

DOI: 10.21802/artm.2020.4.16.37.

УДК 616.314-089.28-031:616.314-089.843-74/77:616.314.11:615.46:004.942

ПЕРСОНАЛІЗОВАНИЙ ВИБІР КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ ДЛЯ ШТУЧНИХ КОРОНОК З РІВНЯ МУЛЬТИ-ІОНІТ АБАТМЕНТА АБО ТИТАНОВОЇ ПЛАТФОРМИ ДЛЯ БЕЗПОСЕРЕДНЬОГО ПРОТЕЗУВАННЯ НА ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТАХ

Ю.В. Кокоєва

Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, інститут стоматології, кафедри ортопедичної стоматології, м. Київ, Україна,
ORCID ID: 0000-0002-7778-1971, e-mail: julia.kokoieva@gmail.com

Резюме. Мета. Обґрунтувати оптимальні конструкційні матеріали для коронок із рівня мульти-іоніт абатмента або стандартної титанової платформи для безпосереднього протезування на дентальних імплантатах (ДІ) шляхом скінчено-елементного аналізу напружено-деформованого стану багатовимірної моделі «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» (КТ-ДІ-ПЕ-С).

Матеріали та методи. У програмному CAD/CAE забезпеченні, розроблені моделі КТ-ДІ-ПЕ-С з імітаційним моделюванням безпосереднього протезування на ДІ, які базувалися на комбінаціях двох видів протетичних елементів (титанова платформа А1 і мульти-іоніт абатмент А2) та п'яти матеріалів коронки (склокераміка на основі дисилікату літію КМ1, гібридна кераміка модифікована композитом КМ2, поліметилметакрилат КМ3, діоксид цирконію КМ4, багатошаровий діоксид цирконію КМ5).

Результати. Під час чисельного експерименту максимальні навантаження зафіксовані у системах з типом протетичного елемента А1 та А2 у моделях коронки ($\sigma_{\text{ЕКЕ}}^{\text{max}}$ 149,37 МПа та 142,08 МПа відповідно), губчастого ($\sigma_{\text{ЕНВ}}^{\text{max}}$ 4,25 МПа та 4,08 МПа) та кортикального шарів кістки ($\sigma_{\text{ЕКЕ}}^{\text{max}}$ 20,58 МПа та 20,61 МПа).

Характер розподілу еквівалентних за Мізесом напружень у структурних елементах систем з типами абатментів А1 та А2 схожий для усіх розглянутих моделей з матеріалами коронок КМ1, КМ2, КМ4, КМ5, окрім системи з матеріалом КМ3.

Висновки. За результатами аналізу отриманих даних, рекомендованими матеріалами для біомеханічної системи КТ-ДІ-ПЕ-С зі стандартною титановою платформою та мульти-іоніт абатментом є діоксид цирконію (КЗМ 6,22 та 6,42 відповідно), багатошаровий діоксид цирконію (КЗМ 5,52 та 5,70) і склокераміка на основі дисилікату літію (КЗМ 2,39 та 2,52).

Ключові слова: безпосереднє протезування, дентальна імплантація, мульти-іоніт абатмент, титанова платформа, метод скінченних елементів.

Вступ. Стрімкий розвиток сучасних технологій відкриває нові можливості надання високоякісної допомоги стоматологічним пацієнтам. Дефекти зубних рядів є дуже поширеною проблемою серед дорослого населення. За результатами епідеміологічних досліджень частота поширеності вторинної адентії складає від 70 % до 95 % населення України залежно від віку та статі [1, 2, 3, 4, 5]. У зв'язку з цим удосконалення методів лікування цієї патології є надзвичайно актуальним.

На сьогодні протезування на дентальних імплантатах (ДІ) є сучасним методом відновлення цілісності зубних рядів. Залежно від часу, коли встановлюється ортопедична конструкція, розрізняють наступні протоколи навантаження ДІ протезом: безпосереднє, раннє, стандартне навантаження [6, 7]. При стандартному протоколі навантаження дентальних імплантів зубний протез встановлюється через 3 місяці на нижній щелепі і через 6 місяців на верхній щелепі. При ранньому навантаженні ортопедична конструкція фіксується від 7 днів до 2 міс. після оперативного втручання. Що ж до протоколу безпосереднього протезування, то фіксація протезу на ДІ

відбувається відразу після встановлення ДІ або протягом наступних 7 днів ще до досягнення остеоінтеграції. Безпосереднє та раннє протезування залежно від протоколу оклюзії поділяються на підвиди: з оклюзійним навантаженням і без оклюзійного навантаження.

Безпосереднє протезування на дентальних імплантатах на сьогодні стрімко розвивається [8, 9], адже воно дозволяє не лише забезпечити функціональні потреби, а й швидко відновити психологічний комфорт пацієнтів та задовільнити їхні естетичні вимоги, які із підвищенням популярності соціально активних професій все більш зростають. Цей вид протезування дозволяє зберегти об'єм м'яких тканин та сформувати адекватний періімплантаційний профіль [10], що є надзвичайно важливим як естетичним, так і функціональним аспектом при лікуванні дефектів зубних рядів із застосування ДІ. Також однією із переваг безпосереднього протезування є зменшення кількості оперативних втручань, відвідувань та загального часу лікування в цілому [9, 10]. Це знижує рівень стресу і напруги у пацієнта та сприяє більш комфортному психологічному стану, що в

свою чергу впливає на швидкість одужання у післяопераційний період.

