

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ПОЛІМЕРНОЇ МОДЕЛІ ЩЕЛЕПИ ПРИ ПРОТЕЗУВАННІ НА ВНУТРІШНЬОКІСТКОВИХ ІМПЛАНТАТАХ

Однією з важливих проблем сучасної стоматології є лікування пацієнтів з повною втратою зубів. Пропонуються різноманітні способи фіксації протезів на беззубих щелепах, та радикально проблему вирішує тільки імплантологія. Внутрішньокісткові імпланти є ефективним та перспективним напрямком ортопедичного лікування. Але відсутність ефекту відновлення кісткової тканини, втраченої при хірургічному втручанні, часто призводить до виникнення неприпустимо високих механічних напружень на границях кістка-імплантат та ризику руйнування щелепи. Для оптимізації процесу протезування необхідне неінвазивне експериментальне дослідження локальних мікродеформацій кісткової тканини в околі імплантата. В дослідницькій практиці для цього часто застосовуються неруйнівні лазерні методи голографічної та спекл-інтерферометрії. У роботі розглядається спрощений підхід до можливості експериментальної візуалізації максимально деформованої ділянки полімерної моделі щелепи методом цифрової електронної спекл-інтерферометрії (ЕСІ). Розроблений експериментальний стенд з використанням простої оптичної схеми інтерферометра дозволяє проведення оперативних випробувань запропонованих варіантів імплантатів і оцінки їх впливу на міцність кісткових структур.

Ключові слова: стоматологія, імплантат, деформація, міцність, спекл-інтерферометрія.

Проблеми, що виникають в ортопедичній стоматології при хірургічному втручанні, пов'язані з видаленням деякого об'єму щелепи та з особливостями силової взаємодії впровадженого імплантату з кістковою тканиною. Неприпустимо високі механічні напруження на границях кістка – імплантат та ризик руйнування опори робить актуальними питання оптимізації форми і параметрів різьбової частини імплантату. Результати теоретичних рішень з використання сучасних розрахункових програмних комплексів ANSYS, NASTRAN, COSMOS та інших можуть бути лише орієнтовними і вимагають верифікації. Оцінити придатність для стоматології різних варіантів протезів можливо лише після експериментальної оцінки деформованого стану ділянки щелепи в околі імплантата. Традиційні експериментальні методи електротензометрії та фотопружності для визначення мікродеформацій кісткових структур практично неприйнятні. Тому в біомеханіці оцінка міцності та пружності біотканин часто проводиться з допомогою безконтактних неруйнівних методів голографічної та спекл-інтерферометрії [1, 2]. Роздільна здатність голографічних інтерферограм [3] є дещо вищою, ніж у спекл-інтерферограм, але по інформативності вони практично еквівалентні. Фіксація голограм передбачає реєстрацію на спеціальних фотоматеріалах високочастотної інтерференційної структури (більше 1000 ліній на міліметр), з використанням складного фотохімічного процесу. А цифрові електронні спекл-інтерферограми формуються комп'ютерною програмою в реальному часі, без використання проміжного фотоносія, при значно простішій технології, меншій трудомісткості і значно більшій оперативності їх реєстрації [4]. Тому для аналізу взаємодії між протезом та щелепою використано саме цей метод.

Відпрацювання методики проводилось на створеному експериментальному стенді. Тестова ізотропна модель ділянки щелепи виготовлена з поліметилметакрилату у вигляді прямокутного паралелепіпеду (рис. 1а) розмірами $a=25$ мм, $b=15$ мм, $c=35$ мм. З урахуванням розмірів підборіддя нижньої щелепи імплантат діаметром 2 мм впроваджувався в компаундний масив на глибину 10 мм на відстані 1 мм від грані D.

