

УДК: 616.314-089.23:616.315-007.254]-053.2-76-047.42

## ДОСЛІДЖЕННЯ ВЕЛИЧИН СИЛОВИХ РЕАКЦІЙ В ОКОЛІ КРІПЛЕНЬ ОРТОДОНТИЧНИХ АПАРАТІВ У ПРОЦЕСІ ОРТОДОНТИЧНОГО ЛІКУВАННЯ ДІТЕЙ З ВРОДЖЕНИМИ ОДНОБІЧНИМИ НЕЗРОЩЕННЯМИ ГУБИ ТА ПІДНЕБІННЯ

Філоненко В.В.<sup>1</sup>, Канюра О.А.<sup>1</sup>, Копчак А.В.<sup>1</sup>,  
Крищук М.Г.<sup>2</sup>, Тимошенко О.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, Україна

<sup>2</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

З метою ортодонтичного лікування дітей з вродженими незрошеннями губи та піднебіння використовують різні ортодонтичні конструкції. Застосування пластинкових знімних апаратів показано при звуженні або вкороченні зубних рядів, аномаліях положення зубів. Питання визначення величини силових реакцій в околі спеціальних пристосувань (кламерів), які призначені для фіксації апаратів на зубах в процесі лікування, за умов специфічності розвитку верхньої щелепи та впливу на неї хірургічних втручань, потребують деталізації, що і визначило мету даного дослідження. На основі цифрових даних просторової геометрії зразка ортодонтичного апарату створено об'ємну 3D імітаційну модель. Для досліджень напружено-деформованого стану апарату, оцінки величин та розподілу амплітуд силових реакцій в околі його кріплень застосовано методи математичного моделювання. Силкові реакції в околі опор ортодонтичного апарату при активації гвинта від 0° до 360° (вісьове переміщення на 1 мм) розподілені нерівномірно, з мінімальним значенням амплітуд зусиль 10.3 Н, максимальним – 30.9 Н. У ділянці кріплень, розміщених більш дистально та на стороні базису апарату, що відповідає розташуванню малого фрагменту щелепи, значення більші, ніж у медіально розміщених та розміщених на стороні великого фрагменту. Встановлено суттєву залежність величин силових реакцій від жорсткісних характеристик щелепи та типу передачі зусиль від ортодонтичного апарату на її ділянку.

**Ключові слова:** 3D імітаційна модель, силові реакції, кламери.



**Цитуйте українською:** Філоненко ВВ, Канюра ОА, Копчак АВ, Крищук МГ, Тимошенко ОВ. Дослідження величини силових реакцій в околі кріплень ортодонтичних апаратів у процесі ортодонтичного лікування дітей з вродженими однобічними незрошеннями губи та піднебіння. Медицина сьогодні і завтра. 2023;92(1):55-62. <https://doi.org/10.35339/msz.2023.92.1.fkk>

**Cite in English:** Filonenko V, Kaniura O, Kopchak A, Kryshchuk M, Timoshenko O. Investigation of the force reactions' magnitude around the mounts of orthodontic appliances in the process of orthodontic treatment of children with congenital unilateral cleft lip and palate. Medicine Today and Tomorrow. 2023;92(1):55-62. <https://doi.org/10.35339/msz.2023.92.1.fkk> [in Ukrainian].

Відповідальний автор: Філоненко В.В.  
Україна, 03680, м. Київ, вул. Зоологічна, 1.  
E-mail: [valeriifilonenko@gmail.com](mailto:valeriifilonenko@gmail.com)

Corresponding author: Filonenko V.  
Ukraine, 03680, Kyiv, Zoolohichna str., 1.  
E-mail: [valeriifilonenko@gmail.com](mailto:valeriifilonenko@gmail.com)

### Вступ

Висока поширеність та несприятливий перебіг стоматологічних захворювань у дітей з вродженими незрощеннями верхньої губи та піднебіння обумовлює необхідність розробки та удосконалення існуючих комплексів надання стоматологічної лікувально-профілактичної допомоги на всіх етапах реабілітації з урахуванням міждисциплінарного підходу, заснованого на динамічному індивідуалізованому впливі. В цьому аспекті ортодонтичне лікування набуває особливого значення, оскільки недорозвинення верхньої щелепи та її звуження в бокових відділах призводить до формування зубощелепних деформацій різного ступеню тяжкості, визначає естетичний та функціональний дефіцит, погіршує умови гігієни порожнини рота, а також сприяє розвитку і прогресуванню захворювань твердих тканин зубів та пародонту [1–3].

