

УДК 616.314-001.6-053.2-08

DOI <https://doi.org/10.35220/2078-8916-2023-49-3.19>**Т.О. Ковтун,**асистент кафедри «Хірургічної стоматології
та щелепно-лицевої хірургії дитячого віку»

Національний медичний університет

імені О.О. Богомольця,

бул. Шевченка, 13, м. Київ, Україна, індекс 01601,

2704020@ukr.net

В.П. Єфименко,

кандидат медичних наук,

доцент кафедри «Хірургічної стоматології та щелепно-
лицевої хірургії дитячого віку»

Національний медичний університет

імені О.О. Богомольця,

бул. Шевченка, 13, м. Київ, Україна, індекс 01601,

iefymenko_vlad@ukr.net

ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ ПОЗИЦІОНУВАННЯ ІММОБІЛІЗУЮЧОЇ СИСТЕМИ ПРИ ВИВИХАХ ЗУБІВ У ДІТЕЙ

На сьогодні комп'ютерне моделювання в поєднанні з експериментальними методами дослідження напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних систем (БС) є найбільш інформативними сучасними інструментами не тільки планування хірургічних операцій, а й визначення можливості та способу застосування фіксуючих пристроїв. Метод скінченних елементів (МСЕ) добре пристосований до складної геометрії тканин щелепно-лицевої ділянки (ЩЛД). Його перші застосування у сфері стоматології були проведені ще у 1973 році. **Мета дослідження.** Визначення оптимального рівня розташування шинувальної конструкції на травмованих зубах верхньої щелепи дитини залежно від двох варіантів сформованості кореня та наявності контактів між зубами під дією двох напрямків функціонального навантаження на зуби. **Матеріали та методи.** Об'єктом дослідження стали 24 тривимірні комп'ютерні моделі біомеханічної системи верхньої щелепи з системою шинування для фіксації зубів. Для досягнення поставлених цілей за допомогою методів САД/САЕ та даних комп'ютерної томографії були створені моделі напружено-деформованого стану біомеханічної системи верхньої щелепи з шинувальними конструкціями зубного ряду. **Результати.** Завдяки аналізу отриманих результатів встановлені якісні характеристики полів переміщень і напружень. Зуби, що мають 70 % несформованого кореня, менш стійкі до впливу навантаження на стиск та згин. Система виявляє в 2,8 рази більший опір стисненню P_{zr} ніж згину P_{y1} . Відсутність контакту сприяє збільшенню рухливості системи в 1,5 рази. **Висновки.** Виявлено патогенетичні фактори, що впливають на жорсткість фіксації шини на травмованих зубах, зокрема ступінь сформованості кореня, напрям силового впливу, положення шини на коронковій частині зуба, наявність контакту між сусідніми зубами. Роз-

раховано оптимальний рівень позиціонування шинувальної конструкції на коронках травмованих зубів.

Ключові слова: діти, травматичні пошкодження, щелепно-лицева ділянка, САД/САМ, зуби, шинувальна конструкція.

Т.О. Ковтун,Assistant of the Department of Surgical Dentistry
and Maxillofacial Surgery of Children,

Bogomolets National Medical University,

Bul. Shevchenko, 13, Kyiv, Ukraine, postal code 01601,

2704020@ukr.net

V.P. Iefymenko,Candidate of Medical Sciences, Associate Professor
of the Department of Surgical Dentistry

and Maxillofacial Surgery of Children,

Bogomolets National Medical University, Bul.

