

- [17] V. Daniels and B. Leach, “The Occurrence and Alteration of Realgar on Ancient Egyptian Papyri”, *Stud. Conserv.*, 2004, pp. 73-84.
- [18] D. L. Douglass, C. Shing and G. Wang, “The light-induced alteration of realgar to pararealgar”, *American Mineralogist*, vol. 77, no. 11–12, pp. 1266–1274, 1992.
- [19] A. Kyono, “Light-induced degradation dynamics in realgar: in situ structural investigation using single-crystal X-ray diffraction study and X-ray photoelectron spectroscopy”, *Am. Mineral.*, vol. 90, pp. 1563–1570, 2005.
- [20] M. Pagliai, P. Bonazzi, L. Bindi, M. Muniz-Miranda and G. Cardini, “Structural and Vibrational Properties of Arsenic Sulfides: Alacranite (As₈S₉)”, *J. Phys. Chem. A*, vol. 115, pp. 4558–4562, 2011.
- [21] R. P. Wang, S. J. Madden, C. J. Zha, A. V. Rode, and B. Luther-Davies, “Annealing induced phase transformations in amorphous As₂S₃ films”, *J. Appl. Phys.*, vol. 100, p. 063524, 2006.
- [22] A. V. Kolobov and G. J. Adriaenssens, “On the mechanism of photostructural changes in As-based vitreous chalcogenides microscopic, dynamic and electronic aspects”, *Philos. Mag. B*, vol. 69, pp. 21–30, 1994.
- [23] V. M. Mitsa, R. M. Holomb, G. Lovas, G. Rudyko, M. Ivanda, E. G. Gule and I. V. Fekeshgazi, “The room temperature visible photoluminescence in g-As₂S₃ and Ge-based glasses”, *Sci. Bull. Uzhgorod Univ. Ser. Fiz.*, vol. 34, pp. 54–58, 2013.
- [24] K. Tanaka, “Photoinduced processes in chalcogenide glasses”, *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, vol. 4, no. 1, pp. 567–571, 1996.

УДК 539.3:612.75

ДО ПИТАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ ЗУБНИХ ПРОТЕЗІВ З РІЗНИХ ПОВЕРХНЕВИХ РЕЛЬЄФІВ

¹⁾Коломієць Л. В., ²⁾Лимаренко О. М.

¹⁾Державний університет інтелектуальних технологій і зв'язку, Одеса, Україна

²⁾Національний університет “Одеська політехніка”, Одеса, Україна

E-mail: leonkolom61@gmail.com, a.m.limarenko@op.edu.ua

Сучасну стоматологію немислимо представити без застосування математичного моделювання процесів, що протікають в складному зубощелепному апараті людини.

Багатьма науковцями застосовуються високоточні моделі тривимірної задачі теорії пружності для оцінки впливу рівня різних чинників на якісну картину напружено-деформованого стану (НДС) системи зуб - щелепа.

Однак, як показує аналіз, відсутні роботи, де для аналізу НДС зубних ортопедичних конструкцій застосовувався б найбільш сучасний і ефективний чисельний метод розрахунку - метод граничних елементів (МГЕ) в різних варіантах. Тому дослідження, спрямовані на використання МГЕ для розрахунку елементів ортопедичних конструкцій зі складною геометрією, з розривами фізико-механічних властивостей матеріалів і складними граничними умовами, є дуже актуальними.

Метою даної роботи є створення ефективної методики дослідження НДС зубних протезів з різними поверхневими рельєфами і вибір на основі

проведених досліджень найбільш раціональних конструкцій зубних протезів.

