

П.В. Леоненко, Ю. В. Кокоєва

Експериментальне обґрунтування комбінації конструкційних матеріалів та персоналізованих протетичних елементів для протезування на дентальних імплантатах

Інститут стоматології НМАПО імені П. Л. Шупика, м. Київ, Україна

Резюме. З літературних даних відомо, що віддалений успіх дентальної імплантації залежить не лише від ретельного планування та проведення хірургічного втручання із дотриманням вимог протоколу, але й від виду навантаження на імплантати, яке суттєво залежить від конструктивних особливостей зубних протезів, що на них фіксуються. Наявність значної кількості пропозицій конструкційних матеріалів на ринку України для виготовлення зубних протезів на ортопедичному етапі дезорієнтує лікарів і зубних техніків, які у більшості випадків добирають їх емпіричним шляхом. Метод скінчених елементів дозволяє на доклінічному етапі провести дослідження та експериментальним шляхом обрати максимально ефективні персоналізовані конструкційні рішення для протезування на дентальних імплантатах, а також конструкційні матеріали або комбінацію для їх виготовлення з метою оптимізації навантаження на імплантат та кісткову тканину.

Мета: обґрунтувати комбінації конструкційних матеріалів та персоналізованих протетичних елементів для протезування на дентальних імплантатах шляхом проведення дослідження напружено-деформованого стану в імітаційних моделях «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція».

Матеріали та методи досліджень. Експериментальне дослідження проводили на багатовимірних імітаційних моделях «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція», що мали сталі фізико-механічні властивості кісткової тканини, імплантатів і стандартних протетичних елементів та умови їх навантажень, а відрізнялись між собою за типами конструкційних матеріалів, з яких були виготовлені персоналізовані абатменти та супраконструкції. Базові типи моделей містили – Т1 персоналізований абатмент з полієфірефіркетону (ПЕЕК), а також Т2 персоналізований абатмент з діоксиду цирконію. У дослідженні базові типи імітаційних моделей комбінували з різними варіантами супраконструкцій, що були виготовлені з: склокераміки на основі дисилікату літію (К1); гібридної кераміки модифікованої композитом (К2); поліметилметакрилату РММА (К3); багат шарового діоксиду цирконію (К4).

Результати. Під час проведення чисельного аналізу напружено-деформованого стану біомеханічних систем «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція» встановлено, що найбільш навантаженими елементами системи були: супраконструкція ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 143,57 МПа – у моделі з Т1 типом персоналізованого абатменту; $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 156,25 МПа – у моделі з Т2 типом персоналізованого абатменту); губчаста ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 3,84 МПа – з Т1 типом персоналізованого абатменту; $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 3,36 МПа – з Т2 типом персоналізованого абатменту) та кортикальна кісткова тканина ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 18,67 МПа – з Т1 типом персоналізованого абатменту; $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 16,46 МПа – з Т2 типом персоналізованого абатменту), з відповідними показниками коефіцієнтів запасу міцності для кожного з цих елементів.

Біомеханічні системи з Т1 і Т2 персоналізованими абатментами володіють найбільшою опороздатністю при застосуванні матеріалів супраконструкції: К1 ($K3M_{\text{мін}}$ – 2,10 у моделі з Т1 типом персоналізованого абатменту; $K3M_{\text{мін}}$ – 2,29 у моделі з Т2 типом персоналізованого абатменту) та К4 ($K3M_{\text{мін}}$ – 2,08 у моделі з Т1 типом персоналізованого абатменту; $K3M_{\text{мін}}$ – 2,38 у моделі з Т2 типом персоналізованого абатменту). При застосуванні матеріалів коронки К2 ($K3M_{\text{мін}}$ – 0,86 у моделі з Т1 типом персоналізованого абатменту; $K3M_{\text{мін}}$ – 0,79 у моделі з Т2 типом персоналізованого абатменту) та К3 ($K3M_{\text{мін}}$ – 0,98 у моделі з Т1 типом персоналізованого абатменту; $K3M_{\text{мін}}$ – 0,89 у моделі з Т2 типом персоналізованого абатменту) біомеханічні системи володіли найнижчою опороздатністю.

При дослідженні моделей з Т1 персоналізованим абатментом відзначали збільшення у 1,63 – 4,57 разів максимальних величин напружень за Мізесом в протетичному елементі, у порівнянні з максимальними величинами напружень в протетичному елементі моделей з Т2 персоналізованим абатментом.

Висновки. Науково обґрунтовано наявність суттєвого впливу різних комбінацій параметрів фізико-механічних властивостей конструкційних матеріалів для виготовлення персоналізованих абатментів та зубних протезів на загальний напружено-деформований стан усіх елементів біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція» в цілому. Уперше науково обґрунтовано оптимальну комбінацію конструкційних матеріалів для виготовлення персоналізованих абатментів та зубних протезів при безпосередньому протезуванні на дентальних імплантатах. За результатами аналізу отриманих величин еквівалентних за Мізесом напружень та коефіцієнтів запасу міцності рекомендованим до застосування у клінічній практиці матеріалом для виготовлення персоналізованого абатменту на стандартній титановій платформі є діоксид цирконію (КЗМ – 30,28), який у поєднанні з коронкою, виготовленою з склокераміки на основі дисилікату літію (КЗМ – 2,29) або багат шарового транслюцентного діоксиду цирконію (КЗМ – 5,22), достовірно краще ($p < 0,05$) перерозподіляє концентровані точкові функціональні навантаження і забезпечує найкращу біомеханічну стабільність усієї системи в цілому. За результатами експериментальних досліджень напружено-деформованих станів усіх елементів біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція» найгіршим варіантом для виготовлення персоналізованих абатментів на стандартних титанових платформах є конструкційний матеріал ПЕЕК.

Ключові слова: безпосереднє протезування, дентальна імплантація, індивідуальний абатмент, метод скінчених елементів, імітаційне моделювання біомеханічних систем.

