

**А. О. Мельник***

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ, Україна
<https://orcid.org/0000-0001-9397-5445>

І. А. Лазарев

Східнобаварський технічний університет, м. Регенсбург, Німеччина
<https://orcid.org/0000-0002-4725-664X>

О. А. Каниюра

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ, Україна
<https://orcid.org/0000-0002-6926-6283>

А. В. Копчак

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ, Україна
<https://orcid.org/0000-0002-3272-4658>

В. В. Філоненко

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ, Україна
<https://orcid.org/0000-0003-1060-9058>

Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану щелепно-лицевої ділянки під дією статичних навантажень, спричинених тиском язика в нормі і при збільшенні його розміру

Актуальність. Механічний стрес, що отримують кісткові тканини, в тому числі під дією тиску язика, має важливий вплив на їх метаболізм. Визначення вектору (тензора) деформації, а також характеру напружень, що виникають в зонах росту щелеп, може бути проведено із використанням імітаційного комп'ютерного моделювання на основі методу скінченних елементів.

Ціль: провести порівняльний аналіз розрахунків напружено-деформованого стану щелепно-лицевої ділянки пацієнта із використанням методу скінченних елементів при звичайному та збільшеному на 25 % об'ємі язика.

Матеріали та методи. У основу дослідження поклали створення і розрахунок математичних моделей лицевого черепа. Визначали максимальне переміщення вузлів моделей у відтворених умовах навантаження (Total Deformation), описували характер розподілу напружень (Equivalent stress) та деформацій (Equivalent elastic strain) при його звичайному об'ємі язика (модель 1) та збільшенні об'єму на 25 % (модель 2).

Результати. При звичайному об'ємі язика патерн переміщення вузлів моделі, зумовлений його тиском, відповідав нормальному вектору росту обличчя у віковому періоді. Саме вони мають вирішальне значення для росту і розвитку, але величина напружень виявлялась незначною. Напружено-деформований стан системи якісно змінився у бік збільшення переміщень вузлів нижньої щелепи, а саме: сагітальних та зовнішніх трансверзальних, за відсутності збільшення трансверзальних переміщень вузлів верхньої щелепи. Також відмітили характерні зміни векторів переміщень вузлів середньої зони обличчя від напрямку зверху вниз (за годинниковою стрілкою) до напрямку знизу вверх (проти годинникової стрілки). Подібний характер переміщень в умовах статичного навантаження сприяє формуванню скелетного мезіального (за рахунок переважного росту нижньої щелепи), перехресного (за рахунок

Suggested Citation:

Melnyk AO, Lazarev IA, Kaniura OA, Kopchak AV, Filonenko VV. Comparative analysis of the stress-deformation state of the maxillofacial region under the action of static loads caused by tongue pressure in normal and with an increase in its size. Med Sci Ukr. 2026;22(1):117–24. DOI: <https://doi.org/10.32345/2664-4738.1.2026.14>

*Corresponding author (melnik.alona@gmail.com)



звуження верхньої щелепи) та відкритого (за рахунок зміни векторів переміщень вузлів середньої зони обличчя) прикусів.

Висновки. Максимальні переміщення вузлів моделі на верхній щелепі при збільшенні об'єму язика на 25 % зростали в 5,2 разів, на нижній – в 9,7 разів, а загальні – в 6,5 разів.

Ключові слова: кісткова тканина, язик, верхня щелепа, нижня щелепа, прикус.

АКТУАЛЬНІСТЬ

Вивчення механізмів впливу механічних навантажень на формування кісткової тканини, є актуальним напрямком досліджень в ортодонтії, біомеханіці та інших галузях медицини. Механічні стимули тісно пов'язані із проліферацією, диференціацією функціонуванням остеокластів та остеобластів, і, як наслідок, визначають перебіг резорбції та формування кістки [1, 2]. Зменшення або збільшення функціональних напружень наразі вважається одним із основних факторів, що призводить до виражених морфологічних варіацій щелепно-лицевої ділянки (ЩЛД) [2, 4]. Ремодельовання кістки є фізіологічним результатом безперервних клітинних операційних процесів [3]. Механічне напруження, що сприймає і перерозподіляє кісткова тканина, в тому числі під дією тиску язика, має важливий вплив на її метаболізм та регуляцію. Розташовуючись в порожнині рота, навіть у стані спокою, язик чинить тиск на оточуючі кісткові структури та оральну поверхню зубів, що зумовлено його тонусом та еластичністю м'язів [5-7]. У фізіологічних умовах переміщення та деформації спричинені тиском язика є незначними, але їх вплив на перебіг біологічних процесів росту і розвитку та адаптивної перебудови є суттєвим. При збільшенні об'єму органу, особливо при синдромальній макоглосії, тиск язика суттєво зростає [8-11].