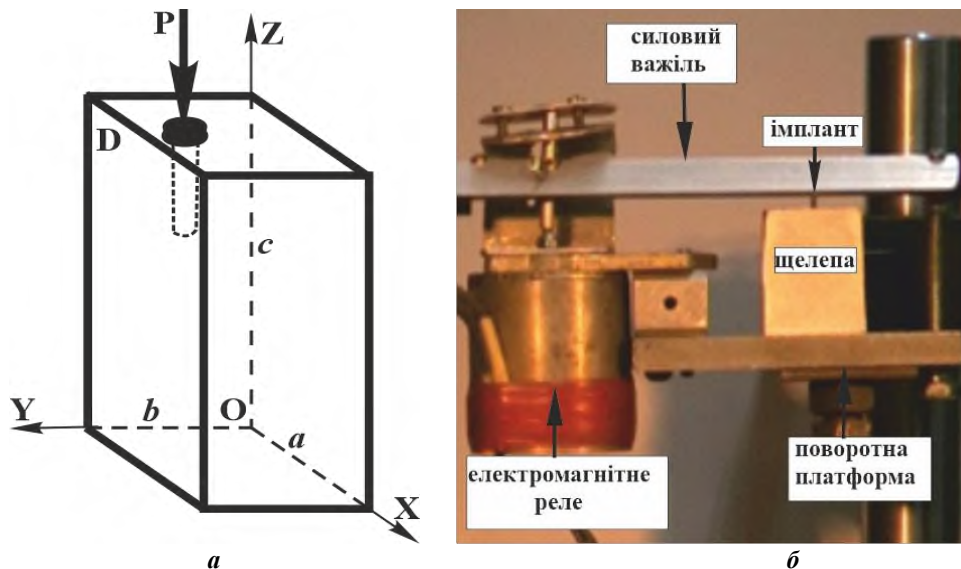


Рис. 1. Експериментальне моделювання жувального процесу:
а – полімерна модель ділянки щелепи з імплантом;
б – механізм створення циклічного навантаження на імплантат.

Доцільність такого розташування обумовлена прагненням дослідити деформації шарів щелепної тканини, що безпосередньо межують з протезом. Циклічне жувальне навантаження реалізується спеціальним важільного пристрою з електромагнітним приводом (рис. 1б). Сила P діяла на імплантат в осьовому напрямку (паралельно вісі Z). Її величина та період зміни задається синусоїдальним сигналом комп'ютера (ПК) (рис.2), який після підсилення підсилювачем постійного струму (ППС) подається на силове електромагнітне реле навантажувального пристрою (НП). Період навантаження змінювався у межах від чотирьох до десяти секунд, а його амплітуда (максимальна 95 Н) підбиралась по верхній границі чутливості інтерферометра та контролювалась за допомогою електронного осцилографа (ЕО). Пристрій дозволяє відтворювати навантаження в циклі з точністю до 0,05 Н.