Shevchenko, 13, Kyiv, Ukraine, postal code 01601,

iefymenko_vlad@ukr.net

USE OF THE COMPUTER SIMULATION METHOD FOR POSITIONING THE IMMOBILIZATION SYSTEM IN CASE OF LUXATION OF TEETH IN CHILDREN

Today, computer modeling in combination with experimental methods of studying the stress-strain state (SSS) of biomechanical systems (Bs) are the most informative modern tools not only for planning surgical operations, but also for determining the possibility and method of using fixing devices. The finite element method (FEM) is well adapted to the complex geometry of Maxillofacial tissues. Its first applications in the field of Dentistry were carried out back in 1973. The purpose of the study is to determine the optimal level of placement of the splint structure on the injured teeth of the child's upper jaw, depending on the two variants of the root formation and the presence of contacts between the teeth under the influence of two directions of functional load on the teeth. **Materials and methods.** The object of the research was 24 three-dimensional computer models of the biomechanical system of the upper jaw with a splinting system for fixing teeth. To achieve the goals, CAD/CAE methods and computer tomography data were used to create models of the stress-strain state of the biomechanical system of the upper jaw with splinting structures of the dental row. **Results.** Due to analysis of the results obtained, the qualitative characteristics of displacement and stress fields were established. Teeth having 70 % of unformed root are less capable of impact under the pressure of compression and bending. The system exhibits a greater resistance at 2.8 times to the compression of the P_{zr} than the bend of P_{y1} . The absence of contact contributes to the mobility of the system at 1.5 times. **Conclusions.** The pathogenetic factors that influence the rigidity of the splint fixation on the injured teeth have been identified including a degree of root formation, the direction of the force impact, the position of the splint on the crown of the tooth, the presence of contact between adjacent teeth.

Key words: children, traumatic injuries, maxillofacial region, CAD/CAM, teeth, splint construction.

Вступ

Питання вибору способу іммобілізації при травматичних пошкодженнях зубів є актуальним, особливо у дітей в змінному періоді прикусу [3]. Дослідити та оцінити жорсткість фіксації шинувальної конструкції травмованих зубів шляхом проведення прямих натурних експериментів у дітей практично неможливо. Клінічна оцінка, яка використовується з цією метою, недостатня для визначення терміну фіксації та трансформації її міцності. Тому метод комп'ютерного математичного моделювання (CAD/CAM), заснований на фундаментальних положеннях механіки твердого деформованого тіла, дозволяє прецизійно відтворити механічну «поведінку» системи «зубний ряд-шина» та визначити умови, які впливають на ступінь її жорсткості. На сьогодні комп'ютерне моделювання в поєднанні з експериментальними методами дослідження напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних систем (БС) є найбільш інформативними сучасними інструментами не тільки планування хірургічних операцій, а й визначення можливості та способу застосування фіксуєчих пристроїв [1, 4, 5].

Метод скінченних елементів (МСЕ) добре пристосований до складної геометрії тканин щелепно-лицевої ділянки (ЩЛД). Його перші застосування у сфері стоматології були проведені ще у 1973 році Thresher and Saito та продовжені Takahashi et al., 1980; Moss et al., 1985; Kawasaki et al., 1987. Здебільшого вони стосувалися сфери ортопедичної стоматології [10,11,20,21].

Для планування хірургічних втручань в ділянці середньої зони обличчя була розроблена стандартизована відтворювана схема навантаження верхнього зубного ряду, яка адекватно відображає тиск нижніх зубів на верхні в положенні центральної оклюзії та може застосовуватися для створення комп'ютерних імітаційних моделей [6,8,17]. Вказані дослідження проводились з використанням даних комп'ютерної томографії дорослих людей та відтворювали моделі БС сформованого зубощелепного апарату [1,4,5], але у віковому аспекті такі дослідження не проводились.

Мета дослідження. Визначення оптимального рівня розташування шинувальної конструкції на травмованих зубах верхньої щелепи дитини залежно від сформованості кореня та наявності контактів між зубами під дією двох напрямків функціонального навантаження на зуби.

Методи та матеріали. Об'єктом дослідження стали тривимірні комп'ютерні моделі БС верхньої щелепи з шинувальною системою фіксації

зубного ряду, які були створені за допомогою методів CAD/CAM та даних комп'ютерної томографії (КТ) дитини 10 років. На підставі аналізу 1425 історій хвороб дітей із травмами зубів, які звернулись за допомогою до травматологічного пункту ДКЛ№ 7, що є клінічною базою кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії дитячого віку Національного медичного університету імені О.О. Богомольця за 2019, 2020 та 2022 роки, було визначено найбільш типову клінічну групу пацієнтів з ураженням постійних зубів. Її склали діти від 7 до 12 років, середній вік 10 років. В цей період у дітей відбувається фізіологічна зміна зубів, та реєструється різний ступінь сформованості коренів центральних та бокових постійних різців (зубів, які найчастіше травмуються): від майже сформованих (70 % довжини) до повністю сформованих (100 % довжини). Контакти між зубами в цей період прикусу можуть бути як наявні, так і відсутні. Враховуючи ці дані, було створено 24 моделі з комбінаціями параметрів: сформованості кореня (100 % та 70 %), наявності чи відсутності контактів між зубами, впливу двох напрямків функціонального навантаження на зуби ("стиск"- P_{zi} та "згин" – P_{yi}).