Вступ

Метод скінчених елементів на багатовимірних імітаційних моделях щелеп людини є сучасною методикою для наукового обґрунтування варіантів ортопедичних та імплантологічних лікувальних заходів [1]. Часто складна будова елемента утруднює дослідження процесів, які виникають під дією зовнішніх чинників. Клінічні дослідження обмежені у методах для відслідковування та фіксації явищ, що відбуваються у внутрішній частині об'єктів, тому для вивчення формування і розподілу напружено-деформованих станів (НДС) в дентальному імплантаті (ДІ), в кортикальному та губчастому шарах кісткової тканини (КТ), в елементах протетичних конструкцій та протезах ще до проведення клінічних випробувань застосовують імітаційне моделювання із продукуванням моделей, що адекватно та точно відтворюють будову і форму об'єктів. Проведення комп'ютерного моделювання із наперед заданими фізико-механічними характеристиками елементів дозволяють здійснити спостереження, аналіз поведінки об'єкта дослідження і реалізувати експериментальний підбір як структурних складових, так і тип їх конструкцій та конструкційних матеріалів. Таким чином у науковців з'являється можливість прогнозувати проводити подальші клінічні дослідження з очікуваними результатами та з превенцією ускладнень [2].

Протезування на дентальних імплантатах є складним та відповідальним етапом лікування пацієнтів з дефектами зубних рядів. Успіх дентальної імплантації залежить не лише від ретельного планування та проведеного хірургічного втручання із дотриманням вимог протоколу, але й від виду навантаження на ДІ, вибору протетичного елемента (ПЕ) та матеріалу ортопедичної конструкції. Ґрунтовна підготовка до проведення протезування із врахуванням вихідної клінічної ситуації та індивідуальних особливостей пацієнта забезпечує повноцінне відновлення дефекту зубного ряду із відтворенням функції жування.

За даними наукової літератури взаємодія між протетичними елементами та ортопедичною конструкцією з періімплантаційними тканинами є визначним фактором для клінічного успіху при протезуванні на імплантатах [3]. Доведено, що конструкційні матеріали абатмента та протезу з опорою на ДІ відіграють значну роль у формуванні періімплантаційних тканин та у збереженні прилеглої КТ навколо ДІ [4]. Адекватний вибір матеріалів для виготовлення протетичних елементів та супраконструкцій дозволяє уникнути або ж мінімізувати виникнення раних та пізніх ускладнень.

На сьогодні серед науковців постійно проводяться обговорення щодо вибору оптимального конструкційного матеріалу як для абатментів, так і для протезів при безпосередньому протезуванні на ДІ. «Золотим стандартом» для протетичних елементів вважається титан [5]. Однак, його властивість впливати на естетичний вигляд періімплантаційних тканин сірватим відтінком спричинила пошуки нових конструкційних матеріалів для абатментів, із яких найбільш поширеним став діоксид цирконію.

Характерною перевагою для цирконієвих абатментів, у порівнянні з титановими, є естетичність. Діоксид цирконію здійснює мінімальний вплив на відтінок м'яких тканин. У свою чергу це забезпечує природне відновлення як силуету, так і кольору періімплантаційних тканин, що є надзвичайно важливим під час протезування на ДІ у естетично значимих зонах, при наявності тонкого біотипу ясен та при високій лінії посмішки у пацієнта [3, 5, 6].

У ряді досліджень підтверджується, що діоксид цирконію слугує найкращим конструкційним матеріалом для абатментів та є найбільш біосумісним [3, 7]. За даними дослідження науковців Doring et al. рівень бактеріальної адгезії у цирконієвих абатментів нижче у порівнянні

з титановими [8]. Дослідники проводили зрівняння абатментів виготовлених з діоксиду цирконію і титану та зафіксували, що використання протетичних елементів з діоксиду цирконію знижує ймовірний ризик виникнення запалення слизової оболонки і дозволяє отримати більш прогнозовані результати дослідження. Однак, в інших дослідженнях відмінностей при застосуванні цирконієвих та титанових абатментів щодо рецесії м'яких тканин, кровоточивості під час зондування не виявили [7].

Недоліками діоксиду цирконію вважають його високий модуль пружності та можливі руйнування при високому жувальному навантаженні [9]. У зв'язку з цим, в імплантології все частіше застосовується матеріал поліефірефіркетон (РЕЕК). РЕЕК має модуль Юнга 3650 МПа, що є близьким до показників кісткової тканини [10]. Результати досліджень свідчать, що застосування матеріалу РЕЕК у дентальній імплантології забезпечує найбільш раціональний розподіл жувального навантаження у прилеглій кістковій тканині, а низький модуль пружності дозволяє мінімізувати напруження, які виникають та передаються на КТ і ДІ [9]. Крім того для даного матеріалу характерна хороша біосумісність [10]. За даними досліджень РЕЕК забезпечує збереження висоти кісткової тканини та стабільність прилеглих м'яких тканин при застосуванні його як конструкційного матеріалу для абатментів [10]. Однак, використання матеріалу РЕЕК для виготовлення персоналізованого абатмента при безпосередньому протезуванні на ДІ є недостатньо вивченим питанням.

Тому *метою* нашого дослідження постало: обґрунтувати комбінації конструкційних матеріалів та персоналізованих протетичних елементів для протезування на дентальних імплантатах шляхом проведення дослідження напружено-деформованих станів в імітаційних моделях «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція».

Матеріали та методи досліджень

При проведенні експериментального дослідження було створено багатовимірні імітаційні моделі «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція». Моделювання даних біомеханічних систем (БС) проводилося за допомогою САД-системи Autodesk Inventor 11.0 [11]. Для відтворення моделей біологічних тканин прийнято двошарову апроксимацію КТ кортикальним та губчастим шарами [12, 13]. Відтворення твердотільних моделей технологічного походження проведено на основі готових STL-моделей елементів протетичних елементів [14]. В результаті поєднання елементів біологічного походження та технологічного виготовлення, біомеханічні моделі налічували 7 твердотільних структурних одиниць: кортикальна та губчаста кісткова тканина (КТ), дентальний імплантат (ДІ), стандартна титанова платформа – протетичний елемент (ПЕ) для подальшої персоналізації, персоналізований абатмент ((ПА) – надбудова на титанову платформу), фіксаційний гвинт та супраконструкція ((С) – штучна коронка в різних варіаціях конструктивних матеріалів). Для експериментального дослідження обрано спіральний ендосальний дентальний імплантат з шестигранним інтерфейсом з'єднання імплантат-абатмент. Для спрощення подачі результатів математичних експериментів назви структурних одиниць біомеханічних моделей було скорочено до «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С». Т1 персоналізований абатмент був представлений матеріалом поліефірефіркетон (РЕЕК), Т2 ПА – діоксидом цирконію. Для проведення дослідження у якості конструкційних матеріалів супраконструкцій обрано: склокераміку на основі дисилікату літію (К1);

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИЙ РОЗДІЛ

гібридну кераміку модифіковану композитом (К2); поліметилметакрилат (РММА) (К3); багатошаровий діоксид цирконію, який дозволяє імітувати дентин, емаль, та прозорість емалі природних зубів без додаткового нанесення індивідуалізації у вигляді керамічних шарів (К4).

