and the cortical and cancellous bone could not withstand stress magnitudes recorded in this analysis. The stresses distribution and magnitude depend of the impactor's mass and different shapes of (stress – length of implant thread) curves are similar for different masses of the impactor. Indeed, the equivalent stress increases with increasing the impactor's mass. The stresses were transferred from the implant to the surrounding cortical and cancellous bone.

© PNRPU