Визначення вектору (тензора) деформації, а також характеру напружень, що виникають в зонах росту щелеп, може бути проведено із використанням імітаційного комп'ютерного моделювання на основі методу скінченних елементів (СЕ) [12-18]. Втім, на сьогоднішній день, нам не відомі публікації присвячені системному вивченню питань розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) ЩЛД при звичайному та збільшеному об'ємі язика.

Ціль: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану щелепно-лицевої ділянки пацієнта із використанням методу скінченних елементів при звичайному та збільшеному на 25 % об'ємі язика.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

В основу дослідження поклали створення і розрахунок математичної моделі лицевого черепа, яку розглядали в якості аналога реальної біомеханічної системи, адекватної за низкою біомеханічних параметрів, які контролювали із точністю, необхідною для вирішення поставленої задачі. Тривимірною моделлю враховувала складну геометрію і структурну

неоднорідність кісток обличчя. В якості прототипу використали дані конусно-променевої комп'ютерної томографії (КПКТ) черепа та магнітно-резонансної томографії (МРТ) пацієнта М., 12 років, що звернувся до клініки у зв'язку із захворюванням, що не впливало на стан кісток лицевого черепа, антропометричні параметри якого відповідали віковій нормі. У пацієнта були відсутні функціональні порушення та ознаки травматичних або післяопераційних змін ЩЛД, прикус фізіологічний (ортогнатичний).

Дослідження схвалене Комісією з питань біоетичної експертизи та етики наукових досліджень НМУ імені О. О. Богомольця Міністерства освіти і науки України (витяг з протоколу № 172 від 22.05.2023 р.).

Дані КПКТ черепа у вигляді файлів формату DICOM імпортували у програмне забезпечення Mimics 3-Matic (Materialise) для подальшої сегментації. Засобами програмного пакету SolidWorks створили імітаційну твердотільну 3D модель черепа. У моделі відобразили верхню та нижню щелепи і зубні ряди, але для спрощення розрахунків нехтували структурними та механічними особливостями періодонтальної зв'язки та фолікулів зубних зачатків, крім того, кортикальний шар відтворили як однорідне тверде тіло зі сталою товщиною в 1 мм на усіх анатомічних ділянках. Препроцесинг моделі проводили в програмному середовищі ANSYS 12.1 (ANSYS, Inc., Southpointe 275 Technology Drive, Canonsburg, PA 15317, США). Для кожного елемента багатоконпонентної моделі створили відповідні об'єми з подальшим призначенням біомеханічних пружних властивостей матеріалів. У напівавтоматичному режимі згенерували скінчено-елементну сітку на основі тетраедричних та гексагональних елементів, розміри яких не перевищували 1 мм. Для підвищення точності розрахунків сітку згущували в ділянках зі складною геометрією та в зонах підвищених градієнтів напруження. Для розрахунків обрали модель зі сіткою Medium (Orthogonal quality 0,97055, Skewness 0,077285), розмір СЕ на ділянках згущення сітки при цьому варіював від 0,01 мм до 0,5 мм. У якості основних пружних констант кортикального і губчастого шарів кістки використовували дані, отримані з власних вимірювань коефіцієнта Гаунсфілда за даними КПКТ-сканів черепа (табл. 1). Для спрощення розрахунків кісткову тканину визначили як суцільну, гомогенну (в межах кортикального та губчастого шару), лінійно-еластичну та ізотропну.

Таблиця 1. Фізичні властивості тканин

Структурні елементи імітаційної моделі	Модуль Юнга, Е, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальний шар кісток щелепи	2985,9	0,35
Губчатий шар кісток щелепи	310	0,4
Зуб	20000	0,3

Розрахунковій моделі задали граничні умови закріплення та навантаження: жорстке закріплення по площині черепа та шийних хребців, а також припущення, що під дією гравітаційного навантаження та навантаження при змиканні щелеп, череп не виконує ротаційних рухів у сагітальній та вертикальній площинах; верхній та нижній ряд зубів не знаходяться в жорсткому контакті між

собою, а зуби можуть мати мікропереміщення (не більше 0,01 мм).

