

УДК 616.314-77  
DOI: 10.15372/PMTF202315337

# НОВАЯ КОНСТРУКЦИЯ ЗУБНОГО СОЕДИНЕНИЯ ДЛЯ ЗАЩИТЫ ОТ НАПРЯЖЕНИЙ В ЗУБНЫХ ИМПЛАНТАХ И ЕГО ТЕСТИРОВАНИЕ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ И ИСКУССТВЕННОЙ НЕЙРОННОЙ СЕТИ

С. Сривастава, С. К. Саранжи\*

Инженерный колледж Раджкия г. Азамгарх, Азамгарх, Индия

\* Национальный технологический институт г. Джамшедпур, Джамшедпур, Индия  
E-mails: sambhrantsrivastava4@gmail.com, sarojksarangi@yahoo.com

Исследуется влияние конструкции зубного соединения на долговечность и эффективность зубных имплантатов. В среде автоматизированного проектирования моделируются соединения зубных имплантатов трех типов и армированный углеродом полиэфирэфиркетон. Проведена оценка эффективности модифицированного механизма фиксации зубного имплантата по сравнению с традиционным внутренним шестиугольным соединением и коническим абатментом. С использованием искусственной нейронной сети определен модуль упругости материала зубного имплантата. В результате изучения напряжений и деформаций в материале зубного соединения создана новая система фиксации. Установлено, что композитный материал, представляющий собой армированный углеродом полиэфирэфиркетон, обеспечивает высокую защиту кости.

**Ключевые слова:** зубные имплантаты, композитный материал, титановый сплав, метод конечных элементов, искусственная нейронная сеть

**Введение.** Зубной имплантат — жесткая структура, которая хирургическим путем вводится в альвеолярную кость для фиксации компонентов зубного протеза, таких как абатмент, коронка и др. Длительность жевательной функции зубных имплантатов зависит от поддержания процесса остеоинтеграции, выбора материалов и мер, позволяющих предотвратить бактериальные инфекции. Важным фактором, определяющим эффективность имплантационной терапии, является остеоинтеграция [1]. После имплантации перед установкой абатмента и восстановлением жевательной функции необходимо не менее 3 мес без стрессовой нагрузки для обеспечения остеоинтеграции. Зубные имплантаты, введенные в челюсть человека, должны быть устойчивыми. Существует два типа стабилизации имплантата. Первичная стабилизация включает механическое соединение зубного имплантата в процессе его установки в челюсть человека. При этом формируется соединение поверхности имплантата с костью. Вторичная стабилизация представляет собой ремоделирование и регенерацию кости вокруг зубного имплантата. После установки зубной имплантат остается в кости в течение 2–3 недель, в результате чего увеличивается жесткость соединения с ней зубного имплантата [2]. Таким образом, вторичная стабилизация зависит от первичной стабилизации [3]. На приживаемость и эффективность зубных

протезов существенное влияние оказывает также зона соединения абатмента с имплантатом. Наиболее распространенными абатментами для зубных протезов являются внутренний конус Морзе (ВКМ) и внутреннее шестиугранное соединение (ВШС), имеющие ряд преимуществ по сравнению с внешним шестиугранным соединением [4]. В работах [5, 6] отмечается преимущество ВКМ по сравнению с ВШС: лучшая приживаемость, меньшее ослабление винта абатмента и т. д. Однако результаты некоторых исследований свидетельствуют о большей прочности на сжатие имплантата с ВШС и меньшем напряжении в его окрестности по сравнению с имплантатом с ВКМ [5, 7]. Зубной имплантат выполняет функцию поддержки протеза и передачи нагрузки на кость.

При малом модуле упругости материала зубного имплантата улучшается его контакт с костью, вследствие чего улучшается остеоинтеграция зубного имплантата [8]. При окклюзивной нагрузке зубной имплантат с малым модулем упругости передает меньшую нагрузку на кость, имеющую малый модуль упругости [9]. В связи с этим необходимо использовать материал, выдерживающий окклюзивную нагрузку и передающий меньшую нагрузку на окружающую кость [10].

При установке имплантатов необходимо экранирование напряжений в кости. Зубной имплантат с большим модулем упругости может вызвать уменьшение массы кости и, следовательно, разрушение зубного протеза [11]. В настоящее время одним из наиболее используемых материалов для зубных имплантатов является титановый сплав вследствие его высокой биосовместимости и хорошей остеоинтеграции [12]. Модуль Юнга титанового сплава изменяется в диапазоне  $62 \div 113$  ГПа в зависимости от технологии его изготовления [13]. Следует отметить, что его модуль упругости значительно превышает модули упругости кортикальной и губчатой костей, которые составляют  $10 \div 20$  и  $1,5 \div 2,5$  ГПа соответственно [10]. Кроме того, металлические сплавы, такие как нержавеющая сталь и сплавы кобальта и хрома, имеют модули упругости 206 и 240 ГПа соответственно [14]. Биосовместимыми свойствами обладают не только металлические сплавы, но и сплавы из керамикоподобного циркония и полимеры, например полиэтилэфир (ПЭЭК), модули упругости которых составляют 210 и 3,5 ГПа соответственно [15, 16]. ПЭЭК — высокоэффективный термопластичный полимер, используемый в качестве биоматериала начиная с 1980 г. [17–19]. Использование в составе ПЭЭК неорганических укрепляющих фаз необходимо для увеличения модуля Юнга до значения, соответствующего модулю Юнга кортикальной кости [20]. В настоящее время с этой целью широко применяются углеродные волокна и наноуглеродные трубы [21]. В ПЭЭК в качестве армирующего материала обычно используется углеродное волокно, вследствие чего увеличиваются жесткость и прочность на растяжение ПЭЭК, при этом его пластичность не уменьшается [22].

**1. Представительные объемы, используемые в методе конечных элементов.** В настоящее время численные методы широко используются для решения сложных инженерных задач [23], в частности, при изготовлении биоимплантов, взрывчатых веществ [24], композитов [25], при сжигании газового топлива [26] и т. д. Также численные методы и программное обеспечение применяются для проверки математических моделей [27, 28].

С использованием метода конечных элементов (МКЭ) армированный композитный материал можно сконструировать в виртуальной среде автоматизированного проектирования и определить его модуль Юнга. При проектировании композитного материала с определенными свойствами в МКЭ используется представительный элемент (ПЭ). При этом волокна могут быть помещены в матрицу с помощью алгоритма случайных последовательных вычислений (СПВ). При использовании этого алгоритма армирующие волокна размещаются в матрице случайным образом и остаются фиксированными в процессе армирования [29]. При проектировании композитного материала с помощью алгоритма СПВ размеры волокна, распределение волокон, их ориентация и объемная доля являются па-

метрами проектирования, которые необходимо определить [30]. Алгоритм СПВ включает следующие шаги [31]:

- 1) определяются размеры ПЭ;
- 2) объемная доля волокна  $V_{\text{ПЭ}}$  вычисляется как отношение объема волокна  $v_f$  к объему всех волокон  $V_F$ :

$$V_{\text{ПЭ}} = v_f/V_F;$$

3) размеры ПЭ зависят от  $V_{\text{ПЭ}}$ , отношения  $A_{\text{ПЭ}}$  длины ПЭ  $L_{\text{ПЭ}}$  к его ширине  $W_{\text{ПЭ}}$  [31] и отношения  $A_f$  длины волокна  $L_f$  к его диаметру  $D_f$  [31]:

$$A_{\text{ПЭ}} = L_{\text{ПЭ}}/W_{\text{ПЭ}}, \quad A_f = L_f/D_f;$$

4) с использованием алгоритма СПВ для создания композита волокна помещаются в ПЭЭК [32];

5) сконструированный ПЭ разделяется сеткой конечных элементов с определенной функцией формы.

