

УДК 539.38:616.314-089.23:[620.17:616.71-001.5-089.2] DOI: 10.20535/2409-7160.2023.XXIII.281210

## Міцність та деформівність системи остеосинтезу ушкодженої верхньої щелепи з ортодонтичним апаратом

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

1 – КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

2 – Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, Київ, Україна

**Анотація.** Застосовано методи математичного моделювання для визначення пружно-деформованого стану розробленої імітаційної моделі біомеханічної системи “Ортодонтичний апарат – верхня щелепа”. Визначено закономірності змін напруженого стану та встановлено величини деформаційних зміщень в структурних елементах біомеханічної системи при силовому навантаженні ортодонтичного пристрою амплітудою 50 Н. Проведено оцінку міцності, деформаційних змін взаєморозташування незрощених фрагментів верхньої щелепи та ортодонтичного апарату заданого виду із застосуванням даних чисельного експерименту. За результатами імітаційного комп’ютерного моделювання встановлено, що активація кінематичного механізму апарату із зусиллям 50 Н спричиняє виникнення складного напружено-деформованого стану кісток середньої зони обличчя, що містить деформації розтягу, стиску, зсуву та кручення. Еквівалентні напруження за Мізесом в кістковій тканині верхньої щелепи розподіляються нерівномірно. При активації ортодонтичного апарату відзначається асиметрія в розподілі напружень між правою і лівою сторонами, як для самого апарату, так і для кісткової тканини верхньої щелепи. При активації апарату із зусиллям 50 Н напруження в базисі апарату та кістковій тканині не перевищують максимально допустимих значень.

**Ключові слова:** тривимірні імітаційна механіко-математичну модель, система “Ортодонтичний апарат – верхня щелепа”, напруження за Мізесом.

Дослідження по визначенню силової дії ортодонтичних апаратів, що використовуються при лікуванні дітей з вродженими незрощення губи та піднебіння, дозволяють обґрунтувати вибір необхідної конструкції у кожному клінічному випадку. Зважаючи на специфіку розвитку верхньої щелепи та вплив на неї хірургічних втручань у пацієнтів з незрощення [1, 2] дане питання є актуальним і потребує поглибленого аналізу, в тому числі в модельних експериментах. Розробка та вивчення біомеханічних моделей деформівних середовищ [3], оцінка міцності та деформативності біомеханічної системи “Ортодонтичний апарат – верхня щелепа”, особливості напружено-деформованого стану щелепи при дії статичних навантажень, спричинених активацією ортодонтичного апарату у процесі лікування при силових навантаженнях визначило мету даного дослідження.

Тривимірну віртуальну модель кісток середньої зони обличчя побудовано в програмному середовищі Mimics Medical 25.0 (Materialise, Belgium), на основі даних конусно-променевої комп’ютерної томографії черепа пацієнта П., 6,5 років із вродженим однобічним наскрізним незрощенням верхньої губи і піднебіння на етапі до усунення залишкового дефекту твердого піднебіння (рис. 2а).

Дані конусно-променевої комп’ютерної томографії черепа, представлено у вигляді серії файлів формату DICOM, імпортовано в програмне забезпечення Mimics для подальшої сегментації, в ході якої ідентифіковано кортикальний та спонгіозний шари верхньої щелепи. В ході експерименту створено імітаційну комп’ютерну модель напружено-деформованого стану системи “Ортодонтичний апарат – верхня щелепа” в умовах статичного навантаження (рис. 2б).

В якості моделі ортодонтичного апарату, що представлено в форматі STL, використано цифрові дані для просторової геометрії типового лікувального пристрою (рис. 2в), що складається з базису, кінематичного механізму (ортодонтичного гвинта) (рис. 2г) та металевих фіксаторів (кламерів).

