

Д.В. ЛАЗАРЕВА, А.І. ПОТАПЕНКО

Одеський національний політехнічний університет

Г.Б. ПАРАСКА

Хмельницький національний університет

БИОМЕХАНИКА ЕЛЕМЕНТІВ ЗУБОЩЕЛЕПНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ШТУЧНИМИ ВКЛЮЧЕННЯМИ

У роботі з використанням кінцево-елементного пакета ANSYS виконано моделювання і розрахунок напружено-деформованого стану бічного фрагмента нижньої щелепи зі штучними включеннями у вигляді циліндричних імплантатів. Визначено характер розподілу напруг у кортикальному шарі кістки, губчастій кістці і імплантатах.

Ключові слова: біомеханіка, зубощелепна система, імплантат, метод кінцевих елементів, ANSYS.

D.V. LAZAREVA, A.I. POTAPENKO

Odessa National Polytechnic University

H. B. PARASKA

Khmelnitsky National University

BIOMECHANICS OF DENTITION ELEMENTS WITH ARTIFICIAL INCLUSIONS

Abstract - Using a finite element package ANSYS modelling and calculation of the stress-strain state of the lateral fragment of the lower jaw with artificial inclusions in the form of cylindrical implants was made in this paper. The character of the stress distribution in the cortical bone, cancellous bone and implants was determined. The nature of the distribution of equivalent stresses suggests that they are maximum at the location of load application and do not exceed the tensile strength.

Key words: biomechanics, dentition, implant, finite element method, ANSYS.

Вступ

Дослідження напружено-деформованого стану елементів зубощелепної системи вимагає застосування чисельних методів механіки деформованого твердого тіла, тому що у зв'язку зі складністю форми й структури її компонентів одержання аналітичних (точних) рішень неможливо. Практично у всіх відомих в цій області дослідженнях для рішення завдання застосований метод скінчених елементів (МСЕ).

МСЕ активно застосовується для рішення різних завдань механіки деформованого твердого тіла. Він досить широко представлений у літературі. Можна відзначити монографії О. Зінкевича, Д. Норрі, А.С. Сахарова, Р. Галагера [1]. Теорія МСЕ докладно описана в багатьох статтях і книгах.

Об'єкт та методи дослідження

Об'єктом дослідження є зубощелепна система зі штучними включеннями у вигляді циліндричних імплантатів. Для вивчення напружено-деформованого стану та характеру розподілення напружень в усіх компонентах цієї системи застосований обчислювальний скінчено-елементний комплекс ANSYS [2], можливості якого дозволяють розглядати складні об'єкти з різними фізико-механічними властивостями.

Постановка завдання

Метою роботи було визначення напружень та деформацій у компонентах зубощелепної системи – кортикальному шарі кістки, губчастій кістці, імплантатах.

Результати та їх обговорення

Моделювання зубощелепної системи

Засоби препроцесорного твердотілого моделювання програми ANSYS дозволяють мати справу безпосередньо з геометричною моделлю, не звертаючись до специфічних об'єктів (вузлів та елементів) скінчено-елементної моделі. Для того щоб полегшити генерацію моделі, програма відокремлює фазу завдання геометрії й граничних умов від побудови сітки скінчених елементів. Спочатку користувач описує геометрію твердотілової моделі, потім програма будує сітку, що автоматично визначає місце розташування вузлів і сполучність елементів.

При побудові зубощелепної системи у програмі ANSYS використовувався «висхідний» метод твердотілого моделювання. При висхідному моделюванні користувач будує модель, починаючи з об'єктів найнижчого порядку. Спочатку задаються ключові точки, потім пов'язані з ними лінії, поверхні й об'єми — саме в такому порядку.

У побудованій тривимірній моделі практично всі лінії “каркаса” являють собою неоднорідні раціональні B-Сплаїни.

Представлення об'єктів моделі на основі сплайнів уможливило застосування методу побудови поверхні, відомого як “обтягування каркасу”. За допомогою цього методу був заданий деякий набір поперечних перерізів, на основі яких створена відповідна до зазначених перерізів поверхня.