Для получения требуемых механических свойств необходимо оптимальное сочетание размеров ПЭ, объемной доли волокна, диаметра волокна  $D_f$ , соотношения длины и диаметра волокна  $A_f$ , тензора ориентации  $a_{11}, a_{22}, a_{33}$ , типа граничных условий и типа сетки МКЭ [33].

**2. Искусственная нейронная сеть.** С использованием искусственной нейронной сети (ИНС) оценивается связь между входными и выходными значениями параметров с помощью нелинейной математической функции [34, 35]. Для этого требуется набор данных, которые можно хранить в виде весов, накапливаемых в скрытых слоях. С использованием случайных значений для данных в скрытых слоях формируются оптимальные веса, которые обрабатываются нелинейными математическими функциями. Полученные оценочные значения передаются в выходные узлы, где сравниваются с реальными данными, и оценивается ошибка. Затем запускается цикл обратной связи с использованием алгоритма обратного распространения, в котором веса корректируются для минимизации ошибки, до тех пор пока не будет получена минимальная ошибка [36].

В данной работе изучается влияние конструкции зубного протеза на устойчивость зубных имплантатов в нижней челюсти человека. Основной задачей является согласование модуля упругости материала зубного имплантата с модулем упругости кости нижней челюсти человека для уменьшения напряжений. Композитный материал (ПЭЭК, армированный углеродом) рассматривается в качестве альтернативы титановому сплаву, используемому при изготовлении имплантатов. Определяются напряжения, возникающие при использовании ВКМ и ВШС в зубных имплантатах.

**3. Материалы и методология исследования.** С использованием пакета программ ANSYS проектируется материал ПЭЭК, армированный углеродом. Объемная доля углеродного волокна в ПЭЭК оптимизируется и проверяется с помощью ИНС. Характеристики ПЭЭК, армированного углеродом, используются при определении напряженно-деформированного состояния в имплантате и примыкающей к нему кости при их контактном взаимодействии.

**3.1. Моделирование имплантата.** С использованием программного обеспечения SolidWorks созданы три модели зубных абатментов (рис. 1), а также модели кортикальной и губчатой костей коробчатой формы. При моделировании все контакты между абатментом и его винтом полагаются выполнеными из кости (рис. 2).

Параметры винтов для абатмента, такие как шаг спиральной резьбы ( $p = 0,3$  мм), угол резьбы ( $2\alpha = 30^\circ$ ), внутренний диаметр ( $d = 1,5$  мм), внешний диаметр ( $D =$



Рис. 1. Модели абатментов:

*a* — внутреннее шестигранное соединение, *б* — внутренний конус Морзе, *в* — предлагаемая модель

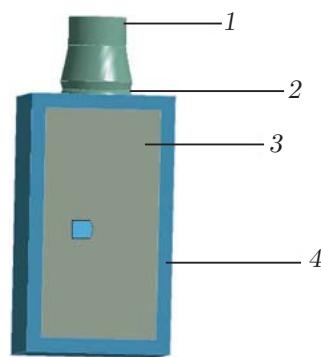


Рис. 2

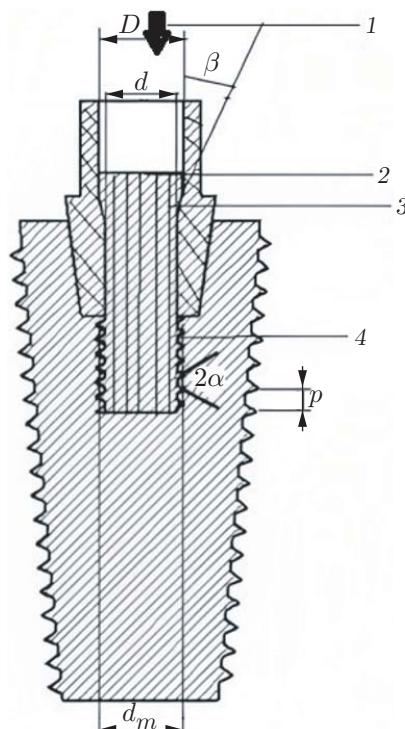


Рис. 3

Рис. 2. Абатмент в сборке:

1 — абатмент, 2 — зубной имплантат, 3 — губчатая кость, 4 — кортикальная кость

Рис. 3. Схема внутреннего конуса Морзе:

1 — окклюзивная нагрузка, 2 — область закручивания, 3 — коническая область, 4 — винтовая резьба

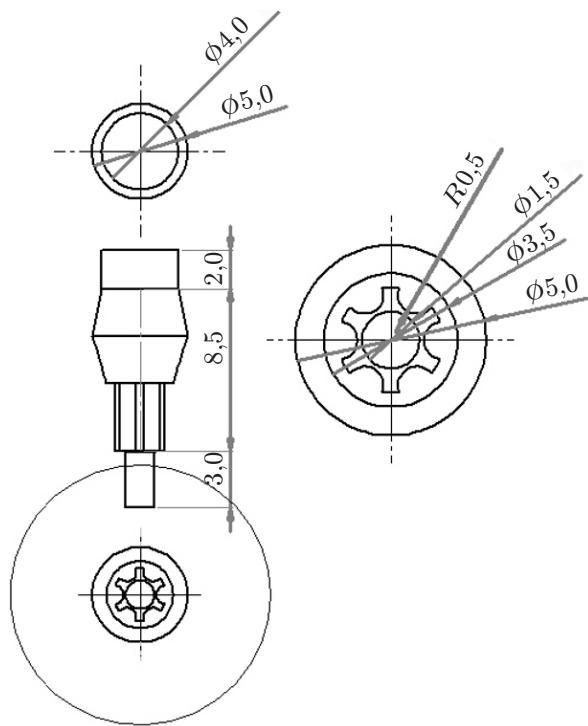


Рис. 4. Схема предлагаемого соединения в масштабе 10 : 1

1,75 мм), средний диаметр ( $d_m = 1,6$  мм) и угол конусности ( $\beta = 14^\circ$ ) для всех трех соединений одинаковы (рис. 3). Схема предлагаемого соединения абатмента с зубным имплантатом показана на рис. 4 (размеры указаны в миллиметрах). Данное соединение сконструировано с использованием фиксирующих систем, обеспечивающих максимальную прочность, передачу минимальных усилий на опорную кость и минимальное смещение абатмента.

**3.2. Выбор материала.** Как кортикальная, так и губчатая кость моделируются с использованием поперечно-ортотропного материала, характеристики которого приведены в табл. 1. Предполагается, что титан (Ti-4Al-6V), углеродное волокно и ПЭЭК являются однородными изотропными материалами.

