

Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–циліндричний імплантат–кістка» на основі осесиметричної моделі

Іван Дияк¹, Марія Копитко², Андрій Коркуна³

¹ к. ф.-м. н., доцент, Львівський національний університет імені Івана Франка, вул. Університетська, 1, Львів, e-mail: dyyak@lnu.edu.ua

² к. ф.-м. н., с. н. с., Львівський національний університет імені Івана Франка, вул. Університетська, 1, Львів, e-mail: kmmsep@lnu.edu.ua

³ Львівський національний університет імені Івана Франка, вул. Університетська, 1, Львів, e-mail: akorkuna@gmail.com

Для дентальних систем «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина» розроблені три типи моделей, які розширюють можливості дослідження напружено-деформованого стану кісток (кортикальної та губчастої) в області локалізації максимальних напружень. Досліджено вплив радіуса та довжини імплантату на величину еквівалентних напружень. На основі аналізу числових розв'язків запропоновані підходи до побудови ефективних сіток методу скінченних елементів (МСЕ) для розроблених моделей.

Ключові слова: метод скінченних елементів, еквівалентні напруження, імплантат.

Вступ. У сучасній стоматології важливе місце займає дентальна імплантологія. Серед різноманітних конструкцій дентальних імплантатів найпоширенішими є циліндричні імплантати з різьбою та без різьби (рис. 1). Особливо актуальною залишається проблема вдосконалення конструкції імплантатів із метою забезпечення їх повної остеointegraції з кістковою тканиною, а також зменшення максимальних напружень у кістковій тканині. Вибір найкращого імплантату, як за розміром, так і формою, значною мірою визначається якістю моделювання напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–імплантат–кісткова тканина». Для дослідження таких проблем безальтернативне використання методу скінченних елементів (МСЕ), оскільки він дозволяє моделювати різноманітні геометричні



Рис. 1. Циліндричні імплантати з різьбою та без різьби

форми дентальних систем за широкого діапазону зміни властивостей матеріалів, враховувати наближені до реальних умови навантаження та закріплення [1-4]. Про актуальність і складність задачі моделювання напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–імплантат–кісткова тканина» свідчать дослідження, як вітчизняних [4], так і зарубіжних [7, 8] вчених.

1. Об'єкт дослідження

Розглядаємо задачу моделювання напружено-деформованого стану дентальної системи «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина». Як відомо, циліндричні імплантати відрізняються широким діапазоном зміни як діаметра (від 2,5 мм до 7 мм), так і довжини (від 6,0 мм до 17,0 мм). Важливим є дослідження впливу саме цих параметрів на розподіл напружень у кістковій тканині. Для розв'язання цієї проблеми необхідно вибрати математичну модель задачі (просторову, плоску, осесиметричну), врахувати конструктивні елементи (коронку, імплантат, абатмент, кісткову тканину), умови на зовнішніх границях і границях контакту, типи навантаження. Широкий спектр зміни параметрів задачі породжує значну кількість наукових публікацій, які стосуються моделювання напружено-деформованого стану біомеханічної системи «циліндричний імплантат–кісткова тканина» [1-8].

У пропонованій роботі для опису напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина» вибрано рівняння теорії пружності в рамках осесиметричної задачі. Проведено дослідження для трьох типів осесиметричних моделей: O1, O2, O3 (рис. 2), які ускладнюються врахуванням нових конструктивних елементів. Вважаємо, що модель O1 складається з двох підобластей: 1 — кортикальна кісткова тканина; 2 — імплантат з абатментом. Така модель використовувалася в працях [1, 2, 4]. Модель O2 (рис. 2) містить два види кісткової тканини: підобласть 1 — губчаста кісткова тканина; підобласть 3 — кортикальна кісткова тканина, а в моделі O3 враховано коронку (підобласть 4). Зазначимо, що модель O1 розглянута в працях [1, 2, 4, 5]. Із використанням рівнянь осесиметричної теорії пружності моделі O2 і O3 розглядаються вперше.