З метою ортодонтичного супроводу дітей з вродженими незрощеннями використовують ортодонтичні конструкції, вибір яких залежить від віку, етапності хірургічних втручань, виду зубощелепних деформацій, існуючих умов для фіксації конструкцій, соціально-економічних складових і т.д. Для усунення деформацій прикусу, обумовлених вродженими дефектами піднебіння, отримання задовільного *overjet* (сагітального перекриття) та *overbite* (вертикального перекриття), зазвичай, проводиться розширення верхньої щелепи (зубної дуги). З цією метою використовують ряд конструкцій, які включають секційні знімні апарати з одним або декількома гвинтами, оклюзійними накладками, пружинними штовхачами за необхідності, апарати для швидкого

розширення верхньої щелепи у залежності від типу та обсягу необхідного розширення, стаціонарні (незнімні) *quad-helix/tri-helix* апарати та ін. [3–7; 8, р. 19–33; 9]. Застосування пластинкових знімних апаратів показано при звуженні або вкороченні зубних рядів, аномаліях положення зубів у тимчасовому та змінному періодах прикусу. Універсального ортодонтичного протоколу лікування зубощелепних деформацій при вроджених незрощеннях верхньої губи та піднебіння при цьому не існує [10].

В процесі ортодонтичного лікування пацієнтів цієї категорії важливим є питання визначення періодичності активації апаратів та ділянки прикладання ортодонтичних сил з урахуванням умов для фіксації конструкцій. Вивченням особливостей механічної взаємодії ортодонтичних апаратів та біологічних тканин зубощелепного апарату методами механіко-математичного моделювання в останні десятиліття ґрунтовно займалися українські та зарубіжні науковці [11–17]. Втім, питання визначення величини силових реакцій в околі спеціальних пристосувань, які призначені для кріплення базису знімного ортодонтичного апарату на зубах (кламерів) в процесі лікування дітей з вродженими незрощеннями губи та піднебіння, за умов специфічності розвитку верхньої щелепи та впливу на неї хірургічних втручань, потребують деталізації, що і визначило мету даного дослідження.

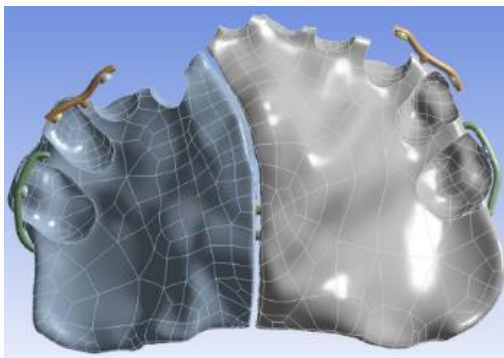
**Мета роботи** – дослідити величину силових реакцій в околі кріплень ортодонтичних апаратів у процесі ортодонтичного лікування дітей з вродженими однобічними незрощеннями губи та піднебіння.

### Матеріали і методи

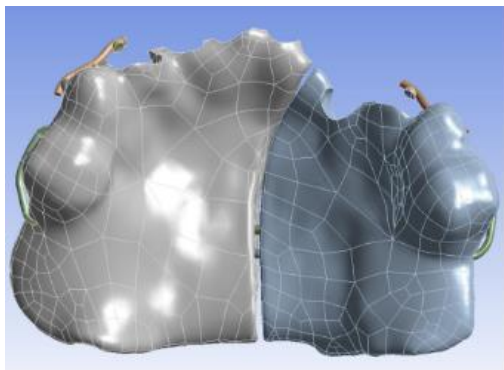
Для створення імітаційної комп'ютерної моделі в якості прототипу використано зразок пристрою, виготовленого із пластмаси та дроту для ортодонтичних апаратів, активним елементом якого був ортодонтичний гвинт.

