



DOI 10.11603/2311-9624.2024.1.14681

УДК 616.716.1-001.32-76:531.22:616.315-007.254

©В. В. Філоненко¹, О. А. Канюра¹, А. В. Копчак¹, М. Г. Кришук²

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ¹

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»²

e-mail: valeriifilonenko@gmail.com

Залежність напружено-деформованого стану верхньої щелепи від механічних властивостей кісткової тканини у пацієнтів із вродженими одnobічними незрощеннями губи та піднебіння

ІНФОРМАЦІЯ

Надійшла до редакції/Received:
12.01.2024 р.

Ключові слова: біомеханічна система; мінеральна щільність; жорсткість кісткової тканини; незрощена верхня щелепа.

АНОТАЦІЯ

Резюме. Вивчення особливостей біомеханічних систем, що включають ортодонтичні конструкції та зубощелепний апарат, анатомо-топографічних характеристик вроджених дефектів та мінеральної щільності кістки, має особливе значення при лікуванні дітей із вродженими незрощеннями губи та піднебіння (ВНГП).

Мета дослідження – вивчити напружено-деформований стан та визначити максимальні еквівалентні напруження у кістковій тканині верхньої щелепи при дії навантажень, спричинених активацією гвинта ортодонтичного апарату, в процесі комплексного лікування пацієнтів з одnobічними ВНГП у змінному періоді прикусу залежно від мінеральної насиченості й жорсткості кістки.

Матеріали і методи. Створено імітаційну комп'ютерну модель напружено-деформованого стану системи ортодонтичний апарат – кістка в заданих умовах статичного навантаження. Розділення неоднорідних за біомеханічними характеристиками біологічних структур проведено за рентгенологічною щільністю. Оцінено максимальну величину еквівалентних напружень у кістковій тканині в ділянках їх максимальної концентрації, отримані величини зіставлено із гранично-допустимими для кортикального шару кістки.

Результати досліджень та їх обговорення. Силкові навантаження передавались від ортодонтичного апарату на тканини щелепи. Якісно характер розподілу напружень і деформацій у різних моделях практично не залежав від жорсткості кортикальної кістки. Зі зменшенням мінеральної насиченості й, відповідно, жорсткості кісткової тканини з 8500 до 3500 МПа у відтворених моделях величина напружень на різних ділянках знижувалась на 54–62 %. Перевантаження ділянок кортикального шару може призводити до зриву адаптивно-приспосувальних механізмів, порушень процесу перебудови кістки та її руйнуванню на мікрорівні.

Висновки. Встановлені закономірності свідчать про необхідність диференційованого підходу у виборі режимів активації ортодонтичних апаратів у пацієнтів із різними біомеханічними властивостями кісткової тканини незрощеної верхньої щелепи з метою запобігти виникненню ускладнень та оптимізації лікування.

Вступ. Важливим елементом ортодонтичного лікування і корекції аномалій прикусу в пацієнтів із вродженими незрощеннями губи та піднебіння (ВНГП) є розширення верхньої щелепи апаратами із назубною або накістковою фіксацією. Особливості топографії дефектів піднебіння, деформованих структур верхньої щелепи та наслідки раніше перенесених хірургічних втручань, створюють певні обмеження у застосуванні апаратів накісткової фіксації, особливо в пацієнтів дитячого віку [1–3]. Апарати назубної фіксації, які застосовують значно ширше, передають силу розкручування гвинта через систему кламерів на зуби, далі – на альвеолярну кістку та інші структури лицевого і, навіть, певною мірою, мозкового черепа. Напруження і деформації, що виникають при цьому в біологічних тканинах, спричиняють їх адаптивну перебудову й визначають клінічний ефект від ортодонтичного лікування. В клінічній практиці допустимі різні режими активації апаратів, які визначають різні умови навантаження і різний напружено-деформований стан системи, що включає безпосередньо саму конструкцію та зубощелепний апарат [4–7]. У разі прикладання недостатніх зусиль клінічний ефект не може бути досягнутий повною мірою, натомість, при надмірних зусиллях виникає низка небажаних наслідків – надмірний нахил зубів, резорбція альвеолярної кістки, порушення формування нормальної органо-специфічної архітектоники кістки в переважаних зонах тощо [8–11]. Емпіричні рекомендації отримані для пацієнтів без ВНГП не можуть бути застосовані у пацієнтів із вродженими вадами, оскільки останні спричиняють зміни анатомії, архітектоники, фізико-механічних властивостей та біологічного потенціалу кісток у зоні інтересу. Так, напружено-деформований стан верхньої щелепи у пацієнтів із різною щільністю (жорсткістю і міцністю) кістки може відрізнитись не лише кількісно, але й якісно. Це має велике прикладне клінічне значення, втім, особливості застосування ортодонтичної апаратури у пацієнтів із різною мінеральною щільністю і жорсткістю кістки є практично не дослідженими. Хоча у різних осіб основні механічні константи верхньощелепної кістки можуть відрізнитися майже в 10 разів, при виборі режиму навантаження цей параметр зазвичай не враховують. Фахівці спираються більшою мірою на суб'єктивний емпіричний досвід, інтуїцію та власні уподобання.

