

УДК 616.314-089.23:539.3

DOI <https://doi.org/10.35220/2523-420X/2026.1.17>**Л.Г. Грива,**

аспірант кафедри ортодонції,  
Національний медичний університет  
імені О.О. Богомольця,  
вул. Зоологічна, 1, м. Київ, Україна, індекс 03057  
[ludmilagiva2919@gmail.com](mailto:ludmilagiva2919@gmail.com)  
ORCID ID: 0009-0001-2487-8657

**О.С. Мусієнко,**

PhD,  
Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського,  
просп. Берестейський, 37, м. Київ, Україна, індекс 03056  
[o.musiienko@kpi.ua](mailto:o.musiienko@kpi.ua)  
ORCID ID: 0000-0001-8255-3909

## БИОМЕХАНИЧНА СТАБІЛЬНІСТЬ ОРТОДОНТИЧНИХ МІНІ-ІМПЛАНТАТІВ: ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ОЦІНКА В УМОВАХ КВАЗІСТАТИЧНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ПІД КУТОМ 90 ГРАДУСІВ

У сучасній ортодонції міні-імпланти широко використовуються як надійний засіб скелетного анкоражу, що дозволяє ефективно контролювати переміщення зубів. Водночас їх біомеханічні властивості, зокрема поведінка під навантаженням та стабільність у кістковій тканині, залишаються недостатньо вивченими. Особливе значення має визначення граничних навантажень і жорсткості системи «міні-імплантат – кісткова тканина», що безпосередньо впливає на клінічну ефективність лікування. **Мета дослідження.** Метою випробування було визначення граничного навантаження на вирив та жорсткості з'єднання «мініімплантат – модель кісткової тканини» для серії ортодонтичних міні імплантів при квазістатичному навантаженні за умови їх встановлення під кутом 90° до напрямку прикладення сили. **Матеріал та метод дослідження.** Об'єктами дослідження були п'ять зразків ортодонтичних міні-імплантів різної конструкції (№1–№5), виготовлених із титанового сплаву Ti-6Al-4V методом механічної обробки. Для моделювання механічних властивостей губчастої кісткової тканини кожен міні імплантат встановлювали в епоксидну смолу. Імплант фіксували в матриці таким чином, щоб вісь імплантату утворювала кут 90° з напрямком прикладення навантаження. Після полімеризації епоксидної смоли формували зразки у вигляді блоків розмірами приблизно 20–25 мм у поперечному перерізі та 25–30 мм по висоті, у яких міні-імплантат був жорстко закріплений під заданим кутом. Випробування проводили на універсальній випробувальній машині TIRATEST-2151 з максимальним навантаженням 5 кН. Навантаження прикладалися до головки мініімплантату за допомогою металевого дроту та спеціального захвату. Епоксидний блок установлювали на нижню опору випробувальної

машини. **Висновки.** Встановлено, що отримані діаграми «сила – переміщення» ( $F-\delta$ ) не повною мірою відображають реальну поведінку системи через складний характер навантаження, тому визначення моменту руйнування доцільно здійснювати за результатами візуального аналізу. Лінійну частину діаграми можна використовувати для визначення жорсткості системи. Встановлено, що жорсткість системи «міні імплантат – модель кісткової тканини» варіюється в межах від 13,04 до 24,19 Н/мм залежно від конструкції імплантату. Найбільша жорсткість зафіксована у 3 зразка – 24,19 Н/мм.

**Ключові слова:** отодонтичні міні-імпланти, скелетний анкораж, біомеханіка, граничне навантаження, жорсткість, механічна стабільність, модель кісткової тканини, губчаста кістка, квазістатичне навантаження, напружено-деформований стан, ортодонтичне лікування

**L.G. Hryva,**

Postgraduate Student at the Department of Orthodontics,  
Bogomolets National Medical University,  
1 Zoolohichna street, Kyiv, Ukraine, postal code 03057  
[ludmilagiva2919@gmail.com](mailto:ludmilagiva2919@gmail.com)  
ORCID ID: 0009-0001-2487-8657

**O.S. Musiienko,**

PhD,  
Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute,  
37 Beresteyskyi Ave., Kyiv, Ukraine, postal code 03056  
[o.musiienko@kpi.ua](mailto:o.musiienko@kpi.ua)  
ORCID ID: 0000-0001-8255-3909

## BIOMECHANICAL STABILITY OF ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS: EXPERIMENTAL EVALUATION UNDER QUASI-STATIC LOADING AT A 90-DEGREE ANGLE