Відтворення тривимірної твердотільної моделі верхньої щелепи з зубами та шиною проведено в CAD пакеті CATIA.

Оцінка адекватності результатів комп'ютерного математичного моделювання напружено-деформованого стану БС проведена в процесі перевірок повноти і коректності вхідних даних дискретної моделі, кореляції розрахункових зусиль, напружень і деформацій з емпіричними і літературними даними [18].

Моделі навантаження були представлені векторами одиничних зусиль та встановлені якісні характеристики полів переміщень та полів напружень.

Результати дослідження. В рамках поставленої задачі зімітовано геометрію верхньої щелепи здорової дитини із симетричним розташуванням 13,12,11,21,22,23 зубів та змодельовано три випадки розташування шини на зубах – коронка зуба була умовно поділена на три рівні частини по висоті. За I-ше приймали положення шини у верхній третині коронки (ближче до шийки зуба), за II-ге – положення шини на середині коронки зуба (відповідало екватору), за III-е – положення шини в нижній третині коронки (ближче до ріжучого краю). Довжину кореня визначали як 100 % в повністю сформованих зубах та 70 % довжину – в зубах, в яких формування кореня ще не завершено (рис. 1). Для дослідження впливу умов кон-

такту між зубами на жорсткість БС, додатково були створені моделі з контактом та відсутністю контакту між сусідніми зубами.

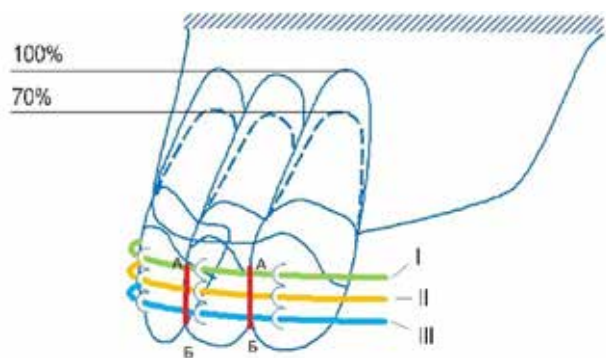


Рис. 1. Схематичне представлення досліджуваних параметрів моделі БС верхньої щелепи з трьома варіантами розташування шинувальної конструкції (I – верх, II – середина, III – низ), двома варіантами довжини коренів зубів (100 % і 70 %) та контактами між зубами (А-В).

Кожна біомеханічна модель верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду являла собою збірку з 27 структурних елементів, для яких в програмному CAE комплексі ANSYS Workbench в напівавтоматичному режимі були сформовані умови жорсткого контакту для суміжних тіл.

Для всіх моделей БС проведена скінчено-елементна дискретизація в напів-автоматичному режимі з використанням контактних і 10-ти вузлових пірамідальних 3D SOLID187 скінчених елементів.

В середньому кожна скінчено-елементна модель налічувала 165418 вузлів та 78752 пірамідальних скінчених елементів (рис. 2).

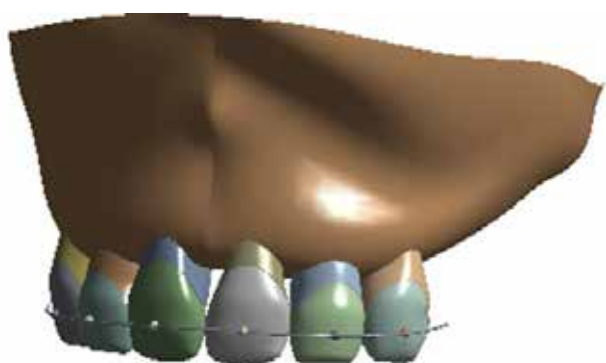


Рис. 2. Імітаційна тривимірна модель верхньої щелепи з шинувальною системою фіксації зубного ряду.

Ізотропні механічні властивості матеріалів структурних елементів біомеханічної системи

отримані за даними літературних джерел [8-15] та представлені в таблиці 1.

