

Аналіз біомеханічних характеристик ортодонтічних міні-імплантатів при різних силових навантаженнях

Analysis of Biomechanical Characteristics of Orthodontic Mini-Implants under Different Force Load

Потапчук А.М.¹, д.мед.н., проф.,

Рівіс О.Ю.¹, ас.,

Кришук М.Г.², д.т.н., проф.,

Міщенко О.М.³, ас.

¹каф. стоматології післядипломної освіти, Державний вищий навчальний заклад «Ужгородський національний університет»

²лабораторія математичного моделювання в механіці суцільних середовищ Механіко-машинобудівного інституту Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»

³каф. хірургічної стоматології, Запорізький державний медичний університет

Potapchuk A.M.¹, DMD, Prof.

Rivis O. Y.¹, Ass. Prof.,

Kryshchuk M.G.², DCS, Prof.

Mishchenko O.M.³, Ass. Prof.,

¹Department of Dentistry Postgraduate Education, Uzhgorod National University

²National Technical University of Ukraine «Kyiv Politechnic Institute», Institute of Mechanical Engineering, Department of Dynamics and Resistibility of Materials

³Department of Surgical Dentistry, Zaporizhzhya State Medical University

Адреса для кореспонденції:

Потапчук Анатолій Мефодійович

e-mail: stomatkafedra@mail.ru

Мета: Вивчити напруження в кортикальній та губчастій кістковій тканині навколо міні-імплантатів різних типів з використанням методу скінченних елементів. **Методи:** Розглянули три типи конструкцій міні-імплантатів різних виробників – ACR, Корея, POM, Росія та OMG власної конструкції, довжиною 8 мм, розташованих у математичній моделі альвеолярного відростка щелепи людини під кутами 90°, 60°, 45° та дві товщини кортикальної кістки – 1 мм та 2 мм. **Результати:** Всі моделі біомеханічних систем «кістка–міні-імплантат» показали кращий розподіл напружень при товщині кортикальної пластинки 2 мм, порівняно з товщиною 1 мм. При силовому навантаженні біомеханічної системи «кістка–міні-імплантат» зона концентрації напружень не залежить від типу конструкції міні-імплантату та розташована в ділянці деформацій стиску середовища кортикальної кістки щелепи. **Висновки:** Міні-імплантати OMG показали максимальні рівні зусиль, що можуть бути прикладені до міні-гвинта, порівняно з іншими міні-імплантатами, які підлягали дослідженню.

Ключові слова: міні-імплантат, кортикальна та губчаста кісткова тканина, розподіл напружень, біомеханічна система «кістка–міні-імплантат», метод скінченних елементів.

Purpose: Evaluation of various types of stress in cortical and cancellous bone around miniscrew implants of different type using finite element analysis. **Methods:** Three types of constructions of the 8 mm long mini-implants produced by different manufacturers – ACR, Korea, POM, Russia and OMG, own construction were studied being inserted in the mathematical model of alveolar process at the 90°, 60° and 45° angles and two types of cortical bone thickness – 1 mm and 2 mm. **Results:** All the models of the biomedical systems «bone–mini-implant» have demonstrated the best distribution of strains at the 2 mm cortical plate thickness as compared to the 1 mm thickness. At the power loading the biomechanical system «bone–mini-implant», the area of strains concentration does not depend on the type of the mini implant construction and is located in the region of compression deformation of the cortical jawbone medium. **Conclusions:** The OMG mini-implants demonstrated the largest maximal force degrees to be applied to the mini screw as compared to other mini-implants used in this experiment.

Key words: mini-implant, cortical and cancellous bone, stress distribution, biomechanical system «bone–mini-implant», finite element method.

Вступ

Анкораж, або ортодонтична опора, є одним з найважливіших факторів успіху ортодонтичного лікування та визначається як опір небажаним переміщенням зубів. Відомо чимало методів для вирішення проблеми ортодонтичної опори. Проте варті особливої уваги системи скелетної опори на ортодонтичні міні-імпланти. За результатами досліджень, міні-імплантат, інтегрований в альвеолярну кістку, є стійким до ортодонтичної сили (Chen, 1995, Roberts, 1994, 2002). Сьогодні цікавим є застосування методу скінченних елементів для вивчення ортодонтичних міні-імплантатів, їхніх біомеханічних характеристик та розподілу напруження в навколишній кістці. Метод скінченних елементів вперше представлений для дослідження біомеханіки у стоматології 1973 р. (Farah et al.), відтоді його широко використовують для аналізу процесів стиску і розтягу в альвеолярній кістці та періодонтальній зв'язці зуба (Kawarizadeh et al., 2003, Natali et al., 2007). Цей метод дослідження також застосовують для вивчення біомеханічних властивостей стоматологічних матеріалів та дентальних імплантатів. Lombardo та ін. (2010) використовували метод скінченних елементів (ANSYS Multiphysics 10.0) для аналізу пружно-еластичних процесів у кістковій тканині ділянки піднебінного шва при встановленні титанових міні-імплантатів і підсумували, що ці міні-імпланти здатні витримувати прикладені навантаження без ризику руйнування кісткової тканини навіть при відсутності остеоінтеграції. Grasso et al. (2009) за допомогою методу скінченних елементів дослідили розподіл напружень навколо ортодонтичних міні-імплантатів, введених у верхню щелепу для визначення залежності біомеханічних процесів у кістковій тканині від довжини міні-імплантатів та рівня остеоінтеграції в інтерфейсі імплантат–кістка. Автори зробили висновок, що оптимальними