In modern orthodontics, mini-implants are widely used as a reliable means of skeletal Anchorage, which allows you to effectively control the movement of teeth. At the same time, their biomechanical properties, in particular their behavior under load and stability in bone tissue, remain poorly understood. Of particular importance is the determination of the maximum loads and stiffness of the “mini-implant – bone tissue” system, which directly affects the clinical effectiveness of treatment. **Purpose of the study.** The purpose of the test was to determine the maximum pull-out load and stiffness of the “mini – implant-bone model” joint for a series of orthodontic mini-implants under quasi-static load, provided that they are installed at an angle of 90° to the direction of force application. **Material and research method.** The objects of the study were five samples of orthodontic mini-implants of various designs (No. 1–No. 5) made of Ti-6Al-4V titanium alloy by mechanical processing. To simulate the mechanical properties of spongy bone tissue, each mini implant was placed in epoxy resin. The implant was fixed in the matrix so that the implant axis formed an angle of 90° with the direction of application of the load. After



polymerization of the epoxy resin, samples were formed in the form of blocks with dimensions of approximately 20-25 mm in cross-section and 25-30 mm in height, in which the mini-implant was rigidly fixed at a given angle. The tests were carried out on a TIRATEST-2151 universal test machine with a maximum load of 5 kn. the load was applied to the mini-implant head using a metal wire and a special gripper. The epoxy block was installed on the lower support of the test machine. **Conclusions.** It is established that the obtained force – displacement diagrams ( $F-\delta$ ) do not fully reflect the real behavior of the system due to the complex nature of the load, so it is advisable to determine the moment of destruction based on the results of visual analysis. The linear part of the diagram can be used to determine the system stiffness. It was found that the stiffness of the “mini implant – bone model” system varies from 13.04 to 24.19 N/mm, depending on the implant design. The highest stiffness was recorded in 3 samples – 24.19 N/mm.

**Key words:** orthodontic mini-implants, skeletal anchorage, biomechanics, ultimate load, stiffness, mechanical stability, bone model, cancellous bone, quasi-static loading, stress-strain state, orthodontic treatment.

**Вступ.** У сучасній ортодонції міні-імпланти широко використовуються як надійний засіб скелетного анкеражу, що дозволяє ефективно контролювати переміщення зубів. Водночас їх біомеханічні властивості, зокрема поведінка під навантаженням та стабільність у кістковій тканині, залишаються недостатньо вивченими. Особливе значення має визначення граничних навантажень і жорсткості системи «міні-імплантат – кісткова тканина», що безпосередньо впливає на клінічну ефективність лікування.

У зв'язку з цим актуальним є експериментальне дослідження механічних характеристик міні-імплантів для підвищення прогнозованості їх використання в ортодонтичній практиці.

**Мета дослідження.** Метою випробування було визначення граничного навантаження на вирив та жорсткості з'єднання «мініімплантат – модель кісткової тканини» для серії ортодонтичних міні імплантів при квазістатичному навантаженні за умови їх встановлення під кутом  $90^\circ$  до напрямку прикладення сили.

**Об'єкти дослідження.** Об'єктами дослідження були п'ять зразків ортодонтичних міні-імплантів різної конструкції (№1–№5), виготовлених із титанового сплаву Ti-6Al-4V методом механічної обробки.

Для моделювання механічних властивостей губчастої кісткової тканини кожен міні імплантат встановлювали в епоксидну смолу. Імплант фіксували в матриці таким чином, щоб вісь імплантату утворювала кут  $90^\circ$  з напрямком прикладення навантаження. Після полімеризації епоксидної

смоли формували зразки у вигляді блоків розмірами приблизно 20–25 мм у поперечному перерізі та 25–30 мм по висоті, у яких мініімплантат був жорстко закріплений під заданим кутом.

Випробування проводили на універсальній випробувальній машині TIRATEST-2151 з максимальним навантаженням 5 кН. Навантаження прикладалося до головки мініімплантату за допомогою металевого дроту та спеціального захвату. Епоксидний блок установлювали на нижню опору випробувальної машини. Загальний вигляд зразків зображено на рис. 1 а-д.

Силу прикладали у режимі розтягу зі швидкістю переміщення захвату 20 мм/хв до моменту втрати зчеплення міні імплантату з епоксидною матрицею або до моменту розриву тросу, через який передавалося навантаження. Навантаження прикладалося вздовж осі машини, при цьому напрямок дії сили був нахилений відносно осі імплантату на  $90^\circ$ .

У процесі випробування реєстрували залежність сили від переміщення ( $F-\delta$ ) (рис. 2-6).