Зважаючи на це, ґрунтовне вивчення особливостей функціонування біомеханічних систем, що включають ортодонтичні конструкції та зубощелепний апарат в експериментально-теоретичних дослідженнях, набуває особливо значення для досягнення оптимальних результатів лікування у дітей із ВНГП. Нові можливості в цьому напрямку пов'язані з широким впровадженням цифрових методів візуалізації та комп'ютерної діагностики для дослідження кісткових структур. Так, використання комп'ютерної томографії дозволяє визначити просторові характеристики та провести оцінку анатомо-топографічного співвідношення вродженого дефекту із структурами верхньої щелепи і порожниною носа [12, 13], а також оцінити мінеральну щільність кістки за інтенсивністю поглинання рентгенівських променів [14–17].

На підставі визначення рентгенологічної щільності, мінеральної насиченості кортикального і губчастого шарів та їх топографічних співвідношень С. Е. Misch (1999) виділив 4 типи кісткової тканини: товста щільна компактна кістка (рентгенологічна щільність >1250 HU), кістка з товстим кортикальним шаром різної щільності та вираженим дрібнокомірковим губчастим шаром (850–1250 HU), кістка з тонким рихлим кортикальним шаром та рихлим середньокмірковим губчастим шаром (350–850 HU), кістка з дуже тонким або не вираженим кортикальним шаром та перевагою великокоміркового губчастого шару (150–350 HU) [13, 18]. Ці типи кістки в різних поєднаннях зустрічаються на ділянці прикладання і дії ортодонтичних сил у дітей із ВНГП. Втім, системних досліджень з визначення еквівалентних напружень у кістці під дією ортодонтичних апаратів при лікуванні дітей з ВНГП з урахуванням щільності кісткових структур у доступній літературі виявлено не було.

Метою дослідження було вивчити напружено-деформований стан та визначити максимальні еквівалентні напруження у кістковій тканині верхньої щелепи при дії навантажень, спричинених активацією гвинта ортодонтичного апарату, в процесі комплексного лікування пацієнтів із вродженим однібічним незрощенням губи та піднебіння в змінному періоді прикусу залежно від мінеральної насиченості й жорсткості кістки.

Матеріали і методи. У ході модельного експерименту з використанням методу скінчених елементів створено імітаційну

комп'ютерну модель напружено-деформованого стану системи ортодонтичний апарат – кістка в заданих умовах статичного навантаження для вивчення біомеханічної поведінки верхньої щелепи в процесі ортодонтичного лікування пацієнта 6,5 року з однібічним ВНГП до усунення залишкового дефекту твердого піднебіння.

Тривимірну віртуальну модель кісток середньої зони обличчя побудовано в програмному середовищі Mimics Medical 25.0 (Materialise, Belgium), на основі даних комп'ютерної томографії черепа пацієнта. Для отримання томографічних даних використовували томограф Planmeca ProMax 3DMid (slice increment, 0.625; pixel size, 0.488; matrix, 512 x 512 pixels). Орієнтація томографічних зрізів базувалась на стандартизованому протоколі комп'ютерної томографії лицевого черепа.

Дані комп'ютерної томографії представлені у вигляді серії файлів формату Dicom, імпортовано у програмне забезпечення Mimics для подальшої сегментації, у ході якої ідентифіковано кортикальний та губчастий шари верхньої щелепи [19]. Розділення неоднорідних за біомеханічними характеристиками біологічних структур проведено за рентгенологічною щільністю. В якості моделі ортодонтичної конструкції використано цифрове представлення просторової геометрії ортодонтичного апарату, що складається з базису, гвинта та опорних елементів. Дискретизацію елементів імітаційної моделі проведено в напівавтоматичному режимі програмного комплексу ANSYS 12.1 [20] з використанням 10-ти вузлових пірамідальних скінченних елементів (CE) SOLID187 з 731 865 вузлами.

Базові механічні властивості кістки та ортодонтичного апарату задано відповідно до результатів експериментальних досліджень та існуючих технічних стандартів. Усі матеріали розглядали як гомогенні, лінійно еластичні та ізотропні [19] (табл. 1).

Для моделювання переміщень частин ортодонтичної конструкції при активації гвинта використано розраховані вектори сил, що слугували вихідними величинами для визначення силових навантажень у розробленій розрахунковій схемі. У подальшому в моделі було відтворено кутовий рух на 360° (один повний оберт) ортодонтичного гвинта, що, за даними обчислень, створювало сили величиною 50 Н.

Усі створені моделі не відрізнялись за геометрією, умовами закріплення і навантаження. Єдиним змінним параметром виступав модуль пружності кортикального шару кістки, якій задавали на основі емпірично-визначених залежностей між жорсткістю кістки і її рентгенологічною щільністю на рівні 3500 МПа (відповідає кортикальній кістці низької мінеральної щільності, 700–1199 HU), 5500 МПа (відповідає кортикальній кістці середньої мінеральної щільності, 1200–1599 HU) та 8500 МПа (відповідає кортикальній кістці високої мінеральної щільності, 1600–2099 HU) [13].

За результатами розрахунку моделей було оцінено максимальну величину еквівалентних напружень у кістковій тканині в ділянках її максимальної концентрації на великому та малому незрощених фрагментах щелепи, отримані величини зіставлено із гранично-допустимими значеннями для кортикального шару кістки, відомими з літератури [4–7].