Для розрахунково-теоретичних досліджень пружно-деформованого стану апарату та оцінки величин та розподілу амплітуд силових реакцій в околі його кріплень (кламерів) застосовано методи математичного моделювання [18; 19]. На основі цифрових даних просторової геометрії зразка ортодонтичного апарату створено об'ємну 3D імітаційну модель (рис. 1).

Моделювання представлено двома фрагментами базису ортодонтичного апарату



а



б

Рис. 1. Внутрішня (а) і зовнішня (б) поверхні сполучених тіл імітаційної моделі ортодонтичного апарату.

ту різної жорсткості, кінематичним механізмом (гвинтом) та чотирма опорними зовнішніми фіксаторами (кламерами) різної просторової конфігурації. Неоднорідні матеріали сполучених тіл ідентифіковані в моделі як ізотропні, пружні. Механічні характеристиками пластмаси: модуль пружності  $E=2,5$  МПа, коефіцієнт Пуассона  $\mu=0,28$ ; металевої ортодонтичної проволочки: модуль пружності  $E=200$  МПа, коефіцієнт Пуассона  $\mu=0,3$ .

Кінематичне навантаження моделі ортодонтичного апарату створено при вісьовому переміщенні штока у кінематичному механізмі. Величина вісьового переміщення в 1 мм відповідає повороту штока на  $360^\circ$ . При побудові розрахункової схеми вважали, що опорні зовнішні фіксатори є нерухомими тілами з відсутніми просторовими переміщеннями в системі декартових координат.

Дискретизацію структурних елементів імітаційної моделі ортодонтичного апарату проведено в режимі програмного комплексу ANSYS, версія 12.1 (ANSYS, Inc., Southpointe 275 Technology Drive, Canonsburg, PA 15317, США) [20] з використанням 10-ти вузлових пірамідальних скінченних елементів (СЕ) SOLID187. Дискретна модель апарату (рис. 2) побудовано з максимальним розміром СЕ не більше 1 мм та сумарною кількістю вузлів та СЕ відповідно 667217 та 360611.

Для моделювання взаємозалежних вісьових переміщень частин ортодонтичного апарату від кутових рухів кінематичного механізму (рис. 3) використовували елементи MPC184. Вісьові переміщення в кінематичній парі шарнірів циліндричного типу є вихідними величинами для відповідних навантажень в розрахунковій схемі для сполучених деформівних тіл.

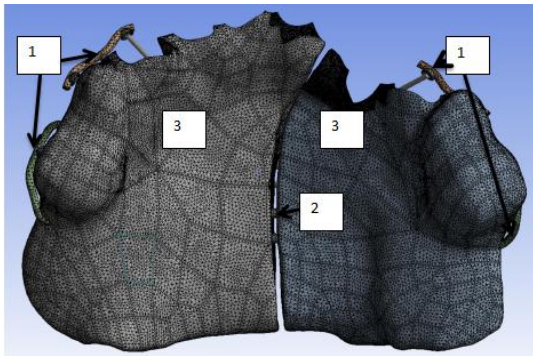


Рис. 2. Дискретна модель ортодонтичного апарату з металевими зовнішніми фіксаторами (1), кінематичним механізмом (гвинтом) (2) та двома фрагментами ортодонтичного апарату (3).



Рис. 3. Кінематичний механізм передачі зусиль в ортодонтичному апараті.

### Результати та їх обговорення

При розрахунку імітаційної моделі встановлено, що середньозважені величини еквівалентних за Мізесом напружень ортодонтичного апарату лежать в інтервалі від 14,0 МПа до 17,0 МПа. Зона конструкції в околі кінематичного механізму розвантажена. В ортодонтичному апараті найбільш навантаженими є зони в околі кріплення мета-

левих фіксаторів, де екстремальні величини еквівалентних за Мізесом напружень досягають  $\sigma_{\text{екв}} = 35,6$  МПа (рис. 4).