Таблица 1  
Характеристики моделируемых материалов

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Модуль сдвига, ГПа	Коэффициент Пуассона	Источник
Кортикальная кость	$E_1 = 12,6$ , $E_2 = 19,4$ , $E_3 = 12,6$	$G_{12} = G_{13} = 4,85$ , $G_{23} = 5,7$	$\nu_{12} = 0,055$ , $\nu_{13} = 0,322$ , $\nu_{23} = 0,01$	[37–39]
Губчатая кость	$E_1 = 1,148$ , $E_2 = 0,21$ , $E_3 = 1,148$	$G_{12} = G_{13} = 0,068$ , $G_{23} = 4,34$	$\nu_{12} = 0,3$ , $\nu_{13} = 0,253$ , $\nu_{23} = 0,253$	[37, 39]
Титановый сплав	$E = 110$	—	$\nu = 0,35$	[40]
ПЭЭК	$E = 3,5$	—	$\nu = 0,36$	[41]
Углеродное волокно	$E = 220$	—	$\nu = 0,15$	[42]

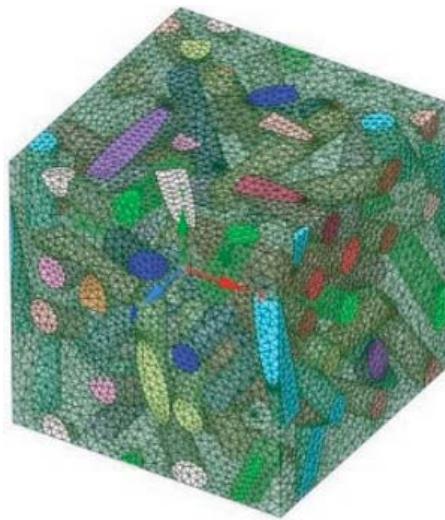


Рис. 5. Расчетная сетка в представительном объеме со случайно ориентированными в ПЭЭК цилиндрическими углеродными волокнами

*3.3. Модель ПЭ ПЭЭК, армированного углеродом. Оптимизация параметров конструкции с использованием ИНС.* Проектирование цилиндра из ПЭЭК, армированного углеродным волокном, выполнено с использованием модели ПЭ, в которой значения параметров  $A_{\text{ПЭ}}$ ,  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $a_{11}$ ,  $a_{22}$ ,  $a_{33}$  взяты из [43–46]. Расчетная сетка в ПЭ, используемая в МКЭ, показана на рис. 5. Модель ПЭ выбрана в форме единичного куба. Использовались следующие значения параметров:  $A_{\text{ПЭ}} = 1$ ,  $a_{11} = a_{22} = a_{33} = 0,33$  (компоненты тензора трехмерного случайного распределения волокон),  $0,20 \leq V_{\text{ПЭ}} \leq 0,76$ ,  $50 \leq A_f \leq 100$ ,  $3 \text{ мкм} \leq D_f \leq 10 \text{ мкм}$ .

С использованием при С-программировании функции генерации случайных значений генерируется набор из 40 случайных значений с учетом значений  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$ , которые используются для определения механических характеристик ПЭЭК, армированного углеродом. Значение модуля Юнга соответствует кости челюсти человека (см. табл. 1).

*3.4. Конструирование материалов с использованием ИНС.* С использованием программного обеспечения высшей производительности Statistics (версия 26), сигмовидной функции активации и метода пакетного обучения создана и обучена модель многослойного перцептрона [36, 47]. В этой модели 80 случайных выборок (см. табл. 1) распределены в отношении 9 : 1 для обучения и тестирования соответственно [48]. Для точного определения модуля упругости (приблизительно 17 ГПа) [49] и минимизации ошибки модель обучалась несколько раз. Путем 10-кратной перекрестной проверки сгенерированная модель ИНС проверялась с использованием значений SSE (сумма квадратичных ошибок) и RMSE (среднеквадратичное значение) [50]. Степень значимости параметров  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$  в соответствии с их влиянием на модуль Юнга ПЭЭК, армированного углеродом, определялась с использованием анализа чувствительности [51]. В ходе 10-кратной перекрестной проверки использовался алгоритм распространения ошибки “вперед-назад” для определения значений параметров  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$  с целью получения значения модуля Юнга кости челюсти человека, приближенно равного 17 ГПа [52].

*3.5. Окклюзивная нагрузка на зубной имплантат.* Сжимающая окклюзивная нагрузка на зубной имплантат (см. рис. 3) составляет в среднем 500 Н [53]. Предполагается, что кортикальная и губчатая кости контактируют с зубным имплантатом, коэффициент трения между абатментом, винтом абатмента и зубным имплантатом равен 0,2 [54]. При

сборке зубного имплантата с использованием ВШС и ВКМ выполняется моделирование с помощью МКЭ с учетом свойств ПЭЭК, армированного углеродом (табл. 2), и титанового сплава (см. табл. 1) при окклюзивной нагрузке. Элемент сетки представляет собой тетраэдр.

При определении усилия, передаваемого от зубного имплантата к окружающей его кости, вычисляются параметры  $\check{z}$  и  $\delta$  [55]:

$$\check{z} = \frac{\sigma_i^b}{\sigma_i^{imp}}; \quad (1)$$

$$\delta = \frac{\Delta l^b}{\Delta l^{imp}}. \quad (2)$$

Здесь  $\sigma_i^{imp}$ ,  $\sigma_i^b$  — напряжения Мизеса в зубном имплантате и окружающей его кости, МПа;  $\Delta l^{imp}$ ,  $\Delta l^b$  — удлинение имплантата и окружающей его кости, мм.

**4. Результаты исследования.** С использованием программного обеспечения ANSYS модули Юнга ортотропного материала определяются по 40 случайным значениям параметров  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$  (см. табл. 2). Генерируется модель ИНС с тремя входными значениями параметров  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$  и тремя выходными значениями модулей Юнга  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$ , с одним скрытым слоем, сигмовидной функцией активации и SSE. В табл. 3 приведены средние арифметические значения RMSE, используемые при тестировании и обучении ИНС: 0,415 и 0,496. В табл. 4 указана значимость параметров модели, определенная при анализе чувствительности в результате 10 процессов перекрестной проверки. С использованием метода обратного распространения ошибки в нейронной сети прогнозируются 10 значений  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$ , средние значения которых равны:  $V_{\text{ПЭ}} = 0,84$ ,  $A_f = 56,1$ ,  $D_f = 5,4$  мкм. Эти значения используются при проектировании ПЭЭК, армированного короткими углеродными волокнами. Получены следующие значения модуля Юнга:  $E_1 = 9,9$  ГПа,  $E_2 = 18,5$  ГПа,  $E_3 = 13,03$  ГПа. Вычисленные с использованием МКЭ напряжения Мизеса и удлинения имплантата и окружающей его кости приведены на рис. 6–8. На рис. 9–11 представлены результаты моделирования ПЭЭК, армированного углеродом, и титанового сплава для трех моделей абатмента зубного имплантата: ВКМ, ВШС и предлагаемой модели.

**5. Обсуждение результатов.** Данные, приведенные в табл. 3, свидетельствуют об адекватности предлагаемой модели. Из табл. 4 следует, что при определении модуля Юнга в ПЭЭК, армированном углеродом, параметр  $V_{\text{ПЭ}}$  является наиболее значимым, а параметр  $D_f$  — наименее значимым. Модель ИНС оказалась адекватной, так как все значения модуля Юнга моделируемого материала (ПЭЭК, армированного углеродом) близки к значению модуля Юнга кости челюсти человека. Из проведенных ранее исследований (см. [55]) следует, что при проектировании зубных протезов необходимо оценивать параметры  $\check{z}$  и  $\delta$ , определенные в уравнениях (1), (2). Из результатов, приведенных на рис. 8, 11 и в табл. 5, следует, что значение  $\check{z}$  является наибольшим в ПЭЭК, армированном углеродом, а наименьший — в титановом сплаве, поэтому напряжение, передаваемое на окружающую кость, является наибольшим в ПЭЭК, армированном углеродом. Согласно закону Вольфа кость адаптируется к большим нагрузкам, при этом резорбция кости уменьшается [56]. Однако на защиту от напряжений влияют характеристики жесткости зубного протеза. Из рис. 8–11 и табл. 5 следует, что значение  $\delta$  для ПЭЭК, армированного углеродом, находится в диапазоне  $0,45 \div 0,67$ , а для титановых сплавов — в диапазоне  $0,33 \div 0,78$ . Таким образом, значения удлинения зубного имплантата из ПЭЭК, армированного углеродом, и окружающей кости приближенно равны и значительно меньше, чем при использовании титанового имплантата. Большое различие значений жесткости способствует уменьшению напряжений [56]. Из табл. 5 следует, что для ПЭЭК, армированного углеродом, значение  $\check{z}$