Силу, що відповідає силі тиску язика, у відповідних зонах верхньої та нижньої щелеп при його звичайному об'ємі (модель 1) і збільшенні об'єму на 25 % (модель 2), задавали на основі даних отриманих при біомеханічному експериментальному дослідженні (табл. 2).

Таблиця 2. Показники сили тиску (F, Н) язика у відповідних зонах верхньої та нижньої щелепи при експериментальному дослідженні

Зона	Сила, Н	
	100 %	125 %
Середня третина піднебінної поверхні центральних різців	0,3	4,5
Крайова частина ясен піднебінної поверхні центральних різців	0,2	6,4
Середня третина язикової поверхні центральних різців	1,2	5,1
Середня третина язикової поверхні моляра	0,5	3,4
Крайова частина ясен язикової поверхні центральних різців	1,1	7,7
Крайова частина ясен язикової поверхні ікла	0,5	1,5
Крайова частина ясен язикової поверхні моляра	0,8	4,1

Розрахунки НДС створеної моделі в квазістатичній постановці задачі здійснювали у програмному пакеті ANSYS методом СЕ. При розрахунку моделі: визначали деформаційну здатність системи, як максимальне переміщення вузлів моделі у відтворених умовах навантаження (Total Deformation), описували характер розподілу напружень (Equivalent stress) та деформацій (Equivalent elastic strain). Також установлювали їх градієнти і максимальні значення на клінічно важливих ділянках.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

За відтворених умов навантаження на моделі встановили незначні напруження і деформації. Зважаючи на статичний характер навантаження, їх значення полягають у здатності впливати на ріст і розвиток кісток обличчя, сприянні формування трабекулярної сітки і остеонної структури щелеп згідно з законом Вольфа. Навантаження прикладені на ділянках альвеолярних відростків і зубів верхньої та нижньої щелеп, перерозподілялися на весь лицевий і, меншою мірою, мозковий череп, визначаючи складний НДС біомеханічної системи (модель 1). На моделі зі збільшеним на 25 % об'ємом язика (модель 2) показники НДС були більшими (рис. 1).

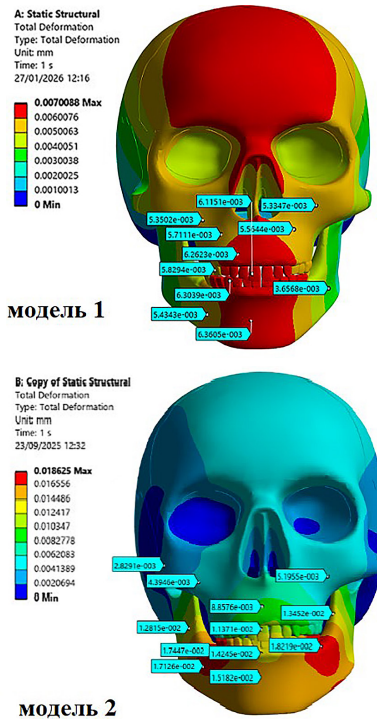


Рисунок 1. Переміщення вузлів моделей ЩЛД (Total Deformation) при звичайному (модель 1) та збільшеному на 25 % об'ємі язика (модель 2) у формі кольорових градієнтів

Переміщення вузлів моделі ЩЛД у векторній формі відображають роль тиску язика у рості обличчя у вертикальному (вниз) і сагітальному

(вперед) напрямках при звичайному об'ємі язика (модель 1) та при його збільшенні на 25 % (модель 2) (рис. 2).

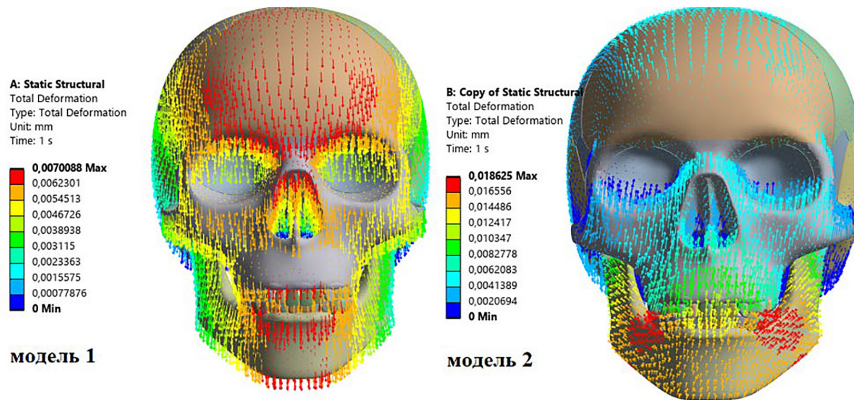


Рисунок 2. Переміщення вузлів моделей ЩЛД (Total Deformation) при звичайному (модель 1) та збільшеному на 25 % об'ємі язика (модель 2) у векторній формі