Скінчено-елементна дискретизація моделей даних систем проведена за допомогою САЕ-системи інженерного

аналізу ANSYS 12.1 за прийнятим алгоритмом дослідження опороздатності біомеханічних моделей зовнішньому навантаженню [12, 13, 15]. Дискретні моделі налічували 203581 вузлів та 136185 (10-ти вузлових) скінчених елементів типу Solid 187 з квадратичною апроксимацією вузлових величин для системи з ПЕ Т1 і 200331 вузлів та 134210 скінчених елементів для системи з ПЕ Т2 (Рис. 1).

Таблиця 1.

Фізико-механічні властивості матеріалів елементів біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С»

№	Структурний елемент системи	Модуль Юнга, Е, МПа	Коефіцієнт Пуасона, ν	Границя міцності, σ_B , МПа
1.	К1 – склокераміка на основі дисилікату літію	99265	0,2034	357,7
2.	К2 – гібридна кераміка модифікована композитом	35340	0,22	122,87
3.	К3 – РММА	2900	0,32	136
4.	К4 – багатошаровий, транслюцентний діоксид цирконію	205000	0,3	798,25
5.	Т1 – РЕЕК	3650	0,39	153,2
6.	Т2 – моношаровий діоксид цирконію	210000	0,3	900
7.	Сплав титану (Ti-6Al-4V)	115000	0,35	860
8.	Кортикальна КТ	10000	0,25	120
9.	Губчаста КТ	800	0,27	8

Таблиця 2.

Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень в структурних елементах біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 типом персоналізованого абатменту під впливом функціонального навантаження

Структурні елементи БС	Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа			
	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К1 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К2 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К3 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К4 типом коронки, МПа
Кортикальна КТ	18,67	18,67	18,65	18,63
Губчаста КТ	3,82	3,82	3,83	3,84
ДІ	34,78	34,16	31,05	29,33
ПЕ	32,14	35,04	60,97	83,01
Гвинт	12,44	12,56	11,91	12,60
Супраконструкція	143,57	142,95	138,97	139,98
ПА	9,77	8,92	9,64	13,72

Таблиця 3.

Коефіцієнти запасів міцності структурних елементів біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 типом ПА під впливом функціонального навантаження

Структурні елементи БС	Коефіцієнти запасів міцності n , од			
	у БС з К1 типом коронки	у БС з К2 типом коронки	у БС з К3 типом коронки	у БС з К4 типом коронки
Кортикальна КТ	6,43	6,43	6,43	6,44
Губчаста КТ	2,10	2,09	2,09	2,08
ДІ	24,72	25,17	27,70	29,33
ПЕ	26,76	24,54	14,11	10,36
Гвинт	69,14	68,45	72,19	68,27
Супраконструкція	2,49	0,86	0,98	5,70
ПА	15,69	17,18	15,88	11,17

Фізико-механічні характеристики матеріалів біологічного походження та технологічного виготовлення були отримані з даних літератури [16-28] та представлені ізотропними пружними моделями (Таблиця 1). Задання моделей механічних характеристик елементам біомеханічних систем проведено в САЕ-системі інженерного аналізу ANSYS 12.1.

Модель навантаження біомеханічних систем «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» представлена головним вектором зусиль оклюзійного навантаження прикладеного до поверхні коронки з опорою на імплантат під кутом нахилу $\alpha=11,5^\circ$ [12] в сагітальній площині, з величиною функціонального навантаження премоляра $P = 64 \text{ Н}$ (Рис. 2) [12, 15, 29, 30, 31].

В подальшому проводили математичні розрахунки, у яких аналізували: характер розподілу жувального навантаження у перерізах структурних елементів, напружено-деформований стан ортопедичних конструкцій, протетичних елементів, ДІ, кортикальної і губчастої КТ. Оцінювали розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в елементах біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1, Т2 типами ПА та з моделями матеріалів коронки К1, К2, К3, К4 при дії функціонального навантаження на протез з опорою на ДІ. Фіксували екстремальні величини еквівалентних напружень за Мізесом $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ та оцінювали коефіцієнти запасів міцності (КЗМ) структурних елементів розроблених біомеханічних систем. Коефіцієнт запасу міцності – n , що показує, у скільки разів допустиме напруження є меншим за небезпечне.

Результати дослідження та їх обговорення

Проведено дослідження впливу фізико-механічних властивостей різних типів коронок та персоналізованих абатментів на напружено-деформований стан біомеханічних моделей «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 та Т2 типами ПА при дії функціонального навантаження на оклюзійну поверхню коронки імплантату. Для визначення характеристик напружено-деформованого стану біомеханічних систем використано алгоритм для розробки та дослідження НДС імітаційних 3D-моделей БС щелепи людини з імплантатами при дії силового навантаження [15]. За допомогою САД-комплексу Autodesk Inventor 11.0 відтворено геометричні твердотільні 3D моделі імплантатів з короною та ідеалізованою моделлю кісткової тканини з двошаровою структурною апроксимацією представленою кортикальним та губчастим шарами КТ [13]. Середовищем для проведення чисельного аналізу застосовано інженерний комплекс ANSYS 12.1, в якому реалізовано моделювання розрахункових схем дослідження, відтворення механічних властивостей (Таблиця 1) елементів БС, умов навантаження, дискретизація моделей та оптимізація сітки скінчених елементів [32].