Результати досліджень та їх обговорення. Результати чисельного експерименту визначено полями переміщень та еквівалентних за Мізесом напружень верхньої щелепи й ортодонтичного апарату, а також напрямком переміщення вузлів моделі в заданих умовах силового навантаження (табл. 2).

Встановлено, що система ортодонтичний апарат – кістка перебувала у складному напружено-деформованому стані, що передбачав наявність деформацій розтягу, стиску, згину і кручення. Верхня щелепа зазнавала розширення,

Таблиця 1. Фізико-механічні властивості матеріалів, відтворені у моделі

Структурні елементи імітаційної моделі	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа міцності
Губчастий шар кісток щелепи	800	0,3	8
Кортикальний шар кісток щелепи	Варіативний параметр, що змінювався від 3500 до 8500	0,27	120
Базис ортодонтичного апарату	2500	0,3	80
Опорні елементи ортодонтичного апарату	$2 \cdot 10^5$	0,3	640

Таблиця 2. Значення максимальних еквівалентних напружень та переміщень у кортикальній тканині біомеханічної системи

Показник	Модуль пружності кортикальної тканини		
	висока мінеральна щільність, 8500 МПа	середня мінеральна щільність, 5500 МПа	низька мінеральна щільність, 3500 МПа
Переміщення апарату, мм	0,25		
Максимальні напруження, МПа	63,612	42,204	27,192
Інтенсивність напружень, МПа	65,052	43,15	27,792
Максимальні переміщення моделі, мм	0,34 294	0,34 802	0,35 147

найбільше вираженого на ділянці альвеолярного відростку в зоні незрощення. Неоднорідність деформацій самої ортодонтичної конструкції була зумовлена конструктивним розташуванням ортодонтичного гвинта відносно базису. Також ступінь деформації безпосередньо залежав від просторового розташування апарату на щелепі.

Силові навантаження передавались від ортодонтичного апарату на тканину щелепи. При цьому в різних зонах екстремальні величини еквівалентних за Мізесом напружень мали різні значення.

Якісно характер розподілу напружень і деформацій у різних моделях був подібним і практично не залежав від жорсткості кортикальної кістки. Максимальну концентрацію напружень виявляли на вилицевому відростку верхньої щелепи на рівні вилично-щелепного шва здорової сторони Zyg-Zyg (Sanitas) та сторони незрощення Zyg-Zyg (Infirmitus), на місці перетину компактних пластинок дна гайморової пазухи та виличноальвеолярного гребеня здорової сторони Zyg-Alv (Sanitas) та сторони незрощення Zyg-Alv (Infirmitus), на місці з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки здорової

сторони TS (Sanitas) та сторони незрощення TS (Infirmitus) і у найбільш ввігнутій точці носолобного контрфорсу N. Втім, величина еквівалентних напружень за Мізесом та величина деформації системи виявлялась різною в різних моделях (табл. 3, рис. 1–6).

Доведено, що зі зменшенням мінеральної насиченості й, відповідно, жорсткості кісткової тканини з 8500 до 3500 МПа у відтворених моделях величина напружень на різних ділянках знижувалась на 54–62 %.

Найбільший виражений вплив на величину максимальних еквівалентних напружень при зміні властивостей кортикального шару відзначено у найбільш ввігнутій точці носолобного контрфорса, різниця між максимальними значеннями напружень тут становить 62,0 %.

На здоровій стороні та стороні незрощення, при зміні властивостей кортикального шару, величина максимальних еквівалентних напружень найбільш відмінна на вилицевому відростку верхньої щелепи на рівні вилично-щелепного шва з різницею на 60 та 59,4 %.

Найменші відмінності спостерігались на місці з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки з різницею на 54,0 %.

Таблиця 3. Максимальна концентрація напруження у різних зонах за Мізесом, МПа

Зона в кістковій тканині	Модуль пружності кортикальної тканини		
	висока, E=8500 МПа	середня, E=5500 МПа	низька, E=3500 МПа
Zyg-Zyg (Infirmitus)	15,0	9,8	6,1
Zyg-Zyg (Sanitas)	9,5	6,1	3,8
Zyg-Alv (Infirmitus)	12,1	8,0	5,4
Zyg-Alv (Sanitas)	15,7	10,5	7,1
TS (Infirmitus)	21,7	15,4	9,3
TS (Sanitas)	17,8	11,8	8,2
N	59,2	26,5	22,5

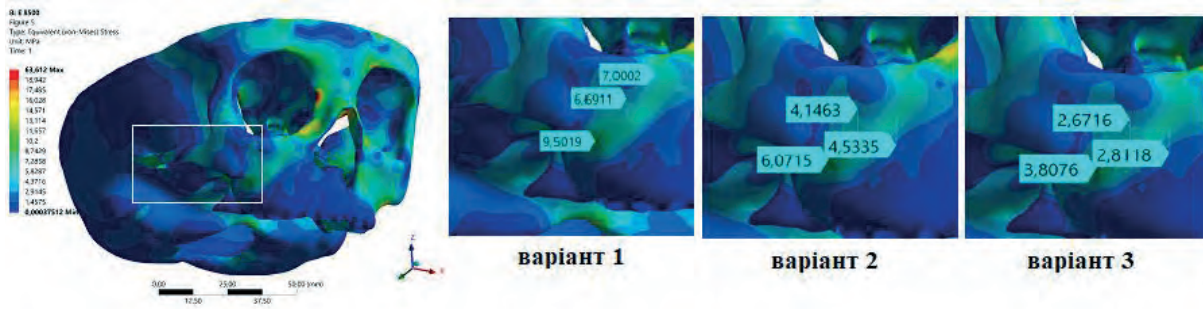


Рис. 1. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) на вилицевому відростку верхньої щелепи на рівні вилично-щелепного шва великого фрагмента при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