Обґрунтування дослідження. Конструкційний матеріал коронок на ДІ при безпосередньому протезуванні відіграє значущу роль, адже за рахунок його фізико-механічних властивостей буде змінюватися перерозподіл навантаження на абатмент, дентальний імплантат та кісткову тканину (КТ) [11]. Таким чином раціональний вибір матеріалу для супраконструкції є одним із критеріїв забезпечення успішності проведеного лікування із застосуванням ДІ. Однак погляди вчених щодо конструкційних матеріалів коронки при безпосередньому протезуванні з опорою на дентальні імплантати є неоднозначними.

Результати досліджень свідчать, що універсальним матеріалом для коронок на ДІ є діоксид цирконію [12, 13, 14]. Як зазначають автори, цей матеріал все частіше використовується в якості монолітних ортопедичних конструкцій, заради уникнення такого поширеного ускладнення, як «сколи» облицювального керамічного шару. Таким чином, монолітні протези забезпечують довготривалі результати лікування вторинної адентії із низьким рівнем механічних ускладнень.

Результати проведеного експериментального дослідження J. Pitta et al. свідчать, що матеріали: склокераміка на основі дисилікату літію, діоксид цирконію та гібридна кераміка, модифікована композитом, – володіють хорошою механічною стабільністю при застосуванні їх в якості конструкційних матеріалів для коронки з комбінованими індивідуальними абатментами на ДІ [15]. Проте варто відзначити, що при аналізі згинальних моментів матеріалів, більш високі середні показники ($p < 0,05$) були характерні для гібридної кераміки у порівнянні з склокерамікою на основі дисилікату літію та діоксидом цирконію.

Група інших вчених пропонує для виготовлення тимчасового зубного протезу з опорою на ДІ поліметилметакрилат (PMMA) [16]. Описуючи методику застосування гвинтової конструкції на ДІ, виготовленої шляхом фрезерування коронки із блоку PMMA та застосуванням CAD / CAM технологій, для негайного відновлення цілісності зубного ряду, автори вказують, що матеріал PMMA, на відміну від самотвердіючої акрилової пластмаси, володіє кращими механічними властивостями, що дозволяє протидіяти тиску періімплантаційних тканин на конструкцію.

Таким чином, у літературних джерелах не було знайдено чітких науково обґрунтованих показань щодо диференційованого вибору оптимальних конструкційних матеріалів для зубних протезів на ДІ з рівня мульти-юніт абатментів або з рівня стандартної титанової платформи при безпосередньому протезуванні. Це створило передумови для проведення нашого експериментального дослідження із вивченням впливу механічних властивостей матеріалу супраконструкції на розподіл напружень у системі «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція».

Мета дослідження. Обґрунтувати оптимальні конструкційні матеріали для штучних коронок із рівня мульти-юніт абатмента або стандартної титанової платформи для безпосереднього протезування на дентальних імплантатах шляхом скінчено-елементного аналізу напружено-деформованого стану багатовимірної моделі «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» в умовах імітаційного моделювання.

Матеріали та методи дослідження. У спеціалізованому програмному CAD / CAE забезпеченні для відтворення 3D моделей Autodesk Inventor v.11.0 (Autodesk Inc., USA) було розроблено комп'ютерні багатовимірні моделі біомеханічних систем «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» («КТ-ДІ-ПЕ-СК») з наступним імітаційним моделюванням функції та будови зубо-щелепного апарату пацієнтів при безпосередньому навантаженні ДІ ортопедичною конструкцією. Для дослідження було обрано два типи протетичних елементів (ПЕ) – стандартна титанова платформа (A1) та мульти-юніт абатмент (A2), які застосовуються для умовно-знімного протезування на ДІ. Конструкційними матеріалами для супраконструкції були: склокераміка на основі дисилікату літію (KM1); гібридна кераміка модифікована композитом (KM2); поліметилметакрилат (PMMA) (KM3); діоксид цирконію (KM4); багатошаровий діоксид цирконію, що дає можливість імітувати дентин, емаль та прозорість емалі природних зубів без додаткового нанесення індивідуалізації у вигляді керамічних шарів (KM5). Модель біомеханічної системи (БС) «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з A1 типом ПЕ складалася з 6 твердотільних структурних елементів (рис. 1), модель з A2 протетичним елементом – з 7 елементів (рис. 2).

Кісткову тканину було представлено двошаровою апроксимацією кортикальним та губчастим шарами. Структурні складові БС, такі як протетичні елементи A1 та A2 типу, відтворювалися на основі готових STL моделей абатментів [17].

У CAE-системі інженерного аналізу Ansys v.12.1 (Ansys Inc., USA) здійснено скінчено-елементна дискретизація моделей БС з A1 ПЕ та A2 ПЕ із отриманням вузлів та скінчених елементів типу Solid 187 з квадратичною апроксимацією вузлових величин. Механічні властивості структурних елементів біомеханічних систем представлено ізотропними пружними моделями. Характеристики даних матеріалів імітаційних моделей (модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона, границя міцності) отримано з джерел наукової літератури [18-27].

Модель оклюзійного навантаження представлена вектором зусилля, прикладеним до поверхні коронки з опорою на ДІ під кутом $11,5^\circ$ у сагітальній площині [28], що відповідає фізіологічним значенням жувальної сили для премолара – 64 Н [28, 29, 30, 31, 32].