Таблиця 1

Моделі матеріалів БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду

Назва матеріалу	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона ν
Кортикальна кістка	10000	0.25
Губчаста кістка	1000	0.3
Періодонт	35	0.47
Дентин	18000	0.28
Емаль	43400	0.3
Шина	193000	0.31
Клей	4250	0.3

В даній роботі розглянуто два крайніх фізіологічно можливих варіанти напрямків функціонального силового навантаження зубів для моделей БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду. Напрямок дії векторів зусиль визначено шістьма локальними системами координат, які були розташовані на відповідних ділянках зубів. Навантаження представлені “стискаючим” P_{zi} та “згинаючим” P_{yi} векторами зусиль (рис. 3).

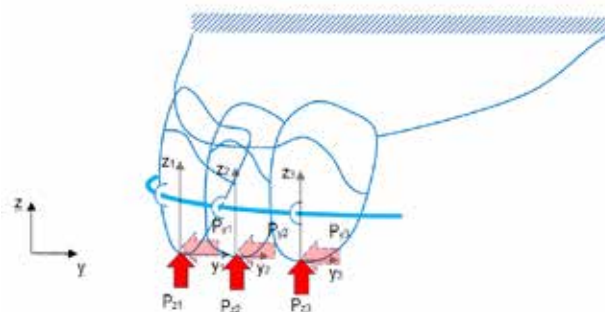


Рис. 3. Схеми навантаження БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду

Для даного дослідження сумарна сила прикусу була прийнята за одиницю. Моделі навантаження характеризувались відносними величинами зусиль, які були розраховані використовуючи вагові коефіцієнти за Агаповим [17], що представлені в таблиці 2.

Таблиця 2

Розподіл зусиль на зуби

Номер зуба	Ваговий коефіцієнт за Агаповим	Коефіцієнт зусилля на зуб
1	2	0,08
2	1	0,04
3	3	0,12

Загалом було створено та досліджено 24 моделі з комбінаціями параметрів: довжини коренів зубів 100 % і 70 %, 3-ма варіантами розташування шини, 2-ма варіантами контактних умов між зубами та векторами навантаження на стиск та згин.

Результати експериментів розрахунків максимальних величин переміщень моделей повністю сформованих зубів на стиск та згин показали залежність жорсткості фіксації шини від цих факторів (табл. 3).

При дії навантаження на стиск (P_{zi}) рівень накладання шинувальної конструкції на коронку травмованого зуба з повною довжиною кореня за наявності контакту між сусідніми зубами майже не впливає на зміну максимальної величини полів переміщень зубів: I – верхнє положення шини -3.1685×10^{-5} мм, II – середнє положення – 3.1693×10^{-5} мм, III – нижнє положення шини – 3.1697×10^{-5} мм. При відсутності контакту між сусідніми зубами під дією навантаження на стиск (P_{zi}) мобільність системи збільшується: при верхньому положенні шини – 4.8204×10^{-5} мм, середньому – 4.8291×10^{-5} мм та при нижньому – 4.8346×10^{-5} мм. Під дією навантаження на згин (P_{yi}) максимальні величини переміщень зубів з повною довжиною кореня за наявності контакту між сусідніми зубами найменші при накладанні шини в нижньому положенні коронки зуба – 8.8941×10^{-5} мм, та збільшуються при середній –

8.8974×10^{-5} мм та верхній позиції – 8.9006×10^{-5} мм (рис. 4). При відсутності контакту між сусідніми зубами показники поступово збільшуються від нижнього положення шини -10.7850×10^{-5} мм, до середнього – 10.7890×10^{-5} мм та верхнього – 10.7930×10^{-5} мм при дії на згин (P_{yi}).

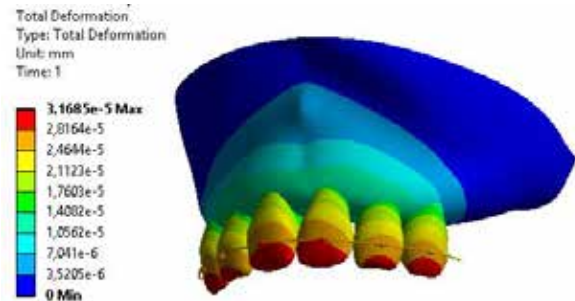


Рис. 4. Поля розподілу переміщень БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду при стискаючому P_{zi} навантаженні, нижньому положенні шини та 100 % довжині кореня зуба.

Результати розрахунків максимальних величин переміщень моделей зубів, корені яких сформовані на 70 %, показали залежність жорсткості фіксації шини від наявності контактів між зубами, дії векторами навантаження на стиск та згин та 3-ма рівнями розташування шини на коронках зубів.