Одним з найбільш важливих етапів скінчено-елементного аналізу є побудова сітки скінчених елементів. Точність розрахунків за допомогою МСЕ залежить від правильного вибору типів і розмірів скінчених елементів. В існуючих програмних комплексах, як правило, передбачаються два основні методи: побудова довільної сітки й упорядкованої. Геометрія розглянутої моделі така, що неможливо побудувати

тільки впорядковану сітку. Тому при розбивці елементів складної геометрії використана довільна сітка.

Побудована модель апроксимована об'ємним шестигранним скінченним елементом SOLID95 який має три ступені волі в кожному вузлі — переміщення в напрямках осей X, Y, Z вузлової системи координат. Елемент може приймати вироджену форму, що особливо зручно при розгляді конструкції складної конфігурації.

Перед створенням скінчено-елементної сітки необхідно виділити передбачувані області концентрації напружень, у яких сітку згущають. У той же час велика сітка може застосовуватися в зонах з мало змінними відносними деформаціями або напруженнями, а також в областях, що не представляють особливого інтересу для дослідника. Розміри сусідніх елементів поблизу концентратора напружень не повинні суттєво різнитися, тому що це впливає на точність отриманих результатів. Також на точність обчислень впливає форма скінченних елементів. Слід уникати занадто витягнутих елементів; елементи із приблизно однаковими розмірами сторін дають меншу помилку.

Отримана скінченно-елементна модель зубощелепної системи (рис. 1) є максимально наближеною до реальної й свого роду універсальною. У даній моделі передбачена можливість заміни зубів на штучні включення. Однак через складну геометрію вона має близько 40% вироджених елементів, що може вплинути на точність розрахунків і призвести до неадекватних результатів. У зв'язку із цим, у розумних межах, були допущені деякі спрощення: оскільки дослідженню підлягає саме фрагмент кістки зі штучними включеннями, моделюванням зубів можна знехтувати; модель симетрична відносно повздовжньої площини; жорсткість фрагмента кістки постійна.

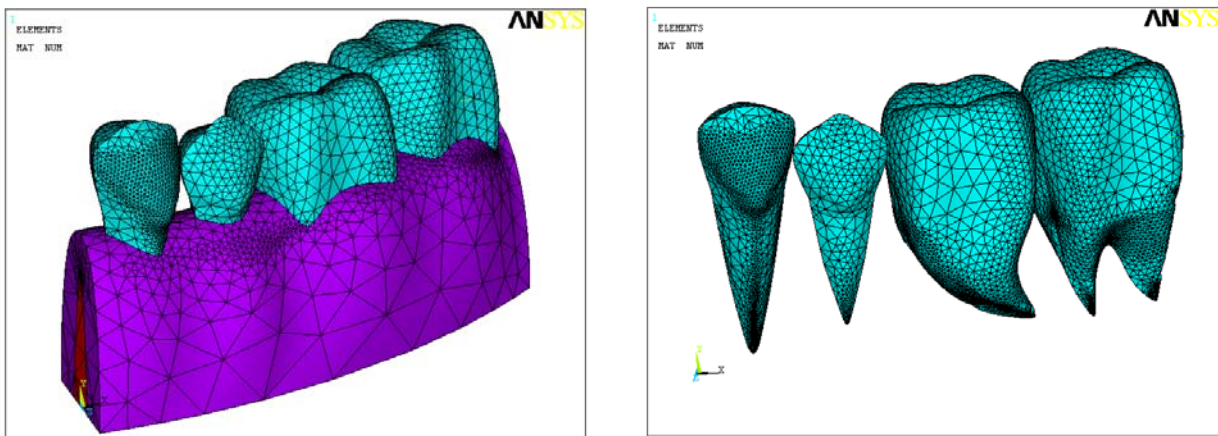


Рис. 1. Скінченно-елементна модель зубощелепної системи

Побудовані тривимірні скінчено-елементні моделі містять у собі об'єми кортикальної, губчатої кістки і імплантату. Усереднені розміри елементів і механічних параметрів узяті з довідкової літератури.

Відповідно до літературних даних механічні властивості компонентів моделі (модуль пружності, коефіцієнт Пуассона, межа міцності) прийняті рівними величинам (табл. 1).