Для дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина» використовували програмний комплекс Comsol Multiphysic 3.4, який дозволяє моделювати фізичні процеси з використанням МСЕ. Оскільки

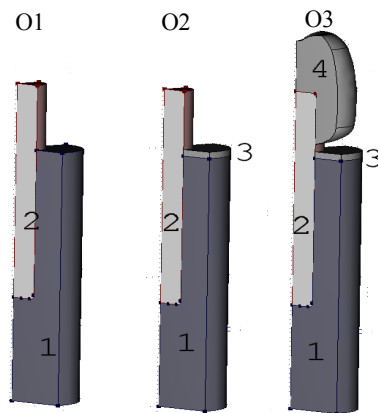


Рис. 2. Геометрія області для різних типів моделей:

- O1 — 1 — губчаста кістка, 2 — імплантат;
- O2 — 1 — губчаста кістка, 2 — імплантат,
3 — кортикальна кістка;
- O3 — 1 — губчаста кістка, 2 — імплантат,
3 — кортикальна кістка, 4 — коронка

для кожної з наведених на рис. 2 моделей для різних діаметрів і довжин імплантатів необхідно будувати в пакеті Comsol Multiphysic свою дискретну модель, то у роботі проведено дослідження для двох значень діаметрів імплантату (3,5 мм і 5 мм) та трьох значень його довжини (7 мм, 12 мм і 15 мм), тобто розрахунки й аналіз проведено для 18-ти різних варіантів системи «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина».

2. Математичне формулювання задачі

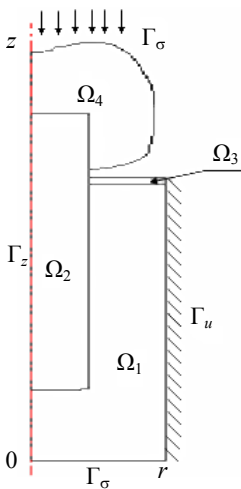


Рис. 3. Об'єкт дослідження та граничні умови задачі

Біомеханічну систему «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина» моделюємо кусково-однорідним ізотропним тілом обертання (модель ОЗ на рис. 2). Внаслідок осесиметричності задачі розглянемо лише праву половину меридіонального перетину тіла (рис. 3) — область $\Omega \in \mathbf{R}^2, \Omega = \bigcup_{i=1}^4 \Omega_i$, з неперервною за Ліпшицем границею $\Gamma = \Gamma_\sigma \cup \Gamma_u \cup \Gamma_\mu \cup \Gamma_z$. На границі Γ_σ задано вектор поверхневого навантаження $\mathbf{p} = (p_r, p_z)^T$. Границю Γ_u жорстко защемлено. На Γ_μ виконуються умови ідеального механічного контакту, а на Γ_z — умови осьової симетрії. Напружено-деформований стан пружного середовища описується рівняннями рівноваги лінійної теорії пружності [5]

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta}}{r} &= 0, \\ \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rz}}{r} &= 0, \quad (r, z) \in \Omega_i, \quad i = \overline{1,4}, \end{aligned} \quad (1)$$

співвідношеннями Коші

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{u}, \quad (r, z) \in \Omega_i, \quad i = \overline{1,4}, \quad (2)$$

фізичними співвідношеннями (закон Гука)

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}, \quad (r, z) \in \Omega_i, \quad i = \overline{1,4}. \quad (3)$$

Тут $\boldsymbol{\varepsilon} = (\varepsilon_{rr}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{rz}, \varepsilon_{\theta\theta})^T$, $\boldsymbol{\sigma} = (\sigma_{rr}, \sigma_{zz}, \sigma_{rz}, \sigma_{\theta\theta})^T$ — вектори з компонент деформацій і напружень,

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial r} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial r} & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{1}{r} & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{D}^i = \frac{E_i(1-\nu_i)}{(1+\nu_i)(1-2\nu_i)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu_i}{1-\nu_i} & 0 & \frac{\nu_i}{1-\nu_i} \\ \frac{\nu_i}{1-\nu_i} & 1 & 0 & \frac{\nu_i}{1-\nu_i} \\ 0 & 0 & \frac{1-2\nu_i}{2(1-\nu_i)} & 0 \\ \frac{\nu_i}{1-\nu_i} & \frac{\nu_i}{1-\nu_i} & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