Таблица 2

Модули Юнга ортотропного материала, определенные  
в соответствии со случайными значениями  $V_{\text{ПЭ}}$ ,  $A_f$ ,  $D_f$

№ п/п	$V_{\text{ПЭ}}$	$A_f$	$D_f$ , мкм	$E_1$ , ГПа	$E_2$ , ГПа	$E_3$ , ГПа
1	0,42	55,2	8,3	11,006	4,576	4,977
2	0,67	61,1	4,6	7,184	8,515	7,66
3	0,22	60,5	7,7	7,182	8,518	7,66
4	0,56	80,9	8,7	6,83	3,88	4,20
5	0,72	98,8	7,4	6,90	11,81	6,45
6	0,45	97,1	8,0	6,10	10,24	5,88
7	0,51	87,2	9,9	6,53	11,12	6,19
8	0,23	94,6	9,0	4,63	5,26	4,77
9	0,25	61,8	3,5	7,60	3,98	4,34
10	0,51	52,0	3,2	5,45	6,24	5,71
11	0,50	92,3	9,6	6,64	11,18	6,25
12	0,28	92,8	7,7	4,96	5,74	5,11
13	0,41	74,2	9,4	5,53	6,44	5,71
14	0,24	84,4	9,7	4,57	5,17	4,72
15	0,53	99,5	4,0	7,69	12,90	6,86
16	0,23	89,5	10,0	4,57	5,17	4,71
17	0,28	82,1	8,8	4,78	5,47	4,94
18	0,51	61,3	9,8	5,82	6,76	6,07
19	0,60	71,0	8,1	7,16	8,63	7,39
20	0,25	99,2	5,3	4,83	5,57	4,98
21	0,36	74,0	5,6	5,17	5,97	5,34
22	0,44	81,1	6,4	5,96	7,12	6,12
23	0,45	65,1	4,3	5,54	6,42	5,75
24	0,40	85,3	4,3	5,73	6,82	5,89
25	0,41	87,3	6,6	5,23	8,72	5,27
26	0,33	81,0	5,5	5,11	5,92	5,28
27	0,42	76,6	6,0	5,68	6,69	5,87
28	0,22	81,6	3,7	4,42	4,95	4,56
29	0,39	58,6	5,9	10,70	4,50	4,90
30	0,28	62,2	6,6	8,33	4,09	4,48
31	0,35	87,8	8,6	5,41	6,38	5,57
32	0,38	70,9	8,4	5,23	6,04	5,41
33	0,54	64,3	9,4	6,18	7,21	6,45
34	0,71	59,7	8,0	7,49	8,89	8,08
35	0,51	82,6	8,8	6,18	10,64	5,99
36	0,44	81,2	5,9	5,96	7,12	6,12
37	0,50	92,8	9,7	6,67	11,24	6,27
38	0,73	50,7	6,9	6,88	7,96	7,52
39	0,52	66,9	5,4	6,13	7,20	6,38
40	0,22	65,0	7,5	7,10	3,91	4,25

Таблица 3

Значения SSE и RMSE для 10 процессов перекрестной проверки

Обучение ИНС			Тестирование ИНС			Общее количество образцов
Количество образцов	SSE	RMSE	Количество образцов	SSE	RMSE	
34	1,141	0,183	6	0,377	0,251	40
37	45,11	1,104	3	11,08	1,359	40
36	41,39	1,072	4	8,263	1,660	40
32	1,286	0,200	8	0,293	0,271	40
37	2,615	0,266	3	0,018	0,047	40
30	0,781	0,161	10	0,725	0,492	40
36	2,098	0,241	4	0,091	0,095	40
37	1,155	0,177	3	0,027	0,082	40
35	3,862	0,332	5	0,13	0,208	40
36	1,821	0,225	4	0,53	0,364	40
Среднее арифметическое	11,049	0,415	Среднее арифметическое	2,334	0,496	—
Стандартное отклонение	17,503	0,368	Стандартное отклонение	4,024	0,562	—

Таблица 4

Значимость параметров модели, определенная при анализе чувствительности в результате 10 процессов перекрестной проверки

Нейронная сеть	Значимость параметров модели, %		
	$V_{\text{ПЭ}}$	$A_f$	$D_f$
1	100,0	64,5	17,3
2	37,3	100,0	27,7
3	69,2	100,0	17,8
4	100,0	61,8	8,6
5	100,0	68,8	21,2
6	100,0	94,7	61,8
7	100,0	74,6	9,3
8	100,0	42,7	4,4
9	56,5	100,0	83,5
10	100,0	59,0	15,0
Средняя значимость	86,3	76,6	26,6
Нормированная значимость	100,0	88,8	30,9

Таблица 5

Значения  $\bar{z}$  и  $\delta$  для ВШС, ВКМ и предлагаемой модели соединения в зубных имплантатах, изготовленных из титанового сплава и ПЭЭК, армированного углеродом

Материал	$\bar{z}$			$\delta$		
	ВШС	ВКМ	Предлагаемая модель	ВШС	ВКМ	Предлагаемая модель
ПЭЭК, армированный углеродом	0,63	0,817	0,70	0,56	0,6729	0,45
Титановый сплав	0,05	0,130	0,09	0,78	0,9130	0,33

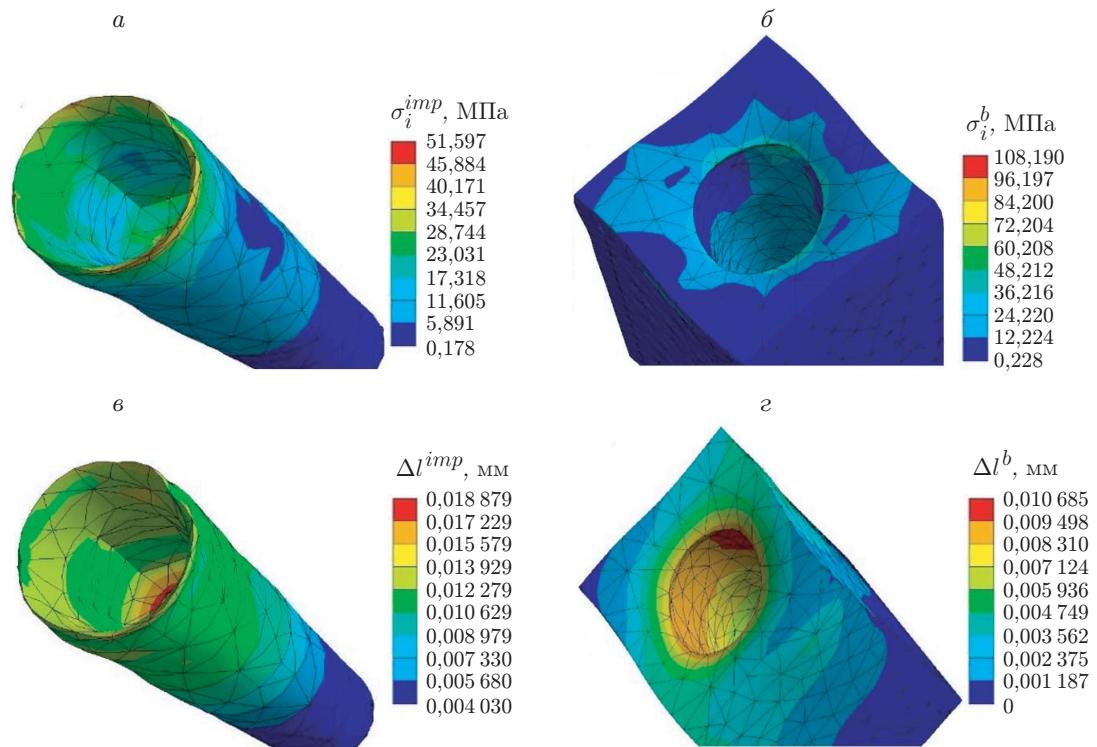


Рис. 6. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в ВШС в зубном имплантате, изготовленном из ПЭЭК, армированного углеродом (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