При звичайному об'ємі язика патерн переміщення вузлів моделі, зумовлений його тиском, відповідав нормальному вектору росту обличчя у віковому періоді. Саме вони мають вирішальне значення для росту і розвитку, але величина напружень виявлялась незначною. Ділянками максимальної концентрації напружень були: зони фронтальної ділянки верхньої щелепи вздовж нижнього і латерального країв грушоподібного отвору, основи носової перегородки, крило-щелепних швів, симфізу, тіла і зовнішньої косої лінії нижньої щелепи, а також основи і шийки виросткового відростку. Також концентрацію напружень відзначали біля основи виличної дуги, перенісся, на ділянці вилично-лобного з'єднання та альвеолярних відростках щелеп,

особливо у зоні фронтальної групи зубів (рис. 3, табл. 3). Основні концентрації напруження за умови збільшення об'єму язика на 25 % і відповідному збільшенні навантаження виникали у альвеолярному відростку, переважно в ділянці шийки зубів, що може призводити до їх зміщення. Крім того, напруження розповсюджувалося та концентрувалося в ділянках, які асоціюються з зонами росту щелеп. Ділянками максимальної концентрації напружень були: точка у проекції підборідного отвору, задня третина зовнішньої поверхні тіла, ближче до кута нижньої щелепи, найбільш увігнута точка профілю передньої стінки альвеолярного відростку верхньої щелепи та медіанний край виличної кістки або нижній медіальний край орбіти (табл. 3, рис. 3).

Таблиця 3. Показники сили тиску (F, H) язика у відповідних зонах верхньої та нижньої щелепи при експериментальному дослідженні

Зони вимірювання	модель 1, МПа	модель 2, МПа	%
Виличний відросток на рівні вилично-щелепного шва	0.018	0.108	600
Місце перетину компактних пластинок дна гайморової пазухи та вилично-альвеолярного гребня	0.005	0.072	1440
Місце з'єднання компактної пластинки горба верхньої щелепи та клиноподібної кістки	0.009	0.081	900
Найбільш увігнута точка носолобного контрфорсу	0.014	0.205	1464
Піднебінний шов	0.021	0.175	833
Носова перегородка	0.013	0.102	784,6
Найбільш увігнута точка профілю передньої стінки альвеолярного відростку верхньої щелепи	0.027	0.293	1085
Скроневий відросток виличної кістки	0.052	0.25	480,7
Медіанний край виличної кістки або нижній медіальний край орбіти	0.02	0.282	1410
Найбільш увігнута точка на передньому контурі основи нижньої щелепи	0.071	0.272	383
Найбільш виступаюча точка підборідного виступу	0.028	0.136	485,7
Точка у проекції підборідного отвору	0.142	0.723	509

Таблиця 3. Продовження

Зони вимірювання	модель 1, МПа	модель 2, МПа	%
Задня третина зовнішньої поверхні тіла, ближче до кута нижньої щелепи	0.097	0.568	585,6
Шийка виросткового відростку нижньої щелепи	0.077	0.448	581,8

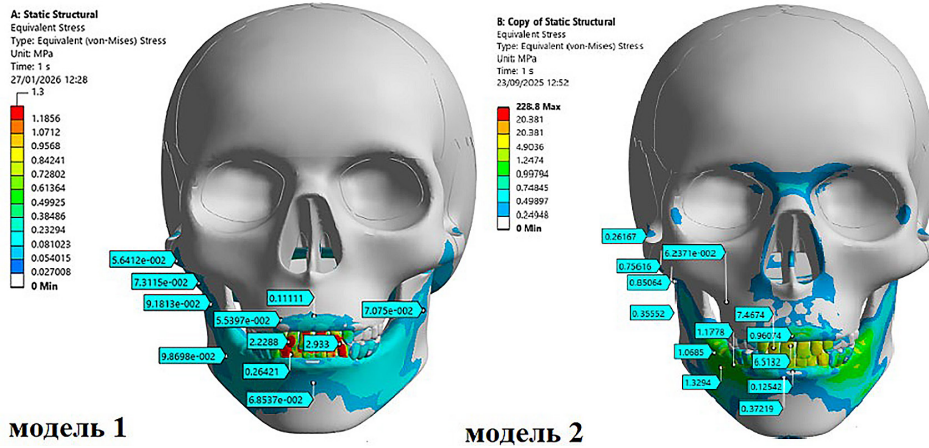


Рисунок 3. Значення показників НДС на моделях ЩЛД у відповідних зонах верхньої та нижньої щелеп при звичайному (модель 1), збільшеному на 25 % об’ємі язика (модель 2) та % збільшення напруження