Зубощелепний апарат людини при функціонуванні відчуває різні навантаження та викликані ними переміщення і деформації. Навантаження характеризуються напрямком, величиною і тривалістю дії. Під дією цих навантажень анатомічні структури і штучно введені в ротову порожнину ортопедичні конструкції змінюють обсяг і форму за рахунок деформацій, зсувів, вигину або їх суперпозицій [1]. Елементами ортопедичних конструкцій є відносно тонкі пластини і циліндричні оболонки, що працюють в умовах вигину і плоскої задачі теорії пружності. Для дослідження ортопедичних конструкцій зі складною геометрією, з розривами фізико-механічних властивостей матеріалу, при складних граничних умовах, особливо ефективні чисельні методи, в основі яких лежать дискретні розрахункові схеми. Метод скінчених елементів (МСЕ) припускає явну апроксимацію рішення на малих підгалузях – кінцевих елементах. Для інтерполяції застосовуються координатні функції, що мають різний порядок. На основі МСЕ працює більшість сучасних універсальних програмних пакетів – ANSYS, Cosmos Works, NASTRAN та ін. Разом з МСЕ активно розвивається інший чисельний метод – МГЕ, де основою є не скінченно-різницеві схеми, а інтегральне рівняння задачі та його фундаментальні рішення. В МГЕ дискретизації підлягає не вся область об'єкта, а лише його межа, на якій із системи лінійних алгебраїчних рівнянь визначаються необхідні параметри, а стан у внутрішніх точках обчислюється за інтегральним рівнянням. На базі співвідношень МГЕ можна побудувати матрицю жорсткості пружного модуля. Для пластинчастих систем також можливий перехід від фундаментальних рішень до співвідношення МСЕ.

З метою визначення параметрів міцності та жорсткості залежно від форми оребрення складної кривої поверхні протеза було проведено комп'ютерне моделювання знімних зубних протезів. Методика розрахунку реалізована з використанням програми кінцево-елементного аналізу, а також проведені розрахунки із застосуванням МГЕ.

Загальний вигляд протеза (рис. 1).

Конструкція протеза представляє собою складну геометричну поверхню з фрагментів циліндричних обрисів товщиною 2 мм. Для визначення характеристик міцності і характеристик жорсткості моделювалася тільки геометрія протеза «без зубів», тому що на параметри напруженого і деформованого стану протеза вони не впливають. Закріплення протеза виробляли в місці розташування зубів. Побудову моделі виконуємо за допомогою пакета твердотільного параметричного моделювання SolidWorks, який використовує об'ємні моделі в якості основних об'єктів проектування. Пакет SolidWorks відрізняється своїм принципом побудови моделей, який полягає в створенні елементів моделі за допомогою витягування (вирізання) матеріалу по перетинах. Ескізи перерізів створюються шляхом встановлення розмірів і взаємозв'язків між об'єктами з подальшим використанням широкої

гами команд програми.



Рис. 1. Протез зубний знімний

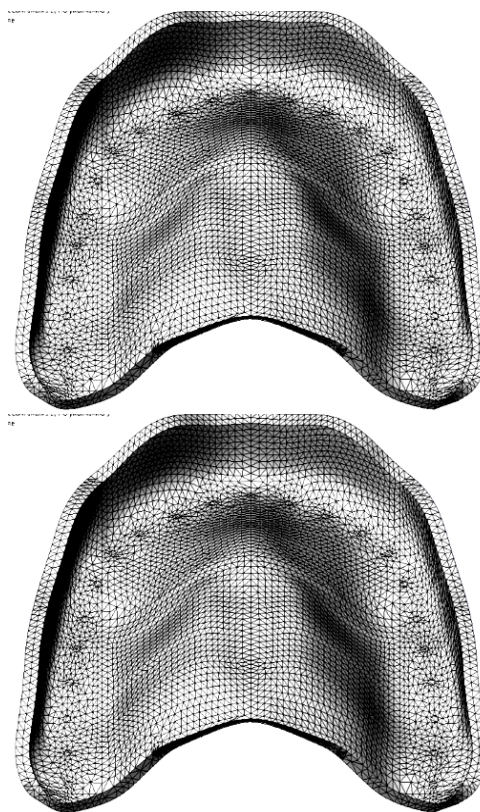


Рис. 2. Скінченно-елементна модель протеза

Скінченно-елементна модель протеза представлена на рис. 2. Бачимо, що побудова рівновіддалених площин, контурів основної поверхні і ромбовидної сітки дозволяє створити 3-D модель зубних протезів з точним описом їх геометрії, крайових умов і навантаження.

Визначимо міцність пластинок при дії статичного навантаження інтенсивністю 200 кПа. На що розраховується поверхню діє одинична сила. Епюри деформацій в протезі, отримані в результаті розрахунку, представлені на рис. 3 – 8.

Очевидно, що для забезпечення міцності тіла необхідно, що виникають в ньому робочі напруги були менше, ніж межа міцності. Однак, якщо робочі напруги дуже близькі до граничних значень (хай навіть менше за значенням), то міцність тіла або конструкції гарантувати не можна. Тому при розрахунку на міцність робочі напруги порівнюють не з граничними, а з допустимими. Межа міцності матеріалу $\sigma_{пч}=120$ МПа.