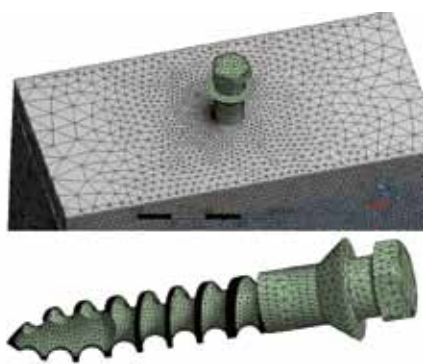
для використання у клінічній практиці є міні-гвинти довжиною 9 мм, які створюють найменші напруження в альвеолярній кістці та безпечніші з точки зору травмування прилеглих тканин. Підсумували, що часткова остеоінтеграція найбільш сприятлива, оскільки є достатньою для успішного функціонування міні-гвинта і не створює небезпеки зламу при його видаленні. Узгоджені з попередніми дослідженнями і клінічні дані N. Torouzelis and Ph. Tsaousoglou (2012), де рівень успішності міні-імплантату довжиною 8 мм у 5,7 разів вищий від такого ж міні-імплантату довжиною 10 мм. R. Duaibis et al. (2012) за допомогою 3D математичного моделювання (Abaqus) визначали фактори, що можуть впливати на розподіл напружень у кістковій тканині навколо ортодонтичного міні-імплантату. Згідно з результатами дослідження, такі параметри як діаметр і довжина головки міні-імплантату, модуль пружності губчастої кісткової тканини істотно впливали на зміну напружень у тканині навколо імплантату, на відміну від внутрішньокісткової довжини міні-імплантату, форми та кроку різьби, товщини кортикальної пластинки. B. Wilmes et al. (2008) вимірювали зусилля фіксації при введенні міні-імплантатів під різними кутами. Згідно з результатами дослідження, найоптимальнішим є кут введення між 60° та 70°, оскільки при такій величині відзначили найбільше зусилля фіксації, що гарантує кращу первинну стабільність. Проте, вчені не вивчали взаємодії міні-імплантату з кістковою тканиною в умовах ортодонтичного навантаження. Незважаючи на позитивні характеристики міні-імплантатів, досконало не вивчена їхня взаємодія з кістковою тканиною. Рівень неуспішності, описаний в літературі, сягає близько 10–30% і залишається досить високим. Стабільність міні-імплантату залежить від багатьох факторів: типу імплантату, розмірів, характеристики поверхні, кута введення, розміру сформованого

імплантаційного ложа, зусилля фіксації, прикладеної сили, анатомічного розташування, характеристики м'яких тканин та ін. (A. Chatzigianni, 2010). Ми вважаємо, що всі перераховані фактори потребують подальшого аналітичного вивчення.

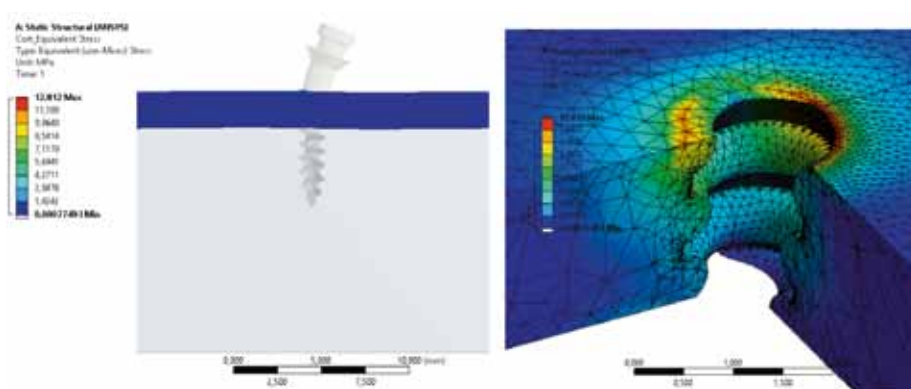
Мета роботи: провести порівняльне розрахунково-теоретичне дослідження закономірностей напружено-деформованого стану біомеханічних систем «кістка–міні-імплантат», вивчити механізм передачі статичних зусиль ортодонтичного титанового міні-імплантату на кісткові тканини та визначити граничні параметри їхнього біомеханічного стану при силовому навантаженні конструкцій міні-імплантатів різних типів.