Максимальні значення показників НДС на моделях ЩЛД у відповідних зонах при збільшенні об’єму

язика на 25 % зросли на верхній щелепі в 5,2 разів, на нижній – в 9,7 разів, а загальні – в 6,5 разів (рис. 4).

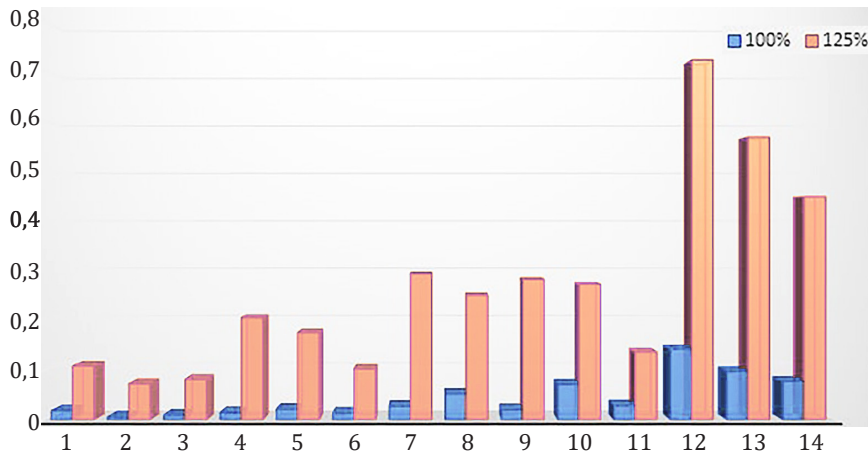
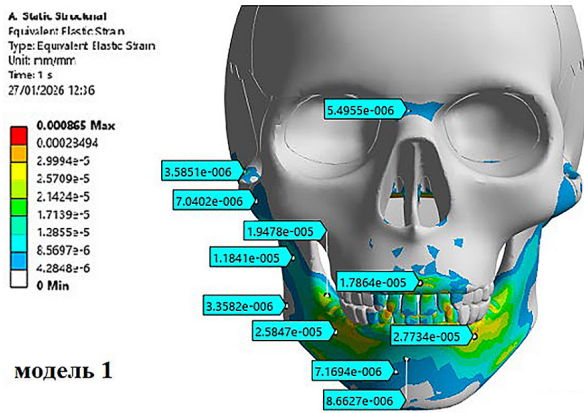


Рисунок 4. Графічне зображення показників НДС на моделях ЩЛД у відповідних зонах при звичайному (модель 1) та збільшеному на 25 % (модель 2) об’ємі язика у зонах вимірювання

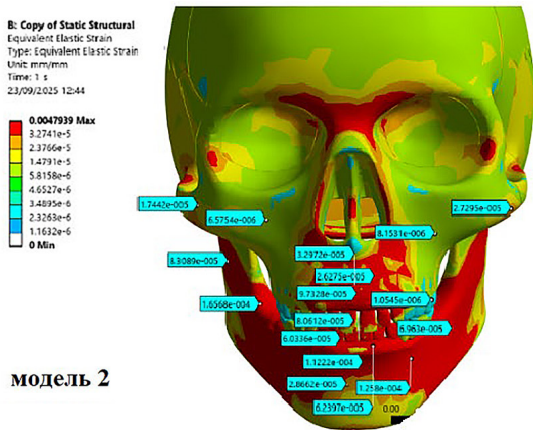
НДС системи якісно змінився у бік збільшення переміщень вузлів нижньої щелепи, а саме: сагітальних та зовнішніх трансверзальних, за відсутності збільшення трансверзальних переміщень вузлів верхньої щелепи. Також відмітили характерні зміни векторів переміщень вузлів середньої зони обличчя від напрямку зверху вниз (за годинниковою стрілкою) до напрямку знизу вверх (проти годинникової стрілки). Подібний характер переміщень в умовах статичного навантаження сприяє формуванню скелетного мезіального (за рахунок