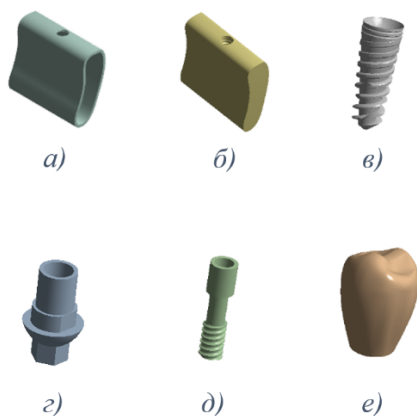


Рис. 1. Структурні елементи БС «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» з А1 типом ПЕ: а) кортикальний шар КТ; б) губчастий шар КТ; в) дентальний імплантат; г) титанова платформа; д) фіксаційний гвинт; е) супраконструкція.

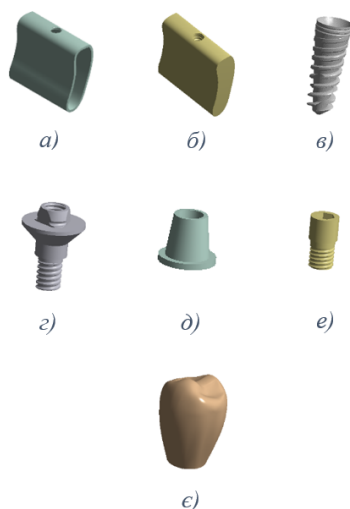


Рис. 2. Структурні елементи БС «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» з А2 типом ПЕ: а) кортикальний шар КТ; б) губчастий шар КТ; в) дентальний імплантат; г) мульти-юніт абатмент; д) адгезивний ковпачок; е) фіксаційний гвинт; є) супраконструкція.

За прийнятим алгоритмом [29] нами проведено розрахунково-теоретичні дослідження та чисельний аналіз в інженерному комплексі Ansys 12.1. Для вивчення опороздатності систем використовували отримані максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$) та коефіцієнти запасу

міцності (КЗМ) в структурних елементах БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А1, А2 типами протетичних елементів і конструкційними матеріалами коронок КМ1, КМ2, КМ3, КМ4, КМ5 при дії зовнішнього функціонального навантаження. КЗМ (n) демонструє, у скільки разів допустиме напруження є меншим за небезпечне.

Біомеханічне дослідження було проведено відповідно до гіпотез механіки суцільного середовища, а також гіпотез про пружне деформування елементів біомеханічних систем з матеріалів біологічного походження та технологічного виготовлення.

Результати дослідження та їх обговорення.

Відповідно до мети нами було проведено дослідження напружено-деформованого стану біомеханічних систем «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А1 та А2 ПЕ при застосуванні різних видів матеріалів супраконструкції в спеціалізованому програмному САД / САЕ забезпеченні за прийнятим алгоритмом. Твердотільні 3D моделі ДІ, КТ з двошаровою апроксимацією, протетичних елементів та супраконструкції відтворено у програмному комплексі Autodesk Inventor v.11.0. У САЕ-системі Ansys v.12.1 БС було надано фізико-механічні властивості, характерні структурним елементам, умови навантаження, а також здійснено дискретизацію моделей, побудову сітки скінчених елементів та інженерний аналіз.

Результати дослідження опороздатності БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А1 типом ПЕ

За результатами чисельного експерименту в біомеханічних моделях виникав складний напружено-деформований стан. Відповідно до отриманих еквівалентних за Мізесом напружень, найбільш навантаженими структурами у всіх моделях незалежно від матеріалу супраконструкції були: коронка ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 149,37 МПа); губчастий ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 4,25 МПа) та кортикальний ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 20,58 МПа) шари КТ.

Коефіцієнти запасу міцності для коронки зафіксовано наступні: 2,39 (КМ1); 0,83 (КМ2); 0,95 (КМ3); 6,22 (КМ4); 5,52 (КМ5). КЗМ для губчастої КТ були: 1,91 (КМ1); 1,90 (КМ2, КМ4, КМ5); 1,88 (КМ3). Для кортикальної КТ КЗМ становили: 5,85 (КМ1, КМ4, КМ5); 5,83 (КМ2); 5,84 (КМ3). Для титанових елементів, таких як ДІ, абатмент та гвинт, виявлено достатній запас міцності при застосуванні усіх досліджуваних матеріалів коронки ($n > 13,20$).

Характер розподілу еквівалентних за Мізесом напружень у структурних елементах БС з А1 типом ПЕ схожий для усіх розглянутих моделей з конструктивними матеріалами коронок КМ1, КМ2, КМ4, КМ5 (рис. 3). Згідно з розподілом напружень у структурах даних біомеханічних систем найбільш навантаженими є ділянки з вестибулярної сторони щелепи, що свідчить про значну згинальну компоненту навантаження.