На основі аналізу результатів восьми чисельних експериментів проведена оцінка опороздатності моделей БС «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 та Т2 типами персоналізованих абатментів. Визначені екстремальні величини еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ та розраховані коефіцієнти запасів міцності (КЗМ) моделей для заданих умов навантаження. Зафіксовано, що найбільш навантаженими елементами БС в імітаційній моделі

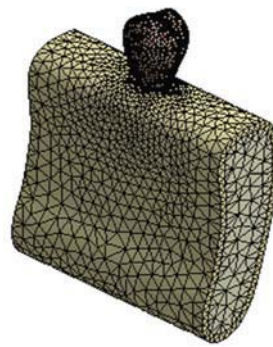


Рис. 1. Скінчено-елементна модель біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С».

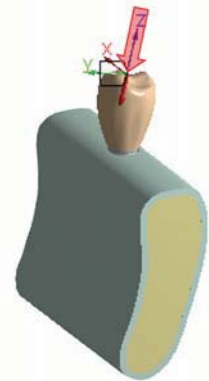


Рис. 2. Схема навантаження біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» при дії функціонального навантаження на супраконструкцію з опорою на дентальний імплантат.

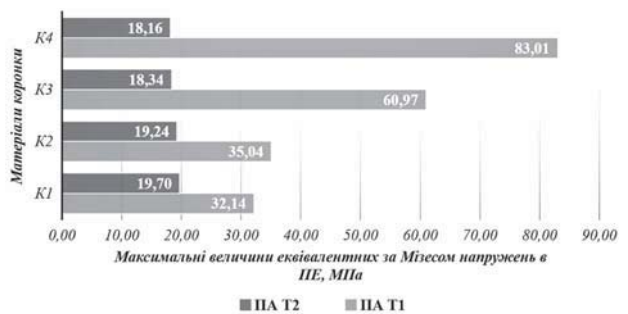


Рис. 3. Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень в протетичних елементах БС «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 та Т2 типами ПА.

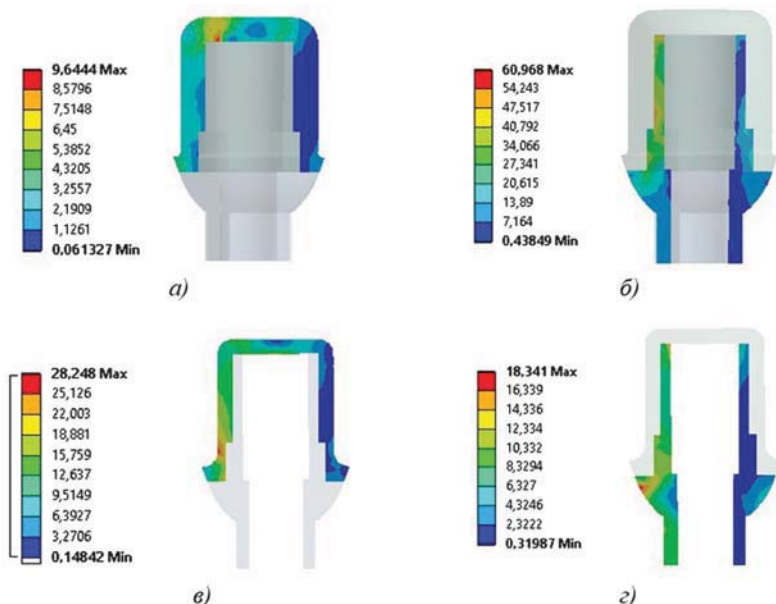


Рис. 4. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в: а) ПА в моделі з ПА Т1, б) ПЕ в моделі з ПА Т1, в) ПА в моделі з ПА Т2, г) ПЕ в моделі з ПА Т2

Таблиця 4.

Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень в структурних елементах біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т2 типом персоналізованого абатменту під впливом функціонального навантаження

Структурні елементи БС	Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$, МПа			
	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К1 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К2 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К3 типом коронки, МПа	$\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ у БС з К4 типом коронки, МПа
Кортикальна КТ	16,35	16,40	16,45	16,46
Губчаста КТ	3,35	3,35	3,36	3,36
ДІ	31,63	31,41	30,80	30,66
ПЕ	19,70	19,24	18,34	18,16
Гвинт	16,63	16,60	16,53	16,51
Супраконструкція	156,25	155,75	151,98	152,84
ПА	16,81	19,15	28,25	29,73

Таблиця 5.

Коефіцієнти запасів міцності структурних елементів біомеханічної системи «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т2 типом ПА під впливом функціонального навантаження

Структурні елементи БС	Коефіцієнти запасів міцності n , од			
	у БС з К1 типом коронки	у БС з К2 типом коронки	у БС з К3 типом коронки	у БС з К4 типом коронки
Кортикальна КТ	7,34	7,32	7,29	7,29
Губчаста КТ	2,39	2,39	2,38	2,38
ДІ	27,19	27,38	27,93	28,05
ПЕ	43,66	44,70	46,89	47,36
Гвинт	51,71	51,80	52,03	52,08
Супраконструкція	2,29	0,79	0,89	5,22
ПА	53,53	47,00	31,86	30,28

з персоналізованим абатментом Т1 типу були: супраконструкція (з показниками $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 143,57 МПа); губчаста ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 3,84 МПа) та кортикальна КТ ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 18,67 МПа) (Таблиця 2), з відповідними розрахованими коефіцієнтами запасу міцності для кожного з цих елементів (Таблиця 3).

У 3D-моделі з персоналізованим абатментом Т2 типу найбільш навантаженими елементами також були: супраконструкція (з показниками $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 156,25 МПа), губчаста ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 3,36 МПа) та кортикальна КТ ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 16,46 МПа) (Таблиця 4), з відповідними розрахованими коефіцієнтами запасу міцності для кожного з цих елементів (Таблиця 5).