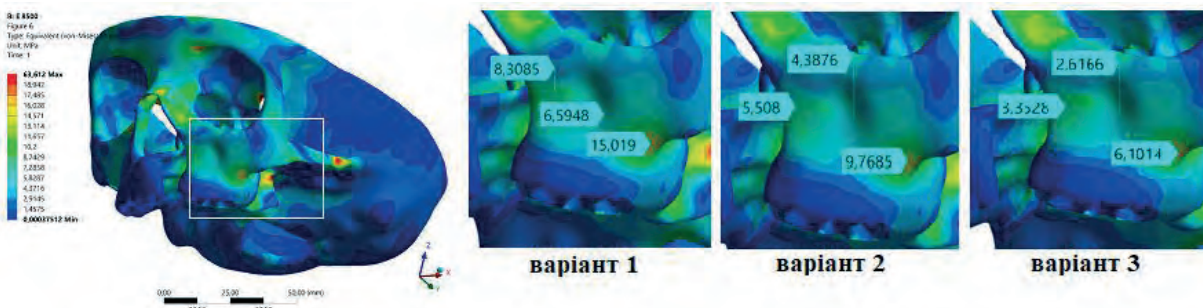


Рис. 2. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) на вилицевому відростку верхньої щелепи на рівні вилично-щелепного шва малого фрагмента при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

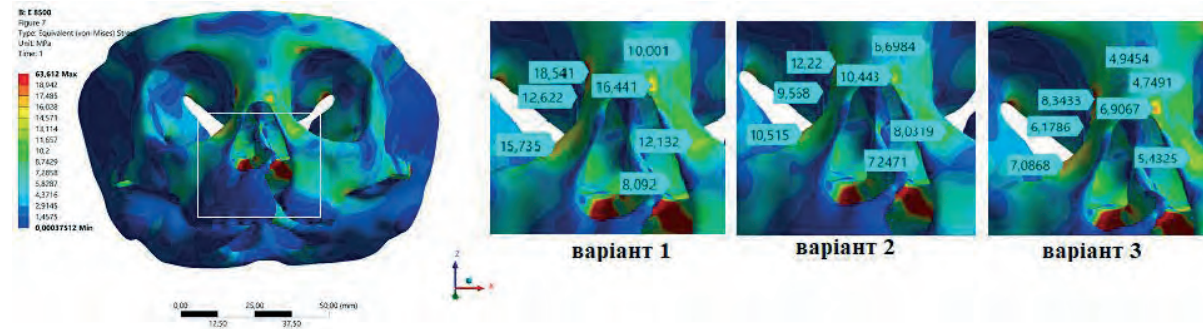


Рис. 3. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) у ділянці носо-лобного шва на місці перетину компактних пластинок dna гайморової пазухи та вилично-альвеолярного гребеня великого і малого фрагментів верхньої щелепи при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

Таким чином, при зміні властивостей кортикального шару або при зменшенні жорсткості кортикального шару з 8500 МПа, що відповідає великій мінеральній насиченості, до 3500 МПа, що відповідає низькій мінеральній насиченості, відзначено значне зменшення величини еквівалентних напружень за Мізесом за сталої величини деформації.

Велика сила дії ортодонтичних конструкцій і спричинені нею деформації, що призводять до швидкого розширення щелепи, зумовлюють низку негативних ефектів. Перевантаження ділянок кортикального шару в зоні контрфорсів, яке виходить за межі допустимих величин, може призводити до зриву адаптивно-приспосувальних механізмів, порушень

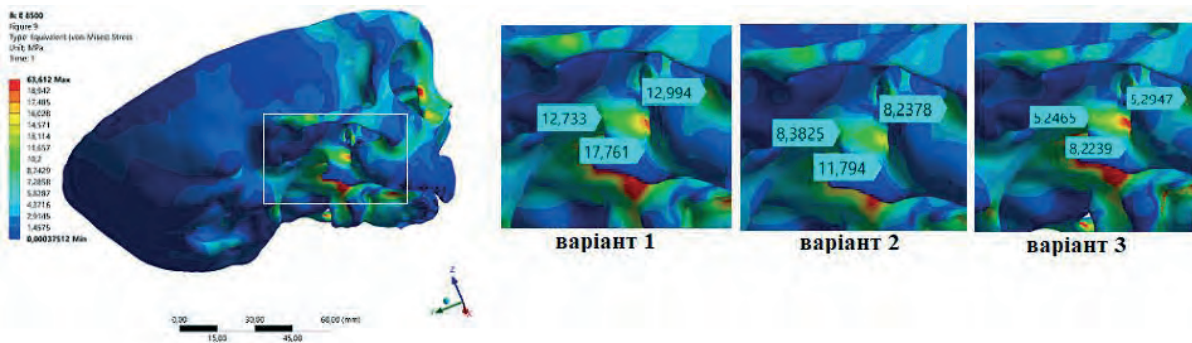


Рис. 4. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) у ділянці крило-щелепного з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки великого фрагмента при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