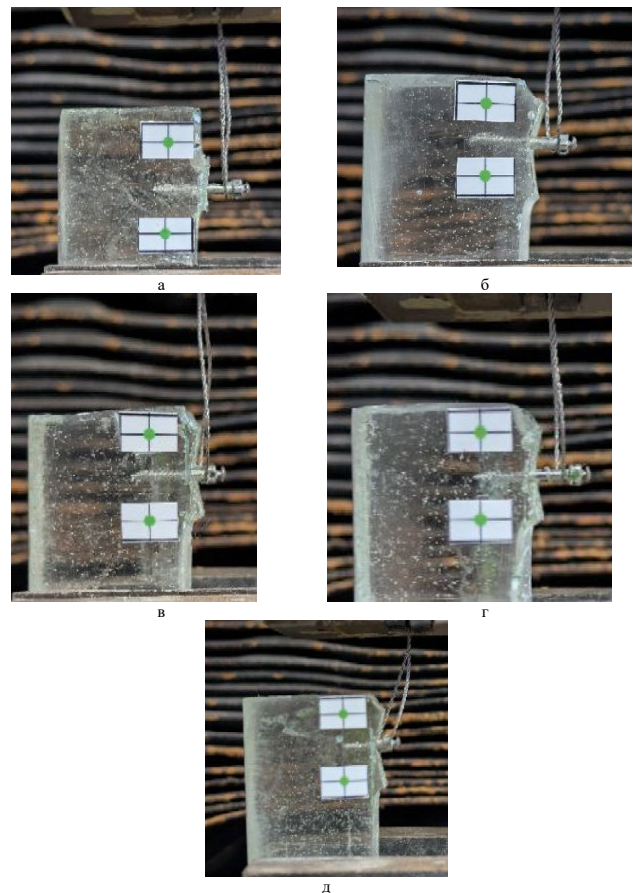


Рис. 1. Зразки міні імплантатів, зафіксованого в епоксидній матриці під кутом  $90^\circ$  до напрямку прикладення навантаження

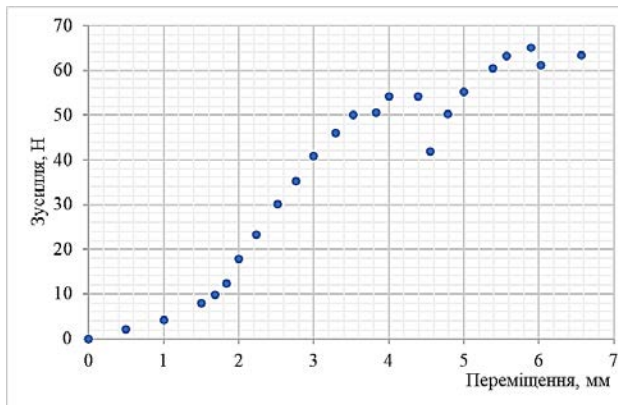


Рис 2. Діаграма залежності «сила – переміщення» (F- $\delta$ ) для зразка №1 при навантаженні на вирив під кутом 90°

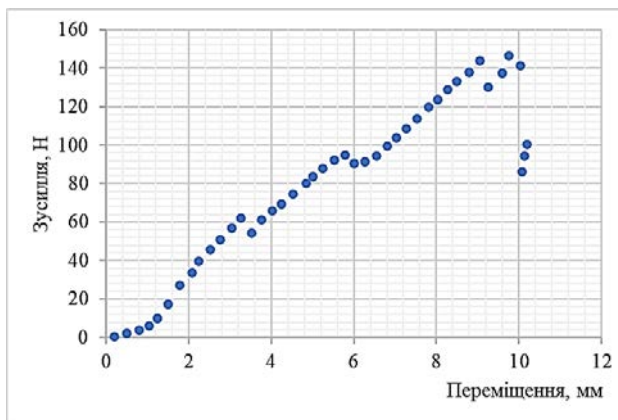


Рис 3. Діаграма залежності «сила – переміщення» (F- $\delta$ ) для зразка №2 при навантаженні на вирив під кутом 90°

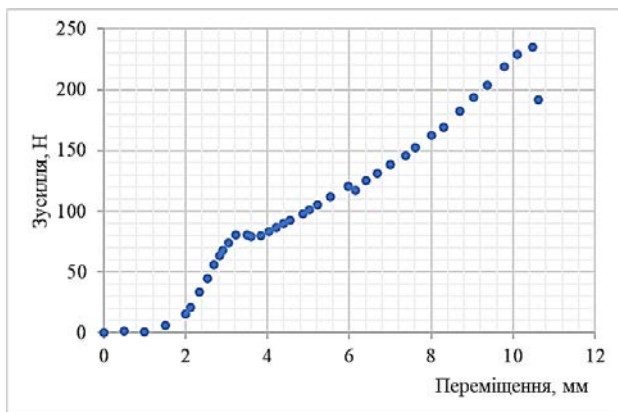


Рис 4. Діаграма залежності «сила – переміщення» (F- $\delta$ ) для зразка №3 при навантаженні на вирив під кутом 90°