Таблиця 1

Фізико-механічні характеристики структурної складової скінченно-елементної моделі

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності σ_b , МПа
Кортикальний шар кістки	$2,0 \cdot 10^4$	0,3	45,0
Губчата кістка	$5,0 \cdot 10^3$	0,3	15,0
Імплантат	$1,1 \cdot 10^5$	0,35	800,0
Балка	$2,0 \cdot 10^5$	0,3	850,0

Для апроксимації обраний елемент SOLID92 (рис. 2), що являє собою об'ємний 10-ти вузловий чотиригранник. Цей елемент використовується при нерегулярній розбивці сітки, не підтримує елементи виродженої форми так як має пірамідальну форму. У результаті розбивки отримані скінчено-елементні моделі мають близько 152700 скінченних елементів і 224500 вузлів. На рис. 3 наведена твердотільна та скінченно-елементна модель зубощелепної системи з штучними включеннями.

В роботі виконано аналіз однопролітної конструкції на двох опорних циліндричних імплантатах (рис. 4,а) з однаковими кутами нахилу $\beta = 10^\circ$. Зосереджена сила $F = 400$ Н прикладена під кутом $\theta = 10^\circ$. Довжина імплантату (рис. 4,б) постійна і становить 10 мм.

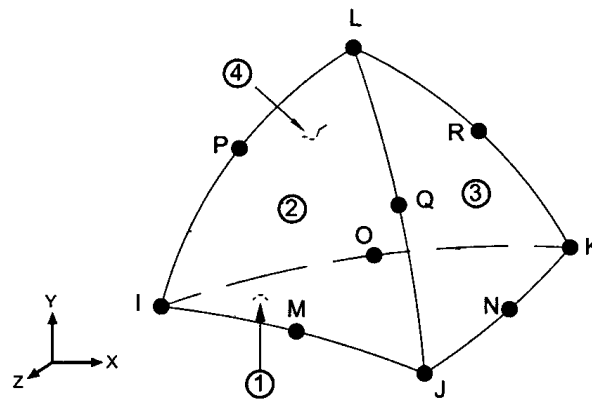


Рис. 2. Скінченний елемент SOLID92

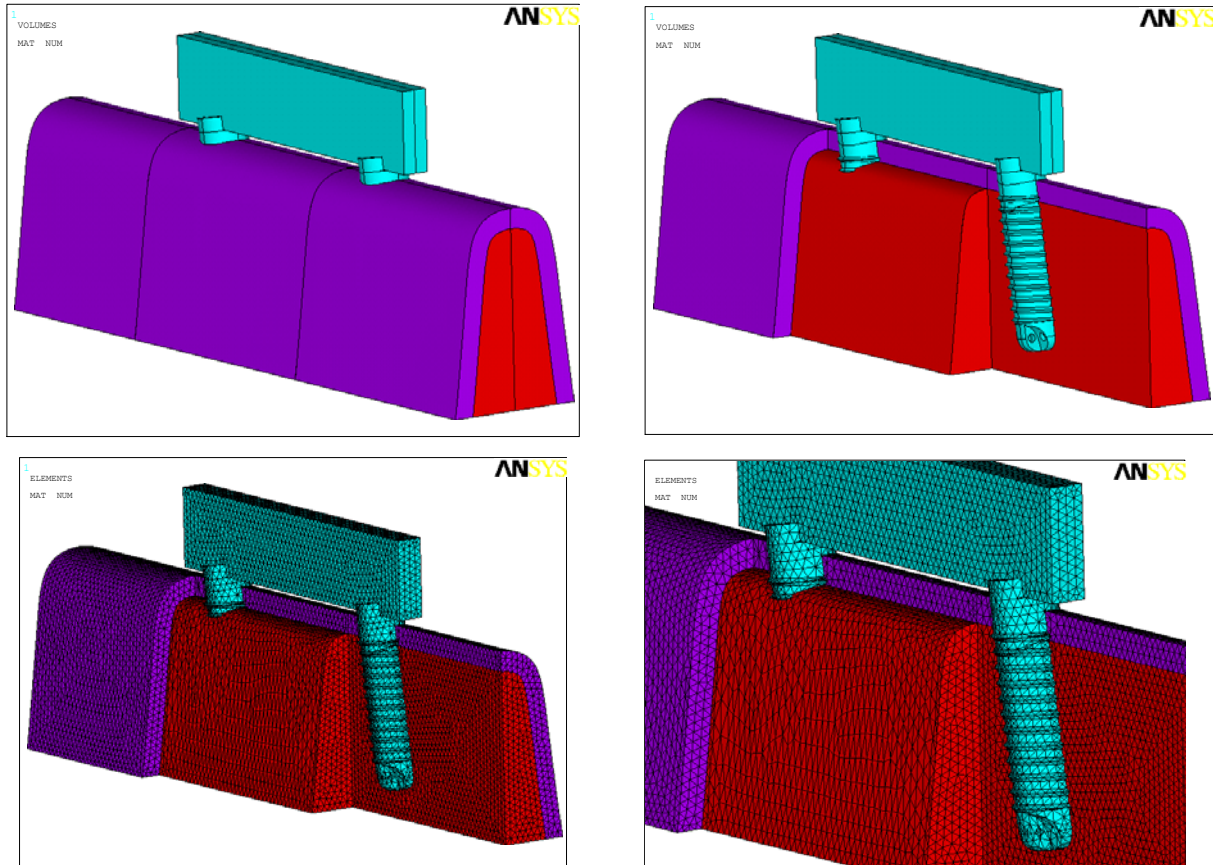


Рис. 3. Твердотільна та скінченно-елементна модель

Розрахунки та їхній аналіз

Програма ANSYS дозволяє в результаті розрахунків одержати цілий комплекс параметрів напружено-деформованого стану (НДС) конструкції: напруження й деформації в напрямках координатних осей, головні напруження й відповідні деформації, еквівалентні напруження за гіпотезою Губера-Мізеса, переміщення всіх точок конструкції і цілу низку інших величин. Процедура візуалізації дозволяє переглядати поля напружень і деформацій, встановлювати найбільш напружені ділянки об'єкта дослідження.

У результаті скінченно-елементного аналізу об'ємної моделі сегмента щелепи зі штучними вклученнями були отримані діаграми сумарних переміщень (рис. 5), еквівалентних напружень (рис. 6), розподілу рівнів еквівалентного напруження в імплантатах (рис. 7), кортикальному й губчатому шарах кісткової тканини (рис. 8).