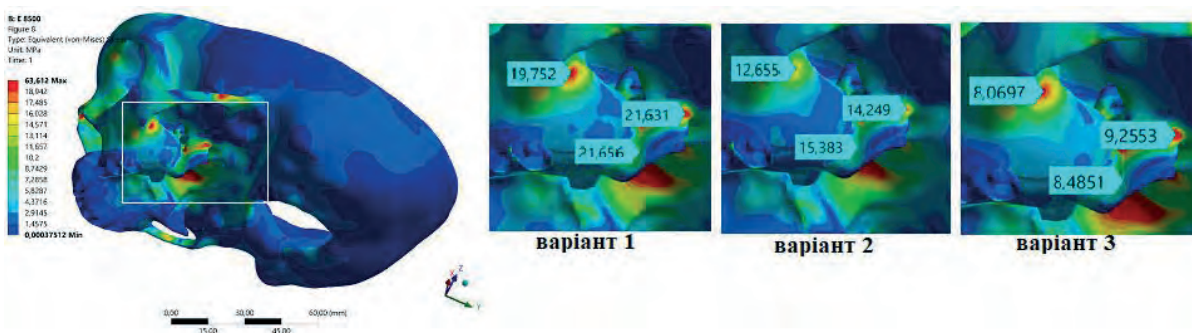


Рис. 5. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) у ділянці крило-щелепного з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки малого фрагмента при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

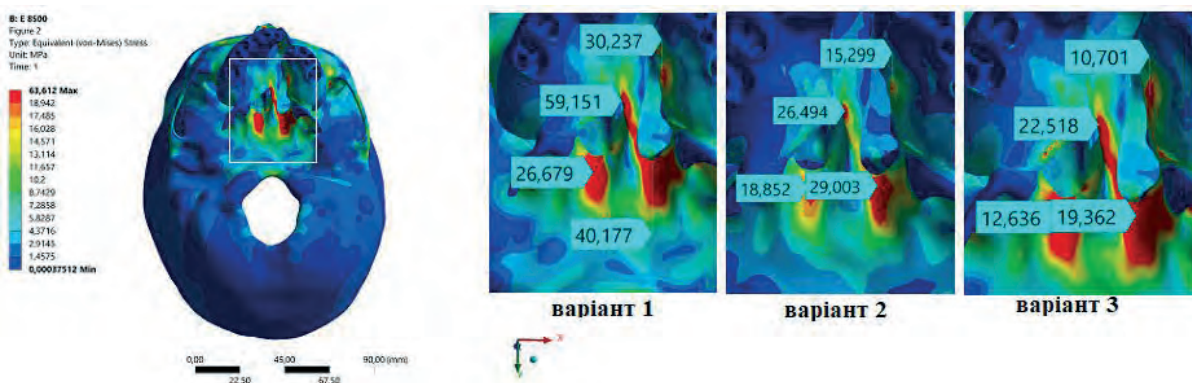


Рис. 6. Величини еквівалентних напружень за Мізесом (МПа) у ділянці кісткової перегородки носа, що відповідає точці носолобного контрфорса при ортодонтичному розширенні за різної величини модуля пружності кортикального шару кістки (варіант 1 – 8500 МПа, варіант 2 – 5500 МПа та варіант 3 – 3500 МПа).

процесу перебудови кістки та її руйнуванню на мікрорівні.

Результати, які ми отримали, свідчать, що ці ефекти за умови швидкого розширення будуть більш вираженими у пацієнтів із високою мі-

неральною насиченістю кістки. У цих пацієнтів можна очікувати більше виражених ефектів з боку зубів і пародонта. При активації гвинта, одночасно зі зростанням напружень в менш податливій кістці, буде створюватись

більший тиск на зуби. Для недопущення цього частота активації апарату в пацієнтів цієї категорії має бути меншою. Великі сили будуть «ламати» кістку і створювати больові відчуття, що може негативно відобразитись на зубощелепному апараті в цілому. При використанні малих сил, розширення буде більш легким, але ймовірність рецидиву збільшиться з урахуванням тяги післяопераційного рубця та еластичності кісткової тканини.

У пацієнтів із низькою мінеральною насиченістю існуючі можливості до перебудови кісткової тканини є більшими, що дозволяє застосовувати більші сили із меншим ризиком негативних ефектів, але, зважаючи на особливості біології та біомеханіки кортикального шару, це вимагатиме більшого ретенційного періоду.

Висновки. При застосуванні ортодонтичних апаратів для розширення верхньої щелепи в моделях з різною мінеральною щільністю і жорсткістю кортикального шару напружено деформований стан кістки характеризується

нерівномірним розподілом напружень і деформацій із зонами їх максимальної концентрації на вилицевому відростку верхньої щелепи на рівні вилично-щелепного шва, на місці перетину компактних пластинок дна гайморової пазухи та вилично-альвеолярного гребеня, на місці з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки, у ділянці найбільш ввігнутої точки носолобного контрфорса.

При зменшенні жорсткості кортикального шару з 8500 до 3500 МПа за однакових умов активації ортодонтичного апарату (один повний оберт ортодонтичного гвинта) величина напружень на різних ділянках знижувалась на 54–62 %.