Матеріал і методи

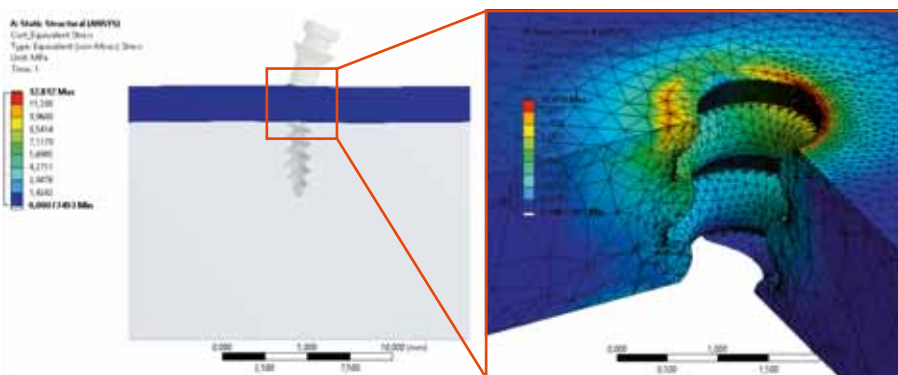
Застосовували методи математичного моделювання для відтворення геометрії міні-імплантатів та неоднорідних структур кісток щелепи, що візуалізуються; механіки твердого тіла, що пружно деформується; обчислювальної математики для розв'язку контактних задач теорії пружності та інформаційних технологій для імітаційного моделювання методом скінченних елементів (MCE) в CAD/CAE системах (Цибенко, 2008). Об'єктом дослідження обрали імітаційну комп'ютерну модель біомеханічної системи «кістка–міні-імплантат» (мал. 1) з густиною кісткових тканин щелепи людини в нормі. Модель створили з трьох об'ємних структурних елементів: кортикальної та спонгіозної кісткової тканини, титанового міні-імплантату та їхніх плоских перетинів заданої товщини, що здатні пружно деформуватися і мають ізотропні характеристики механічних властивостей матеріалів (табл. 1). Важали, що при силовій взаємодії між контактуючими тілами кістки та міні-імплантату може відбуватися неповна остеоінтеграція та проковзування біологічних тканин на частині поверхні металу.



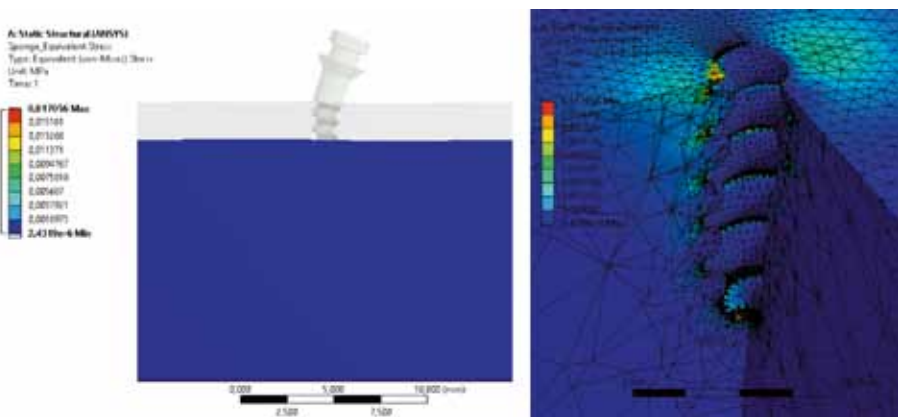
Мал. 1. Скінченно-елементна модель біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» та міні-імплантату ACR, а також вид її силового навантаження. Кількість скінченних елементів — 351 746, об'єднаних 590 241 вузлами



Мал. 2. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в міні-імплантаті біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат ACR»



Мал. 3. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у середовищі кортикальної кістки щелепи біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат ACR»



Мал. 4. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у середовищі спонгіозної кістки щелепи біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат ACR»

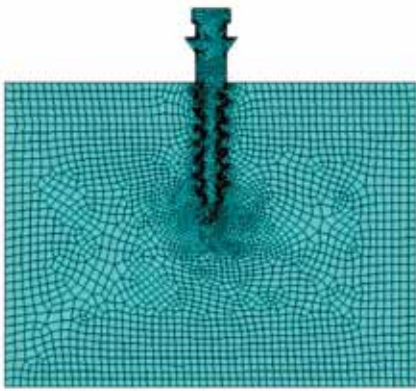
Таблиця 1. Механічні властивості матеріалів біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» (Маланчук, 2013)

Матеріал	E, МПа	ν	σ_B , МПа
Кортикальна кісткова тканина	2.46*10 ⁴	0.3	133
Спонгіозна кісткова тканина	1.5*10 ²	0.3	8
Титан (BT-6)	1.20*10 ⁵	0.3	975
Титан (Grade 4)	1.15*10 ⁵	0.3	550