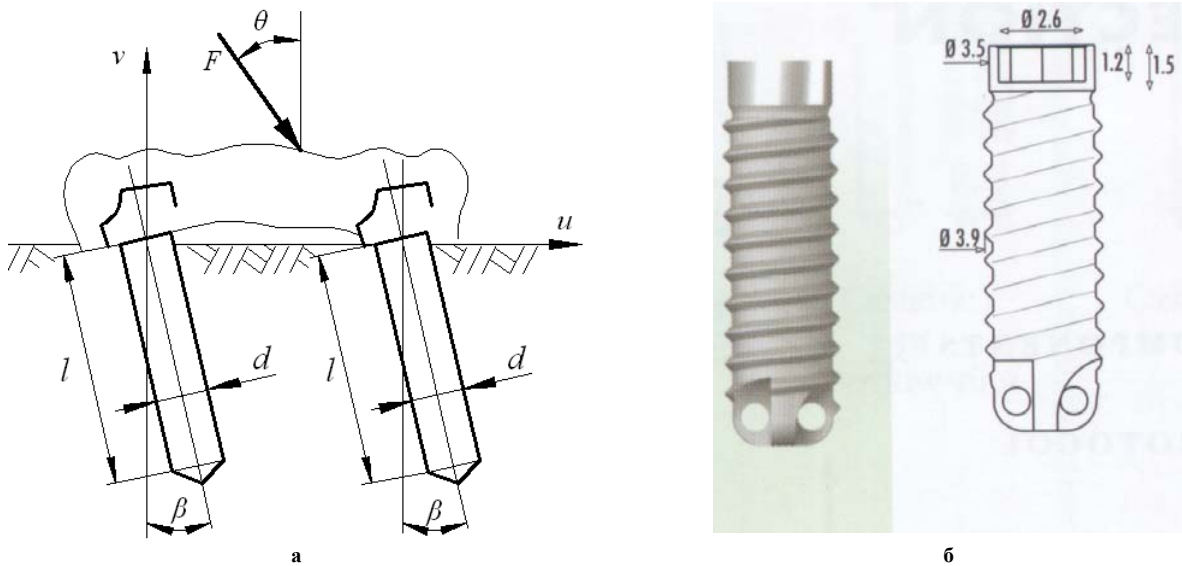


Рис. 4: а – схема навантаження; б – циліндричний імплантат

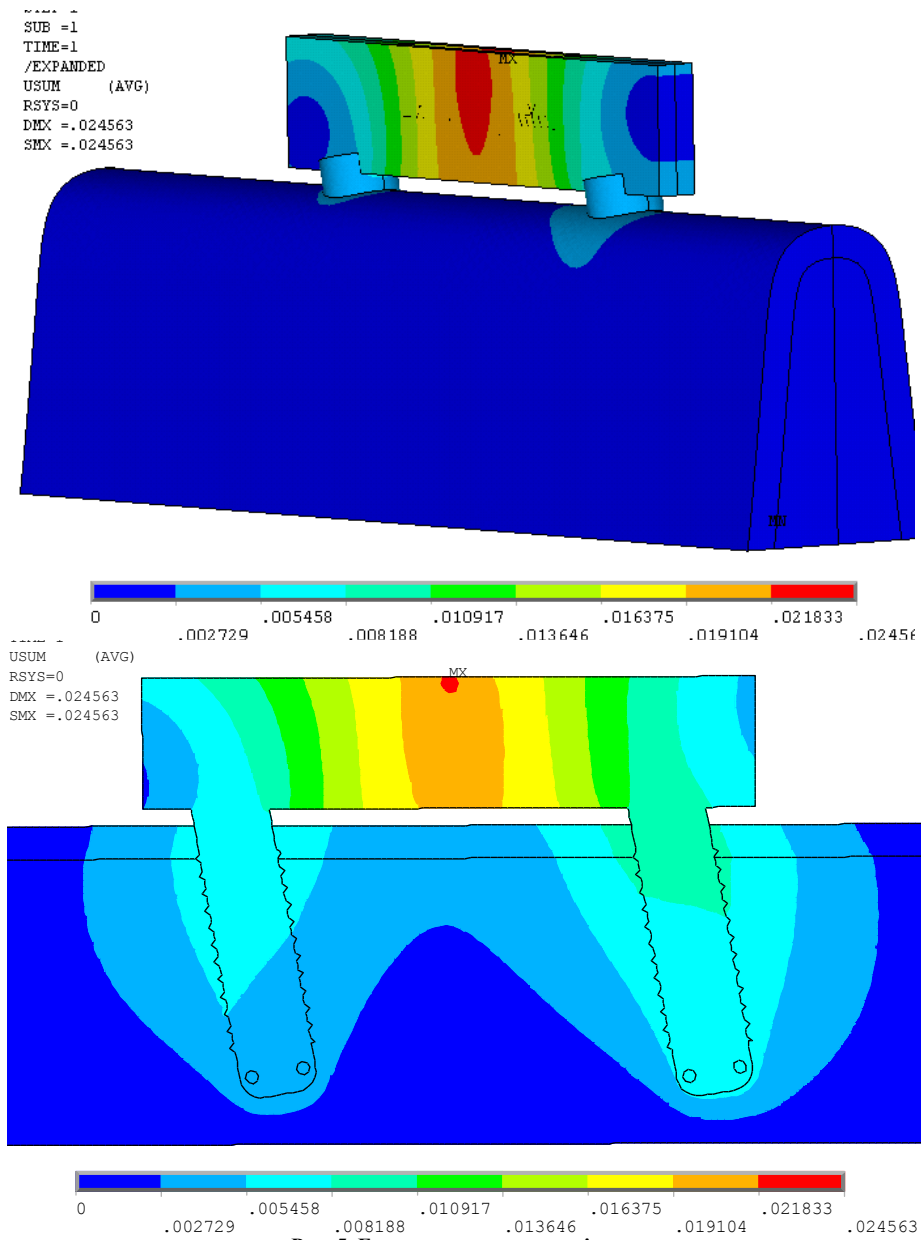


Рис. 5. Епюра сумарних переміщень

```
SUB =1  
TIME=1  
/EXPANDED  
SEQV (AVG)  
DMX =.016405  
SMN =649.891
```