Встановлені закономірності свідчать про необхідність диференційованого підходу у виборі режимів активації ортодонтичних апаратів у пацієнтів із різними біомеханічними властивостями кісткової тканини незрощеної верхньої щелепи з метою запобігання виникнення ускладнень та оптимізації лікування.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Effect of maxillary expansion and protraction on the oropharyngeal airway in individuals with non-syndromic cleft palate with or without cleft lip / N. Alrejaye, J. Gao, D. Hatcher, S. Oberoi // *PLoS One*. – 2019. – Vol. 14 (7). – e0213328. DOI: 10.1371/journal.pone.0213328.
2. Sharma G. Orthodontic management of cleft lip and palate patients. In: Ayşe G., editor. *Current treatment of cleft lip and palate*. – UK: IntechOpen, 2020. DOI: 10.5772/intechopen.90076.
3. Melnyk A. Clinical and phonetic features of dentognathic deformations, their orthodontic treatment / A. Melnyk, V. Filonenko In: Ardelean L.C., Rusu L.-C.C., editors. *Human teeth – from function to esthetics*. – UK: IntechOpen, 2023. DOI: 10.5772/intechopen.109636.
4. Bone-anchored maxillary protraction in patients with unilateral cleft lip and palate: Is maxillary expansion mandatory? / E. H. Elabbasy, N. E. Sabet, I. T. Hassanc [et al.] // *Angle Orthodontist*. – 2020. DOI: 10.2319/091919-598.1.
5. Bone-anchored maxillary protraction in a patient with complete cleft lip and palate: A case report / D. Garib, M. Yatabe, R. A. de Souza Faco [et al.] // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 2018. – Vol. 153 (2). – P. 290–297. DOI: 10.1016/j.ajodo.2016.10.044.
6. Biomechanical effects of maxillary expansion on a patient with cleft palate: A finite element analysis / H. Lee, A. Nguyen, C. Hong [et al.] // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 2016. – Vol. 150 (2). – P. 313–323. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.12.029.
7. Three-dimensional quantitative evaluation of midfacial skeletal changes after trans-sutural distraction osteogenesis for midfacial hypoplasia in growing patients with cleft lip and palate / H. Tong, F. Gao, J. Yin [et al.] // *J. of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. – 2015. – Vol. 43(9). – P. 1749–1757. DOI: 10.1016/j.jcms.2015.08.027.
8. Маланчук В. О. Особливості застосування біорезорбтивних фіксаторів при переломах лицевого черепа в різних анатомо-функціональних зонах / В. О. Маланчук, О. О. Астапенко, А. В. Копчак // *Український медичний часопис*. – 2013. – № 5 (97). – С. 156–159.
9. Копчак А. В. Розподіл напружень у системі «фіксатор - кістка» при проведенні остеосинтезу нижньої щелепи накістковими міні-пластинами / А. В. Копчак, М. Г. Кріщук // *Український журнал хірургії*. – 2014. – № 1 (24). – С. 44–49. Доступно на: <http://www.mif-ua.com/archive/article/37980>.
10. Імітаційне комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану щелепи при функціональному навантаженні / Н. Г. Крищук, В. А. Маланчук, А. В. Копчак, В. А. Ещенко // *Вісник НТУУ України «Київський політехнічний інститут»*. – 2010. – № 59. – С. 55–58.
11. Biomechanical and biological responses of periodontium in orthodontic tooth movement: up-date in a new decade / Y. Li, Q. Zhan, M. Bao, J. Yi, Y. Li // *Int. J. Oral. Sci.* – 2021. – Vol. 13 (1). – P. 20. DOI: 10.1038/s41368-021-00125-5.
12. Кулинич М. О. Результати клініко-рентгено-

- логічної оцінки дефекту альвеолярного відростка верхньої щелепи у дітей з вродженим незрощенням губи і піднебіння / М. О. Кулинич, Л. М. Яковенко // *Клінічна медицина*. – 2020. – № 3 (88). – С. 23–29. DOI: 10.5281/zenodo.4118643.
13. Маланчук В. А. Оцінка якості кісткової тканини лицевого відділу черепа та класифікація її типів на основі біомеханічних параметрів / В. А. Маланчук, А. В. Копчак // *Український медичний часопис*. – 2013. – № 1 (93). Доступно на: www.umj.com.ua/uk/publikatsia-46039-ocinka-yakosti-kistkovo-tkanini-licevogo-viddil-cherepa-ta-klasifikaciya-ii-tipiv-na-osnovi-biomechanichnix-parametriv.
14. Aydin Ozturk P. Estimation of bone mineral density with Hounsfield unit measurement / P. Aydin Ozturk, E. Arac, U. Ozturk, S. Arac // *Br. J. Neurosurg.* – 2021. – Vol. 25. – P.1–4. DOI: 10.1080/02688697.2021.1888877.
15. Evaluation of alveolar bone microstructure around impacted maxillary canines using fractal analysis in Dravidian population: A Retrospective CBCT Study / T. R. P. Arvind, R. K. Jain, R. Nagi, A. Tiwari // *J. Contemp. Dent. Pract.* – 2022. – Vol. 23 (6). – P. 593–600. – Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36259297/>.
16. Progressive comparison of density assessment of alveolar bone graft in patients with unilateral and bilateral cleft / P. R. Chen, Y. C. Lin, B. C. Pai [et al.] // *J. Clin. Med.* – 2021. – Vol. 10 (21). – P. 5143. DOI: 10.3390/jcm10215143.
17. Lakhtin Y. V. The state of the optical density of the alveolar process of the jaws of rats in supraocclusive relationships of individual teeth in the age aspect / Y. V. Lakhtin, S. M. Zviahin, L. M. Karpez // *Wiad. Lek.* – 2021. – Vol. 74 (8). – P. 1800–1803. – Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34537723/>.
18. Misch C. E. Density of bone: Effect on surgical approach, and healing. In: Misch C. E., editor. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby, 1999. – P. 371–384. – Available at: <https://www.scirp.org/reference/ReferencesPapers?ReferenceID=2077583>.
19. Маланчук В. О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В. О. Маланчук, М. Г. Кришук, А. В. Копчак – К. : Асканія, 2013. – 231 с.
20. ANSYS structural analysis guide: ANSYS release12.1./ ANSYS, Inc.: is certified to ISO9001:2008. South pointe 275 TDC, PA15317; (T) 724-746-3304 (F) 724-514-9494. – Available at: <http://www.ansys.com>.