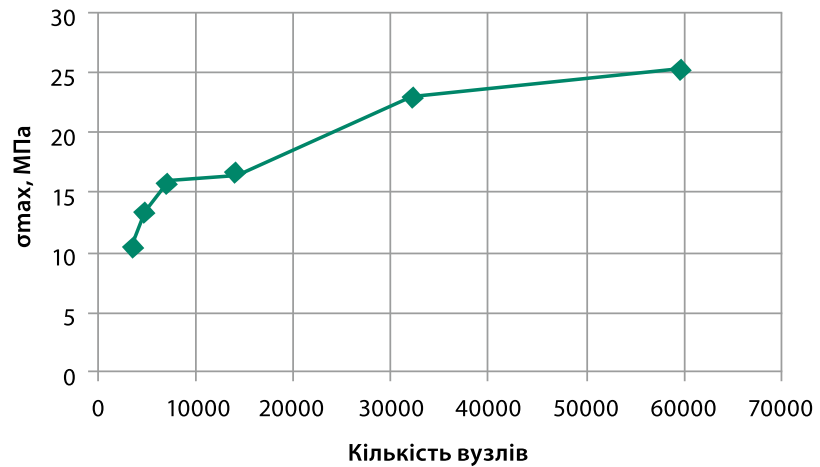
Примітка: E – модуль пружності, ν – коефіцієнт Пуассона, σ_B – границя міцності

У дослідженні розглянули три типи конструкцій міні-імплантатів різних виробників: ACR (Корея), POM (Росія) та OMG (власної конструкції), довжиною 8 мм, розташованих у математичній моделі альвеолярного відростка щелепи людини під кутами 90°, 60°, 45° та дві товщини кортикальної кістки – 1 та 2 мм. Будова конструкції міні-імплантатів визначалася їхнім функціональним призначенням і складається з внутрішньокісткової частини, шийки, що контактує з яснами, та надясенної технологічної частини, призначеної для фіксації силових навантажень. Невеликий діаметр ендосальної частини міні-імплантатів, близько 1,2–1,8 мм, дає можливість розміщувати їх між коренями зубів чи в ділянці відсутнього зуба.

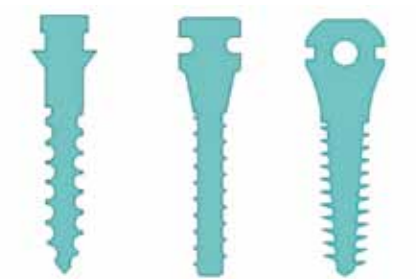
За результатами розрахунково-теоретичних досліджень (Маланчук В.О. та співавт., 2013), встановили, що горизонтальна складова вектора силових навантажень імплантатів визначає міцність та надійність біомеханічної системи. Відтак для визначення опороздатності тканин щелепи до деформування в імітаційній моделі біомеханічної системи до поверхні голівки міні-імплантату під різними кутами прикладали вектор зусиль, спрямований паралельно до зовнішньої поверхні кістки. При визначенні критеріїв опороздатності біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» силово-



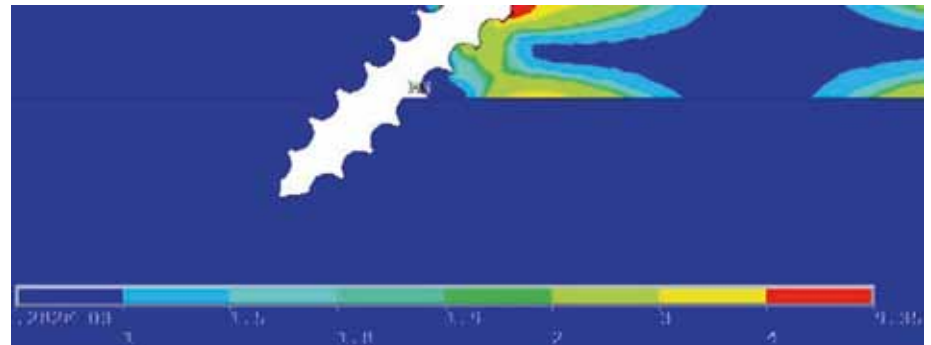
Мал. 5. Розрахункова модель плоского перетину жорстко сполучених неоднорідних елементів біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат ACR» та вид її силового навантаження. Кількість скінченних елементів — 7378, об'єднаних 7189 вузлами



Мал. 6. Збіжність результатів розрахунку еквівалентних за Мізесом напружень у зоні концентрації напружень біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат ACR» при силовому навантаженні, залежно від скінченно-елементної апроксимації в розрахунковій схемі



Мал. 7. 2D моделі міні-імплантатів: а — ACR; б — POM; в — OMG



Мал. 8. Міні-імплантат ACR, кут 45°, товщина кортикальної пластинки 2 мм

му навантаженню встановили показники її граничного напружено-деформованого стану (НДС). Критеріями повної непридатності до практичного використання біомеханічної системи були характеристики втрати опороздатності кістки при напруженнях, що передують її руйнуванню.