Моделювання ПА із більш еластичного матеріалу РЕЕК, для якого модуль Юнга становить 3650 МПа (Таблиця 1), призвело до збільшення у 1,63–4,57 разів максимальних величин напружень в ПЕ (Рис. 3) по відношенню до максимальних величин напружень в ПЕ моделей з ПА із діоксиду цирконію (Таблиця 4), для якого модуль пружності становить 210000 МПа (Таблиця 1). Використання матеріалу РЕЕК для ПА, модуль Юнга якого в 57,5 разів менше за модуль пружності діоксиду цирконію (Таблиця 1), при даних умовах навантаження призводить до появи локальних деформацій в ПА на поверхні контакту з ПЕ, і як результат – до концентраторів напружень в ПА у місцях кромок та кутів переходу між ПЕ та ПА (Рис. 4). На рис. 4 зображено модель з К3 матеріалом коронки, проте даний розподіл напружень був характерний для всіх моделей матеріалів коронок із ПА Т1 і Т2. При зміні товщини ПА з матеріалу РЕЕК в сторону збільшення не відзначалося зміщення локалізацій напружено-деформованого стану у ПЕ та ПА.

На основі аналізу величин коефіцієнтів запасу міцності структурних елементів біомеханічних систем з Т1 і Т2 типами ПА (Таблиця 3, Таблиця 2) визначено мінімальні величини КЗМ у кожному елементі з різними конструкційними матеріалами коронки (Рис. 5). Після проведення порівняння встановлено, що мінімальну опороздатність систем визначають характеристики матеріалів коронки та губчастої КТ.

Біомеханічні системи з Т1 і Т2 ПА володіють найбільшою опороздатністю при застосуванні матеріалів К1 та К4, найнижчою – при застосуванні матеріалів К2 і К3 з відповідними КЗМ (рис. 5). КЗМ протетичних елементів у моделях з персоналізованим абатментом із діоксиду цирконію достовірно вище ($p < 0,05$), ніж у моделях з індивідуалізацією із РЕЕК. Дентальний імплантат та фіксуєчий гвинт при функціональному навантаженні мають великий запас міцності при усіх типах матеріалів коронки, як у моделі з Т1 ПА (КЗМ 24,72–29,33 та 68,27–72,19 відповідно), так і з Т2 ПА (КЗМ 27,19–28,05 та 51,71–52,08).

Висновки

Науково обґрунтовано наявність суттєвого впливу різних комбінацій параметрів фізико-механічних властивостей конструкційних матеріалів для виготовлення персоналізованих абатментів та зубних протезів, на загальний напружено-деформований стан усіх елементів біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція» в цілому. При імітаційному моделюванні безпосереднього протезування на

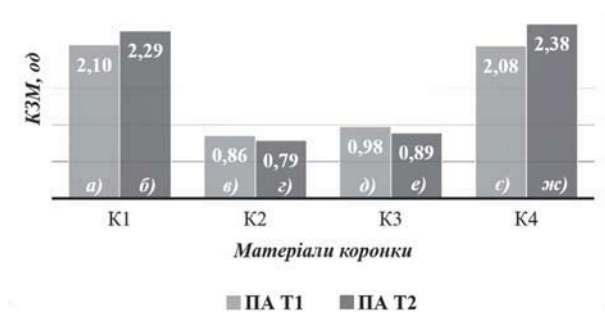


Рис. 5. Мінімальні значення коефіцієнтів запасу міцності біомеханічних систем «КТ – ДІ – ПЕ – ПА – С» з Т1 та Т2 ПА.

Примітка:

- а) КЗМ зубчастої КТ у моделі з К1 матеріалом коронки та Т1 ПА;
- б) КЗМ супраконструкції у моделі з К1 матеріалом коронки та Т2 ПА;
- в) КЗМ супраконструкції у моделі з К2 матеріалом коронки та Т1 ПА;
- з) КЗМ супраконструкції у моделі з К2 матеріалом коронки та Т2 ПА;
- д) КЗМ супраконструкції у моделі з К3 матеріалом коронки та Т1 ПА;
- е) КЗМ супраконструкції у моделі з К3 матеріалом коронки та Т2 ПА;
- є) КЗМ зубчастої КТ у моделі з К4 матеріалом коронки та Т1 ПА;
- ж) КЗМ зубчастої КТ у моделі з К4 матеріалом коронки та Т2 ПА.

дентальних імплантатах під впливом функціонального навантаження слабким місцем в цій біомеханічній системі виявились матеріали, з яких виготовляють персоналізовані абатменти (КЗМ – 11,17) і коронки на дентальних імплантатах (КЗМ – 0,79) та біомеханічні властивості зубчастої КТ (КЗМ – 2,08).

Уперше науково обґрунтовано оптимальну комбінацію конструкційних матеріалів для виготовлення персоналізованих абатментів та зубних протезів для безпосереднього протезування на дентальних імплантатах. За результатами аналізу отриманих величин еквівалентних за Мізесом напружень та коефіцієнтів запасів міцності рекомендованим до застосування у клінічній практиці матеріалом для виготовлення індивідуального абатменту на стандартній титановій платформі є діоксид цирконію

(КЗМ – 30,28), якій у поєднанні з коронкою виготовленою з склокераміки на основі дисилікату літію (КЗМ – 2,29) або багатшарового транслюцентного діоксиду цирконію (КЗМ – 5,22) достовірно краще ($p < 0,05$) перерозподіляють концентровані точкові функціональні навантаження і забезпечують найкращу біомеханічну стабільність усієї системи в цілому. Впровадження на практиці цих наукових знань дозволить зменшити кількість втрат дентальних імплантатів внаслідок переважання опорної кістки, та зменшити вірогідність поломки ортопедичних конструкцій внаслідок балансу у розподілі навантажень та деформацій в біомеханічній системі в цілому.

За результатами експериментальних досліджень напружено-деформованих станів усіх елементів біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – персоналізований абатмент – супраконструкція» найгіршим варіантом для виготовлення персоналізованих абатментів на стандартних титанових платформах є конструкційний матеріал РЕЕК. При використанні саме цього конструкційного матеріалу встановлено достовірно нижчі показники коефіцієнтів запасу міцності протетичного елемента КЗМ – 10,36 ($p < 0,05$), що свідчить про знижену опороздатність до функціональних навантажень. На практиці це може проявитись втратою механічної цілісності з'єднання титанової платформи з персоналізованим абатментом (розцементування), а також до дострокової втрати механічної цілісності ортопедичної конструкції в цілому внаслідок незбалансованого розподілу функціональних навантажень та наявності сконцентрованих деформацій в перерізі абатменту та коронки.