При фіксації зубів з несформованим коренем (70 % довжини) та наявними контак-

Таблиця 3

Максимальні величини переміщень моделей біомеханічної системи «зубний ряд-шина» з повністю сформованими коренями зубів при навантаженні на стиск (P_{zi}) та на згин (P_{yi})

	Максимальні величини переміщень зубів u , мм * 10^{-5}			
	Навантаження P_{zi} (стиск)		Навантаження P_{yi} (згин)	
Положення шини	Контакт	Без контакту	Контакт	Без контакту
I – верхнє	3,1685	4,8204	8,9006	10,7930
II – середнє	3,1693	4,8291	8,8974	10,7890
III – нижнє	3,1697	4,8346	8,8941	10,7850

Таблиця 4

Максимальні величини переміщень моделей біомеханічної системи верхньої щелепи з зубами, корені яких сформовані на 70 %, та шинувальною конструкцією при навантаженні на стиск (P_{zi}) та на згин (P_{yi})

	Максимальні величини переміщень зубів u , мм * 10^{-5}			
	Навантаження P_{zi} (стиск)		Навантаження P_{yi} (згин)	
Положення шини	Контакт	Без контакту	Контакт	Без контакту
I – верхнє	3,6611	5,7631	10,5830	13,3470
II – середнє	3,6598	5,7728	10,5770	13,3430
III – нижнє	3,6579	5,7914	10,5720	13,3390

тами між сусідніми зубами зменшення максимальної величини полів переміщень при навантаженні на стиск (P_{zi}) відбувається від $3,6611 \times 10^{-5}$ мм при верхньому положенні шини до $3,6598 \times 10^{-5}$ мм – середньому та $3,6579 \times 10^{-5}$ мм при нижньому. Відсутність контакту між сусідніми зубами додає мобільності системі: при верхньому положенні шини – $5,7631 \times 10^{-5}$ мм, середньому – $5,7728 \times 10^{-5}$ мм, при нижньому – $5,7914 \times 10^{-5}$ мм. Зуби з несформованим коренем (70 % довжини) та наявними контактами між сусідніми зубами, виявляють меншу опороздатність під впливом навантаження на згин (P_{yi}). Так, максимальні величини переміщень зубів при накладанні шини в нижньому положенні травмованого зуба становлять $10,5720 \times 10^{-5}$ мм, середньому – $10,770 \times 10^{-5}$ мм, а у верхньому положенні – $10,5830 \times 10^{-5}$ мм. Відсутність контакту між сусідніми зубами сприяє зменшенню стійкості системи: від нижнього положення шини – $13,3390 \times 10^{-5}$ мм, до середнього – $13,3430 \times 10^{-5}$ мм та верхнього – $3,3470 \times 10^{-5}$ мм.

Шляхом експериментальних розрахунків максимальних величин переміщень моделей БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду при стискаючому (P_{zi}) та згинальному (P_{yi}) навантаженні, була визначена комбінація параметрів при яких система виявила найменшу стабільність. Це БС з моделлю геометрії 70 % довжини кореня зуба, без контакту між сусідніми зубами та під дією згинального вектору навантаження P_{yi} . Для визначення граничних величин навантаження вказаної найбільш нестабільної БС, було проведено моделювання напружено-деформованого стану з показниками функціональних величин навантажень на зуби, з розрахунку $P_{\Sigma} = 800$ N на всю щелепу [15].

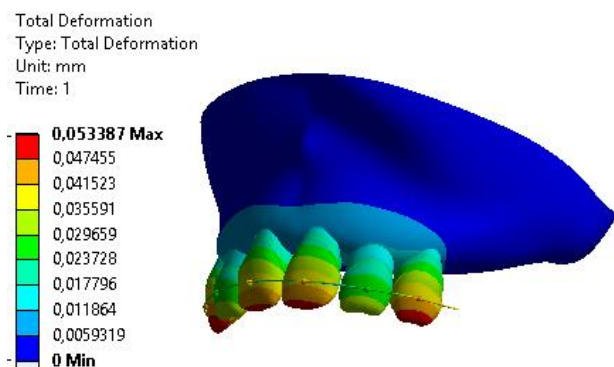


Рис. 5. Поля розподілу переміщень БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду при згинаючому P_{yi} навантаженні, нижньому положенні шини та 70 % довжини кореня зуба, при дії функціональних навантажень.