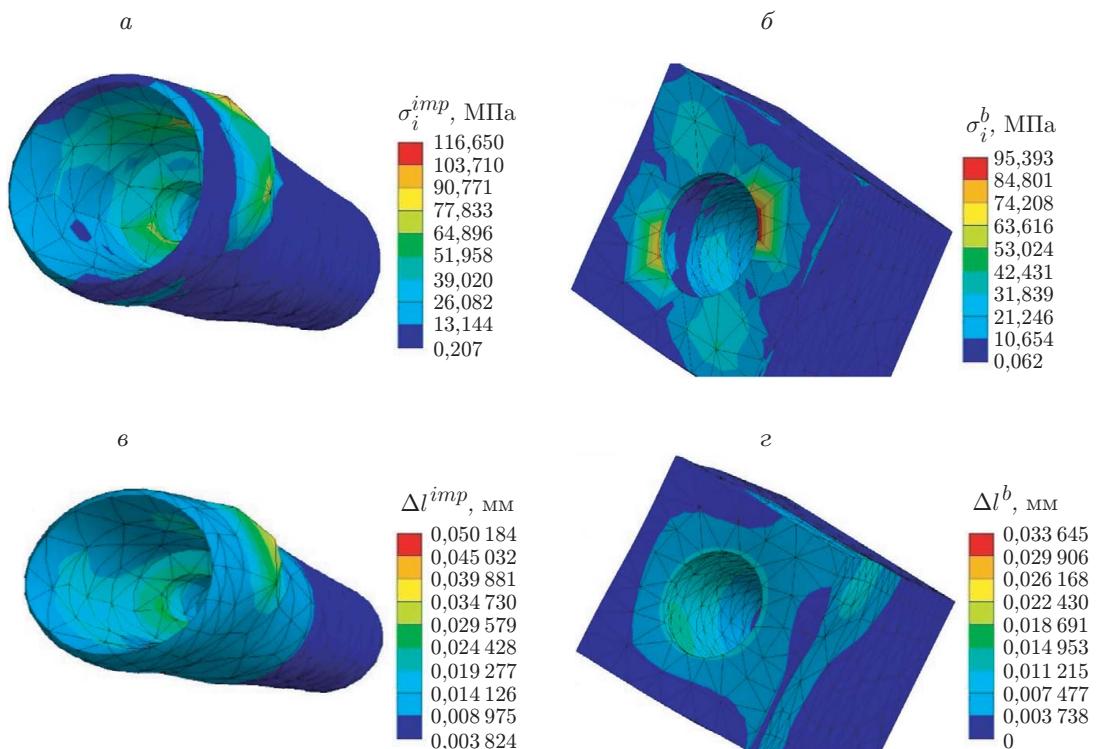


Рис. 7. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в ВКМ в зубном имплантате, изготовленном из ПЭЭК, армированного углеродом (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

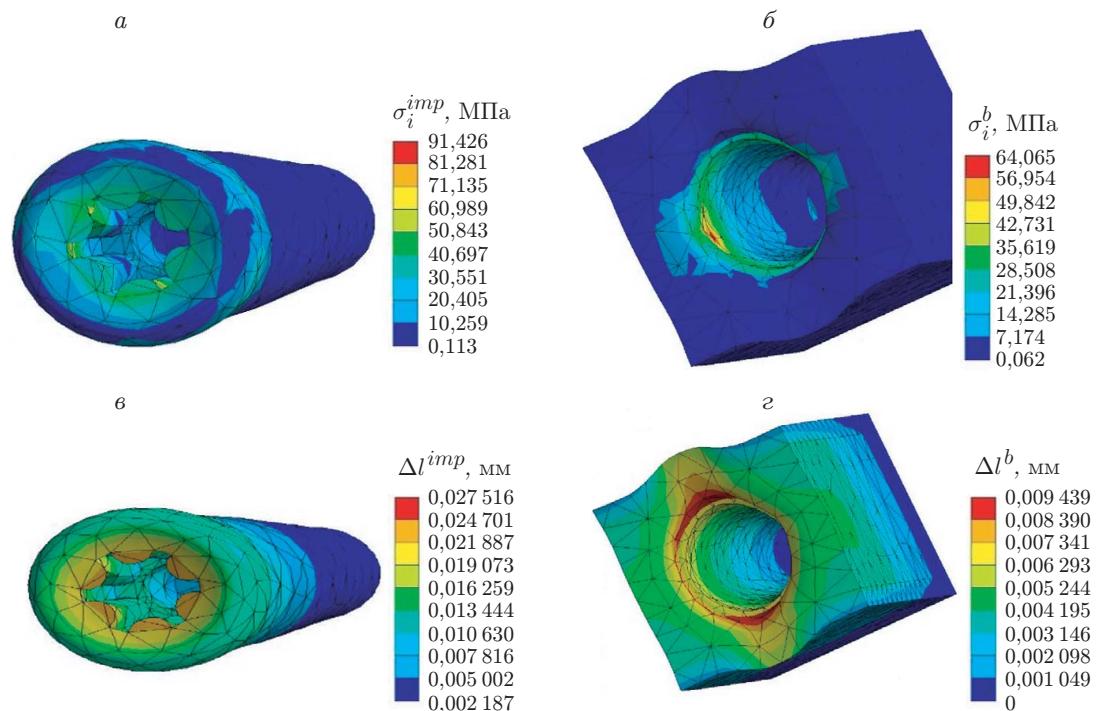


Рис. 8. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в предлагаемой модели соединения в зубном имплантате, изготовленном из ПЭЭК, армированного углеродом (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