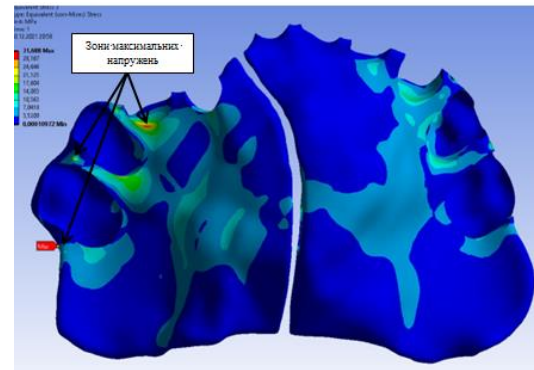


Рис. 4. Поле еквівалентних за Мізесом напружень,  $\sigma_{\text{екв}}$  в ортодонтичному апараті при повороті штока кінематичного механізму від  $0^\circ$  до  $360^\circ$ .

Розподіл силових реакцій в околі чотирьох опор ортодонтичного апарату при повороті штока в кінематичному механізмі від  $0^\circ$  до  $360^\circ$  (вісьове переміщення на 1 мм) розподілені нерівномірно для зазначених векторів, з мінімальним значенням амплітуд зусиль 10,3 Н, максимальним – 30,9 Н. Відмічено, що у ділянці кріплень, розміщених більш дистально значення більші (30,9 Н та 27,6 Н), ніж у мезіально розміщених (10,3 Н та 12,5 Н). Також привертає увагу, що на стороні базису апарату, що відповідає розміщенню малого фрагменту щелепи значення амплітуд зусиль більші (30,9 Н та 12,5 Н), ніж на стороні великого фрагменту (27,6 Н та 10,3 Н) (рис. 5).

Наближену оцінку допустимих величин даного типу кінематичних навантажень ортодонтичного апарату в околі чотирьох опор проведено за критерієм максимальних напружень [21] для базового матеріалу ортодонтичного апарату. Допустимі напруження приймали рівними  $(55,0 \pm 2,0)$  МПа [22] при межі міцності даного матеріалу  $(82,5 \pm 3,0)$  МПа з коефіцієнтом безпеки 1,5.