Отримані результати показали, що за таких умов найбільша сумарна деформація припадає на нижню третину коронок центральних різців та ікол – $5338,7 \times 10^{-5}$ мм, найменша – на середню частину коронок латеральних різців та пришийкові ділянки центральних різців та ікол – $2372,8 \times 10^{-5}$ мм.

Обговорення. Значення максимальних величин переміщень зубів подаються в дуже малих абсолютних цифрах – тисячні долі міліметрів. Такі цифри важливі не самі по собі, а як матеріал для виявлення та аналізу закономірностей поведінки БС при математичному моделюванні НДС в залежності від вхідних даних та при накладанні вектора зусилля. Тобто, виявивши цю закономірність, ми можемо розрахувати ступінь стабільності системи фіксації травмованих зубів при тій чи іншій клінічній ситуації, в залежності від місця накладання шини на коронку зуба, враховуючи фізіологічне жувальне навантаження на нього та довжину кореня.

Аналіз жорсткості шинувальної конструкції залежно від рівня накладання на коронку травмованого зуба з повною довжиною кореня за наявності контакту між сусідніми зубами під дією навантаження на стиск (P_{zi}) показав, що система більш стабільна при накладанні шини на верхню третину коронки: у порівнянні з середнім положенням на $0,0008 \times 10^{-5}$ мм та нижнім на $0,0012 \times 10^{-5}$ мм. Мобільність БС збільшується в 1,5 рази при відсутності контакту між сусідніми зубами під дією навантаження на стиск (P_{zi}). Найбільш стабільні показники отримані при верхньому положенні шини: у порівнянні з середнім положенням на $0,0087 \times 10^{-5}$ мм та нижнім на $0,0142 \times 10^{-5}$ мм. У порівнянні з системою з наявними контактами між зубами значення максимальних величин переміщень більше: при верхньому положенні шини на $1,6519 \times 10^{-5}$ мм, середньому – на $1,6598 \times 10^{-5}$ мм та при нижньому положенні – на $1,6649 \times 10^{-5}$ мм.

Під дією навантаження на згин (P_{yi}) максимальні величини переміщень зубів при накладанні шини в нижньому положенні травмованого зуба з повною довжиною кореня за наявності апроксимальних контактів на $0,0033 \times 10^{-5}$ мм менші, ніж при положенні шини на середині коронки та на $0,0065 \times 10^{-5}$ мм – біля шийки зуба, тобто система більш стабільна в разі фіксації шини в ділянці нижньої третини коронки зуба. Таку ж закономірність зміни максимальних величин полів переміщень зубів при дії навантаження на згин (P_{yi}) відмічено при відсутності контакту

між сусідніми зубами при накладанні шини в нижньому положенні: на $0,004 \times 10^{-5}$ мм менші, ніж при положенні шини на середині коронки та на $0,008 \times 10^{-5}$ мм – біля шийки зуба, тобто система більш стабільна при нижньому положенні шини. Відсутність контактів між сусідніми зубами при дії навантаження на згин (P_{yi}) додає мобільності системі в 1,2126 рази.

Порівняльний аналіз показників максимальних величин переміщень зубів біомеханічної системи з повною довжиною кореня в залежності від виду навантаження на травмований зуб, показав, що БС виявляє більшу опороздатність на стиск (P_{zi}), ніж на згин (P_{yi}) в середньому у 2,8 рази. За наявності контакту між сусідніми зубами, це співвідношення становить 1:2,8, в разі відсутності контактів між сусідніми зубами, цей показник зменшується до 1: 2,23. Це вказує на те, що при відсутності апроксимальних контактів стабільність системи при дії стискаючої сили (P_{zi}) зменшується.

Визначено, що при дії навантаження на стиск (P_{zi}) та на згин (P_{yi}) на коронку травмованого зуба з повною довжиною кореня та при наявності або відсутності контактів між сусідніми зубами найбільшої стабільності система набуває при накладанні шинувальної конструкції в ділянці екватора коронок зубів.