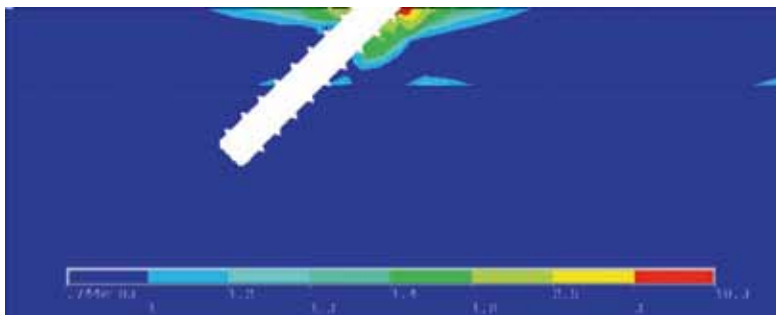
Результати та їх обговорення

З метою визначення адекватності отриманих результатів та оцінки точності чисельних розрахунків опороздатності деформаціям біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» при силовому навантаженні міні-імплантатів, розробили її тривимірну скінченно-елементну модель з конструкцією міні-імплантату ACR (мал. 1). За результатами чисельного експерименту в системі інженерного аналізу ANSYS 12.1 [ANSYS Workbench. User's

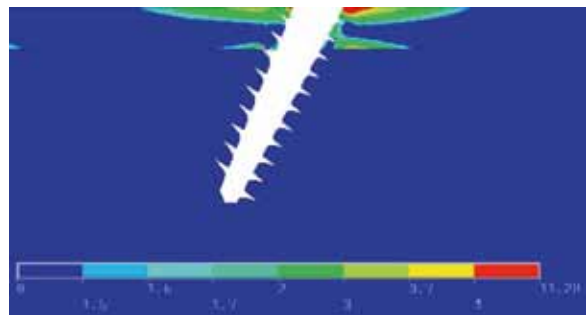
Guide], при розв'язанні тривимірної контактної задачі теорії пружності встановили (мал. 2–4) домінуючі поверхні остеоінтеграції кісток щелепи та міні-імплантатів, зони концентрації напружень та інтервали змін величин деформацій і напружень матеріалів біомеханічної системи певного виду силового навантаження. Чисельні розв'язки методу скінченних елементів тривимірних контактних задач теорії пружності пов'язані з необхідністю використання значної кількості скінченних елементів у ділянках спряження поверхонь різномірних матеріалів, необхідних для виконання умов непроникнення та проковзування на трибологічних поверхнях. За комп'ютерними даними на тривимірних моделях, розробили ряд тестових двовимірних плоских імітаційних моделей напружено-деформованого стану біомеханічних систем (мал. 5). Дослі-

дили точність чисельних розв'язків та розробили адекватні скінченно-елементні моделі контактуючих елементів з апостеріорно заданими поверхнями спряжень на основі розрахункових даних зон деформацій розтягання—стиску матеріалів в 3D та 2D імітаційних моделей напружено-деформованого стану біомеханічних систем «кістка—міні-імплантат» (мал. 5). Спряження між тілами — Glue (ANSYS APDL).

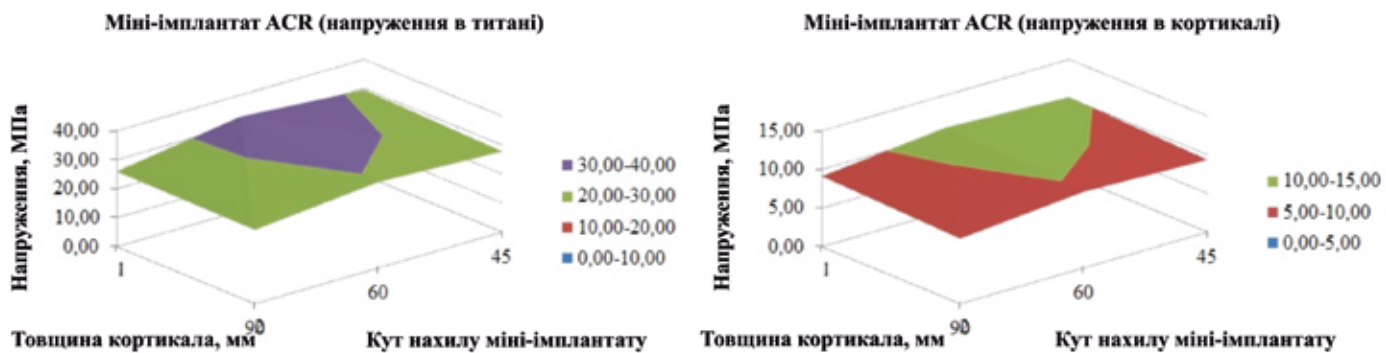
За результатами дослідження точності чисельних розв'язків 2D імітаційних моделей напружено-деформованого стану біомеханічних систем «кістка—міні-імплантат ACR», встановили збіжність результатів (мал. 6) розрахункових максимальних значень еквівалентних за Мізесом напружень до величини 25,648 МПа в ділянці сполучення кістки та міні-імплантату при апроксимації розрахун-