©V. V. Filonenko¹, O. A. Kaniura¹, A. V. Kopchak¹, M. G. Kryshchuk²

Bogomolets National Medical University, Kyiv¹

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"²

Dependence of the stress-strain state of the upper jaw on the mechanical properties of bone tissue in patients with congenital unilateral cleft lip and palate

Summary. Particular importance in the treatment of children with congenital cleft lip and palate (CLP) has the study of the features of the biomechanical system, which includes the orthodontic appliance and the dentognathic apparatus, the anatomical and topographical characteristics of congenital defects and the bone`s mineral density.

The aim of the study – to study the stress-strain state and determine the maximum equivalent stresses in the bone tissue of the upper jaw under the action of loads caused by the activation of the screw of the orthodontic appliance in the process of complex treatment of patients with unilateral CLP in the mixed dentition period depending on the bone`s mineral saturation and stiffness.

Materials and Methods. A simulated computer model of the stress-strain state of the «orthodontic appliance-bone» system under the given static load conditions was created. Separation of biological structures heterogeneous in terms of biomechanical characteristics was carried out according to X-ray density. The maximum value of the equivalent stresses in the bone tissue in the areas of their maximum concentration was estimated, the obtained values were compared with the marginally acceptable for the cortical layer of the bone.

Results and Discussion. Power loads were transmitted from the orthodontic appliances to the jaw tissues. The character of the distribution of stresses and deformations in different models nature was practically independent of the stiffness of the cortical bone. The amount of stress in various areas decreased by 54–62 % with a decrease in mineral saturation and, accordingly, the stiffness of bone tissue from 8500 to 3500 MPa in the reproduced models. Overloading of areas of the cortical layer can lead to the failure of adaptive and adjustment mechanisms, violations of the process of bone reconstruction and its destruction at the micro level.

Conclusions. The established regularities indicate the need for a differentiated approach in the selection of activation modes of orthodontic appliances in patients with different biomechanical properties of bone tissue of the cleft upper jaw in order to prevent complications and optimize treatment.

Key words: biomechanical system; mineral density; stiffness of bone tissue; cleft upper jaw.