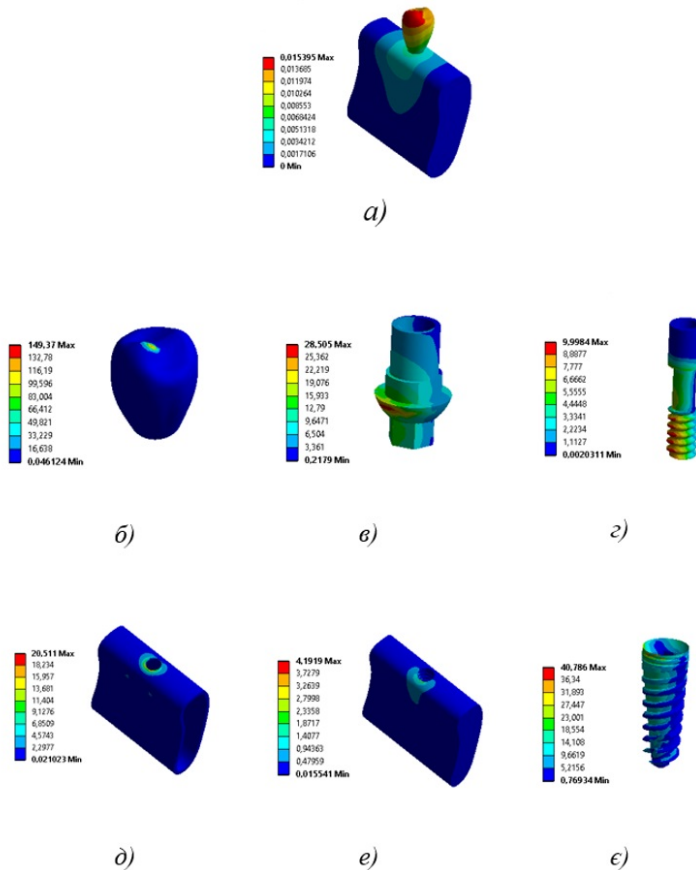


Рис. 3. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у: а) БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з ПЕ А1, б) супраконструкції, в) абатменті, в) фіксуючому гвинті, д) кортикальному шарі КТ, е) губчатому шарі КТ, є) ДІ

Нехарактерний розподіл напружень було виявлено у БС із матеріалом коронки КМЗ (РММА). Величина екстремальних еквівалентних за Мізесом напружень у ПЕ становила 65,16 МПа, що майже у 2 рази перевищує екстремальні величини напружень абатменту моделей з іншими матеріалами коронок. Це можна пояснити невисоким модулем пружності 2900 МПа, властивому матеріалу РММА, що на 1-2 порядки нижче модулів пружності інших матеріалів коронок. Таким чином, це призводить до виникнення екстремальних напружень у верхній частині абатменту моделі (рис. 4).

Результати дослідження опороздатності БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А2 типом ПЕ

Розподіл напружень у моделях з А2 типом ПЕ був характерним для моделей з матеріалами коронки КМ1, КМ2, КМ4, КМ5 (рис. 5). Як і в БС з А1 ПЕ, присутня значна згинальна компонента навантаження, яка визначається найбільш навантаженими ділянками із вестибулярної сторони щелепи.

Отримані результати біомеханічного дослідження свідчать, що коронка ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 142,08 МПа); губчастий ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 4,08 МПа)

та кортикальний шар КТ ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 20,61 МПа) у моделях з А2 протетичним елементом були найбільш навантаженими.

Коефіцієнти запасу міцності для супраконструкції зафіксовано наступні: 2,52 (КМ1); 0,87 (КМ2); 0,97 (КМ3); 6,42 (КМ4); 5,7 (КМ5). КЗМ губчастої КТ були для усіх видів матеріалів коронки з А2 типом ПЕ однакові – 1,96. Для кортикальної КТ КЗМ становили: 5,85 (КМ1, КМ4, КМ5); 5,83 (КМ2); 5,82 (КМ3).

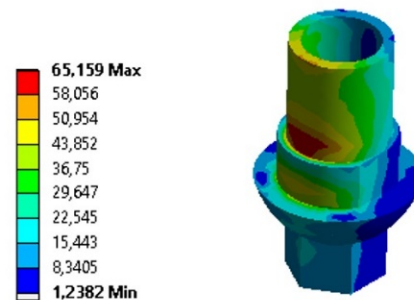


Рис. 4. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у абатменті біомеханічної системи з ПЕ А1 та матеріалом супраконструкції КМЗ