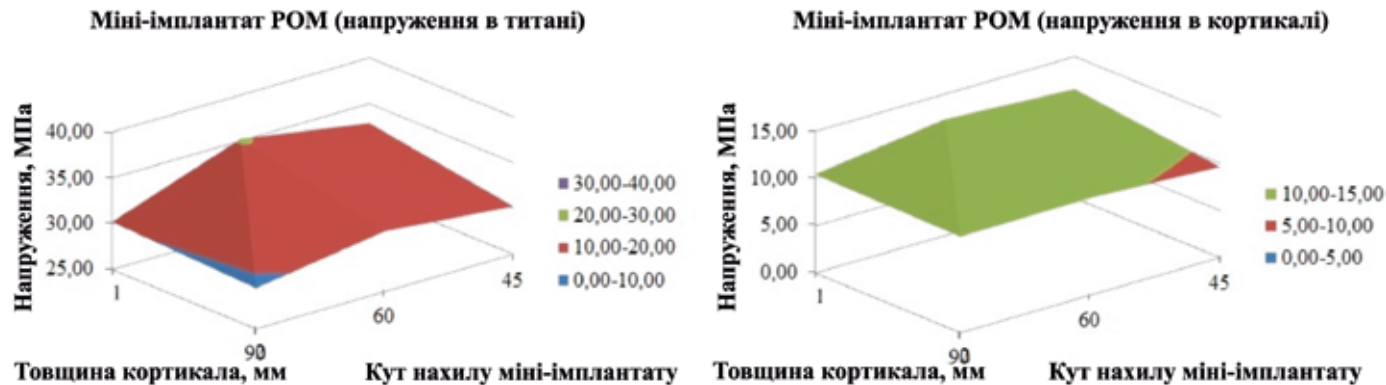
Мал. 9. Міні-імплантат POM, кут 45°, товщина кортикальної пластинки 2 мм



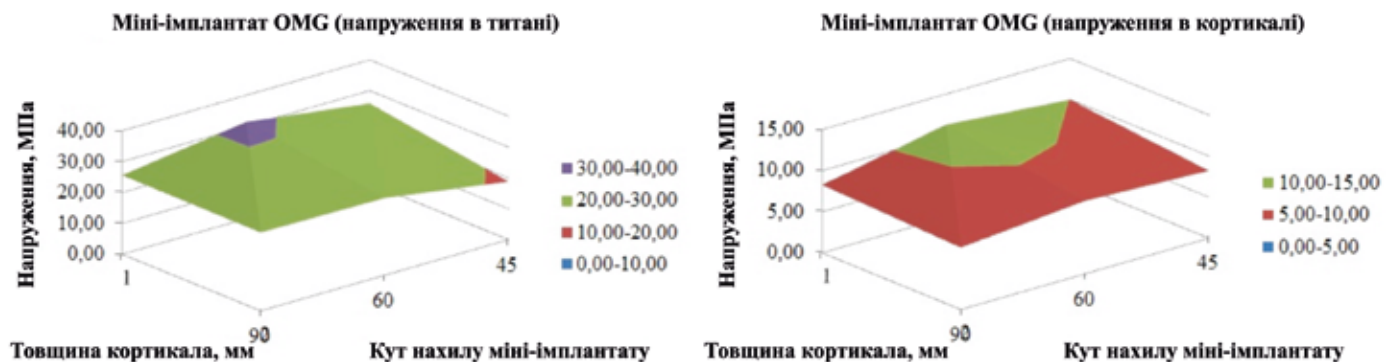
Мал. 10. Міні-імплантат OMG, кут 60°, товщина кортикальної пластинки 1 мм



Мал. 11. Розподіл напружень у міні-імплантаті ACR та кортикальній кістці товщиною 1 мм (а) та 2 мм (б) при силовому навантаженні вектором зусиль одиначної амплітуди біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат», залежно від кута нахилу міні-імплантату



Мал. 12. Розподіл напружень у міні-імплантаті POM та кортикальній кістці товщиною 1 мм (а) та 2 мм (б) при силовому навантаженні вектором зусиль одиначної амплітуди біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат», залежно від кута нахилу міні-імплантату



Мал. 13. Розподіл напружень в міні-імплантаті OMG та кортикальній кістці товщиною 1 мм (а) та 2 мм (б) біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат», залежно від кута нахилу міні-імплантату

кової моделі плоскими квадратичними скінченними елементами, об'єднаними 59534 вузлами.