переважного росту нижньої щелепи), перехресного (за рахунок звуження верхньої щелепи) та відкритого (за рахунок зміни векторів переміщень вузлів середньої зони обличчя) прикусів. Величина напружень і деформацій на ділянках їх концентрації при цьому збільшувалась, переважно на ненавантажених ділянках середньої зони обличчя, але при цьому залишалась на порядок нижчою ніж напруження пов’язані із пережовуванням їжі. Їх найбільші значення спостерігалися на ділянці нижньої щелепи, зокрема на ділянці тіла, зовнішньої косої лінії

та виросткового відростка. Максимальні значення еластичних деформацій на моделі ЩЛД при збільшенні об'єму язика на 25 % сягали 0,001 (рис. 5).



МОДЕЛЬ 1



МОДЕЛЬ 2

Рисунок 5. Максимальні значення еквівалентних еластичних деформацій (Equivalent elastic strain) на моделях ЩЛД при звичайному (модель 1) та збільшеному на 25 % об'ємі язика (модель 2)

ОБГОВОРЕННЯ

Скорочення м'язів язика і його тонус, а також тиск на оточуючі кісткові структури, чинять значний вплив на формування нормальних патернів росту кісток ЩЛД, особливо в період тимчасового та змінного прикусів. У старшому віці значущість надмірних концентрацій у певній мірі нівелюється, вони будуть більше мати значення у зміні внутрішньої кісткової структури, ніж впливати на зміну її форми та об'єм [19].

Для попередження формування зубощелепних деформацій (ЗЩД) потрібно виключити надмірний тиск язика, особливо на фронтальну групу зубів. Вплив статичних навантажень, зумовлених його тиском, найяскравіше проявляється в клінічних випадках, пов'язаних із його збільшенням – макрогліосією, яка зазвичай має зв'язок із мезіальним та відкритим прикусами [5-11, 20]. Хоча тиск язика та напруження, зумовлені його фізіологічним тонусом, є значно нижчими за жувальні навантаження,

вони діють постійно і носять квазістатичний характер, що за законом Вольфа суттєво впливає на характер адаптивної перебудови кістки і формування її внутрішньої архітекtonіки на різних рівнях структурної організації. Навіть невеликі, але тривалі аномальні напруження можуть викликати спрямовану перебудову, формуючи ЗЩД. Розрахунки НДС мають це враховувати, використовуючи відмінні механічні властивості дитячої кістки [21].

Використання методу скінченних елементів дозволяє точно описати неперервні, пружні та нестисливі властивості ЩЛД. Крім того, це дозволяє, за допомогою поняття елемента, приписувати певні біомеханічні властивості окремим ділянкам структури [12-18].

Отримані результати демонструють очевидний тренд локалізації максимальних значень НДС та можуть пояснювати вплив язика у формуванні ЩЛД та ЗЩД, але потребують більш глибокого аналізу, зважаючи на спрощення та апроксимації застосовані в процесі моделювання. Слід зазначити, що отримані у дослідженні значення НДС лише вказують на тренд локалізації тиску язика на оточуючі тканини порожнини рота, напрямком ймовірних переміщень та % збільшення напруження при збільшенні об'єму язика. Абсолютні значення отриманих показників потребують валідації в натурних експериментах і клінічних дослідженнях.

ВИСНОВКИ

1. Надмірна концентрація напружень викликає інтенсивну перебудову в зонах, що відповідають за опозиційний ріст, особливо у ділянках симфізу, тіла і зовнішньої косої лінії, а також основи і шийки виросткового відростка, що проходить зверху вниз і спереду назад по довжині нижньої щелепи, а також із її внутрішньої сторони, де слід очікувати суттєвих змін у формуванні альвеолярного відростка із превалюванням росту в передній ділянці, а з рештою, за умови передачі напруження від нижніх зубів на верхні, зміни їх положення. Максимальні переміщення вузлів моделі на нижній щелепі при збільшенні об'єму язика на 25 % зростали в 9,7 разів.
2. Із урахуванням того, що наявний вплив надмірних сил, основною точкою прикладання яких на верхній щелепі є фронтальна ділянка вздовж нижнього і латерального країв грушоподібного отвору, основа носової перегородки, крило-щелепні шви, основа виличної дуги, перенісся, ділянка вилично-лобного з'єднання та альвеолярний відросток у зоні фронтальної групи зубів, частіше за все буде спостерігатися видовження щелепи та формування протрузії. У бічних ділянках напруження менші, що зумовлює тенденцію до звуження щелепи, адже за менших напружень у ділянці серединно-сагітального шва трансверзальний ріст на відміну від

сагітального стимулюється менше. Максимальні переміщення вузлів моделі на верхній щелепі при збільшенні об'єму язика на 25 % зростали в 5,2 разів. Максимальні значення показників НДС на моделях ЩЛД у відповідних зонах при збільшенні об'єму язика на 25 % зростали в 6,5 разів.

ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Встановлені нами особливості НДС можуть пояснювати деформації, але потребують більш глибокого аналізу зважаючи на спрощення та апроксимації в процесі моделювання.

ВІДМОВА ВІД ВІДПОВІДАЛЬНОСТІ

Автори заявляють, що висловлені у поданій статті думки є їх власними, а не офіційними позиціями установи.

КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ДЖЕРЕЛА ФІНАНСУВАННЯ

Автори гарантують, що не отримували жодних винагород в будь-якій формі, здатних вплинути на результати роботи.

REFERENCES

- [1] Wang L, You X, Zhang L, Zhang C, Zou W. Mechanical regulation of bone remodeling. *Bone Res.* 2022 Feb;10(1):16. doi: 10.1038/s41413-022-00190-4.
- [2] Liu P, Tu J, Wang W, Li Z, Li Y, Yu X, Zhang Z. Effects of mechanical stress stimulation on function and expression mechanism of osteoblasts. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022 Feb;10:830722. doi: 10.3389/fbioe.2022.830722.
- [3] Bolamperti S, Villa I, Rubinacci A. Bone remodeling: an operational process ensuring survival and bone mechanical competence. *Bone Res.* 2022;10:48. doi: 10.1038/s41413-022-00219-8.
- [4] Brachetta-Aporta N, Toro-Ibacache V. Differences in masticatory loads impact facial bone surface remodeling in an archaeological sample of South American individuals. *Journal of Archaeological Science.* 2021;38:103034. doi: [10.1016/j.jasrep.2021.103034](https://doi.org/10.1016/j.jasrep.2021.103034).
- [5] Melnyk AO, Kaniura OA, Filonenko VV. [Macroglossia: signs, symptoms, methods of diagnostic and treatment, influence on the formation of dentognathic deformations]. *Bulletin of dentistry.* 2024;4(129):164–173. doi: [10.35220/2078-8916-2024-54-4.30](https://doi.org/10.35220/2078-8916-2024-54-4.30). [In Ukrainian].
- [6] Ruan WH, Su JM, Ye XW. Pressure from the lips and the tongue in children with class III malocclusion. *J Zhejiang Univ Sci B.* 2007;8(5): 296–301. doi: 10.1631/jzus. 2007.B0296.
- [7] Mehra S, Saxena S, Pansotra S, Puri J, Mohammed K, Saha S, Gupta S, Kumar S. Correlation between tongue morphology and dental arch dimensions in skeletal class I and class II malocclusions: a cephalometric study. *Cureus.* 2025;17(3):e80946. doi: 10.7759/cureus.80946.
- [8] Nakamaru M, Aoyama N, Koizumi S, Komaki M, Yamaguchi T. Soft-tissue facial profile is associated with tongue pressure in adults: a cross-sectional study. *Cureus.* 2025 Oct;17(10):e95200. doi: 10.7759/cureus.95200.
- [9] Yu M, Gao X. Tongue pressure distribution of individual normal occlusions and exploration of related factors. *J Oral Rehabil.* 2019;46(3):249–256. doi: 10.1111/joor.12741.
- [10] Gildener-Leapman N, Meyers A, González B. Macroglossia. 2024. URL: <https://emedicine.medscape.com/article/873658-overview#a10>
- [11] Núñez-Martínez PM, García-Delgado C, Morán-Barroso VF, Jasso-Gutiérrez L. Macroglossia congénita: características clínicas y estrategias de tratamiento en la edad pediátrica. *Boletín Médico del Hospital Infantil de México.* 2016;73(3):212–216. doi: [10.1016/j.bmhime.2017.08.003](https://doi.org/10.1016/j.bmhime.2017.08.003).
- [12] Singh D, Fatima K, Gandhi A, Tripathi T, Rai P. Finite element analysis - A biomechanical tool in orthodontics [Internet]. *IP Indian J Orthod Dentofacial Res.* 2024;10(1):11–15. doi: [10.18231/j.ijodr.2024.003](https://doi.org/10.18231/j.ijodr.2024.003).
- [13] Bandela V, Kanaparthi S. Finite Element Methods and Their Applications. In: *Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry.* Edited by Baccouch M. IntechOpen. 2021doi: 10.5772/intechopen.94064
- [14] Hetzler S, Rues S, Zenthöfer A, Rammelsberg P, Lux CJ, Roser CJ. Finite Element Analysis of Fixed Orthodontic Retainers. *Bioengineering.* 2024; 11(4):394. doi: [10.3390/bioengineering11040394](https://doi.org/10.3390/bioengineering11040394)
- [15] Malanchuk VO, Kryshchuk MH, Kopchak AV. [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. *Kyiv: Askaniia;* 2013, 231 p. [In Ukrainian].
- [16] Al Hamdany AK, Hasan LA, Alrawi MNA, Alhajar EHK. PowerScope 2 functional appliance: A 3D finite element simulation of its action on the mandible. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2023 Mar-Apr;13(2):299–305. doi: 10.1016/j.jobcr.2023.02.014.
- [17] Kwon YJ, Kim JG, Lee W. A framework for effective face-mask contact modeling based on finite element analysis for custom design of a facial mask. *PLoS One.* 2022 Jul;17(7):e0270092. doi: 10.1371/journal.pone.0270092.
- [18] Park S, Park J, Kang I, Lee H, Noh G. Effects of assessing the bone remodeling process in biomechanical finite element stability evaluations of dental implants. *Comput Methods Programs Biomed.* 2022 Jun;221:106852. doi: 10.1016/j.cmpb.2022.106852.