E_i, ν_i — модуль Юнга та коефіцієнт Пуассона i -ої області [5]. Система рівнянь (1)-(3) для усіх підобластей Ω_i доповнюється граничними умовами

$$\sigma_{rr}n_r + \sigma_{rz}n_z = p_r, \quad \sigma_{rz}n_r + \sigma_{zz}n_z = p_z, \quad (r, z) \in \Gamma_\sigma, \quad (4)$$

$$u_r = 0, \quad u_z = 0, \quad (r, z) \in \Gamma_u, \quad (5)$$

$$u_r = 0, \quad \frac{\partial u_z}{\partial r} = 0, \quad (r, z) \in \Gamma_z, \quad (6)$$

і умовами ідеального механічного контакту відповідних підобластей (див. рис. 3). Тут n_r, n_z — компоненти одиничного вектора зовнішньої нормалі до поверхні Γ_σ .

Оскільки для розв'язування задачі (1)-(6) використовуватимемо МСЕ, то дамо варіаційне формулювання задачі. Необхідно знайти функцію $\mathbf{u} \in V \equiv \left\{ \mathbf{u} \in [W_2^{(1)}(\Omega)]^2, \mathbf{u} = 0, (r, z) \in \Gamma_u \right\}$, що надає мінімуму функціоналу Лагранжа

$$I(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 \int_{\Omega_i} (\mathbf{B}\mathbf{u})^T \mathbf{D}^i \mathbf{B}\mathbf{u} d\Omega_i - \int_{\Gamma_\sigma} \mathbf{p}^T \mathbf{u} dS. \quad (7)$$

Тут $W_2^{(1)}(\Omega)$ — простір Соболева. Розв'язком задачі (7) є поле переміщень. Із використанням (2) і (3) знаходимо поля деформацій і напружень.

Напружений стан кісткової тканини, згідно з монографією [4], оцінюватимемо за величиною еквівалентного напруження (за Мізесом)

$$\sigma_M = \sqrt{(\sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{\theta\theta})^2 + (\sigma_{rr} - \sigma_{zz})^2 + 6\sigma_{rz}^2}.$$

3. Результати числових експериментів

Метою числових експериментів, проведених нами, є виявлення впливу діаметра та довжини циліндричного імплантату на напружено-деформований стан кісткових тканин, зокрема на максимальні еквівалентні напруження (за Мізесом) у кортикальній і губчастій кістках. Тому під час побудови моделей змінювалися тільки

розміри імплантату (підобласть 2 на рис. 2), а розміри кісткової тканини та коронки в усіх моделях приймали сталими. Радіус кісткової тканини (підобласть 1, рис. 2) дорівнював 4 мм, висота — 20 мм. Товщина кортикальної кістки (підобласть 3, рис. 2) дорівнювала 0,5 мм. Радіус заокруглення кореневої частини імплантату дорівнював 0,3 мм. Механічні властивості матеріалів імплантату, кісток (кортикальна та губчаста) і коронки наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Механічні властивості матеріалів

	Титан (імплантат)	Кортикальна кістка	Губчаста кістка	Сталь (коронка)
Модуль Юнга	$1,1 \cdot 10^5$ МПа	$1,37 \cdot 10^4$ МПа	$0,5 \cdot 10^4$ МПа	$2,0 \cdot 10^5$ МПа
Коефіцієнт Пуассона	0,35	0,3	0,3	0,33

Навантаження, які діють на біомеханічну систему «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина» під час процесу жування, змінюються за величиною та за напрямом дії в широких межах [5, 8]. Однак, найбільшого значення набуває вертикальний складник оклюзійної сили (сили F_z , прикладеної вертикально до границі Γ_σ). Враховуючи дослідження, проведені у праці [4], значення прикладеної до коронки (імплантату) сили F_z вибирали рівним 114,6 Н. Усі розрахунки у роботі, проведено для сили $5F_z$. Бокові сили (язиково-щічні, передньо-задні) під час розрахунків не враховувалися, тому що вони є малі порівняно з F_z .