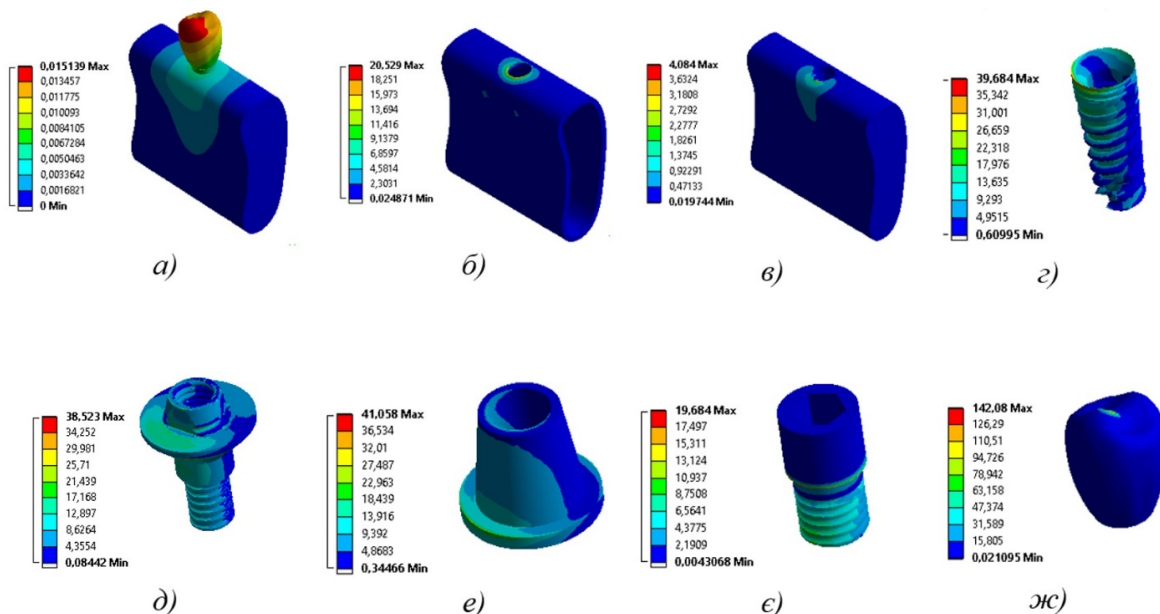


Рис. 5. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у: а) БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з ПЕ А2, б) кортикальному шарі КТ, в) губчатому шарі КТ, г) ДІ, д) абатменті, е) адгезивному ковпачку, є) фіксуєуючому гвинті, ж) супраконструкції

Запас міцності дентального імплантату, мульти-юніт абатменту, адгезивного ковпачка та фіксуєуючого гвинта при усіх типах матеріалів коронки був достатньо високий (>14,39).

Для БС з матеріалом коронки КМ3, аналогічно як і у БС з А1 ПЕ, були характерні певні відмінності у напружено-деформованому стані. Еквівалентне за Мізесом напруження в абатменті становило 24 МПа, що у 1,6 раза менше, ніж в абатментах при застосуванні інших конструкційних матеріалів для коронки. При цьому максимальні величини напружень за Мізесом в адгезивному ковпачку становило 59,75 МПа, що майже у 1,5 рази більше, ніж в моделях із матеріалами коронки КМ1, КМ2, КМ4, КМ5.

Аналіз результатів дослідження опороздатності БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А1 та А2 ПЕ

Грунтуючись на отриманих результатах дослідження, а саме коефіцієнтах запасу міцності окремих елементів БС з А1 та А2 типом абатменту, було здійснено аналіз опороздатності біомеханічних моделей в цілому. Для цього визначали мінімальні значення КЗМ у кожній моделі з різними типами протетичних елементів та матеріалів супраконструкції. Елементами з найнижчими КЗМ виявилися супраконструкція та губчаста тканина (рис. 6). Таким чином, саме вони визначають мінімальну опороздатність біомеханічної системи.

Згідно з аналізом отриманих результатів нашого дослідження, найбільша опороздатність біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» характерна для моделей з конструкційними матеріалами коронки КМ1, КМ4, КМ5, а найменша – для моделей з матеріалами КМ2, КМ3, як для А1 протетичного елемента, так і для А2 ПЕ.

Висновки. Науково обґрунтовано наявність впливу механічних властивостей матеріалів супраконструкції при безпосередньому протезуванні на

дентальних імплантатах на напружено-деформований стан біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» в цілому.

За даними отриманих результатів комп'ютерного моделювання нами науково обґрунтовано оптимальні конструкційні матеріали коронки для безпосереднього протезування з опорою на дентальні імплантати із застосуванням таких протетичних елементів як стандартна титанова платформа та мульти-юніт абатмент. Відповідно до отриманих величин еквівалентних за Мізесом напружень та коефіцієнтів запасу міцності найбільша опороздатність зовнішньому зусиллю, прикладеному до коронки на дентальному імплантаті під кутом 11,5°, характерна біомеханічній системі зі стандартною титановою платформою з такими матеріалами коронки, як: діоксид цирконію (КЗМ 6,22), багатшаровий діоксид цирконію (КЗМ 5,52) та склокераміка на основі дисилікату літію (КЗМ 2,39).

За результатами аналізу отриманих показників рекомендованими матеріалами для біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальний імплантат – протетичний елемент – супраконструкція» з протетичним елементом мульти-юніт абатмент є: діоксид цирконію (КЗМ 6,42), багатшаровий діоксид цирконію (КЗМ 5,70), склокераміка на основі дисилікату літію (КЗМ 2,52).

Застосування отриманих результатів дослідження у клінічній практиці дозволять запобігти достроковій втраті дентального імплантату внаслідок нераціонального розподілу навантаження на біомеханічну систему, а також дають можливість зменшити ризики механічного ушкодження ортопедичної конструкції при використанні стандартної титанової платформи та мульти-юніт абатмента в якості протетичного елемента під час безпосереднього протезування на дентальних імплантатах.