Ураховуючи отримані результати чисельних експериментів, розробили розрахункові схеми з визначеною кількістю скінченно-елементної апроксимації ділянок сполучення контактуючих елементів біомеханічних систем «кістка—міні-імплантат» з різними конструкціями міні-імплантатів (мал. 7). Результати чисельних розрахунків виявили, що при прикладанні сили перпендикулярно до міні-імплантату основні напруження концентруються в ділянці кортикальної пластинки кістки. Ці дані узгоджуються з дослідженнями Gracco et al. (2009). Отже, опороздатність кортикальної тканини деформаціям є головним фактором при оцінці чи порівнянні біомеханічних систем типів «міні-імплантат—кістка» та «імплантат—кістка». Компактна кістка, що є більш жорсткою тканиною, чинить максимальний опір зовнішнім зусиллям, що відображається у значеннях пікових напружень і максимальних сил для цієї структури. Роль спонгіози – рівномірний розподіл зусиль у структурі кістки (мал. 8–10). Результати чисельних розрахунків опороздатності до деформацій та напружено-деформованого стану біомеханічних систем «кістка—міні-імплантат» з різними типами міні-імплантів наведені в табл. 2, 3 та на мал. 11, 12.

Усі моделі біомеханічних систем «кістка—міні-імплантат» показали кращий розподіл напружень при товщині кортикальної пластинки 2 мм, порівняно з її товщиною 1 мм. При більшій товщині кортикальної кістки система може витримати більші сили навантаження, а також демонструє менші градієнти напружень при одиничному навантаженні. Отримані результати дещо суперечать даним Duaibis et al. (2012), які не відзначили достовірної залежності напружень у системі «кістка—міні-імплантат» від товщини компактної пластинки. На нашу думку, це пов'язано з тим, що

Duaibis et al. (2012) проводили дослідження з міні-імплантатами, встановленими лише під кутом 90°, де зміна напружень незначно коливається, залежно від товщини кортикальної пластинки. Проте при кутовому розміщенні міні-імплантату ми зафіксували значні зміни показників напружень при вказаних параметрах. Зокрема максимально допустимі величини зусиль, що можуть бути прикладені до голівки міні-імплантату власної конструкції OMG, розміщеного під кутом 60°, при товщині кортикальної пластинки 1 мм становили 11,79 Н, а 2 мм – 14,99 Н (табл. 2), якщо імплантат був розміщений під кутом 45° при 1 мм кортикальної пластини максимальні величини зусиль склали 13,32 Н, а при 2 мм – 16,18 Н. Слід додати, що для встановлення міні-імплантатів OMG застосували найбільші макси-

мальні рівні зусиль, які можуть бути прикладені до міні-гвинта, порівняно з іншими міні-імплантатами, досліджуваними в експерименті. Напруження, що виникали у системі «кістка—міні-імплантат», у всіх експериментах не наближалися до межі міцності матеріалу міні-імплантату (титану), що нівелювало можливий його злам під час прикладання ортодонтичного навантаження.

Аналізуючи максимальні зусилля, які може витримати система «кістка—міні-імплантат» при різних кутах введення мінігвинтів, виявили схожі закономірності у всіх трьох типах міні-імплантів. Максимальні зусилля, які витримує кортикальна кістка щелепи людини, спостерігали при куті введення міні-імплантату 90° і товщині кортикальної пластинки 1 мм для міні-імплантів OMG – 16,08 Н, для міні-

Таблиця 2. Максимально допустимі величини зусиль, що можуть бути прикладені до голівки міні-імплантів різних типів біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» та визначають граничний напружено-деформований стан міні-імплантату і кістки

		σ, МПа					
Тип імплантату	Товщина кортикала, мм	Кут нахилу імплантату, °					
		90		60		45	
		Титан	Кортикал	Титан	Кортикал	Титан	Кортикал
ACR	1	21,15	14,57	16,88	12,33	18,63	13,13
	2	21,59	15,81	18,56	13,51	19,76	14,23
POM	1	18,21	12,73	15,62	10,79	16,74	11,52
	2	18,69	13,07	17,41	12,91	18,20	13,83
OMG	1	38,09	16,08	31,10	11,79	37,69	13,32
	2	38,44	17,67	38,99	14,99	51,80	16,18

Таблиця 3. Максимальні напруження в біомеханічній системі «кістка—міні-імплантат» для різних типів міні-імплантів та товщин кортикала кістки щелепи при одиничному силовому навантаженні вектором зусиль одиничної амплітуди, прикладеному до голівки міні-імплантату