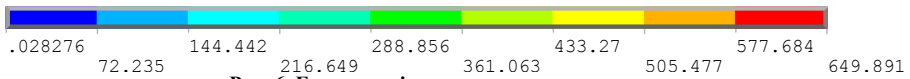
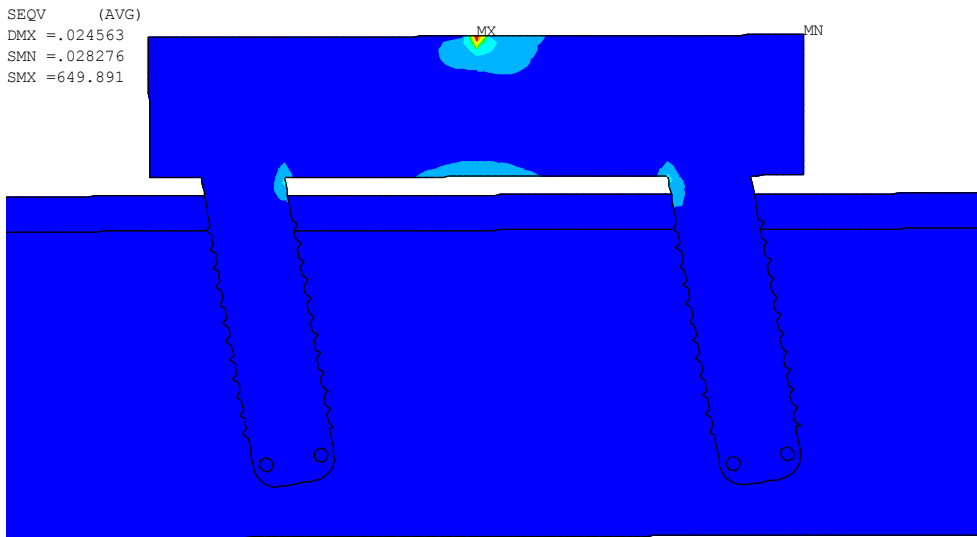
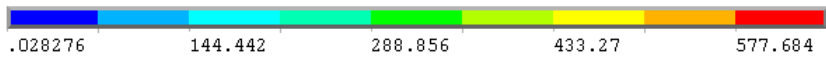
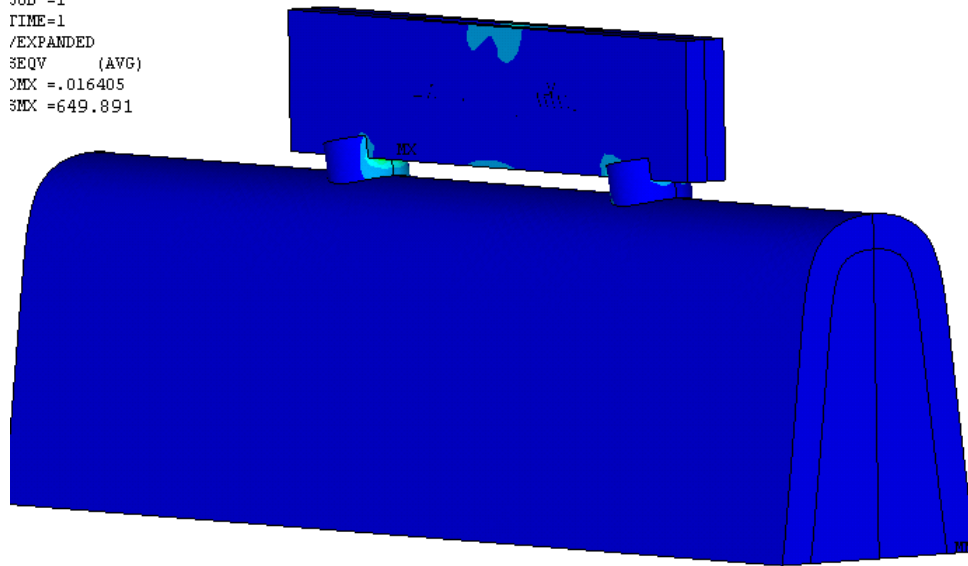