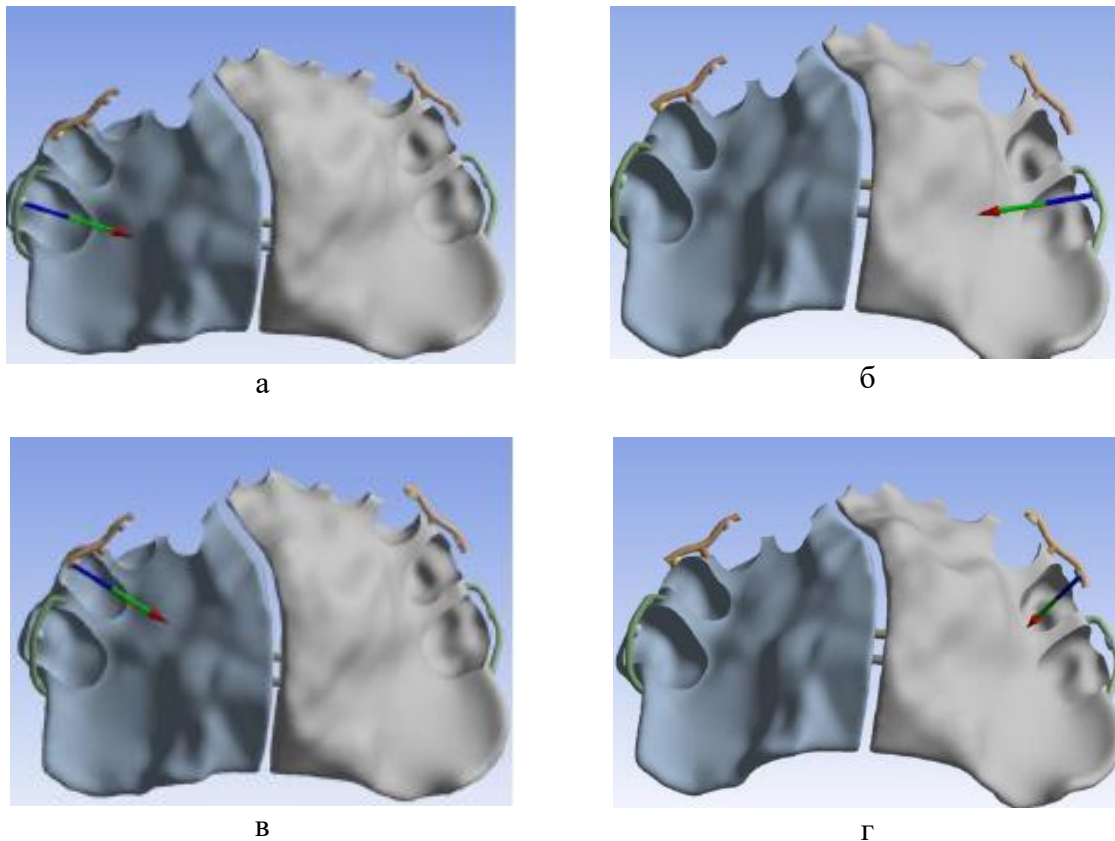


Рис. 5 (а–г). Вектори зусиль та розподіл максимальних величин силових реакцій у вузлових точках скінченно-елементної моделі у ділянці зовнішніх фіксаторів.

Коефіцієнт запасу міцності склав 53,0/35,6~1,5. Відповідно, максимальне вісьове переміщення штока кінематичного механізму має складати не більше 1,5 мм, що відповідає обертанню штока на 540 градусів ( $\approx 1,5$  оберти) та силовим реакціям в опорах ортодонтичного апарату 47 Н.

#### Висновки

Виконано верифікацію розподілу величин силових реакцій в околі опор ортодонтичного пристрою в процесі ортодонтичного лікування дітей з врод-

женими незрощеннями піднебіння, що можливо використати у розрахунку допустимих величини зовнішніх навантажень на щелепу. Амплітуди зусиль в околі опор ортодонтичного апарату при його активації розподілено нерівномірно. Встановлено суттєву залежність величин силових реакцій від жорсткісних характеристик щелепи та типу передачі зусиль від ортодонтичного апарату на її ділянки.

Автори повідомляють про відсутність **конфлікту інтересів**.

#### Література

1. Flis PS. Orthodontics: Textbook. Kyiv: Medicine; 2008. 336 p. Available at: <https://is.gd/DEEr6j>
2. Яковенко ЛМ (ред.). Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія дитячого віку: нац. підр. Київ: Медицина; 2022. 496 с. Доступно на: <https://is.gd/2paC0Q>