Найменші значення напруги виникають в протезі з ромбічної ґратами, що на 5,9 % менше, ніж у протеза з гладкою поверхнею, і на 18,78 % менше, ніж у протеза з квадратною сіткою (міцнісні характеристики найкращі у протеза з ромбічної ґратами).

Еквівалентні переміщення у протеза з ромбічної ґратами менше на 3,864 %, ніж у протеза з гладкою поверхнею, і на 8,52 % менше, ніж у протеза з квадратною сіткою.

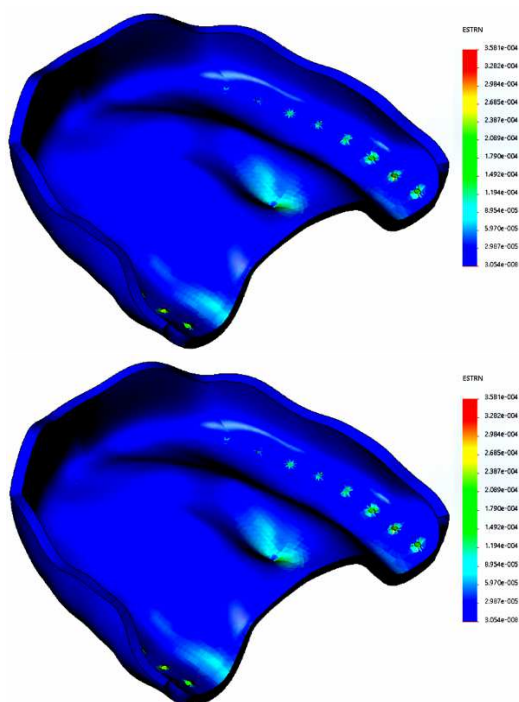


Рис. 3. Епюра деформацій в протезі

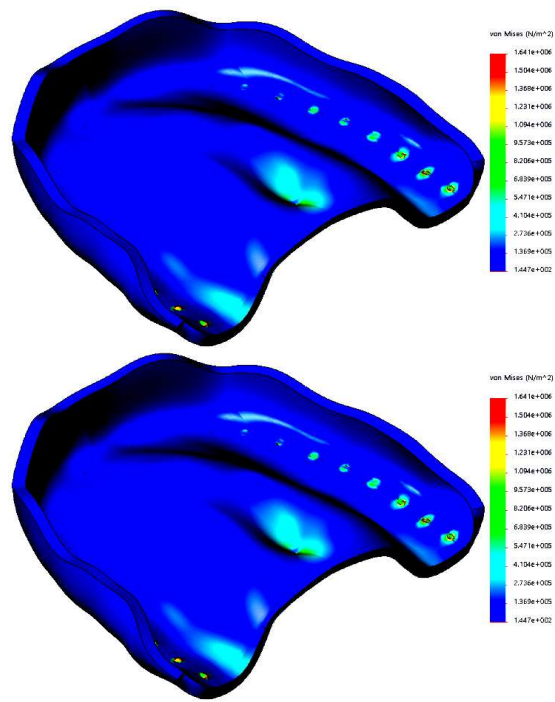


Рис. 4. Епюра еквівалентних напружень в протезі за гіпотезою Губера-Мізеса