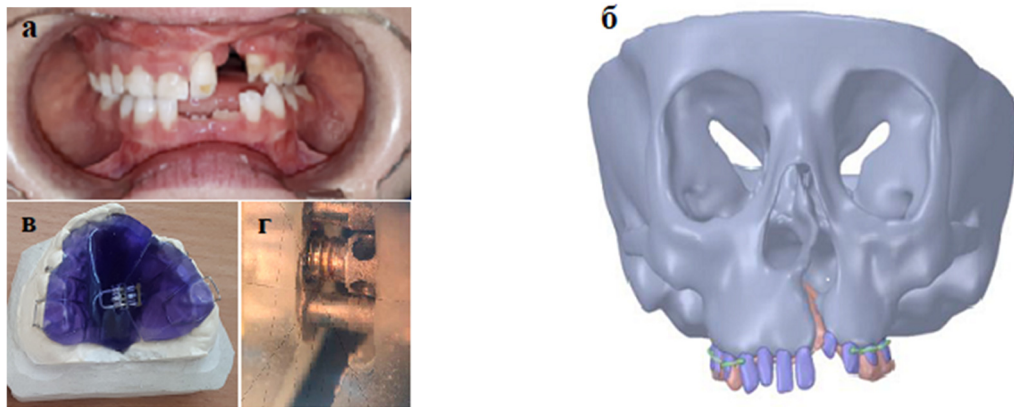


Рис. 1. Пацієнт П. із вродженим однібічним наскрізним незрошенням верхньої губи і піднебіння (а), імітаційна модель верхньої щелепи пацієнта (б), ортодонтичний апарат, що використано у процесі лікування (в), кінематичний механізм ортодонтичного апарату (г).

Для кожного з елементів моделі створено об'єми та розбито скінченно-елементну сітку. Дискретизацію всіх структурних елементів імітаційної моделі ортодонтичного апарату проведено в напівавтоматичному режимі програмного комплексу ANSYS 12.1 з використанням 10-ти вузлових пірамідальних скінченних елементів (CE) SOLID187 з 731865 вузлами [4]. Базові механічні властивості кістки, пластмаси та сталевих елементів апарату задано відповідно до результатів експериментальних досліджень та існуючих технічних стандартів.

Результати чисельного експерименту представлено полями переміщень в мм верхньої щелепи і ортодонтичного пристрою при силовому навантаженні,  $P=50$  Н, полями еквівалентних за Мізесом напружень верхньої щелепи і ортодонтичного апарату при заданому рівні силових навантажень та напрямком переміщення вузлів моделі в заданих умовах силового навантаження (рис. 2).

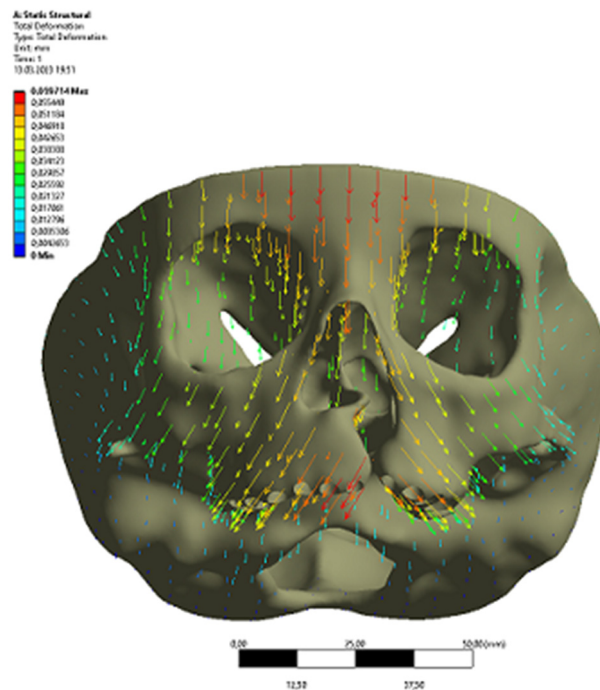


Рис. 2. Напрямок переміщення вузлів моделі в заданих умовах силового навантаження

За результатами імітаційного комп’ютерного моделювання напружено-деформованого стану системи “Ортодонтичний апарат – верхня щелепа” встановлено, що активація кінематичного механізму апарату із зусиллям 50 Н спричиняє виникнення складного напружено-деформованого стану кісток середньої зони обличчя, що містить деформації розтягу, стиску, зсуву та кручення. Найбільші переміщення вузлів моделі відмічені по альвеолярному відростку верхньої щелепи в передньому відділі розщелини, які на 30% більші ніж у задньому.