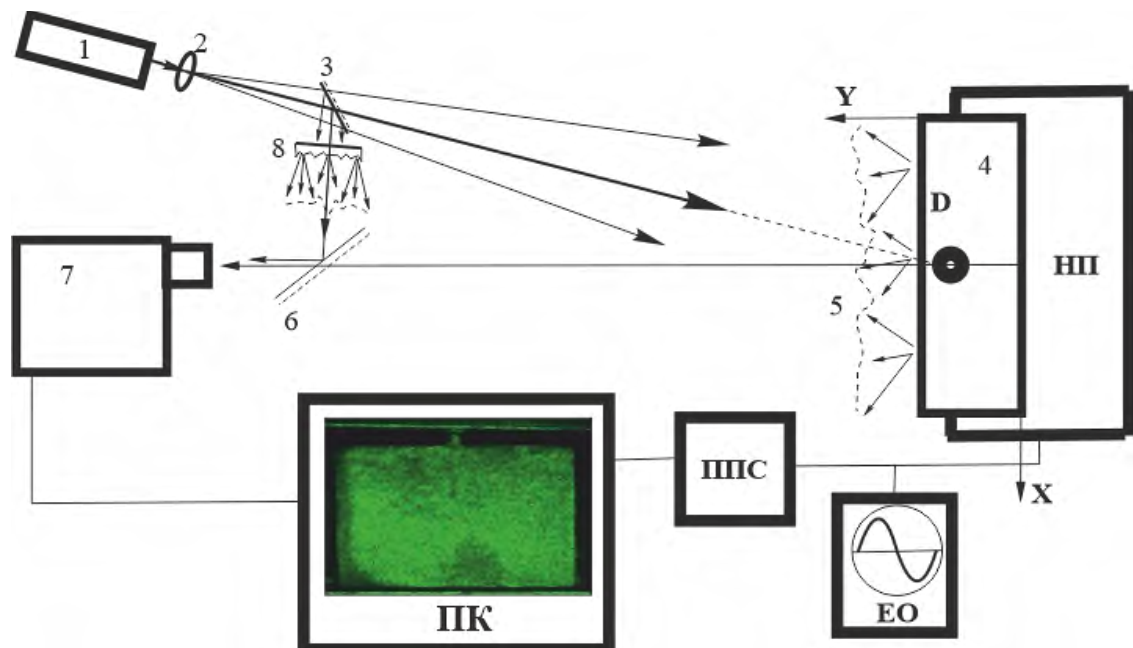


Рис. 2. Оптична схема та апаратурне забезпечення експериментального стану.

У спекл-інтерферометрії джерелом когерентного випромінювання служить малогабаритний твердотільний лазер 1 з діодною накачкою (DPSS – лазер). Його випромінювання потужністю 30 мВт має довжину хвилі $\lambda=0,532$ мкм і довжину когерентності 1 м. Оптична інформація відображається цифровою відеокамерою 7, котра в реальному часі створює відеопотік 25 кадрів в секунду з розбиттям по яскравості на 256 градацій. Її роздільна здатність не достатня для реєстрації голограм, але дозволяє передавати на комп'ютер ПК картини лазерних спеклів (спеклограми). Спекли – це згустки світлової енергії, що є результатом нерегулярної інтерференції дифузно розсіяного світла. Їх інтенсивність та фаза при переході від спекла до спекла хаотично змінюються, але в межах одного спеклу світлові коливання завжди синфазні [5].

Спекли, що виникають біля поверхні розсіювання, називаються об'єктивними, а які формуються при отриманні зображення спекл-поля на екрані, суб'єктивними. Важливо, що розміри суб'єктивних спеклів при діафрагмуванні фокуруючого об'єктиву збільшуються, і знаходяться в межах 1 – 100 мкм. Тому реєстрація спеклограм вимагає значно меншої роздільної здатності відеосенсора.

Формування спекл-інтерферограм відбувається таким чином. Випромінювання лазера 1 розширюється мікрооб'єктивом 2 і світлоділником 3 ділиться на два пучки. Світлова хвиля, що пройшла через дільник, освітлює шорстку площину D полімерної моделі 4 в напрямку, близькому до нормалі. Розсіяне світло створює предметний пучок 5, який проходить через світлоділник 6 і об'єктивом камери фокусується на відеоматриці у вигляді предметного спекл-поля. Випромінювач 1 і камера 7 розміщені компактным блоком на відстані від об'єкта 4, що значно перевищує його розміри. Тому світлову хвилю, що освітлює грань D, без суттєвої похибки можна вважати плоскою, а напрямки освітлення та спостереження всіх точок об'єкта і вектор чутливості інтерферометра колінеарними вісі Y. Відбите дільником 3 світло проходить через пропускаючий розсіювач 8 і перетворюється на дифузну опорну хвилю. На дільнику 6 вона об'єднується з предметною хвилею і створює на відеоматриці опорне спекл-поле. Інтерференція предметних і опорних спеклів формує на матриці поле результируючих спеклів. Після деформування зразка його цифрове зображення (спеклограма) з урахуванням геометрії інтерферометра має вигляд [4]:

$$B(x, z) = K(I_R(x, z) + I_S(x, z) + 2\sqrt{I_R(x, z)I_S(x, z)} \cos\left(\frac{4\pi}{\lambda} \cdot U_y(x, z) + \varphi(x, z)\right)) \quad (1),$$

де $B(x, z)$ – яскравість точок цифрового зображення спекл-поля;

K – коефіцієнт пропорційності між інтенсивністю спеклів та яскравістю їх зображення (визначається параметрами відеосистеми);

$I_R(x, z), I_S(x, z)$ – інтенсивності опорного і предметного спекл-поля;

$\varphi(x, z)$ – початкові різниці фаз опорного и предметного пучків.

$U_y(x, z)$ – нормальна компонента переміщень.