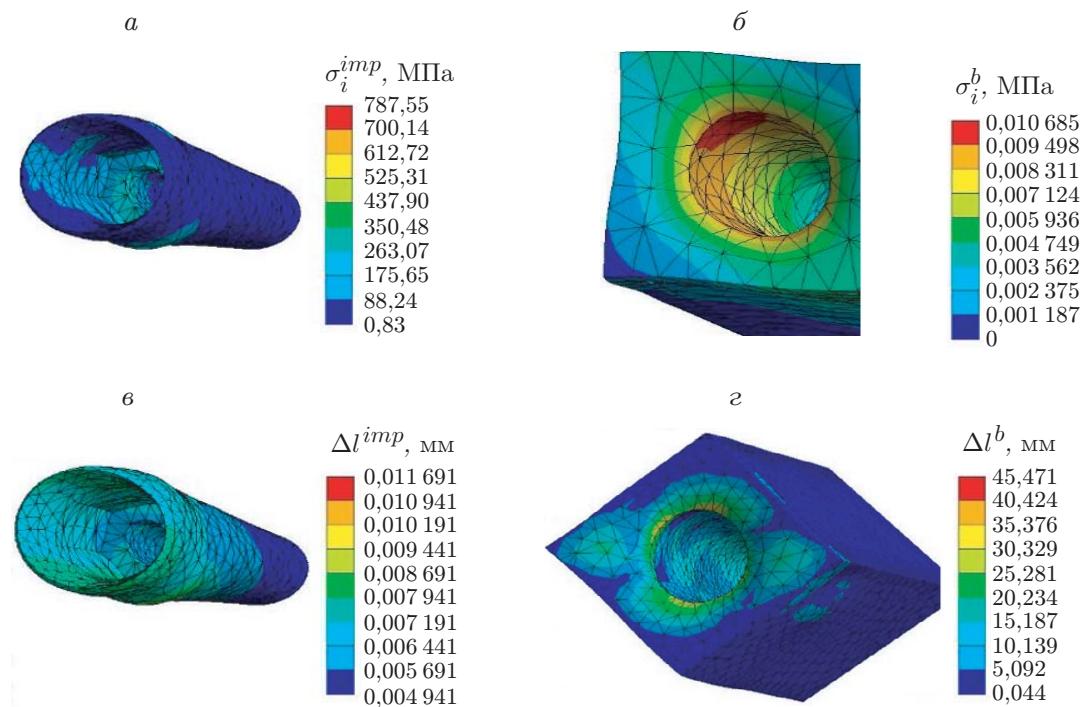


Рис. 9. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в ВШС в зубном имплантате, изготовленном из титанового сплава (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

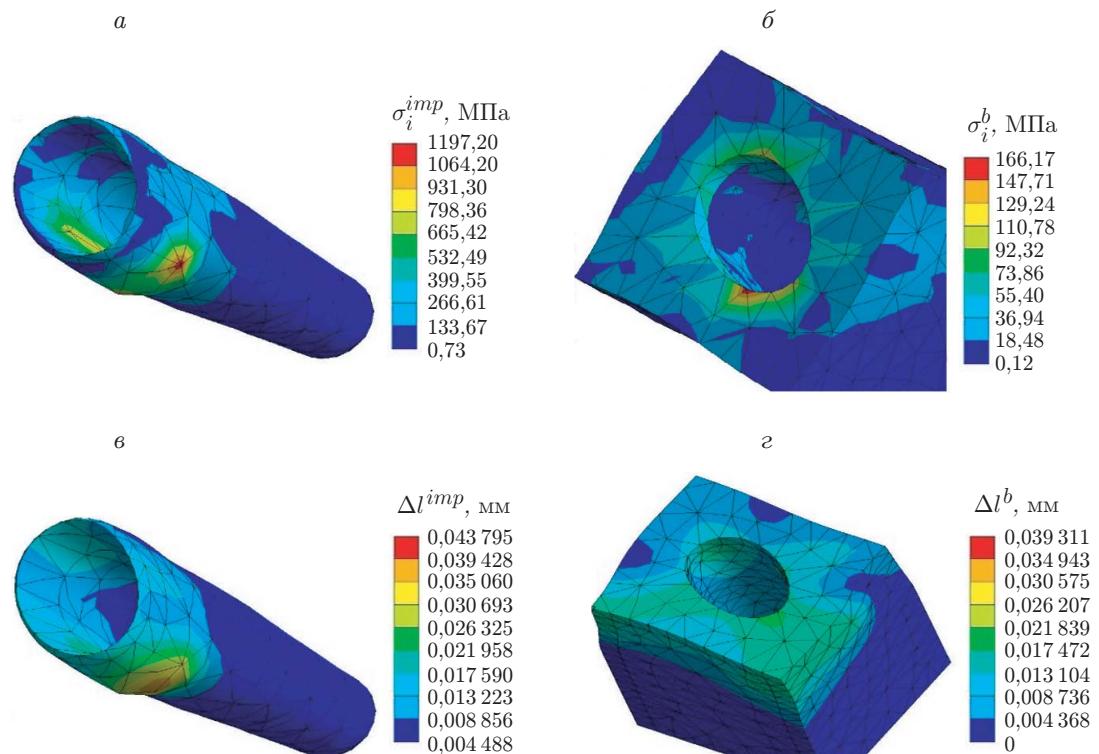


Рис. 10. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в ВКМ в зубном имплантате, изготовленном из титанового сплава (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

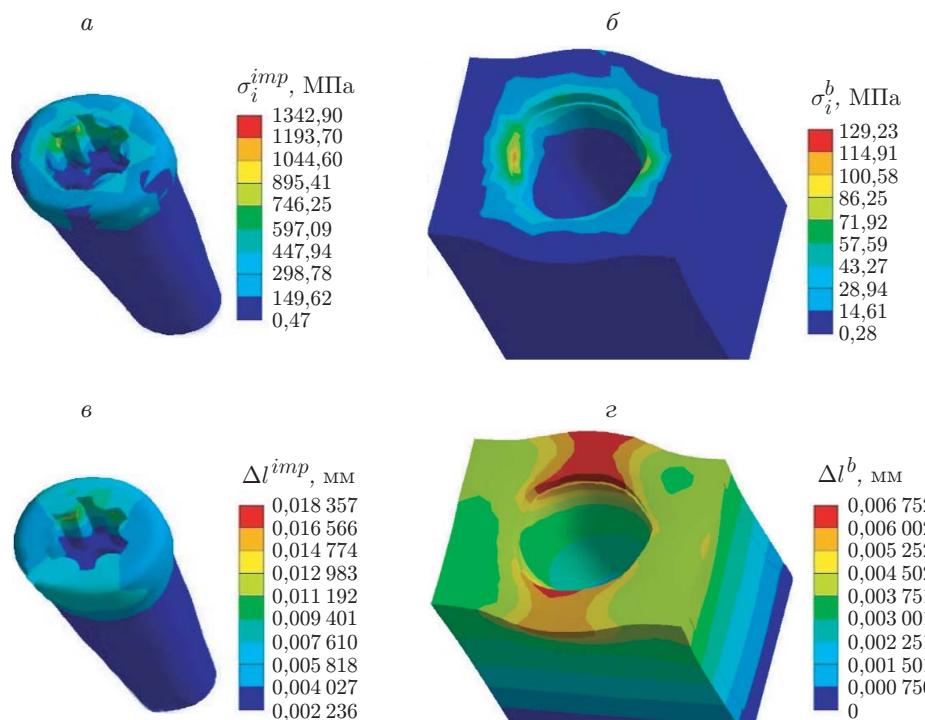


Рис. 11. Напряжения Мизеса (*а*, *б*) и удлинения (*в*, *г*) в предлагаемой модели соединения в зубном имплантате, изготовленном из титанового сплава (*а*, *в*), и в окружающей его кости (*б*, *г*)

при использовании предлагаемой модели соединения на 10 % больше, чем при использовании ВШС, и на 14,3 % меньше, чем при использовании ВКМ. Эти значения отличаются от соответствующих значений для титана, которые при использовании предлагаемой модели на 44,4 % больше, чем при использовании ВШС, и на 30 % меньше, чем при использовании ВКМ. Наименьшее значение  $\delta$  получено на границе предлагаемой модели как в титановом сплаве, так и в ПЭЭК, армированном углеродом. Эти результаты показывают, что соединения зубных имплантатов оказывают существенное влияние на напряжения. Из полученных результатов следует, что использование материала для зубного имплантата с модулем Юнга, равным модулю Юнга костной ткани, не устраниет полностью влияние напряжений. Однако конструкция имплантата и малое значение модуля Юнга позволяют минимизировать влияние напряжений [57].