Перспективи подальших наукових досліджень

З метою клінічної апробації оптимальних матеріалів для виготовлення персоналізованих абатментів і ортопедичних конструкцій для безпосереднього протезування з опорою на дентальні імплантати заплановані подальші клінічні дослідження із впровадженням у практику отриманих результатів.

Конфлікт інтересів

Конфлікт інтересів був відсутній при підготовці статті.

ПОСИЛАННЯ

1. Леоненко П.В. Біомеханічний аналіз вірних конструкцій зубних шин на експериментальних багатовимірних моделях генералізованого пародонтиту / П.В. Леоненко, М.Г. Кришук, В.О. Єщенко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – 2013. – № 22(3). – С. 49–59.
2. Леоненко П.В. Аналіз функціональних наслідків дентальної імплантації у пацієнтів з метаболічними остеопатіями / П.В. Леоненко, М.Г. Кришук, В.О. Єщенко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – 2013. – № 22 (1). – С. 377–389.
3. Analysis of the peri-implant soft tissues in contact with zirconia abutments: an evidence-based literature review / R.A. de Medeiros, A.J. Vechiato-Filho, E.P. Pellizzer [et al.] // The Journal of Contemporary Dental Practice. – 2013. – Vol. 3. – P. 567–572.
4. Koutouzis T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments/ T. Koutouzis, J. Richardson, T. Lundgren // Journal of Oral Implantology. – 2011. – Vol. 37(sp1). – P. 174–182.
5. Quantitative discoloration assessment of peri-implant soft tissue around zirconia and other abutments with different colours: A systematic review and meta-analysis / H. Cai, J. Chen, C. Li [et al.] // Journal of Dentistry. – 2018. – Vol. 70. – P. 110–117.
6. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials / M. Hu, J. Chen, X. Pei // Journal of Dentistry. – 2019. – Vol. 88. – P. 103–115.
7. Linkevicius T. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis / T. Linkevicius, J. Vaitelis // Clinical Oral Implants Research. – 2015. – Vol. 26, Suppl 11. – P. 139–147.
8. Döring K. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance / K. Döring, E. Eisenmann, M. Stiller // Journal of Oral Implantology. – 2004. – Vol. 30(3). – P. 198–209.
9. Tekin, S. Areas for use of PEEK material in dentistry / S. Tekin, S. Cangül, O. Adiguzel, Y. Değer // International Dental Research. – 2018. – Vol. 8 (2). – P. 84–92.
10. Val, J.E. Peri-implant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs / J. E. Val, G. Gymez-Moreno, C. P. Martınez // Annals of anatomy. – 2016. – Vol. 206. – P. 104–109.
11. Autodesk Inventor 11.0 [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <http://www.autodesk.com/products/autodesk-inventor-family/overview>
12. Леоненко П.В. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи "кісткова тканина – дентальний імплантат – супраконструкція" / П.В. Леоненко, В.О. Єщенко // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут". Сер. : Машинобудування. – 2012. – № 65. – С. 105–109.
13. Павленко О.В. Рациональне планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів шляхом створення індивідуальних імітаційних моделей біомеханічної системи з дентальними імплантатами / О.В. Павленко, П.В. Леоненко, М.Г. Кришук, В.О. Єщенко // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. – 2013. – №21, Т.13, – С. 25–29.
14. Alpha-Bio Tec. STL models [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://alpha-bio.net/media/10051/exocad-libraries-23jan19.zip>

15. Пат. 68170 Україна, МПК G 01 N 3/00. Спосіб високоточної багатовимірної віртуальної імітації будови та функції зубощелепного апарату людини, ортодонтних апаратів, ортопедичних конструкцій зубних протезів, шин, шин-протезів, імплантатів та їх протетичних елементів з метою експериментального моделювання їх функціонування / Леоненко П.В., Леоненко Г.П., Кришук М.Г., Єщенко В.О.; заявник і патентовласник Леоненко П.В., Леоненко Г.П. – Нау 201115613; заявл. 29.12.2011; опубл. 12.03.2012, Бюл. № 5.

16. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing / M. Wendler, R. Belli, A. Petschelt [et al.] // Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. – 2017. – Vol. 33(1). – P. 99–109.

17. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns / P. de Kok, C.J. Kleverlaan, N. de Jager [et al.] // The Journal of prosthetic dentistry. – 2015. – Vol. 114(1). – P. 59–66.

18. VITA Enamic, Научно-техническая документация [Электронный ресурс]. – Режим доступа : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82333&sprache=ru&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1

19. Della Bona A. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material / A. Della Bona, P. H. Corazza, Y. Zhang // Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. – 2014. – Vol. 30(5). – P. 564–569.

20. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. / G. Skirbutis, A. Dzingutė, V. Masiliūnaitė [et al.] // Stomatologija. – 2017. – Vol. 19(1). – P. 19–23.

21. Schwitalla A. PEEK dental implants: a review of the literature / A. Schwitalla, W.D. Müller // The Journal of oral implantology. – 2013. – Vol. 39(6). – P. 743–749.

22. The Micromorphological Research of the Internal Structure of Chairside CAD/CAM Materials by the Method of Scanning Impulse Acoustic Microscopy / K.E. Goryainova, E.S. Morokov, M.V. Retinskaja [et al.] // The open dentistry journal. – 2018. – Vol. 12. – P. 125–132.

23. Odgaard A. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens / A. Odgaard, F. Linde // Journal of biomechanics. – 1991. – Vol. 24(8). – P. 691–698.

24. Natali A.N. A review of the biomechanical properties of bone as a material / A.N. Natali,

E.A. Meroi // Journal of Biomechanical Engineering. – 1988. – Vol. 11(4). – P. 266–276.

25. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry / R. Shahar, P. Zaslansky, M. Barak // Journal of biomechanics. – 2007. – Vol. 40(2). – P. 252–264.

26. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В. О. Маланчук, М. Г. Кришук, А. В. Копчак – К. : Видавничий дім «Асканія». – 2013. – 231 с. – ISBN 978–966–2203–17–2.

27. Леоненко П.В. Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем "зуб - періодонт - щелепа" з метою експериментального вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонтитом / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П. Л. Шуплика. – К., 2012. – №21, кн.4. – С. 40–57.

28. Трофименко О.А. Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка / О.А. Трофименко // Современная стоматология. – 2007. – № 1. – С. 115–118.

29. А. с. 49228 Україна. Комп'ютерна програма для аналізу розшифровки та кількісного представлення величин оклюзійних навантажень на оклюзіограмах, відображених на полях тиску вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan) / В.О. Єщенко, М.Г. Кришук, П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. – № 49485 ; заявл. 14.03.2013; зареєстр. 18.05.2013.

30. Алгоритм надання комплексної діагностично-лікувальної допомоги пацієнтам з дефектами зубних рядів і генералізованим пародонтитом з використанням методу дентальної імплантації та CAD / CAE / CAM технологій: метод. рекомендації / О.В. Павленко [та ін.]. – Вінниця: ПП Балюк, 2013. – 52 с.

31. Леоненко П.В. Впровадження алгоритму (протоколу) надання комплексної діагностично-лікувальної допомоги пацієнтам з генералізованим пародонтитом, остеопатіями та дефектами зубних рядів з використанням методу дентальної імплантації та CAD / CAE / CAM технологій / П. В. Леоненко // Зб. наук. праць співробітників НМАПО ім. П. Л. Шуплика. – К., 2012. – Вип. 21, кн. 2. – С. 139–162.

32. ANSYS, Inc. [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <http://www.ansys.com>

Експериментальное обоснование комбинации конструкционных материалов и персонализированных протетических элементов для протезирования на дентальных имплантатах

П.В. Леоненко, Ю.В. Коковца

Резюме. Из литературных данных известно, что удаленный успех дентальной имплантации зависит не только от тщательного планирования и проведения хирургического вмешательства с соблюдением требований протокола, но и от вида нагрузки на имплантаты, которая существенно зависит от конструктивных особенностей зубных протезов, что на них фиксируются. Наличие значительного количества предложенных конструкционных материалов на рынке Украины для изготовления зубных протезов на ортопедическом этапе дезориентирует врачей и зубных техников, которые в большинстве случаев выбирают их эмпирическим путем. Метод конечных элементов позволяет на доклиническом этапе провести исследования и экспериментальным путем выбрать максимально эффективные персонализированные конструкционные решения для протезирования на дентальных имплантатах, а также конструкционные материалы или комбинацию для их изготовления в целях оптимизации нагрузки на имплантат и костную ткань.

Цель: обосновать комбинации конструкционных материалов и персонализированных протетических элементов для протезирования на дентальных имплантатах путем проведения исследования напряженно-деформированного состояния в имитационных моделях «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – персонализированный абатмент – супраконструкция».

Материалы и методы исследований. Экспериментальное исследование проводили на многомерных имитационных моделях «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – персонализированный абатмент – супраконструкция», имевших стабильные физико-механические свойства костной ткани, имплантатов и стандартных протетических элементов и условий их нагрузок, а отличались между собой по типам конструкционных материалов, из которых были изготовлены персонализированные абатменты и супраконструкции. Базовые типы моделей содержали – T1 персонализированный абатмент с полиэфирэфиркетона (PEEK), а также T2 персонализированный абатмент из диоксида циркония. В исследовании базовые типы имитационных моделей комбинировали с различными вариантами супраконструкций, изготовленных из: стеклокерамики на основе дисиликата лития (K1); гибридной керамики модифицированной композитом (K2); полиметилметакрилата PMMA (K3); многослойного диоксида циркония (K4).

Результаты. При проведении численного анализа напряженно-деформированного состояния биомеханических систем «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – персонализированный абатмент – супраконструкция» установлено, что наиболее нагруженными элементами системы были: супраконструкция ($\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 143,57 МПа – в модели с T1 типом персонализированного абатмента; $\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 156,25 МПа – в модели с T2 типом персонализированного абатмента); губчатая ($\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 3,84 МПа – с T1 типом персонализированного абатмента; $\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 3,36 МПа – с T2 типом персонализированного абатмента) и кортикальная костная ткань ($\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 18,67 МПа – с T1 типом персонализированного абатмента; $\sigma_{\text{экв}}^{\text{max}}$ 16,46 МПа – с T2 типом персонализированного абатмента), с соответствующими показателями коэффициентов запаса прочности для каждого из этих элементов.

Биомеханические системы с T1 и T2 персонализированными абатментами обладают наибольшей несущей способностью при применении материалов супраконструкции: K1 ($K3M_{\text{мин}}$ – 2,10 в модели с T1 типом персонализированного абатмента; $K3M_{\text{мин}}$ – 2,29 в модели с T2 типом персонализированного абатмента) и K4 ($K3M_{\text{мин}}$ – 2,08 в модели с T1 типом персонализированного абатмента; $K3M_{\text{мин}}$ – 2,38 в модели с T2 типом персонализированного абатмента). При применении материалов коронки K2 ($K3M_{\text{мин}}$ – 0,86 в модели с T1 типом персонализированного абатмента; $K3M_{\text{мин}}$ – 0,79 в модели с T2 типом персонализированного абатмента) и K3 ($K3M_{\text{мин}}$ – 0,98 в модели с T1 типом персонализированного абатмента; $K3M_{\text{мин}}$ – 0,89 в модели с T2 типом персонализированного абатмента) биомеханические системы обладали более низкой несущей способностью.

При исследовании моделей с T1 персонализированным абатментом отмечали увеличение в 1,63–4,57 раз максимальных величин напряжений по Мизесу в протетическом элементе, по сравнению с максимальными величинами напряжений в протетическом элементе моделей с T2 персонализированным абатментом.