При фіксації зубів з несформованим коренем (70 % довжини) та наявними контактами між сусідніми зубами виявлена найбільша стабільність систем при накладанні шини на нижню третину коронки: у порівнянні з середнім положенням на $0,0019 \times 10^{-5}$ мм, та верхнім положенням – $0,0032 \times 10^{-5}$ м. Під дією навантаження на стиск (P_{zi}) відсутність контакту між сусідніми зубами додає мобільності системі в середньому в 1,6 рази. При цьому мобільність шинувальної конструкції збільшується зверху донизу: різниця значень максимальних величин переміщень між верхнім та середнім положенням шини – $0,0097 \times 10^{-5}$ мм, верхнім та нижнім – $0,0283 \times 10^{-5}$ мм. У порівнянні з системою з наявними контактами між зубами значення максимальних величин переміщень більше: при верхньому положенні шини на $2,102 \times 10^{-5}$ мм, середньому – на $2,113 \times 10^{-5}$ мм, та при нижньому положенні – на $2,1335 \times 10^{-5}$ мм.

Тенденція до зменшення опороздатності під впливом навантаження на згин (P_{yi}) зберігається і в зубах з несформованим коренем (70 % довжини), при наявності або відсутності контакту між сусідніми зубами. Так, при наявності контакту найбільшої стабільності система набуває

при накладанні шинувальної конструкції в нижній третині коронки: у порівнянні з середнім положенням на $0,005 \times 10^{-5}$ мм, та верхнім положенням – $0,011 \times 10^{-5}$ м. Порівняно з навантаженням на стиск (P_{zi}) відбувається збільшення максимальних величин полів переміщень зубів: при верхньому положенні шини на $6,9219 \times 10^{-5}$ мм, в середньому положенні – на $6,9172 \times 10^{-5}$ мм, та при нижньому положенні шини – на $6,9141 \times 10^{-5}$ мм. Тобто за таких умов система більш стабільна при накладанні шини в ділянці ріжучого краю коронки зуба. Відсутність контакту між зубами додає мобільності системі в середньому в 1,276 рази, порівняно із наявністю контактів: при верхньому положенні шини – на $2,764 \times 10^{-5}$ мм, середньому – на $2,766 \times 10^{-5}$ мм та при нижньому її положенні – на $2,767 \times 10^{-5}$ мм. Найбільшу стабільність система виявляє при нижньому положенні шини: у порівнянні з середнім положенням на $0,004 \times 10^{-5}$ мм, та верхнім положенням – $0,008 \times 10^{-5}$ м.

За умови фіксації зубів з несформованим коренем (70 % довжини) в залежності від виду навантаження аналіз показників максимальних величин переміщень засвідчив, що система виявляє більшу опороздатність на стиск (P_{zi}) ніж на згин (P_{yi}) в середньому у 2,8 рази. При наявності контакту між сусідніми зубами співвідношення стиск (P_{zi}): згин (P_{yi}) становить 1:2,8, в разі відсутності контактів – 1:2,3.

Визначено, що при дії навантаження на стиск (P_{zi}) та на згин (P_{yi}) на коронку травмованого зуба з 70 % довжиною кореня та наявності контактів між сусідніми зубами, найбільшої стабільності система набуває при накладанні шинувальної конструкції в нижній третині коронки. В разі відсутності апроксимальних контактів система більш стабільна при фіксації шини в ділянці середини коронки зуба.

Зуби з несформованим коренем (70 % довжини) порівняно з сформованим зубом, виявляють меншу опороздатність під впливом навантаження на стиск (P_{zi}): за наявності контактів – у 1,15 рази, при відсутності – в 1,19 рази. При навантаженні на згин (P_{yi}) відмічається та ж тенденція: при наявних контактах між сусідніми зубами – 1,18 рази, при відсутності контакту в 1,23 рази.

За результатами моделювання НДС найбільш нестабільної БС з моделлю геометрії 70 % довжини кореня зуба, без контакту між сусідніми зубами та під дією згинального вектору P_y , при функціональному навантаженні визначено, що напруження, які виникають в структурних елементах біомеханічної системи не перевищу-

ють граничних величин, тобто не несуть загрози цілісності кісткової тканини та структурам зуба.

Висновки. 1. Комп'ютерне моделювання БС верхньої щелепи з шинувальною конструкцією зубного ряду дозволяє детально дослідити вплив і значущість геометричних параметрів та умов навантажень на напружено-деформований стан та жорсткість біомеханічної системи.