**6. Выводы.** Проведенное в работе исследование позволяет сделать следующие выводы. Использование искусственной нейронной сети является эффективным методом прогнозирования при исследовании характеристик зубных имплантатов. Объемная доля волокна — наиболее значимый параметр при проектировании композитных материалов. Равенство модулей Юнга зубного имплантата кости челюсти не гарантирует защиту от напряжений, поэтому необходима улучшенная конструкция соединения зубного имплантата. Установлено, что конструкция предложенного соединения эффективнее конструкций внутреннего шестигранного соединения и внутреннего конуса Морзе. Предлагаемая конструкция зубного имплантата из титанового сплава обеспечивает передачу наименьших напряжений и равномерную деформацию кости.

Авторы выражают благодарность руководству лаборатории компьютерного проектирования Инженерного колледжа Раджкия г. Азамгарх за предоставление программного обеспечения Ansys и SolidWorks.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Pandey C., Rokaya D., Bhattacharai B. P. Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: A review // Biomed. Res. Intern. 2022. V. 2022. 6170452. DOI: 10.1155/2022/6170452.
2. Haghifar S., Shafaroudi A. M., Nasiri P., et al. Evaluation of bone density by cone-beam computed tomography and its relationship with primary stability of dental implants // Dent. Res. J. 2022. V. 19. 22.
3. Noaman A. T., Bede S. Y. The effect of bone density measured by cone beam computed tomography and implant dimensions on the stability of dental implants // J. Craniofac. Surgery. 2022. V. 33, N 6. P. e553–e557.
4. Simionato A. A., Santos E. de S., Faria A. C. L., et al. Bacterial detection, deformation, and torque loss on dental implants with different tapered connections compared with external hexagon connection after thermomechanical cycling // Materials (Basel). 2023. V. 16, N 11. 3904. DOI: 10.3390/ma16113904.
5. Chopra S., Bansal P., Bansal P. Essix appliance: An innovation modification for use as temporary bridge — a case report // J. Adv. Med. Dent. Sci. Res. 2020. V. 8, N 1. P. 184–186.
6. Bédouin Y., Lefrançois E., Salomon J.-P., Auroy P. Abutment rotational freedom on five implant systems with different internal connections // J. Prosthet. Dent. 2023. V. 129, N 3. P. 433–439. DOI: 10.1016/j.prosdent.2021.04.027.
7. Lin C.-P., Shyu Y.-T., Wu Y.-L., et al. Effects of marginal bone loss progression on stress distribution in different implant — abutment connections and abutment materials: A 3D finite element analysis study // Materials (Basel). 2022. V. 15, N 17. 5866. DOI: 10.3390/ma15175866.

8. **Brizuela A., Herrero-Climent M., Rios-Carrasco E., et al.** Influence of the elastic modulus on the osseointegration of dental implants // Materials (Basel). 2019. V. 12, N 6. 980. DOI: 10.3390/ma12060980.
9. **Ou P., Zhang T., Wang J., et al.** Microstructure, mechanical properties and osseointegration ability of Ta–20Zr alloy used as dental implant material // Biomed. Materials. 2022. V. 17, N 4. 45003. DOI: 10.1088/1748-605X/ac6b05.
10. **Bonicelli A., Kranioti E. F., Xhemali B., et al.** Assessing bone maturity: Compositional and mechanical properties of rib cortical bone at different ages // Bone. 2022. V. 155. 116265. DOI: 10.1016/j.bone.2021.116265.
11. **Ishak M., Daud R., Noor S., et al.** Assessment of stress shielding around a dental implant for variation of implant stiffness and parafunctional loading using finite element analysis // Acta Bioengng Biomech. 2023. V. 24, N 3. 147. DOI: 10.37190/abb-02129-2022-02.
12. **Isler S. C., Soysal F., Ceyhanlı T., et al.** Regenerative surgical treatment of peri-implantitis using either a collagen membrane or concentrated growth factor: A 12-month randomized clinical trial // Clinic. Implant Dent. Relat. Res. 2018. V. 20, N 5. P. 703–712. DOI: 10.1111/cid.12661.
13. **Senopati G., Rahman Rashid R. A., Kartika I., Palanisamy S.** Recent development of low-cost  $\beta$ -Ti alloys for biomedical applications: A review // Metals (Basel). 2023. V. 13, N 2. 194. DOI: 10.3390/met13020194.
14. **Niinomi M.** Mechanical properties of biomedical titanium alloys // Materials Sci. Engng A. 1998. V. 243, N 1. P. 231–236. DOI: 10.1016/S0921-5093(97)00806-X.
15. **Gökçimen G., Durkan R., Deste Gökay G., Oyar P.** The effect of different abutment and restorative crown materials on stress distribution in single-unit implant-supported restorations: A 3D finite element stress analysis // J. Prosthodont. 2023. V. 33, N 5. P. 497–505. DOI: 10.1111/jopr.13732.
16. **Jiang X., Yao Y., Tang W., et al.** Design of dental implants at materials level: An overview // J. Biomed. Materials Res. A. 2020. V. 108, N 8. P. 1634–1661. DOI: 10.1002/jbm.a.36931.
17. **Schwitalla A. D., Spintig T., Kallage I., Müller W.-D.** Flexural behavior of PEEK materials for dental application // Dent. Materials. 2015. V. 31, N 11. P. 1377–1384. DOI: 10.1016/j.dental.2015.08.151.
18. **Liebermann A., Wimmer T., Schmidlin P. R., et al.** Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media // J. Prosthet. Dent. 2016. V. 115, N 3. P. 321–328.e2. DOI: 10.1016/j.jprosdent.2015.09.004.
19. **Suphangul S., Rokaya D., Kanchanasobhana C., et al.** PEEK biomaterial in long-term provisional implant restorations: A review // J. Funct. Biomaterials. 2022. V. 13, N 2. 33. DOI: 10.3390/jfb13020033.
20. **Li Q., Zhang Y., Wang D., et al.** Porous polyether ether ketone: A candidate for hard tissue implant materials // Materials Design. 2017. V. 116. P. 171–175. DOI: 10.1016/j.matdes.2016.12.012.
21. **Khan H. A., Ber R., Neifert S. N., et al.** Carbon fiber — reinforced PEEK spinal implants for primary and metastatic spine tumors: a systematic review on implant complications and radiotherapy benefits // J. Neurosurgery: Spine. 2023. V. 39, N 4. P. 534–547. DOI: 10.3171/2023.5.SPINE23106.
22. **Sandler J., Werner P., Shaffer M. S. P., et al.** Carbon-nanofibre-reinforced poly(ether ether ketone) composites // Composites. A. Appl. Sci. Manufactur. 2002. V. 33, N 8. P. 1033–1039.