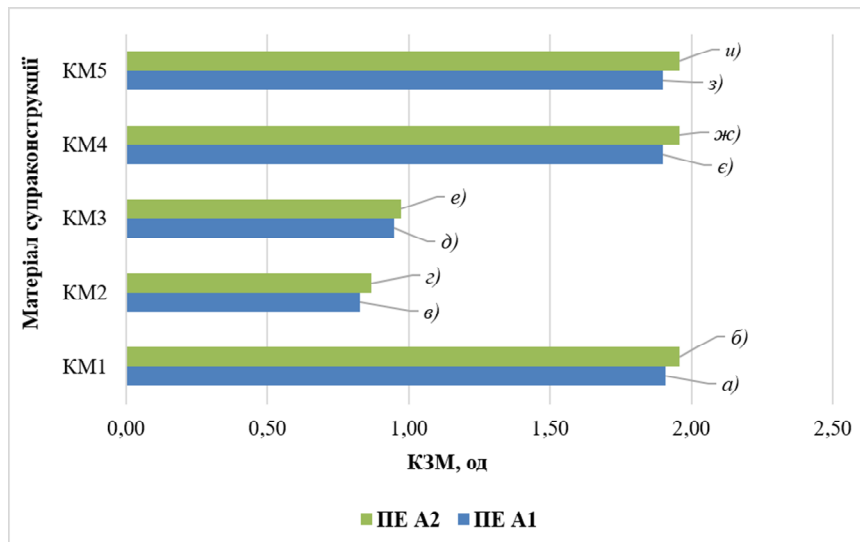


Рис. 6. Мінімальні значення коефіцієнтів запасу міцності БС «КТ-ДІ-ПЕ-СК» з А1 та А2 типами ПЕ

Примітка: а) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ1 матеріалом коронки та А1 ПЕ; б) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ1 матеріалом коронки та А2 ПЕ; в) КЗМ супраконструкції у моделі з КМ2 матеріалом коронки та А1 ПЕ; г) КЗМ супраконструкції у моделі з КМ2 матеріалом коронки та А2 ПЕ; д) КЗМ супраконструкції у моделі з КМ3 матеріалом коронки та А1 ПЕ; е) КЗМ супраконструкції у моделі з КМ3 матеріалом коронки та А2 ПЕ; ж) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ4 матеріалом коронки та А1 ПЕ; з) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ4 матеріалом коронки та А2 ПЕ; и) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ5 матеріалом коронки та А1 ПЕ; б) КЗМ губчастої КТ у моделі з КМ5 матеріалом коронки та А2 ПЕ.

Перспективи подальших наукових досліджень. У подальших дослідженнях заплановано впровадження в клінічну практику отриманих результатів експериментальних досліджень з метою клінічної апробації оптимальних конструкційних матеріалів для коронки на титановій платформі та мульти-юніт абатменті у безпосередньому протезуванні на денціальних імплантатах.

References:

- Slinko YuO, Sokolova II, Udovichenko NM. Poshyrenist defektiv zubnykh riadiv u dorosloho naselennia Kharkivskoho rehionu. Ukr. ž. med. biol. sportu. 2019; 22(6):260-265.
- Kostenko YeYa, Bokoch AV, Keniuk AT. Kompleksnyi pidkhid do ortopedychnoho likuvannia ta reabilitatsii stomatolohichnykh patsiientiv z defektamy zubnogo riadu v estetychnii zoni. Suchasna stomatolohiya. 2016; 84(5):60-65.
- Opanasiuk AS. Poshyrenist vtorynnoi adentii u naselennia riznykh raioniv m. Kyieva. Visnyk stomatolohii. 2019; 32(2):46-49.
- Doroshenko SI, Fedorova V, Irkha SV, Hermanchuk SM. Rozpovsiudzhenist vtorynnykh zuboshchelepykh deformatsii u vikovomu aspekti ta yikh osoblyvosti. Ukr. ž. med. biol. sportu. 2017; 8(6):157-163.
- Struk VI, Hermanchuk SM, Bida OV. Statystychni pokaznyky ortopedychnoi stomatolohichnoi dopomohy v Ukraini. Visnyk stomatolohii. 2019; 32(2):74-78.
- Gallucci GO, Hamilton A, Zhou W, Buser D, Chen S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018; Oct, 29. (Suppl 16):106-134. DOI: 10.1111/clr.13276.
- Schrott A, Riggi-Heiniger M, Maruo K, Gallucci GO. Implant loading protocols for partially edentulous patients with extended edentulous sites-a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014; 29 Suppl:239-55. DOI: 10.11607/jomi.2014suppl.g4.2.
- Pigozzo MN, Rebelo da Costa T, Sesma N, Laganá DC. Immediate versus early loading of single dental implants: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2018; 120(1):25-34. DOI:10.1016/j.prosdent.2017.12.006
- Yeung S, Jivraj S. Rationale for Immediate Loading. In: Jivraj S. editor. Graftless Solutions for the Edentulous Patient. BDJ Clinician's Guides. Springer, Cham; 2018. P.159-187.
- Schwarz F, Sanz-Martín I, Kern JS, et al. Loading protocols and implant supported restorations proposed for the rehabilitation of partially and fully edentulous jaws. Camlog Foundation Consensus Report. Clin Oral Implants Res. 2016; 27(8):988-992. DOI:10.1111/clr.12736.
- Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbalsys G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. J Oral Maxillofac Res. 2016; 7(3):4. DOI:10.5037/jomr.2016.7304
- Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. Dent Mater. 2020; 36(1):1-8. DOI:10.1016/j.dental.2019.08.100
- Altarawneh S, Abu-Awwad M, Riyal S, Samara R, Hattar S. A multi-center retrospective assessment of monolithic zirconia restorations on posterior teeth and