Значення $U_y(x, z)$ в співвідношенні (1) зашифровані випадковою функцією $\varphi(x, z)$, яка практично не піддається визначенню. Для декодування спеклограм [6] використовується метод спекл-кореляції. В ЕСІ кореляційне порівняння зображень спекл-полів реалізується їх поелементним відніманням, а модуль цієї різниці визначає яскравість $B_i(x, z)$ сформованої спекл-інтерферограми [7]. Якщо в якості опорного зображення служить спеклограма (1) початкового стану спекл-поля (при $U_y(x, z) = 0$), то, віднімаючи від неї всі наступні кадри, отримуємо інтерферограми деформаційних переміщень у вигляді:

$$B_i(x, z) = 4K \left| \sqrt{I_R(x, z)I_S(x, z)} \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} U_y(x, z) + \varphi(x, z)\right) \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} U_y(x, z)\right) \right| \quad (2).$$

Регулярну картину смуг тут визначає множник $\left| \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} U_y(x, z)\right) \right|$, а робоче співвідношення для обчислення переміщень має вигляд [4]:

$$U_y(x, z) = \frac{\lambda}{2} n_y(x, z) \quad (3),$$

де $n_y(x, z) = 0, 1, 2, \dots$ – кількість смуг, на яку змістилась картина інтерференції в точках (x, z) площини D.

Частота зміни інтерферограм відповідає кадровій частоті відеокамери, що важливо для детального аналізу деформування зразка в процесі навантаження. На рис.3 наведені окремі кадри відеограм, що відповідають переміщенням $U_y(x, z)$ при збільшенні сили P.

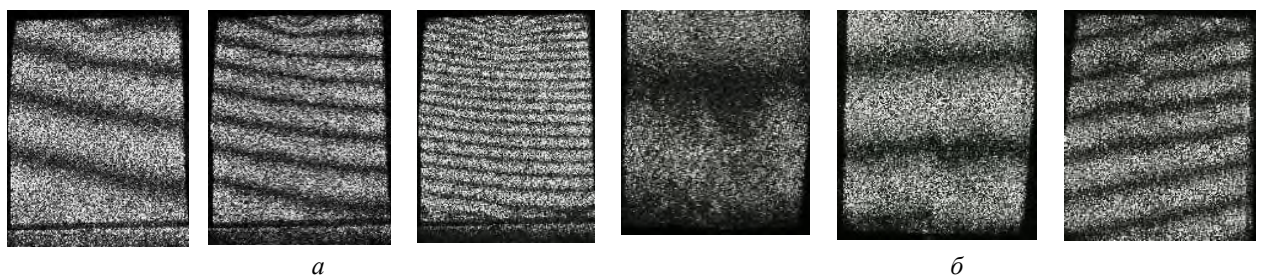


Рис. 3. Приклади різницевих спекл-інтерферограм:
а) – для суцільного зразка; б) – при появі мікротріщини.

Але для обчислення напруженого стану щелепи необхідна повну визначеність матриці переміщень і її апроксимація [8]. Це вимагає оцифрування мінімум трьох інтерферограм типу (2), (3) з різними напрямками векторів чутливості, а стэнд ускладнюється трикомпонентною оптичною схемою. Хоча в більшості досліджень нема необхідності проводити кількісну інтерпретацію інтерферограм з визначенням поля деформацій, важливо лише локалізувати зони їх екстремумів. Для цього достатньо провести якісний аналіз картини інтерференції, і при фіксованих навантаженнях на протез виділити зону максимального градієнта густини смуг (рис.3а). Надійним індикатором надмірних механічних напружень є поява в моделі кісткової тканини зародків мікротріщин. На інтерферограмі вони візуалізуються розривом смуг

інтерференції і свідчать про початок руйнування кісткової тканини (рис.3.б). Найбільш стисненими при цьому виявляються області кісткової тканини на глибині $1\div 1,2$ від довжини різьбової частини на вісі імплантанта.

Досвід роботи показав, що метод ЕСІ дозволяє ефективно розв'язувати проблеми неруйнівного безконтактного аналізу деформацій в зубному протезуванні. При роботі з моделями простим і надійним способом локалізації зон екстремальних напружень є метод візуалізації мікротріщин при плавному збільшенні контрольованого навантаження на протез. Запропонована спрощена методика дозволяє оперативно проводити експрес-дослідження доцільності тих чи інших доробок в конструкції протезів.