Висновки. Научно обосновано наличие существенного влияния различных комбинаций параметров физико-механических свойств конструкционных материалов для изготовления персонализированных абатментов и зубных протезов, на общее напряженно-деформированное состояние всех элементов биомеханической системы «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – персонализированный абатмент – супраконструкция» в целом. Впервые научно обосновано оптимальное сочетание конструкционных материалов для изготовления персонализированных абатментов и зубных протезов при непосредственном протезировании на дентальных имплантатах. По результатам анализа полученных величин эквивалентных по Мизесу напряжений и коэффициентов запаса прочности рекомендованным к применению в клинической практике материалом для изготовления персонализированного абатмента на стандартной титановой платформе является диоксид циркония (КЗМ – 30,28), который в сочетании с коронкой, изготовленной из стеклокерамики на основе дисиликата лития (КЗМ – 2,29) или многослойного translucentного диоксида циркония (КЗМ – 5,22), достоверно лучше ($p < 0,05$) перераспределяет концентрированные точечные функциональные нагрузки и обеспечивает лучшую биомеханическую стабильность всей системы в целом. По результатам экспериментальных исследований напряженно-деформированных состояний всех элементов биомеханической системы «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – персонализированный абатмент – супраконструкция» худшим вариантом для изготовления персонализированных абатментов на стандартных титановых платформах является конструкционный материал PEEK.

Ключевые слова: непосредственное протезирование, дентальная имплантация, индивидуальный абатмент, метод конечных элементов, имитационное моделирование биомеханических систем.

Experimental substantiation of a combination of structural materials and personalized prosthetic elements for prosthetics on dental implants

P. Leonenko, Yu. Kokoieva

Summary. From literature data it is known that the long-term success of dental implantation depends not only on careful planning and surgical intervention in compliance with the protocol requirements, but also on the type of load on the dental implants, which significantly depends on the design features of the prostheses that are fixed on them. The presence of a significant number of proposals of structural materials on the Ukrainian market for the manufacture of dental prostheses at the prosthetic stage disorients doctors and dental technicians, who in most cases choose them empirically. The finite element method allows conducting preclinical studies and experimentally select the most effective personalized structural solutions for prosthetics on dental implants, as well as structural materials or a combination for their manufacture in order to optimize the load on the implant and bone tissue.

Purpose: substantiate combinations of structural materials and personalized prosthetic elements for prosthetics on dental implants by studying the stress-strain state in simulation models "bone tissue – dental implant – prosthetic element – personalized abutment – supraconstruction".

Materials and methods. The experimental study was carried out on multidimensional simulation models "bone tissue – dental implant – prosthetic element – personalized abutment – suprastructure". They had stable physical and mechanical properties of bone tissue, dental implants and standard prosthetic elements and their loading conditions, and differed in the types of structural materials from which personalized abutments and suprastructures were made. The basic types of models contained – T1 personalized abutment made of polyetheretherketone (PEEK), as well as T2 personalized abutment made of zirconium dioxide. In the study, the basic types of simulation models were combined with various types of suprastructures made of: lithium disilicate glass ceramic (K1); composite modified hybrid ceramics (K2); polymethyl methacrylate PMMA (K3); multilayer zirconium dioxide (K4).

Results. During the numerical analysis of the stress-strain state of the biomechanical systems "bone tissue – dental implant – prosthetic element – personalized abutment – suprastructure" it was found that the most loaded elements of the system were: suprastructure (143.57 MPa – in the model with T1 type of personalized abutment; 156.25 MPa – in the model with T2 type of personalized abutment); spongy (3.84 MPa – with T1 type of personalized abutment; 3.36 MPa – with T2 type of personalized abutment) and cortical bone tissue (18.67 MPa – with T1 type of personalized abutment; 16.46 MPa – with T2 type of personalized abutment), with the corresponding indicators of safety factors for each of these elements.

Biomechanical systems with T1 and T2 personalized abutments have the greatest bearing capacity when using suprastructure materials: K1 (minimum safety factor – 2.10 in the model with T1 type of personalized abutment; minimum safety factor – 2.29 in the model with T2 type of personalized abutment) and K4 (minimum safety factor – 2.08 in the model with T1 type of personalized abutment; minimum safety factor – 2.38 in the model with T2 type of personalized abutment). When using materials of crown K2 (minimum safety factor – 0.86 in the model with T1 type of personalized abutment; minimum safety factor – 0.79 in the model with T2 type of personalized abutment) and K3 (minimum safety factor – 0.98 in the model with T1 type of personalized abutment; minimum safety factor – in a model with a T2 type of personalized abutment) biomechanical systems had a lower bearing capacity.

In the study of models with T1 personalized abutment, an increase of 1.63–4.57 times the maximum von Mises stress in the abutment was noted, compared the maximum von Mises stress equivalent in the abutment of models with T2 personalized abutment.

Conclusions. It is scientifically substantiated that there is a significant effect of various combinations of the mechanical properties of structural materials for the manufacture of personalized abutments and prostheses on the general stress-strain state of all elements of the biomechanical system "bone tissue – dental implant – prosthetic element – personalized abutment – suprastructure" in general. For the first time, the optimal combination of structural materials for the manufacture of personalized abutments and dentures for direct prosthetics on dental implants has been scientifically substantiated. According to the results of the analysis of the values of the von Mises stresses equivalent and safety factors, the recommended material for the manufacture of personalized abutment on a standard titanium platform is zirconium dioxide (safety factor – 30.28), which in combination with a crown made of lithium disilicate glass ceramic (safety factor – 2.29) or multilayered translucent zirconium dioxide (safety factor – 5.22), reliably better ($p < 0.05$) redistribute concentrated point functional loads and provide better biomechanical stability of the whole system. According to the results of experimental studies of stress-strain states of all elements of the biomechanical system "bone tissue – dental implant – prosthetic element – personalized abutment – suprastructure" the worst option for manufacturing personalized abutments on standard titanium platforms is PEEK structural material.

Key words: direct prosthetics, dental implantation, individual abutment, finite element method, simulation modeling of biomechanical systems.

П. В. Леоненко – д-р мед. наук, професор кафедри ортопедичної стоматології Інституту стоматології НМАПО імені П. Л. Шупика.

Ю. В. Кокоева – аспірант кафедри ортопедичної стоматології Інституту стоматології НМАПО імені П. Л. Шупика.