Водночас слід зазначити, що через особливості навантаження отримані діаграми не повністю відображають реальну поведінку системи «міні імплантат – модель кісткової тканини». У певний момент випробування спостерігалось початок

руйнування епоксидного блока та вигин міні імплантату, що впливало на характер кривих. У зв'язку з цим момент руйнування визначали за результатами візуального аналізу фотоматеріалів (рис. 7-12).

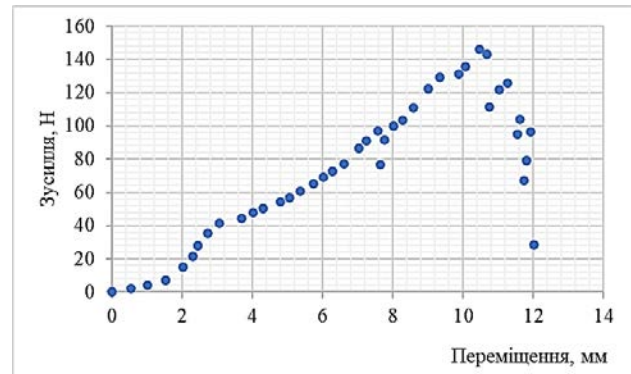


Рис 5. Діаграма залежності «сила – переміщення» (F- $\delta$ ) для зразка №4 при навантаженні на вирив під кутом 90°

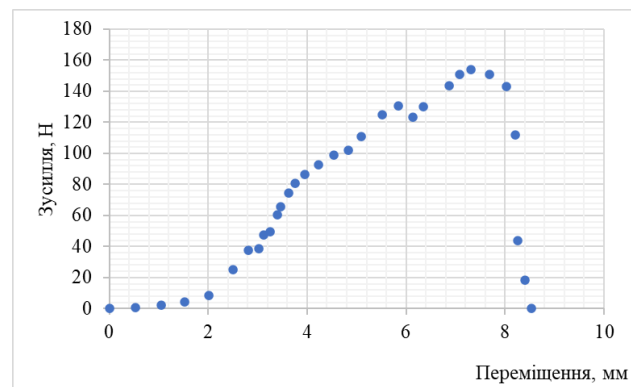


Рис 6. Діаграма залежності «сила – переміщення» (F- $\delta$ ) для зразка №5 при навантаженні на вирив під кутом 90°

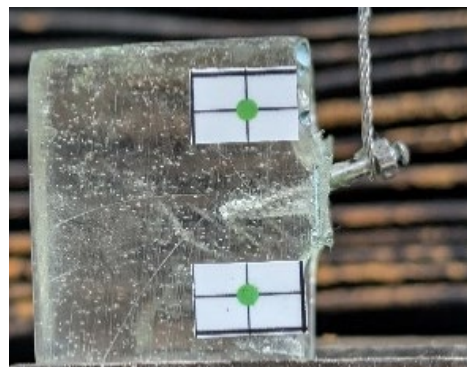


Рис 7. Зразок № 1 в момент руйнування при навантаженні 60 Н

**Висновки.** У результаті проведених випробувань встановлено, що граничне навантаження для досліджених міні імплантатів суттєво відрізняється та знаходиться в діапазоні від 50 Н до 100 Н залежно від конструктивних особливостей зразків.