		σ, МПа					
Тип імплантату	Товщина кортикала, мм	Кут нахилу імплантату, °					
		90		60		45	
		Титан	Кортикал	Титан	Кортикал	Титан	Кортикал
ACR	1	26,00	9,13	32,58	10,79	29,52	10,13
	2	25,47	8,41	29,64	9,84	27,83	9,35
POM	1	30,20	10,45	35,22	12,32	32,86	11,55
	2	29,43	10,18	31,58	10,30	30,22	9,62
OMG	1	25,60	8,27	31,35	11,28	25,87	9,99
	2	25,37	7,53	25,00	8,87	18,82	8,22

імплантатів АСR— 14,57 Н, для міні-імплантатів РОМ — 12,73 Н. Найменші максимальні зусилля система витримує при куті 60°, відповідно 11,79 Н для міні-імплантатів ОМG, 12,33 Н та 10,79 Н для міні-імплантатів АСR та РОМ. Встановлені закономірності не залежали від товщини кортикальної пластинки кістки. Отже, згідно з нашими дослідженнями, необхідно вводити міні-імплантат у перпендикулярному до кортикальної пластинки напрямку, під кутом 90°, оскільки більш косо введення міні-імплантатів безпечніше при недостатній міжкореневій віддалі (кут 45°). Наші дані дещо не узгоджуються з дослідженнями Wilmes et al. (2008), які вважають ефективнішим введення міні-імплантату під кутом від 60° до 70°. Проте автори

зробили висновки на основі вимірювання зусиль фіксацій при введенні міні-імплантату і коефіцієнта його первинної стабільності, а наші дослідження ґрунтуються на біомеханічних процесах розподілу напружень у системі «кістка—міні-імплантат» саме під час його функціонального навантаження.

Висновки

При силовому навантаженні біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» зона концентрації напружень не залежить від типу конструкції міні-імплантату та розташована в ділянці деформацій стиску середовища кортикальної кістки щелепи. За даними чисельного експерименту,

визначили екстремальні величини вектора силового навантаження R_{max} різних типів конструкцій міні-імплантатів. Виявили, що чим більша товщина кортикального шару кістки, тим більше навантаження може витримати система «кістка—міні-імплантат». Силове навантаження R_{max} біомеханічної системи «кістка—міні-імплантат» з максимальною величиною розрахункової амплітуди зусиль спостерігали для кута нахилу міні-імплантатів 90° та мінімальною величиною R_{max} , відповідно для кута 60°. Міні-імплантати ОМG продемонстрували найбільші максимальні рівні зусиль, що можуть бути прикладені до міні-гвинта, порівняно з іншими міні-імплантатами, досліджуваними в експерименті.

Список використаної літератури

1. 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.
2. Цибенко О.С. Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні / О.С. Цибенко, М.Г. Кришук. — К.: Політехніка, 2008. — 95 с.
3. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants / A. Chatzigianni, L. Keilig, H. Duschner [et al.] // *European Journal of Orthodontics*. — 2011. — V.33. — P. 468—475.
4. Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth / A. Natali, E. Carniel, P. Pavan [et al.] // *Biomech*. — 2007. — V.40. — P. 1701—1708.
5. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants. A three-dimensional finite element study / R. Duaibis, B. Kusnoto, R. Natarajan [et al.] // *Angle Orthodontist*. — 2012. — V. 82. — P. 875—880.
6. Farah J.W. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar / J.W. Farah, R.G. Craig, D.L. Sikarskie // *J. Biomech*. — 1973. — V. 6. — P. 511—520.
7. Kavarizadeh A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens / A. Kavarizadeh, C. Bourauel, A. Jäger // *Eur. J. Orthod*. — 2003. — V.25. — P. 569—578.
8. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars / J. Chen, K. Chen, L. Garetto [et al.] // *Implant Dent*. — 1995. — V. 4. — P. 246—258.
9. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage / A. Gracco, A. Cirignaco, M. Cozzani [et al.] // *European Journal of Orthodontics*. — 2009. — V. 31. — P. 12—20.
10. Optimal palatal configuration for miniscrew applications / L. Lombardo, A. Gracco, F. Zampini [et al.] // *Angle Orthodontist*. — 2010. — V. 80. — P. 145—152.
11. Roberts W.E. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site / W.E. Roberts, C.L. Nelson, C.J. Goodacre // *J. Clin. Orthod*. — 1994. — V.28. — P. 693—704.
12. Roberts W.E. When planning to use an implant for anchorage, how long do you have to wait to apply force after implant placement? (letter) / W.E. Roberts // *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*. — 2002. — V.121. — P.14.
13. Topouzelis N. Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment / N. Topouzelis, P. Tsaousoglou // *Int. J. Oral Science*. — 2012. — V.4. — P. 38—44.
14. Wilmes B. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants / B. Wilmes, Y. Su, D. Drescher // *Angle Orthodontist*. — 2008. — V. 78. — P. 1065—1070.

Стаття надійшла в редакцію 5 грудня 2013 року