Рис. 6. Епюра еквівалентних напружень

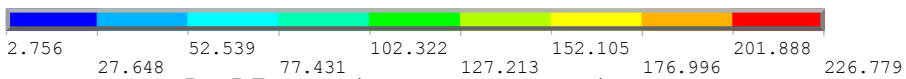


Рис. 7. Епюра еквівалентних напружень в імплантатах

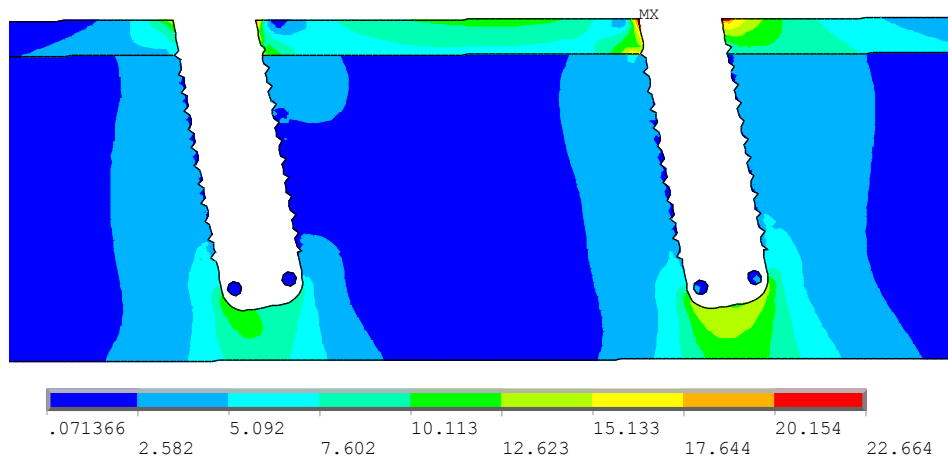


Рис. 8. Епюра напружень в кортикальному та губчастому шарах кісткової тканини

Висновки

Характер розподілу еквівалентних напружень свідчить про те, що максимальними вони є в місці прикладення навантаження (649,9 МПа) й не перевищують межу міцності. Так само напруженою є зона біля шийки імплантату (226,8 МПа); підвищені напруження в області зіткнення імплантату й кортикальної кістки (22,7 МПа), де виникає концентрація напружень на поверхні сполучення, викликані стрибкоподібною зміною твердості матеріалів, що сполучаються. Однак у частині імплантату, який знаходиться у шарі губчастої кістки, напруження малі і становлять 98,7 МПа. Максимальні переміщення є несуттєвими й складають лише 0,024 мм.

Література

1. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы / Галлагер Р. ; пер. с англ. — М. : Мир, 1984. — 428 с.
2. Дашенко А.Ф. ANSYS в задачах инженерной механики / Дашенко А.Ф., Лазарева Д.В., Сурьянинов Н.Г. ; под редакцией Н.Г. Сурьянинова.— Одесса: Астропринт, 2007. — 484 с.
3. Матвеева А.И. Исследование биомеханики дентальных имплантатов с использованием методики трехмерного объемного моделирования / А.И. Матвеева, Р.Ш. Гветадзе, В.Э. Логинов, С.С. Гаврюшин, А.В. Карасев // Стоматология. — М., 1998. — № 6. — С. 38–44.
4. Сухарев М.Ф. Изучение биомеханического взаимодействия имплантатов и кости методом математического моделирования / М.Ф. Сухарев, А.В. Бобров // Клиническая имплантология и стоматология. — 1997. — № 2. — С. 34–37.
5. Чумаченко Е.Н. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов / Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебеденко И.Ю. — М. : Молодая гвардия, 2003. — 270 с.

References

1. Gallager R. The finite element method. Basics. M.: Mir, 1984. 428 p.
2. Dashhenko A.F., Lazareva D.V., Sur'yaninov N.G. ANSYS in problems of engineering mechanics. Odessa: Astroprint, 2007. 484 p.
3. Matveeva A.I., Gvetadze R.S., Loginov V. E., Gavryushin S.S., Karasev A.V. Research of the biomechanics of dental implants using the technique of three-dimensional modeling. Dentistry. M., 1998. No. 6. P. 38–44.
4. Suxarev M.F., Bobrov A.V. The study of the biomechanical interaction between implants and bone by the method of mathematical modeling. Clinical implant implantology and stomatology. 1997. No. 2. P. 34–37.
5. Chumachenko E. N., Arutyunov S. D., Lebedenko I. Y. Mathematical modeling of the stress-strain state of dentures. M.: Molodaya Gvardiya, 2003. 270 p.

Рецензія/Peer review : 16.1.2015 р.

Надрукована/Printed :25.1.2015 р.
Рецензент: д.т.н., проф. Скиба М.С.