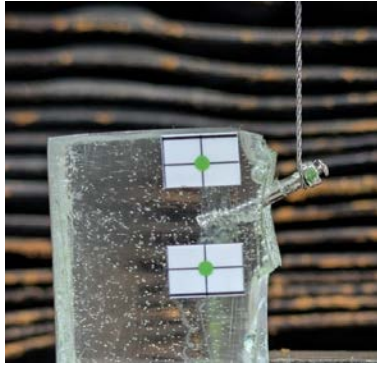


Рис. 8. Зразок № 2 в момент руйнування при навантаженні 90 Н

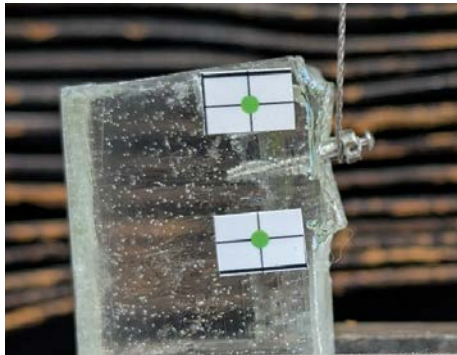


Рис.9. Зразок № 3 в момент руйнування при навантаженні 100 Н

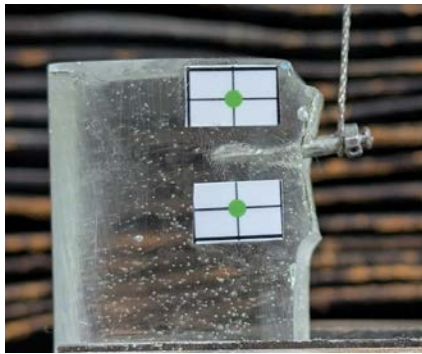


Рис. 10. Зразок № 4 в момент руйнування при навантаженні 50 Н

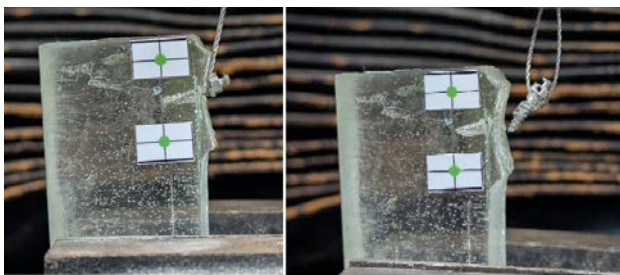


Рис. 11. Зразок № 5 в момент руйнування при навантаженні 100 Н та повного вириву при навантаженні 154,5 Н



Рис. 12. Жорсткість з'єднання «мініімплантат – модель кісткової тканини» для зразків №1–№5

Найменшу міцність з'єднання продемонстрував зразок №4 (руйнування при навантаженні 50 Н), тоді як найбільше значення граничного навантаження зафіксовано для зразків №3 та №5 (до 100 Н), що свідчить про вищу ефективність їх конструкції в умовах прикладання навантаження під кутом 90°.

Аналіз фотоматеріалів показав, що руйнування системи відбувається за рахунок поєднання втрати зчеплення імплантату з моделлю кісткової тканини, локального руйнування епоксидного блока та вигину міні імплантату.

Встановлено, що отримані діаграми «сила – переміщення» ( $F-\delta$ ) не повною мірою відображають реальну поведінку системи через складний характер навантаження, тому визначення моменту руйнування доцільно здійснювати за результатами візуального аналізу. Лінійну частину діаграми можна використовувати для визначення жорсткості системи.

Встановлено, що жорсткість системи «міні імплантат – модель кісткової тканини» варіюється в межах від 13,04 до 24,19 Н/мм залежно від конструкції імплантату. Найбільша жорсткість зафіксована у 3 зразка – 24,19 Н/мм.

#### References:

- Musiienko, O.S., Parii, V.V., Morhun, O.I. & Diadik, I.G. (2025). Development of a methodology and study of the stress-strain state of the biomechanical system "jaw-implant" *Wiadomości Lekarskie*, 9, 1758–1764.: DOI: 10.36740/wlek/212507.
- Musiienko, O., Parii, V., Morhun, O., & Koval, V. (2024). Influence of the angle of dental implant placement on the stress-strain state of the jaw. *Ukrainian Scientific Medical Youth Journal*, 1(144), 98–104. DOI: 10.32345/usmyj.1(144).2024.98-104.
- Musiienko, O., Parii, V., & Morhun, O. (2023). Stress-strain state of the mandible-implant system under

static loading. International Scientific and Technical conference «The Progressive Technics, Technology and Engineering Education», XXIII, 101–104. DOI: 10.20535/2409-7160.2023.xxiii.279272 .

4.Park, H.S., Jeong, S.H., & Kwon, O.W. (2006). Factors affecting the clinical success of orthodontic micro-implants used as anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18–25. DOI: 10.1016/j.ajodo.2005.02.021

5.Antoszevska-Smith A., & et al. (2021). Survival rate of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review and meta-analysis. *Progress in Orthodontics*, 22, 36. DOI: 10.1186/s40510-021-00381-3

6.Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M., & Shimizu, N. (2007). Clinical success rate of orthodontic mini-implants used for skeletal anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5), 779–786. DOI: 10.11607/jomi.494

7.Proffit, W.R., Fields, H.W., Larson, B., & Sarver, D.M. (2025). *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby, Elsevier Health Sciences.

Дата першого надходження рукопису  
до видання: 28.03.2026

Дата прийнятого до друку рукопису  
після рецензування: 15.04.2026

Дата публікації: 22.05.2026