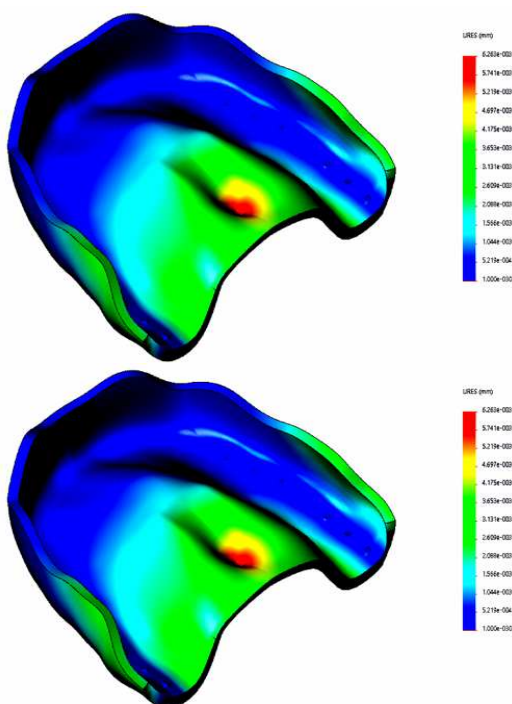


Рис. 5. Епюра вертикальних переміщень в протезі

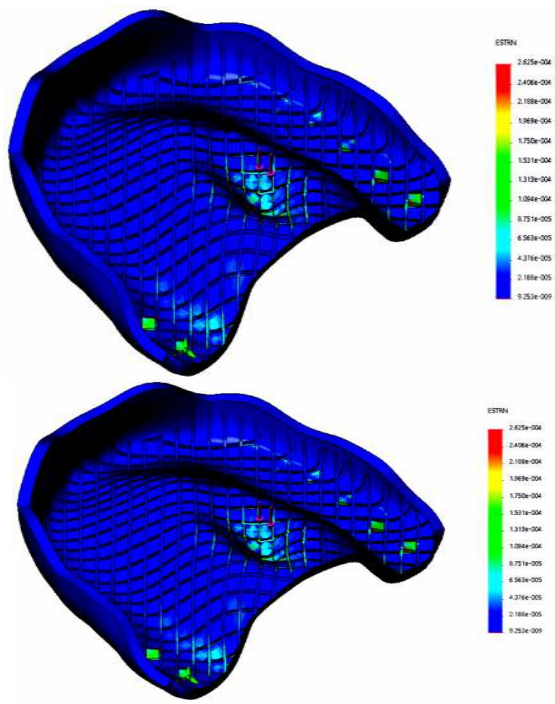


Рис. 6. Епюра деформацій в протезі з ромбічної ґратами

Таким чином, можна зробити висновок, що протез з ромбічної ґратами на поверхні володіє найкращими показниками по НДС в порівнянні з іншими розглянутими моделями (протез з гладкою поверхнею, протез з квадратною

сіткою).

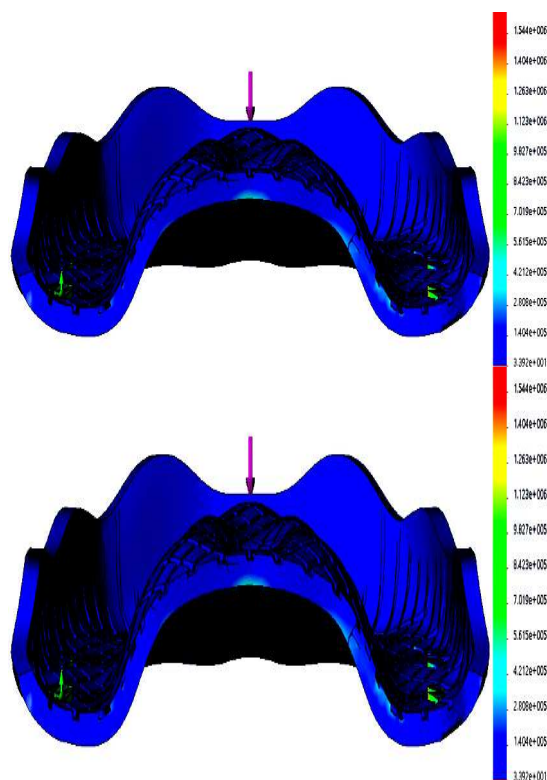


Рис. 7. Епюра еквівалентних напружень за гіпотезою Губера-Мізеса в протезі з ромбічної ґратами