З огляду на вищесказане граничні умови на поверхні Γ_σ вибиралися такими. Верхня частина коронки, обмежена колом радіуса $r = 4,3$ мм, вважалася навантаженою вертикальними зусиллями інтенсивності $p_z = -28,65$ МПа, рівнодійна яких дорівнює $5F_z$; горизонтальну складову вектора навантаження на цій частині коронки вважали рівною нулеві. Всі інші частини поверхні Γ_σ — ненавантажені. У разі відсутності коронки верхня частина імплантату вважалася рівномірно навантаженою зовнішніми зусиллями, рівнодійна яких рівна $5F_z$.

3.1. Дослідження збіжності числового розв’язку. Проведені авторами та іншими дослідниками теоретичні та числові дослідження свідчать про необхідність детального вивчення залежності збіжності числового розв’язку за згущення сітки (дискретизації задачі) [9]. Використання складних геометричних моделей вимагає побудови h - і p -адаптивних сіток МСЕ. Важливо для цього дослідження отримати достовірні з практичної точки зору результати за меншої кількості скінченних елементів, тому що підбір необхідного імплантату вимагає багаторазового повторення обчислень. Для проведення досліджень вибрано найскладнішу з розроблених моделей із коронкою, імплантатом, кортикальною та губчастою кісткою (рис. 2, модель О3). Діаметр імплантату дорівнював 3,5 або 5 мм, довжина — 7 мм.

Використання пакету Comsol Multiphysic дає змогу проводити згущення сітки МСЕ з використанням параметрів розбиття, заданих за замовчуванням. На рис. 4 наведено значення напружень уздовж поверхні $r = 2,51$ мм, які обчислені з використанням різних сіток трикутних квадратичних елементів. Вказана поверхня

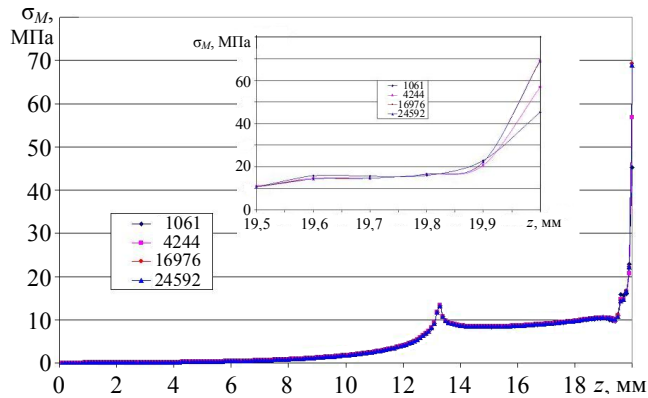


Рис. 4. Величина еквівалентних напружень для різної кількості скінченних елементів

проходить у кістковій тканині ($19,5 \text{ мм} \leq z \leq 20 \text{ мм}$ — кортикальна кістка, $0 \text{ мм} \leq z \leq 19,5 \text{ мм}$ — губчаста кістка) на відстані $0,01 \text{ мм}$ від поверхні імплантату (діаметр імплантату 5 мм).

Як видно з наведених на рис. 4 результатів (на внутрішньому малюнку показано поведінку еквівалентних напружень на поверхні для $19,5 \text{ мм} \leq z \leq 20 \text{ мм}$), спостерігаємо збіжність числових результатів.

Враховуючи вплив коронки, особливої уваги вимагає значення напружень на поверхні кортикальної кістки (у зоні контакту імплантату з кортикальною кісткою, $19,8 \text{ мм} \leq z \leq 20 \text{ мм}$). Оскільки максимальні напруження, отримані на сітках 16976 і 24592, збігаються, то вважаємо, що для отримання задовільних результатів необхідно згустити сітку щонайменше до 16976 елементів.