References

1. Trunov, O.M., Zoloty, YU.H., Zhuk I.YU. (2007) Eksperymental'ne doslidzhennya deformuvannya tverdykh biotkanyn pry statychnomu ta kvazistatychnomu navantazhenni metodom holohrafichnoyi interferometriyi // *Primenenie lazerov v medicine i biologii : materialy XXVII Mezhdunarodnoj nauchno-prakticheskoy konferencii*, 18–21 aprelya 2007 g. – Harkov : HNU im. V. N. Karazina, 2007. – pp. 165–168. [in Ukrainian].
2. Popovich, I. Yu., Petrushanko, T. O. (2008) Analiz napruzhenno-deformovanogo stanu vidnovlenih frontalnih devitalnih zubiv metodom golografichnoyi interferometriyi // *Suchasna stomatologiya*. - 2008. - № 1. - pp. 189–192. [in Ukrainian].
3. Ostrovsky Yu.I., Shchepinov VP., Yakovlev V.V. *Holographic Interferometry in Experimental Mechanics*. – Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1991. – P. 182–320. [in English].
4. Jones R., Wykes C. (1989), *Holographic and Speckle Interferometry*. 2 edition, Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511622465> [in English].
5. Goodman J.W. *Speckle Phenomena in Optics: theory and applications*. – Englewood: Roberts and Company Publishers, 2007. – P. 162–248. [in English].
6. Muravskij, L., Voronyak, T. (2013) Metodi elektronnoyi spekl-interferometriyi dlya doslidzhennya poverhnevih deformacij materialiv. *Elektronika ta informacijni tehnologii*. 2013. Vypusk 3. pp. 3–27. [in Ukrainian].
7. Voronyak, T.I., Ivanickij, Ya.L., Muravskij, L.I., Semenec O.I. (2013) Doslidzhennya deformuvannya ta rуйnuvannya kompozitiv zasobami elektronnoyi spekl-interferometriyi. *Fiziko-himichna mehanika materialiv – 2013 Physicochemical Mechanics of Materials*. [in Ukrainian].
8. Bozhidarnik, V.V., Sulim, G.T. (1994) *Elementi teorii pruzhnosti*. — Lviv: Svit, 1994. — 560 p. [in Ukrainian].

DOI 10.34132.mspc2025.01.08.06

Iryna Zhuk

EXPERIMENTAL STUDY OF THE DEFORMED STATE OF A POLYMERIC JAW MODEL DURING PROSTHETICS ON INTRAOSSEOUS IMPLANTS

One of the key challenges in modern dentistry is the treatment of patients with complete tooth loss. Various methods for securing prostheses on edentulous jaws are proposed, but implantology remains the only radical solution to the problem. Endosseous implants represent an effective and promising approach to orthopedic treatment. However, the lack of bone tissue regeneration following surgical intervention often leads to unacceptably high mechanical stress at the bone-implant interface, increasing the risk of jaw fracture. To optimize the prosthetic process, a non-invasive experimental study of local micro-deformations in the bone tissue around the implant is necessary. In research practice, non-destructive laser methods such as holographic and speckle interferometry are often used for this purpose. The study examines a simplified approach to experimental visualization of the most deformed area of a polymer jaw model using digital electronic speckle interferometry (ESI). The developed experimental setup, utilizing a simple optical interferometer scheme, enables rapid testing of proposed implant variants and assessment of their impact on bone structure strength.

Key words: dentistry, implant, deformation, strength, speckle interferometry.

Відомості про автора / Information about the Author

Ірина Жук, старший викладач кафедри гігієни, соціальної медицини, громадського здоров'я та медичної інформатики Навчально-наукового медичного інституту, Чорноморського національного університету імені Петра Могили, м. Миколаїв, Україна. E-mail: iryna.zhuk@chmnu.edu.ua, orcid: <https://orcid.org/0000-0002-7350-1944>.

Iryna Zhuk, Senior Lecturer, Department of Hygiene, Social Medicine, Public Health and Medical Informatics, Educational and Scientific Medical Institute of the Petro Mohyla Black Sea National University, Mykolaiv, Ukraine.
E-mail: iryna.zhuk@chmmu.edu.ua, orcid: <https://orcid.org/0000-0002-7350-1944>.

© I. Жук
29.05.2025.

Стаття отримана редакцією