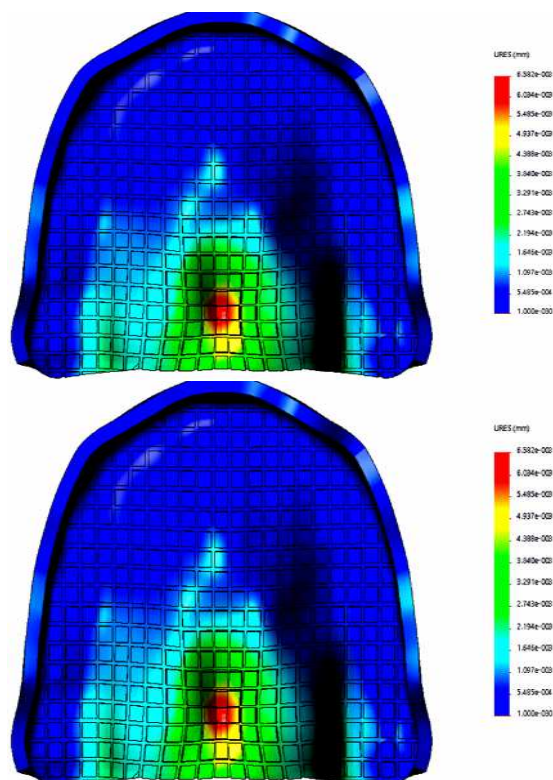


Рис. 8. Епюра вертикальних переміщень в протезі з прямокутною сіткою

Практична цінність роботи полягає у можливості моделювання зубних протезів на наближених об'єктах у двох різних методах. Зіставлення результатів розрахунків по цим методам представлені в табл. 1.

Таблиця 1. Результати розрахунків по методам МСЕ та МГЕ

МСЕ	МГЕ
Гладка поверхня	
$\sigma=1,641 \text{ МПа}$ $\varepsilon=3,581 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,263 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,6325 \text{ МПа}$ $\varepsilon=3,487 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,2496 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$
Квадратна решітка	
$\sigma=1,901 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,771 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,582 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,8903 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,7657 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,582 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$
Ромбічна решітка	
$\sigma=1,544 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,625 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=6,021 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$	$\sigma=1,5065 \text{ МПа}$ $\varepsilon=2,5692 \cdot 10^{-4}$ $\Delta=5,8927 \cdot 10^{-3} \text{ mm}$

Аналіз даних таблиці 1 показує, що результати двох різних методів дуже близькі, чим підтверджується достовірність розрахунків.

Ключові слова: біомеханіка, стоматологія, щелепа, протез, ортопедія.

Література

- [1] Біомеханіка зубощелепної системи, верхніх та нижніх кінцівок: математичне моделювання та практичні рекомендації. Монографія. Під заг. ред Коломійця Л. В. Одеса: ФОП Бондаренко, 2019. - 56 с.
- [2] Розрахунок машинобудівних конструкцій чисельними методами. Монографія в 2-х томах. Під заг. ред. Коломійця Л. В. Одеса: ФОП Бондаренко, 2018.

УДК 57.087.1

АЛГОРИТМ РОБОТИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЗАБОРУ КРОВІ З БІОМЕТРИЧНОЮ ІДЕНТИФІКАЦІЄЮ

Яковенко І. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: yakoovenko@gmail.com

Вступ. Ефективність медичних досліджень та процедур напряму залежить від точності та надійності зібраних біологічних даних. Помилки які виникають під час проведення медичного дослідження умовно діляться на три етапи [1, 2]: преаналітичні, аналітичні та постаналітичні помилки. Преаналітичні помилки визначаються як помилки, що виникають від призначення лікаря до аналітичного етапу, та включають запит на аналіз, ідентифікацію пацієнта, збирання, транспортування та підготовку до аналізу. Аналітичні помилки виникають під час випробування і включають несправність обладнання, переплутування проб, перешкоди, невиявлені помилки в контролі якості та недотримання процедури. Постаналітичні помилки відбуваються після проведення тесту і включають похибки у звітності, помилкову перевірку аналітичних даних, неправильне введення даних і надмірний час обробки.

Автоматизація процесів медичних досліджень дозволить оптимізувати робочі процеси та зменшити ризик виникнення помилок. Дослідження, проведене у 2004-2015 роках [2, 3], показує, що більшість помилок (48-70%) відбувається на стадії попередньої аналітичної фази забору крові. Це включає замовлення неправильних аналізів, ідентифікацію пацієнта, невідповідність тестів, втрату тестових записів, неправильний збір проб або неправильну підготовку пацієнта, що включає неправильне маркування пробірок та помилки у транспортуванні зразків.

Інтеграція біометричної ідентифікації в автоматизовану систему забору крові

В даній роботі представлено розробку автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією, що забезпечить усунення помилок, які виникають при ідентифікації пацієнтів та залежать від різних ключових аспектів процесу ідентифікації, маркування а також свідомого шахрайства. Дана автоматизація дозволить усунути помилки, які найчастіше виникають під