У табл. 2 наведені значення еквівалентних напружень у кортикальній кістці для імплантату діаметром $3,5 \text{ мм}$, довжиною 7 мм для $r = 1,796 \text{ мм}$. Другий, третій і четвертий стовбці цієї таблиці містять значення напружень у випадку стандартного згущення сітки з параметрами розбиття, заданими за замовчуванням

Таблиця 2

Значення еквівалентних напружень σ_M [МПа] вздовж поверхні $r = 1,796 \text{ мм}$ для різних сіток МСЕ

$z \setminus \text{ел.}$	Стандартна сітка Comsol Multiphysic			Максимальний розмір елемента $0,05 \text{ мм}$	Максимальний розмір елемента $0,05 \text{ мм}$, $r\text{-dir} = 0,5$, $z\text{-dir} = 0,5$	Максимальний розмір елемента $0,05 \text{ мм}$, $r\text{-dir} = 0,5$, $z\text{-dir} = 0,25$	$r\text{-dir} = 0,5$, $z\text{-dir} = 0,25$
	1776	7104	28416				
20,0	53,28	64,69	71,86	4501	2645	2399	7608
19,9	31,73	36,65	39,17	61,30	70,23	72,05	70,16
19,8	27,41	23,93	27,46	39,04	38,44	36,56	37,70
19,7	23,89	22,70	23,60	28,23	27,96	27,67	27,73
19,6	21,58	22,21	22,32	23,83	23,66	23,44	23,05
19,5	14,88	15,09	15,69	22,43	22,34	22,07	22,26
19,5	14,88	15,09	15,69	17,02	15,70	14,66	14,34

у пакеті Comsol Multiphysic. П'ятий стовпець таблиці відповідає мінімальній сітці, для якої максимальний розмір скінченного елемента у кортикальній тканині не перевищує 0,05 мм, тобто згущення сітки локалізується в області максимальних напружень у кістковій тканині. У шостому та сьомому стовпцях таблиці наведені результати, отримані за задання максимального розміру елемента у кортикальній кістці (підобласть 3, рис. 2) та параметрів r -dir, z -dir розрідження сітки вздовж координат r , z відповідно. Восьмий стовпець містить результати, одержані на сітці без обмеження розміру максимального елемента, тільки з розрідженням за координатами (r -dir, z -dir — додаткові параметри побудови сітки в Comsol Multiphysic). Як видно з результатів, наведених у четвертому та сьомому стовпцях таблиці, будуючи доволі рідкі, спеціально адаптовані сітки, можна отримувати достовірні числові розв'язки.

3.2. Дослідження впливу типу моделі на напружено-деформований стан кісткової тканини. Для одного розміру імплантату з діаметром 3,5 мм і довжиною 7 мм побудовано дискретні моделі O1, O2, O3. На рис. 5 наведені графіки напружень уздовж поверхні $r = 1,796$ мм ($10 \text{ мм} \leq z \leq 20$ мм), тобто у кортикальній і губчастій кістці. Крива 1 відповідає моделі O1, крива 2 — моделі O2 і крива 3 — моделі O3. У губчастій кістці напруження досягають максимальних значень в околі кореневої частини імплантату. Бачимо, що врахування кортикальної кістки товщиною 0,5 мм разом із губчастою (модель O2), замість урахування лише губчастої кістки (модель O1), впливає на розподіл напружень у кістковій тканині. Доповнення моделі коронкою (модель O3) порівняно з моделлю O2 збільшує значення напружень, однак не впливає на їх якісний розподіл. Очевидно, що ускладнення моделі вимагає більших обчислювальних затрат. Результати, наведені на рис. 5, обчислені на еквівалентних за параметрами сітках МСЕ, зокрема, модель O1 — на 14 960 елементах, модель O2 — з використанням 16 864 елементів, модель O3 — з використанням 24 416 елементів.

3.3. Дослідження впливу діаметра імплантату на напружено-деформований стан кісткової тканини. Використовуючи модель O3 для імплантату завдовжки 7 мм, зроблено порівняння напружень у кістковій тканині для діаметрів 3,5 мм і