3. Халецька ВМ. Особливості лікування звуження верхньої щелепи в трансверзальній площині у дітей з повною розщілиною піднебіння. [Дис канд мед н, спец. 14.01.22 – Стоматологія]. Харків: Харківський нац. мед. ун-т, 2017. 183 с. Доступно на: <https://repo.knmu.edu.ua/handle/123456789/17283>
4. Koskela A. The relation of severe malocclusion to patients' mental and behavioral disorders, growth, and speech problems. *European Journal of Orthodontics*. 2020;43(2):1-6. DOI: 10.1093/ejo/cjaa028.
5. Aura SC, Manfio, Chen A. Orthodontic interventions in Cleft Lip and Palate Individuals: An Overview of Treatment Protocol. 2019. Available at: <https://www.oralhealthgroup.com/features/orthodontic-interventions-in-cleft-lip-and-palate-individuals-an-overview-of-treatment-protocol/>
6. Макєєв ВФ. Клініка, діагностика та концептуальні основи ортопедичних заходів у комплексному лікуванні дефектів та деформацій зубо-щелепної системи хворих з незрощеннями верхньої губи та піднебіння. [Автореф дис док мед н, спец. 14.01.22 – Стоматологія]. Одеса: ДУ Інститут стоматології АМН України; 2008. 31 с. Доступно на: <https://is.gd/DWb0Gt>
7. Ковач ІВ. Особливості лікування звуження верхньої щелепи у трансверзальній площині в дітей після уранопластики при ранньому змінному прикусі. *Сучасна стоматологія*. 2015;(2):114-6. Доступно на: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/ss\\_2015\\_2\\_26](http://nbuv.gov.ua/UJRN/ss_2015_2_26)
8. Sharma G. Orthodontic management of cleft lip and palate patients (Chapter 2). In: Ayse G (ed.). *Current Treatment of Cleft Lip and Palate*. UK: IntechOpen; 2020. 110 p. DOI: 10.5772/intechopen.90076.
9. Melnyk A, Filonenko V. Clinical and Phonetic Features of Dentognathic Deformations, Their Orthodontic Treatment (Chapter). In: Lavinia Cosmina Ardelean, Laura-Cristina Cristina Rusu, editors. *Human Teeth – From Function to Esthetics*. UK: IntechOpen; 2023. DOI: 10.5772/intechopen.109636.
10. Richardson S, Krishna S, Khandeparker RV. A comprehensive management protocol to treat cleft maxillary hypoplasia. *J Craniomaxillofac Surg*. 2018;46(2):356-61. DOI: 10.1016/j.jcms.2017.12.005. PMID: 29305090.
11. Григоренко ЯМ, Григоренко ОЯ, Тормахов ММ, Фліс ПС, Філоненко ВВ. Механіко-математичне моделювання ортодонтичного лікування з використанням пре-ортодонтичних трейнерів. *Доповіді Національної академії наук України*. 2006;(5):172-9.
12. Дорошенко СІ, Савонік СМ. Механіко-математичне моделювання процесу лікування дефектів зубних рядів фронтальної ділянки у дітей та підлітків. *Вісник стоматології*. 2021;39(1(114)):15-9. DOI: 10.35220/2078-8916-2021-39-1-15-19.
13. Фліс ПС, Григоренко ОЯ, Жачко НІ. Математичне моделювання повороту зуба. *Український стоматологічний альманах*. 2006;(5):52-5.
14. Фліс ПС, Циж ОО, Тормахов ММ. Механіко-математичне моделювання процесу лікування пацієнтів з відкритим прикусом. *Україна. Здоров'я нації*. 2018;4(1(53)):129-34. Доступно на: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Uzn\\_2018\\_4%281%29\\_\\_22](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Uzn_2018_4%281%29__22)
15. Стороженко КВ, Фліс ПС, Тормахов НН. Ортодонтические силы в аппаратах для лечения мезиального прикуса. *Український стоматологічний альманах*. 2015;(6):52-5.
16. Фліс ПС, Григоренко АЯ, Дорошенко НН, Філоненко ВВ, Тормахов НН. Исследование сил, возникающих в ортодонтических аппаратах с подвижной наклонной плоскостью при лечении сагиттальных аномалий окклюзии. *Современная стоматология*. 2016;4(83):96-9. Доступно на: [https://dentalexpert.com.ua/journal/modern\\_stomatology/2016/SS\\_04\\_2016/SS\\_04\\_2016/assets/basic-html/index.html#96](https://dentalexpert.com.ua/journal/modern_stomatology/2016/SS_04_2016/SS_04_2016/assets/basic-html/index.html#96)

17. Szuhaneck C, Babes V, Cernescu A, Faur N, Jianu RD. A mathematical study regarding forces effects during orthodontic treatment. 2011. Available at: [https://www.researchgate.net/publication/289681040\\_A\\_mathematical\\_study\\_regarding\\_forces\\_effects\\_during\\_orthodontic\\_treatment](https://www.researchgate.net/publication/289681040_A_mathematical_study_regarding_forces_effects_during_orthodontic_treatment)

18. Bathe K-J. Finite element procedures in engineering analysis. Publisher: Englewood Cliffs, N.J Prentice-Hall; 1996. 1029 p. Available at: [https://www.academia.edu/41727530/Bathe\\_K.\\_J.\\_Finite\\_Element\\_Procedures\\_1996\\_Prentice\\_Hall](https://www.academia.edu/41727530/Bathe_K._J._Finite_Element_Procedures_1996_Prentice_Hall)

19. Маланчук ВО, Крищук МГ, Копчак АВ. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Київ: Асканія; 2013. 231 с.

20. ANSYS structural analysis guide: ANSYS release 12.1. ANSYS, Inc. Available at: [www.ansys.com](http://www.ansys.com).