- implants. *Journal of Oral Research*. 2019; 8(4):298-304. DOI:10.17126/joralres.2019.044
14. Pyo SW, Kim DJ, Han JS, Yeo IL. Ceramic Materials and Technologies Applied to Digital Works in Implant-Supported Restorative Dentistry. *Materials (Basel)*. 2020; 13(8):1964. DOI:10.3390/ma13081964
 15. Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019; 34(5):1091-1097. DOI:10.11607/jomi.7431
 16. Proussaefs P, Alhelal A. A technique for immediately restoring single dental implants with a CAD-CAM implant-supported crown milled from a poly(methyl methacrylate) block. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(3):339-344. DOI:10.1016/j.prosdent.2017.03.025
 17. Alpha-Bio Tec. STL models [Internet]. Available from: <https://alpha-bio.net/media/10051/exocad-libraries-23jan19.zip>
 18. Wendler M, Belli R, Petschelt A, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017; 33(1):99-109. DOI:10.1016/j.dental.2016.10.008
 19. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(1):59-66. DOI:10.1016/j.prosdent.2014.10.015
 20. VITA Enamic, Nauchno-tekhnycheskaia dokumentatsiia [Internet]. Available from: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=82333&sprache=ru&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1
 21. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014; 30(5):564-569. DOI:10.1016/j.dental.2014.02.019
 22. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017; 19(1):19-23.
 23. Goryainova KE, Morokov ES, Retinskaja MV, Rusanov FS, Apresyan SV, Lebedenko IY. The Micromorphological Research of the Internal Structure of Chairside CAD/CAM Materials by the Method of Scanning Impulse Acoustic Microscopy (SIAM). *Open Dent J*. 2018; 12:125-132. DOI:10.2174/1874210601812010125
 24. Odgaard A, Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. *Journal of biomechanics*. 1991; 24(8):691-698.
 25. Natali AN, Meroi EA. A review of the biomechanical properties of bone as a material. *J Biomed Eng*. 1989; 11(4):266-276. DOI:10.1016/0141-5425(89)90058-7.
 26. Shahar R, Zaslansky P, Barak M, Friesem AA, Currey JD, Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. *J Biomech*. 2007; 40(2):252-264. DOI:10.1016/j.jbiomech.2006.01.021
 27. Leonenko PV. Stvorennia i analiz imitatsiinykh 3D modelei biomekhanichnykh system "zub - periodont – shchelepa" z metoiu eksperymentalnoho vyvchennia zmin yikh biomekhaniky u patsiientiv z heneralizovanyim parodontytom. *Zb. nauk. prats spivrobitnykiv NMAPO im. P.L. Shupyka*. 2012; 4(21):40-57.
 28. Leonenko PV, Yeshchenko VO. Skincheno-elementnyi analiz imitatsiinoi trokhvymirnoi modeli biomekhanichnoi systemy "kistkova tkanyna - dentalnyi implantat – suprakonstrukttsiia". *Visnyk NTUU "KPI"*. *Mashynobuduvannia*. 2012; 65:105-109
 29. Leonenko PV, Leonenko HP, Kryshchuk MH, Yeshchenko VO, inventor. Leonenko PV, Leonenko HP, assignee. Sposib vysokotochnoi bahatovymirnoi virtualnoi imitatsii budovy ta funktsii zuboshchelepnogo aparatu liudyny, ortodontychnykh aparativ, ortopedychnykh konstrukttsii zubnykh proteziv, shyn, shyn-proteziv, implantativ ta yikh protetychnykh elementiv z metoiu eksperymentalnoho modeliuвання yikh funktsionuvannia. *Ukraine patent 68170*. 2012; Mar, 03.
 30. Yeshchenko VO, Kryshchuk MH, Leonenko PV, Leonenko HP, inventor. Kompiuterna prohrama dlia analizu rozshyfovky ta kilkisnogo predstavlennia velychyn okliuziinykh navantazhen na okliuziohramakh, vidobrazhenykh na poliakh tysku vymiriuvalnoi plivky Fuji Prescale Pressure Messuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan). *Ukraine copyright certificate: 49485*. 2013; May, 18.
 31. Pavlenko OV, et al. Alhorytm nadannia kompleksnoi diahnostychno-likuvalnoi dopomohy patsiientam z defektamy zubnykh riadiv i heneralizovanyim parodontytom z vykorystanniam metodu dentalnoi implantatsii ta CAD / CAE / CAM tekhnolohii: metod. rekomendatsii. *Vinnitsia: PP Baliuk*. 2013. P.52.
 32. Leonenko PV. Vprovadzhennia alhorytmu (protokolu) nadannia kompleksnoi diahnostychno-likuvalnoi dopomohy patsiientam z heneralizovanyim parodontytom, osteopatiiamy ta defektamy zubnykh riadiv z vykorystanniam metodu dentalnoi implantatsii ta CAD / CAE / CAM tekhnolohii. *Zb. nauk. prats spivrobitnykiv NMAPO im. P.L. Shupyka*. 2012; 2(21):139-162.
- УДК 616.314-089.28-031:616.314-089.843-74/77:616.314.11:615.46:004.942

**ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННЫЙ ВЫБОР
КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ
ИСКУССТВЕННЫХ КОРОНОК С УРОВНЯ
МУЛЬТИ-ЮНИТ АБАТМЕНТА ИЛИ
ТИТАНОВОЙ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ
НЕПОСРЕДСТВЕННОГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ
НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ**

Ю.В. Кокоева

Национальная медицинская академия последипломного образования имени П.Л. Шупика, Институт стоматологии, кафедра ортопедической стоматологии, г. Киев, Украина,

ORCID ID: 0000-0002-7778-1971,
e-mail: julia.kokoieva@gmail.com

Prosthetic Dentistry, Kyiv, Ukraine,
ORCID ID: 0000-0002-7778-1971,
e-mail: julia.kokoieva@gmail.com

Резюме. Цель. Обосновать оптимальные конструкционные материалы для коронок с уровня мульти-юнит абатмента или стандартной титановой платформы для непосредственного протезирования на дентальных имплантатах (ДИ) путем конечно-элементного анализа напряженно-деформированного состояния модели «костная ткань – дентальный имплантат – протетический элемент – супраконструкция» (КТ-ДИ-ПЭ-С).