REFERENCES

- Alrejaye, N., Gao, J., Hatcher, D., & Oberoi, S. (2019). Effect of maxillary expansion and protraction on the oropharyngeal airway in individuals with non-syndromic cleft palate with or without cleft lip. *PLoS One*, 14(7), e0213328. DOI: 10.1371/journal.pone.0213328.
- Sharma, G. (2020). Orthodontic management of cleft lip and palate patients. In: Ayşe, G., editor. Current treatment of cleft lip and palate. UK: IntechOpen. DOI: 10.5772/intechopen.90076.
- Melnyk, A., & Filonenko, V. (2023). *Clinical and phonetic features of dentognathic deformations, their orthodontic treatment*. In: Ardelean, L.C., & Rusu, L.-C.C., editors. Human teeth – from function to esthetics. UK: IntechOpen. DOI: 10.5772/intechopen.109636.
- Elabbassy, E.H., Sabet, N.E., Hassan, I.T., Elghoul, D.H., & Elkassaby, M.A. (2020). Bone-anchored maxillary protraction in patients with unilateral cleft lip and palate: Is maxillary expansion mandatory? *The Angle orthodontist*, 90(4), 539-547. DOI: 10.2319/091919-598.1.
- Garib, D., Yatabe, M., de Souza Faco, R. A., Gregório, L., Cevidanes, L., & de Clerck, H. (2018). Bone-anchored maxillary protraction in a patient with complete cleft lip and palate: A case report. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 153(2), 290-297. DOI: 10.1016/j.ajodo.2016.10.044.
- Lee, H., Nguyen, A., Hong, C., Hoang, P., Pham, J., & Ting, K. (2016). Biomechanical effects of maxillary expansion on a patient with cleft palate: A finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 150(2), 313-323. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.12.029.
- Tong, H., Gao, F., Yin, J., Shi, Z., Song, T., Li, H., Sun, X., Wang, Y., Yin, N., & Zhao, Z. (2015). Three-dimensional quantitative evaluation of midfacial skeletal changes after trans-sutural distraction osteogenesis for midfacial hypoplasia in growing patients with cleft lip and palate. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*, 43(9), 1749-1757. DOI: 10.1016/j.jcms.2015.08.027.
- Malanchuk, V.O., Astapenko, O.O., & Kopchak A.V. (2013). Osoblyvosti zastosuvannya biorezorbtyvnykh fiksatoriv pry perelomakh lytsevoho cherepu v riznykh anatomo-funktsionalnykh zonakh [Peculiarities of the use of bioresorptive fixators for fractures of the facial skull in different anatomical and functional zones]. *Ukrainskyi medychnyi chasopys – Ukrainian medical journal*, 5(97), 156–159 [in Ukrainian].
- Kopchak, A.V., & Krishchuk, M.H. (2014). Rozpodil napruzhen u systemi «fiksator - kistka» pry provedenni osteosyntezy nyzhnoi shchelepy nakistkovyimi mini-plastynamy [Stress distribution in the “fixator – bone” system during osteosynthesis of the lower jaw with bony mini-plates]. *Ukrainskyi zhurnal khirurhii – Ukrainian journal of surgery*, 1(24), 44–49. Retrieved from: <http://www.mif-ua.com/archive/article/37980> [in Ukrainian].
- Kryshchuk, N.H., Malanchuk, V.A., Kopchak, A.V., & Eshchenko, V.A. (2010). Imitatsiine kompiuterne modeliuvannya napruzhenno-deformovanoho stanu shchelepy pry funktsionalnomu navantazhenni [Simulated computer modeling of the stress-deformed state of the jaw under functional load]. *Visnyk NTUU «Kyivskyi politekhnichnyi instytut» – Bulletin of the NTUU «Kyiv Polytechnic Institute»*, 59, 55–58 [in Ukrainian].
- Li, Y., Zhan, Q., Bao, M., Yi, J., & Li, Y. (2021). Biomechanical and biological responses of periodontium in orthodontic tooth movement: up-date in a new decade. *Int. J. Oral. Sci.*, 13, 20. DOI: 10.1038/s41368-021-00125-5.
- Kulynych, M.O., & Yakovenko, L.M. (2020). Rezultaty kliniko-rentgenologichnoi otsinky defektu alveoliarnoho vidrostka verkhnoi shchelepy u ditei z vrodzhenym nezroshchenniam huby i pidnebinnia [Results of clinical and radiological assessment of the defect of the alveolar process of the upper jaw in children with congenital cleft lip and palate]. *Klinichna medytsyna – Clinical medicine*, 3(88), 23-29. DOI: 10.5281/zenodo.4118643 [in Ukrainian].
- Malanchuk, V.O., & Kopchak, A.V. (2013). Otsinka yakosti kistkovoї tkanyny lytsevoho viddilu cherepa ta klasyfikatsiia yii typiv na osnovi biomekhanichnykh parametriv [Assessment of the quality of bone tissue of the facial skull and classification of its types based on biomechanical parameters]. *Ukrainskyi medychnyi chasopys – Ukrainian medical journal*, 1(93). Retrieved from: www.umj.com.ua/uk/publikatsia-46039-ocinka-yakosti-kistkovoї-tkanini-licevogo-viddilu-cherepa-ta-klasifikaciya-ii-tipiv-na-osnovi-biomexanichnix-parametriv [in Ukrainian].
- Aydin Ozturk, P., Arac, E., Ozturk, U., & Arac S. (2021). Estimation of bone mineral density with Hounsfield unit measurement. *Br. J. Neurosurg.*, 25, 1-4. DOI: 10.1080/02688697.2021.1888877.
- Arvind, T.R.P., Jain, R.K., Nagi, R., & Tiwari A. (2022). Evaluation of alveolar bone microstructure around impacted maxillary canines using fractal analysis in Dravidian population: A Retrospective CBCT Study. *J. Contemp. Dent. Pract.*, 23(6), 593-600. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36259297/>.
- Chen, P.R., Lin, Y.C., Pai, B.C., Tseng, H.J., Lo, L.J., & Chou, P.Y. (2021). Progressive comparison of density assessment of alveolar bone graft in patients with unilateral and bilateral cleft. *J. Clin. Med*, 10, 5143. DOI: 10.3390/jcm10215143.
- Lakhtin, Y.V., Zviahin, S.M., & Karpez, L.M. (2021). The state of the optical density of the alveolar process of the jaws of rats in supraocclusive relationships of individual teeth in the age aspect. *Wiadomosci lekarskie*, 74(8), 1800-1803. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34537723/>.
- Misch, C.E. (1999). Density of bone: Effect on surgical approach, and healing. In: Misch, C.E., editor. Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby, 371-384. Retrieved from: <https://www.scrip.org/reference/ReferencesPapers?ReferenceID=2077583>.
- Malanchuk, V.O., Kryshchuk, M.H., & Kopchak, A.V. (2013). Imitatsiine kompiuterne modeliuvannya v shchelepno-lytsevii khirurhii [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. Kyiv: Askaniiia [in Ukrainian].
- ANSYS structural analysis guide: ANSYS release12.1./ ANSYS, Inc.: is certified to ISO9001:2008. South pointe 275 TDC, PA15317; (T) 724-746-3304 (F) 724-514-9494. Retrieved from: <http://www.ansys.com>.