21. Писаренко ГС, Яковлев АП, Матвеев ВВ. Справочник по сопротивлению материалов. Київ: Наук. думка; 1988. 736 с. Доступно на: <http://www.zodchii.ws/books/info-953.html>

22. Янішен ІВ. Клінічно-орієнтовані технології забезпечення якості ортопедичного лікування: порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей акрилових пластмас холодної полімеризації. Вісник проблем біології і медицини. 2016;1(2(127)):274-8. Доступно на: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vpbm\\_2016\\_1%282%29\\_\\_59](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vpbm_2016_1%282%29__59)

*Filonenko V., Kaniura O., Kopchak A., Kryshchuk M., Timoshenko O.*

#### **INVESTIGATION OF THE FORCE REACTIONS' MAGNITUDE AROUND THE MOUNTS OF ORTHODONTIC APPLIANCES IN THE PROCESS OF ORTHODONTIC TREATMENT OF CHILDREN WITH CONGENITAL UNILATERAL CLEFT LIP AND PALATE**

For the purpose of orthodontic treatment of children with congenital cleft lip and palate, various orthodontic constructions are used. The use of removable appliances indicated for narrowing or shortening of the dental arches, anomalies of the individual teeth position. The question of determining the magnitude of force reactions around special devices (clasps) that are designed to fix appliances on teeth during treatment, under the conditions of the specificity of the development of the upper jaw and the impact of surgical interventions on it, requires detailing, which determined the purpose of this research. A three-dimensional 3D simulation model was created based on digital data of the spatial geometry of a sample of orthodontic appliance used for orthodontic treatment of children with congenital unilateral cleft lip and palate. Mathematical modeling methods were used to study the stress-deformed state of the appliance and estimate the magnitudes and distribution of the amplitudes of force reactions around its fasteners (clasps). Force reactions around of the supports of the orthodontic appliance when the screw is rotated from 0° to 360° (axial movement by 1 mm) are unevenly distributed, with a minimum value of force amplitudes of 10.3 N and a maximum of 30.9 N. It was noted that in the area of fasteners (clasps) placed more distally, the values are higher (30.9 N and 27.6 N) than in the medially placed fasteners (10.3 N and 12.5 N). It is also worth noting that on the side of the base of the appliance, which corresponds to the location of the small fragment of the jaw, the values of the force amplitudes are greater (30.9 N and 12.5 N) than on the side of the large fragment (27.6 N and 10.3 N). A significant dependence of the values of force reactions on the stiffness characteristics of the jaw and the type of force transmission from the orthodontic appliance to its areas was established.

**Keywords:** 3D simulation model, force reactions, clasps.

*Надійшла до редакції 25.02.2023*

**Відомості про авторів**

*Філоненко Валерій Володимирович* – кандидат медичних наук, доцент, доцент кафедри ортодонції та пропедевтики ортопедичної стоматології Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, Київ.

Адреса: Україна, 03680, м. Київ, вул. Зоологічна, 1.

E-mail: [valeriifilonenko@gmail.com](mailto:valeriifilonenko@gmail.com)

ORCID: 0000-0003-1060-9058.

*Канюра Олександр Андрійович* – доктор медичних наук, професор, професор кафедри ортодонції та пропедевтики ортопедичної стоматології Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, Київ.

Адреса: Україна, 03680, м. Київ, вул. Зоологічна, 1.

E-mail: [kaniura@ukr.net](mailto:kaniura@ukr.net)

ORCID: 0000-0002-6926-6283.

*Копчак Андрій Володимирович* – доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри щелепно-лицевої хірургії та сучасних стоматологічних технологій Інституту післядипломної освіти Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, Київ.

Адреса: Україна, 03680, м. Київ, вул. Зоологічна, 1.

E-mail: [kopchak@ua.fm](mailto:kopchak@ua.fm)

ORCID: 0000-0002-3272-4658.

*Кришук Микола Георгійович* – доктор технічних наук, професор, професор кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ.

Адреса: Україна, 03056, м. Київ, пр-т Берестейський, 37.

E-mail: [krys@ukr.net](mailto:krys@ukr.net)

ORCID: 0000-0002-0662-9147.

*Тимошенко Олександр Вікторович* – кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ.

Адреса: Україна, 03056, м. Київ, пр-т Берестейський, 37.

E-mail: [timosaha@ukr.net](mailto:timosaha@ukr.net)

ORCID: 0000-0003-0226-3755.