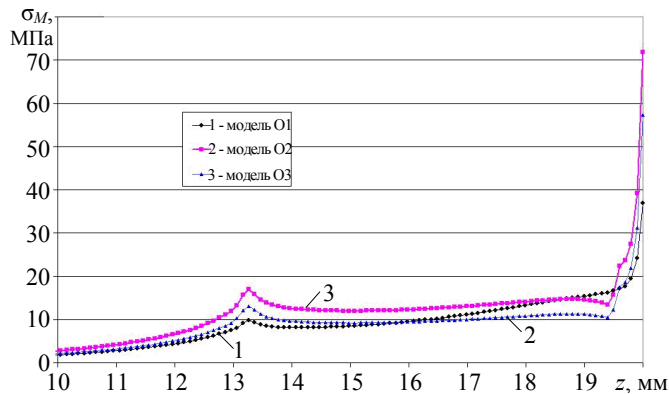


Рис. 5. Розподіл напружень у кістковій тканині

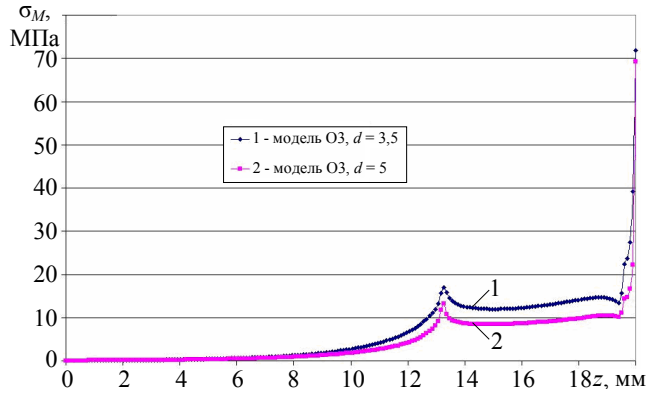


Рис. 6. Розподіл напружень у кістковій тканині для різних діаметрів імплантату

5 мм. На рис. 6 наведено графіки напружень по всій глибині кісткової тканини. Крива 1 відповідає діаметру 3,5 мм, крива 2 — діаметру 5 мм. Як видно з наведених результатів, діаметр імплантату мало впливає на максимальне напруження у кортикальній кістці, що досягається на її зовнішній поверхні (для $z = 20$ мм), тоді як зменшення діаметра імплантату призводить до збільшення еквівалентних напружень у губчастій кістці ($10 \text{ мм} \leq z \leq 19,5 \text{ мм}$).

3.4. Дослідження впливу довжини імплантату на напружено-деформований стан кісткової тканини. Для розрахунку впливу довжини імплантату на напруження у кістковій тканині використано модель ОЗ з імплантатом діаметра 3,5 мм і завдовжки 7 мм, 12 мм і 15 мм. На рис. 7 зображені графіки напружень по всій глибині кісткової тканини вздовж поверхні $r = 1,796$ мм. Крива 1 відповідає довжині імплантату 7 мм, крива 2 — довжині імплантату 12 мм і крива 3 — довжині імплантату 15 мм. Бачимо, що зі збільшенням довжини імплантату зменшуються

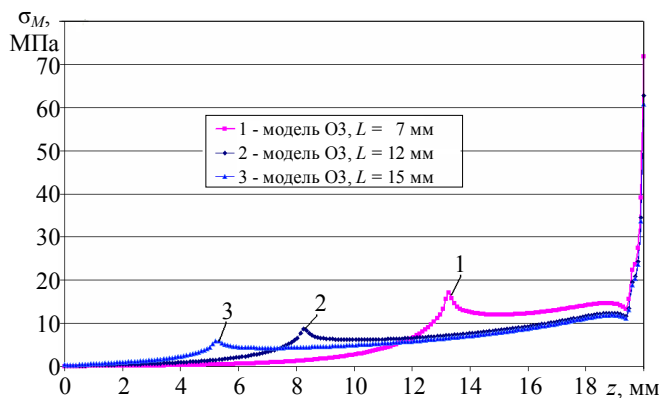


Рис. 7. Розподіл напружень у кістковій тканині для різних довжин імплантату L

максимальні напруження як у кортикальній, так і в губчастій тканині. Оскільки наявність нервів на такій глибині ймовірніша, то навіть невеликі напруження можуть викликати травмувальний ефект. Тому використання довгих імплантатів не завжди можливе.