Еквівалентні напруження за Мізесом в кістковій тканині верхньої щелепи розподіляються нерівномірно. Їх максимальні градієнти відзначені на ділянці кісткової перегородки носа та задньої третини твердого піднебіння (5–10.3 МПа), лобового відростку верхньої щелепи, вилицево-альвеолярного гребня та крило-щелепного з’єднання (1.5 до 3.5 МПа).

При активації ортодонтичного апарату відзначається асиметрія в розподілі напружень між правою і лівою сторонами, як для самого апарату, так і для кісткової тканини верхньої щелепи (на малому фрагменті максимальні напруження були на 18–24% більшими ніж на великому), що зумовлено конструктивним розташуванням кінематичного механізму відносно базису апарату та особливостями просторового розташування апарату на щелепі.

При активації апарату із зусиллям 50 Н, що відповідає повороту штока кінематичного механізму на 360°, напруження в базисі апарату та кістковій тканині не перевищують максимально допустимих значень. Коефіцієнт запасу міцності  $\eta$ , становить для апарату 9.2, для кісткової тканини 7.8.

#### Список літератури

1. Яковенко ЛМ, Чехова ЛІ, Єфіменко ВП та ін. Хірургічна стоматологія та щелепно-лицева хірургія дитячого віку. Київ: Медицина; 2022, 496 с.
2. 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. 2023. DOI: 10.5772/intechopen.109636. <https://www.intechopen.com/online-first/85551>
3. Маланчук ВО, Кришук МГ, Копчак АВ. Імітаційне комп’ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Київ: Асканія; 2013, 231 с.
4. ANSYS structural analysis guide: ANSYS release12.1./ANSYS, Inc.: is certified to ISO9001:2008. South pointe 275 TDC, PA15317; [ansysinfo@ansys.com](mailto:ansysinfo@ansys.com); <http://www.ansys.com>; (T)724-746-3304 (F)724-514-9494.

## Strength and deformity of the osteosynthesis system of a damaged upper jaw with orthodontic apparatus

M.G. Kryshchuk, V.V. Filonenko, A.V. Kopchak<sup>2</sup>, O.V. Tymoshenko

**Abstract.** *Mathematical modeling was used to determine the stress-strain state of the developed simulation model of the biomechanical system "Orthodontic appliance – maxilla". The patterns of changes in the stress state were determined and the values of deformation displacements in the structural elements of the biomechanical system were determined under a force stress of the orthodontic device with an amplitude of 50 N. The strength and strain changes of the mutual location of unfused maxillary fragments and the orthodontic appliance of a given type were evaluated using the data of a numerical experiment. Simulation computer modeling of the stress-strain state of the system showed that activation of the kinematic mechanism of the appliance with a force of 50 N causes the emergence of a complex stress-strain state of midface bones, which contain tensile, compressive, shear and torsion deformations. Equivalent von Mises stresses in the maxillary bone tissue are distributed unevenly. When the orthodontic appliance is activated, there is an asymmetry in the distribution of stresses between the right and left sides both for the appliance itself and for the maxillary bone tissue. When the appliance is activated with a force of 50 N, the stresses in the base of the appliance and bone tissue do not exceed the maximum permissible values.*

**Keywords:** *three-dimensional simulation mechanical-mathematical model, system "Orthodontic appliance – maxilla", von Mises stress.*