23. **Hu M.-Y., Zhang S., Xia W.-X., et al.** Numerical calculation of the hydrodynamic characteristics and structural response of a supersonic truncated conical projectile entering water // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2023. V. 64, N 3. P. 363–370. DOI: 10.1134/S002189442303001X.
24. **Fan W., Zhou N., Jiao Q., et al.** Investigation on the explosive characteristics and damage mode of cylindrical improvised explosive devices // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2020. V. 61, N 6. P. 1024–1032. DOI: 10.1134/S0021894420060164.
25. **Kaledin V. O., Kaledin V. O., Reshetnikova E. V., et al.** Simulation modeling of thermo-mechanical behavior of polymer binders in manufacturing composite hull structure elements // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2023. V. 64, N 1. P. 131–140. DOI: 10.1134/S0021894423010145.
26. **Mitrofanova Y. A., Zagitov R. A., Trusov P. V.** Adjustment of a mathematical model of gas fuel combustion taking into account computational domain geometry refinement // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2022. V. 63, N 7. P. 1126–1137. DOI: 10.1134/S0021894422070082.
27. **Pityuk Y. A., Sametov S. P., Fazletdinov S. U., Batyrshin E. S.** Numerical and experimental study of the effect of wettability and capillary number on the efficiency of oil displacement in a pore doublet model // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2023. V. 64, N 3. P. 393–401. DOI: 10.1134/S0021894423030057.
28. **Smetannikov O. Y., Faskhutdinova Y. B., Subbotin E. V.** ANSYS study of the shape-memory effect in cross-linked polyethylene products // J. Appl. Mech. Tech. Phys. 2022. V. 63, N 7. P. 1138–1154. DOI: 10.1134/S0021894422070112.
29. **Razdan N. K., Bhan A.** Kinetic description of site ensembles on catalytic surfaces // Proc. Nat. Acad. Sci. USA. 2021. V. 118, N 8. e2019055118. DOI: 10.1073/pnas.2019055118.
30. **Wang Z., Smith D. E.** Numerical analysis on viscoelastic creep responses of aligned short fiber reinforced composites // Composite Structures. 2019. V. 229. 111394. DOI: 10.1016/j.compstruct.2019.111394.
31. **Breuer K., Stommel M.** RVE modelling of short fiber reinforced thermoplastics with discrete fiber orientation and fiber length distribution // SN Appl. Sci. 2020. V. 2, N 1. 91. DOI: 10.1007/s42452-019-1890-5.
32. **Okereke M. I., Akpoyomare A. I.** A virtual framework for prediction of full-field elastic response of unidirectional composites // Comput. Materials Sci. 2013. V. 70. P. 82–99. DOI: 10.1016/j.commatsci.2012.12.036.
33. **Lasikun, Ariawan D., Surojo E., Triyono J.** Effect of fiber orientation on tensile and impact properties of Zalacca Midrib fiber-HDPE composites by compression molding // AIP Conf. Proc. 2018. V. 1931. 030060. DOI: 10.1063/1.5024119.
34. **Ranade N. V., Nagarajan S., Sarvothaman V., Ranade V. V.** ANN based modelling of hydrodynamic cavitation processes: Biomass pre-treatment and wastewater treatment // Ultrason. Sonochem. 2021. V. 72. 105428. DOI: 10.1016/j.ulstsonch.2020.105428.
35. **Haykin S.** Neural networks: A comprehensive foundation. Delhi: Pearson Educat., 2005.
36. **Aryadoust V., Baghaei P.** Does EFL readers' lexical and grammatical knowledge predict their reading ability? Insights from a perceptron artificial neural network study // Educat. Assessment. 2016. V. 21, N 2. P. 135–156. DOI: 10.1080/10627197.2016.1166343.
37. **Pat. 2011/0117522 A1 US. A 61 C 8/00.** Dental implant system / M. Verma, N. Bhatnagar, A. Sood, F. Faraz, K. Sharma, C. Venugopal Rao, P. S. Kumar, S. Iyer. Publ. 19.05.2011.
38. **Srivastava S., Sarangi S. K.** An optimized dental implant model using finite element analysis and design of experiment // Intern. J. Oral Maxillofac. Implants. 2023. V. 38, N 1. P. 142–149. DOI: 10.11607/jomi.9785.

39. Naini R., Nokar S., Borghei H., Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis // Intern. J. Oral Maxillofac. Implants. 2011. V. 26. P. 776–781.
40. Sevimay M., Turhan F., Kılıçarslan M. A., Eskitascioğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown // J. Prosthet. Dent. 2005. V. 93, N 3. P. 227–234. DOI: 10.1016/j.prosdent.2004.12.019.
41. Kaleli N., Sarac D., Künlük S., Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study // J. Prosthet. Dent. 2018. V. 119, N 3. P. 437–445. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008.
42. Rama Lakshmi P., Reddy P. R. Investigation of interlaminar shear strength in carbon epoxy and carbon epoxy carbon nanotubes using experimental and finite element technique // Intern. J. Engng Res. Appl. 2012. V. 2, N 3. P. 1–10.
43. Lassila L. V. J., Vallittu P. K. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite // J. Contemporary Dent. Pract. 2004. V. 5, N 2. P. 14–26.
44. Férec J., Ausias G. 4-Rheological modeling of non-dilute rod suspensions // Rheology of non-spherical particle suspensions. S. l.: Elsevier, 2015. P. 77–117. DOI: 10.1016/B978-1-78548-036-2.50004-6.
45. Shouha P., Swain M., Ellakwa A. The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite // Dent. Materials. 2014. V. 30, N 11. P. 1234–1244. DOI: 10.1016/j.dental.2014.08.363.
46. Behl S., Raju, Rajan G., et al. Physical and mechanical characterisation of flowable dental composites reinforced with short aspect ratio micro-sized S-Glass fibres // Materials Sci. Engng C. 2020. V. 111. 110771. DOI: 10.1016/j.msec.2020.110771.
47. Liébana-Cabanillas F., Marinković V., Kalinić Z. A SEM-neural network approach for predicting antecedents of m-commerce acceptance // Intern. J. Inform. Management. 2017. V. 37, N 2. P. 14–24. DOI: 10.1016/j.ijinfomgt.2016.10.008.
48. Leong L.-Y., Jaafar N. I., Ainin S. Understanding facebook commerce (f-commerce) actual purchase from an artificial neural network perspective // J. Electron. Commerce Res. 2018. V. 19, N 1. P. 75–103.
49. Lakatos É., Magyar L., Bojtár I. Material properties of the mandibular trabecular bone // J. Med. Engng. 2014. V. 2014. 470539. DOI: 10.1155/2014/470539.
50. Hew T.-S., Leong L.-Y., Ooi K.-B., Chong A. Y.-L. Predicting drivers of mobile entertainment adoption: A two-stage SEM-artificial-neural-network analysis // J. Comput. Inform. Systems. 2016. V. 56, N 4. P. 352–370. DOI: 10.1080/08874417.2016.1164497.
51. Karaca Y., Moonis M., Zhang Y.-D., Gezgez C. Mobile cloud computing based stroke healthcare system // Intern. J. Inform. Management. 2019. V. 45. P. 250–261. DOI: 10.1016/j.ijinfomgt.2018.09.012.
52. Seong W.-J., Kim U.-K., Swift J. Q., et al. Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible // Intern. J. Oral Maxillofac. Surgery. 2009. V. 38, N 10. P. 1088–1093. DOI: 10.1016/j.ijom.2009.06.025.
53. Bakke M., Holm B., Jensen B. L., et al. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors // Scandinav. J. Dent. Res. 1990. V. 98, N 2. P. 149–158. DOI: 10.1111/j.1600-0722.1990.tb00954.x.

54. **Hasan M., Mollik M., Rashid M.** Effect of nanoclay on thermal behavior of jute reinforced composite // Intern. J. Adv. Manufactur. Technol. 2018. V. 94. P. 1–9. DOI: 10.1007/s00170-017-0883-z.
55. **Gross S., Abel E. W.** A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur // J. Biomech. 2001. V. 34, N 8. P. 995–1003. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00072-0.
56. **Naghavi S. A., Lin C., Sun C., et al.** Stress shielding and bone resorption of press-fit polyether-ether-ketone (PEEK) hip prosthesis: A sawbone model study // Polymers (Basel). 2022. V. 14, N 21. 4600. DOI: 10.3390/polym14214600.
57. **Cheung H., Ho M., Lau K., et al.** Natural fibre-reinforced composites for bioengineering and environmental engineering applications // Composites. B. Engng. 2009. V. 40, N 7. P. 655–663. DOI: 10.1016/j.compositesb.2009.04.014.

*Поступила в редакцию 19/VI 2023 г.,*

*после доработки — 20/IX 2023 г.*

*Принята к публикации 25/IX 2023 г.*

---