Материалы и методы. В CAD/CAE обеспечении разработанные модели КТ-ДИ-ПЭ-С с моделированием непосредственного протезирования на ДИ базировались на комбинациях двух протетических элементов (титановая платформа А1 и мульти-юнит абатмент А2) и пяти материалов коронки (стеклокерамика на основе дисиликата лития КМ1, гибридная керамика модифицированная композитом КМ2, полиметилметакрилат КМ3, диоксид циркония КМ4, многослойный диоксид циркония КМ5).

Результаты. Во время численного эксперимента максимальные нагрузки зафиксированы в системах с типом протетического элемента А1 и А2 в моделях коронки ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 149,37 МПа и 142,08 МПа соответственно), губчатого ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 4,25 МПа и 4,08 МПа) и кортикального слоев кости ($\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ 20,58 МПа и 20,61 МПа). Характер распределения эквивалентных по Мизесу напряжений в структурных элементах систем с типами абатментов А1 и А2 похож для всех рассматриваемых моделей с материалами коронок КМ1, КМ2, КМ4, КМ5, кроме системы с материалом КМ3.

Выводы. По результатам анализа полученных данных рекомендованными материалами для биомеханической системы КТ-ДИ-ПЭ-С со стандартной титановой платформой и мульти-юнит абатментом является: диоксид циркония (КЗМ 6,22 и 6,42 соответственно), многослойный диоксид циркония (КЗМ 5,52 и 5,70) и стеклокерамика на основе дисиликата лития (КЗМ 2,39 и 2,52).

Ключевые слова: непосредственное протезирование, дентальная имплантация, мульти-юнит абатмент, титановая платформа, метод конечных элементов.

UDC 616.314-089.28-031:616.314-089.843-74/77:616.314.11:615.46:004.942

PERSONALIZED CHOICE OF STRUCTURAL MATERIALS FOR ARTIFICIAL CROWNS FROM THE LEVEL OF MULTI-UNIT ABUTMENT OR TITANIUM PLATFORM FOR DIRECT PROSTHETICS ON DENTAL IMPLANTS

Yu.V. Kokoieva
Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Institute of Dentistry, Department of

Abstract. The high prevalence of secondary adentia in the adult population, as well as increased aesthetic requirements of patients has contributed to the development of orthopedic dentistry. Direct prosthetics on dental implants have been increasingly used for replacing defects in the dentition. However, the choice of structural materials for dental implant-supported prostheses is not fully understood. Hence, it remains a debatable issue.

Purpose of the study: to justify the optimal structural materials for artificial crowns from the level of a multi-unit abutment or a standard titanium platform for direct prosthetics on dental implants with the use of finite-element analysis of the stress-strain state of the “bone tissue-dental implant-abutment-suprastructure” multidimensional model under the conditions of simulation modeling.

Materials and methods. Specialized CAD / CAE software was employed to develop multi-dimensional computer models of biomechanical systems such as “bone tissue-dental implant-abutment-suprastructure” with simulation of direct prostheses on dental implants with the corresponding physical and mechanical properties of structural elements and load conditions. The created 10 simulation models were based on combinations of two types of abutment (standard titanium platform (A1) and multi-unit abutment (A2)), and five structural materials of the crown, including lithium disilicate glass ceramic (KM1), polymer-infiltrated hybrid ceramic (KM2), polymethyl methacrylate (PMMA) (KM3), zirconia (KM4), and multi-layer zirconia (KM5)). The stress-strain state and the bearing capacity of biomechanical systems were assessed with the use of the von Mises stresses analysis and safety factors.

Results. During a numerical experiment, there was revealed a complex stress-strain state in “bone tissue - dental implant - abutment - suprastructure” biomechanical systems. The maximum loads were recorded in systems with A1 and A2 type of abutment in the crown models (149.37 MPa and 142.08 MPa, respectively), spongy (4.25 MPa and 4.08 MPa) and the cortical bone (20.58 MPa and 20.61 MPa). The nature of the distribution of the von Mises stresses in the structural elements of systems with A1 and A2 types of abutments was found to be similar for all models under consideration with KM1, KM2, KM4, KM5 structural materials of crowns, except for the system with KM3 suprastructure material.

Conclusions. Based on the findings of computer simulation of the stress-strain state of “bone tissue - dental implant - abutment - suprastructure” biomechanical systems, there have been grounded the optimal structural materials for dental implant-supported crowns for direct prosthetics by such abutment as a standard titanium platform and multi-unit abutment. The obtained values of the von Mises stresses analysis and safety factors showed that with external force applied to the dental implant-supported crown the at an angle of 11.5°, the greatest bearing capacity was ensured by biomechanical systems with a standard titanium platform and multi-unit abut-

ment with crown materials including zirconia (safety factors 6.22 and 6.42 respectively), multilayer zirconia (safety factors 5.52 and 5.70) and lithium disilicate glass ceramic (safety factors 2.39 and 2.52).

Keywords: direct prosthetics, dental implantation, multi-unit abutment, titanium platform, finite-element method.

Стаття найшла в редакцію 18.11.2020 р.