- [19] Deshkar M, Thosar NR, Kabra SP, Yeluri R, Rathi NV. The influence of the tongue on the development of dental malocclusion. *Cureus*. 2024 May;16(5):e61281. doi: 10.7759/cureus.61281.
- [20] Valentim AF, Furlan RM, Perilo TV, Motta AR, Casas EB. Relationship between perception of tongue position and measures of tongue force on the teeth. *CoDAS*. 2016;28(5):546–550. doi: 10.1590/2317-1782/20162015256.
- [21] Mao JJ, Nah HD. Growth and development: hereditary and mechanical modulations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Jun;125(6):676–89. doi: 10.1016/j.ajodo.2003.08.024. PMID: 15179392.

A.O. Melnyk

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0001-9397-5445>

I.A. Lazarev

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0002-4725-664X>

O.A. Kaniura

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0002-6926-6283>

A.V. Kopchak

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0002-3272-4658>

V.V. Filonenko

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0003-1060-9058>

Comparative analysis of the stress-deformation state of the maxillofacial region under the action of static loads caused by tongue pressure in normal and with an increase in its size

Background. Mechanical stress, which bone tissues receive, including under the influence of tongue pressure, has an important impact on their metabolism. Determination of the vector (tensor) of deformation, as well as the nature of stresses arising in the jaw growth zones can be carried out using simulation computer modeling based on the finite element method.

Aim: to conduct a comparative analysis of calculations of the stress-strain state of the patient's maxillofacial region using the finite element method.

Materials and methods. The research was based on the creation and calculations of mathematical models of the facial skull. The maximum displacement of the model nodes under the reproduced loading conditions (Total Deformation) was determined, and the nature of the distribution of stresses (Equivalent stress) and deformations (Equivalent elastic strain) was described with its normal tongue volume (model 1) and an increase in volume by 25% (model 2).

Results. With a normal tongue volume, the pattern of movement of the model nodes due to its pressure corresponded to the normal facial growth vector in the age period. They are crucial for growth and development, but the magnitude of the stresses was insignificant. The stress-strain state of the system qualitatively changed towards an increase in the displacements of the lower jaw nodes, namely, sagittal and external transverse, in the absence of an increase in the transverse displacements of the upper jaw nodes. We also noted characteristic changes in the displacement vectors of the nodes of the middle zone of the face from the top down (clockwise) to the bottom up (counterclockwise). A similar nature of the displacements under static loading conditions contributes to the formation of skeletal mesial (due to the predominant growth of the lower jaw), cross (due to the narrowing of the upper jaw) and open (due to changes in the displacement vectors of the nodes of the middle zone of the face) bites.

Conclusions. The maximum displacements of the model nodes on the upper jaw increased by 5.2 times with an increase in the volume of the tongue by 25%, on the lower jaw – by 9.7 times, and overall – by 6.5 times.

Keywords: Bone Tissue, Tongue, Upper Jaw, Lower Jaw, Bite.