Висновки. На основі проведених досліджень числових розв'язків запропоновані підходи до побудови ефективних сіток МСЕ для розроблених у цій роботі удосконалених моделей дентальних систем «коронка–циліндричний імплантат–кісткова тканина». Це дозволило розширити можливості дослідження напружено-деформованого стану кортикальної кістки в області локалізації максимальних напружень. Вивчено вплив діаметра та довжини імплантату на величину еквівалентних напружень у кортикальній і губчастій кістках. Показано, що збільшення діаметра імплантату зумовлює зменшення напруження у губчастій кістці та майже не впливає на величину максимальних напружень у кортикальній кістці. Збільшення довжини імплантату зменшує максимальні еквівалентні напруження як у кортикальній, так і в губчастій кістці. Виявлені закономірності дають змогу вибрати оптимальну довжину та діаметр циліндричних імплантатів.

Література

- [1] Исследование влияния формы и размеров имплантата на напряженно-деформированное состояние и контактные давления в дентальной системе «цилиндрический имплантат – кость» / В. Ф. Деменко, А. Ю. Воробьев, В. Ф. Несвит и др. // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. — Харьков: НАКУ «ХАИ», 2008. — Вып. 38. — С. 243-264.
- [2] Изучение биомеханического взаимодействия имплантатов и опорных тканей челюсти с применением метода конечных элементов / В. Ф. Деменко, В. Ф. Несвит, А. Ю. Воробьев и др. // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. — Харьков: НАКУ «ХАИ», 2007. — Вып. 37. — С. 53-72.
- [3] Некоторые особенности биомеханики дентальных субпериостальных (поднадкостных) имплантатов / О. Н. Суров, А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк, С. Т. Лебедев // Стоматолог. — 2008. — Ч. 1, № 7. — С. 40-46. — Ч. 2, № 8. — С. 44-51.
- [4] Чуйко, А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии: монография / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. — Харьков: Прапор, 2006. — 304 с.
- [5] Галькевич, П. Й. Моделювання та розрахунків систем типу «імплантат-кісткова тканина щелепи людини» / П. Й. Галькевич, Ю. В. Вовк, А. М. Коркуна // Вісник Львів. ун-ту. Сер. прикладна математика та інформатика. — 2000. — Вип. 1. — С. 98-104.
- [6] Планирование протезирования на внутрикостных имплантатах на основе изучения напряженно-деформационного состояния костной ткани челюстей / Я. М. Григоренко, В. П. Неспрядько, В. В. Лось, А. Я. Григоренко // Современная стоматология. — 2004. — № 4. — С. 122-129.
- [7] Limbert, G. Interaction of a dental implant with the trabecular bone microstructure. A μ CT-based three-dimensional finite element study using the Materialise Software Suite / G. Limbert, F. Walboomers, M. Frank // Mimics Innovation Award. — 2007. — P. 1-14.
- [8] A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations / M. Daas, G. Dubois, A. S. Bonnet et al. // Medical Engineering and Physics. — 2008. — Vol. 30. — P. 218-225.
- [9] Дияк, І. І. Комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану просторових конструкцій / І. І. Дияк, М. Ф. Копитко, А. М. Коркуна // Вісник Націон. ун-ту «Львівська політехніка». — 2009. — № 650. — С. 227-235.

Investigation of stress-strain state of the biomechanical system «crown–cylindrical implant–bone» on the basis of axisymmetric model

Ivan Dyyak, Mariya Kopytko, Andriy Korkuna

For the dental systems «crown–cylindrical implant–bone tissue» three types of models which extend the possibility of study of the stress-strain state of bones (cortical and spongy) in the localization area of the maximum stress were developed. The influence of the radius and the length of the implant on the equivalent stress value was studied. The approach to construction of the effective meshes of FE method on the basis of studied numerical solutions for the developed models was proposed.

Исследование напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «коронка–цилиндрический имплантат–кость» на основе осесимметрической модели

Иван Дыяк, Мария Копытко, Андрей Коркуна

Для зубных систем «коронка–цилиндрический имплантат–костная ткань» разработаны три типа моделей, которые расширяют возможности исследования напряженно-деформированного состояния костей (кортикальной и губчатой) в области локализации максимальных напряжений. Исследовано влияние радиуса и длины имплантата на значение эквивалентных напряжений. На основании анализа численных решений предложены подходы к построению эффективных сеток МКЭ для разработанных моделей.

Представлено доктором фізико-математичних наук Р. Мартиняком

Отримано 26.02.10