2. Визначено, що на жорсткість фіксації шини на травмованих зубах впливають:

- ступінь сформованості кореня (зуби з несформованим на 70 % коренем менш опороздатні під впливом навантаження P_{zi} та P_{yi});

- напрямок впливу сили (система виявляє більшу опороздатність на стиск P_{zi} , ніж на згин P_{yi} у 2,8 рази);

- наявність контакту між сусідніми зубами, відсутність якого зменшує стабільність в 1,5 рази;
- позиціонування шинувальної конструкції на зубах.

3. Розраховано рівень позиціонування шинувальної конструкції:

- в ділянці екватора коронок зубів – 100 % довжина кореня та 70 % довжини в разі відсутності контакту між зубами;

- в нижній третині коронки – 70 % довжина кореня за наявності контактів між сусідніми зубами.

4. Встановлено, що під дією фізіологічного навантаження на систему «зубний ряд-шина» не виникає загрози критичного перенавантаження структур зуба, яке би могло призвести до порушення його цілісності.

Література:

1. Маланчук В.О., Кришук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Київ: Видавничий дім «Асканія», 2013, 231с.

2. Яковенко Л.М., В.П. Єфименко, А.Ю. Макаревич, Т.О. Ковтун Травми тимчасових і постійних зубів у дітей (діагностичні заходи, лікувальна тактика). *Науковий журнал Медичні перспективи*. 2016. № 4. С. 106-115

3. Єщенко В.О. Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями. *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*. Серія машинобудування. 2013. № 2 (68). С. 84-91.

4. Леоненко П.В., Єщенко В.О. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьох-вимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина – дентальні імплантат – супраконструкція». *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*. 2012. № 65. С. 105-109.

5. Павленко О.В., Леоненко П.В., Кришук М.Г., Єщенко В.О. Рациональне планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів шляхом створення індивідуальних імітаційних моделей біомеханічної системи з дентальними імплантатами. *Вісник Української медичної стоматологічної академії*. Полтава, 2013. № 21. Т.13. С. 25 – 29.

6. Бабкіна Т.М., Демідава Е.А. Сучасні підходи до діагностики травм щелепно-лицевої ділянки. *Вісник стоматології*. 2013. № 3. С. 83-90.

7. Мандзюк Т., Вовк В. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. *Вісник Львівського університету*. 2008. № 14. С. 105–122

8. Benzing U. R., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995. № 10(2). P. 188–198.

9. Cervino G. Fiorillo L., Arzukanyan A. V., Spagnuolo G., Campagna P., Cicciù, M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva stomatologica*. 2020. № 69(1), 55–62. doi: 10.23736/S0026-4970.19.04263-8.

10. Jain A., Prasantha G. S., Mathew S., Sabrish S. Analysis of stress in periodontium associated with orthodontic tooth movement: a three dimensional finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2021. № 24(16). 1841–1853. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1925255>

11. Bo Huo et al. An Homogeneous and Anisotropic Constitutive Model of Human Dentin. *J. Biomech*. 2005. Vol. 38. P. 587–594.

12. Katz J. L., Meunier A. The Elastic Anisotropy of Bone and Dentitional Tissues. *J Mater Sci Mater Med*. 2005. Vol. 16. N 9. P. 803–806.

13. Neves A.A., Pereira L.C., Duda F.P. Stress Distribution in Bidimensional Finite- element Models Regarding Enamel Anisotropic Properties. *83rd General Session Exhibition of the IADR*. 2005. Vol. 1. P. 1–2.

14. Терапевтична стоматологія дитячого віку. Том 1 / Л.О. Хоменко та ін. Видавництво медичної літератури "Книга плюс", 2014 430 с.

15. Firrao D. et al. Convegno Nazionale IGF XX, Torino 24-26 giugno 2009. P 25.

16. Маланчук В. О., Кришук Н. Г., Коротко-ручко А. А. Особливості відтворення функціональних навантажень в імітаційних моделях кісток середньої зони обличчя. *Український медичний часопис*. 2011. № 2 (82) III – IV.

17. Ansys Help "help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html"

18. Леоненко П.В., Кришук М.Г., Єщенко В.О. Порівняльний біомеханічний аналіз конструкцій зубних шин в експериментальному моделюванні генералізованого пародонтиту. *Ліки України плюс*. 2013. № 2 (15). С. 60–64.

19. João Paulo M. Tribst, Amanda Maria de O. Dal Piva, Erik J. Blom, Cornelis J. Kleverlaan, Albert J. Feilzer. Dental biomechanics of root-analog implants in different bone types. The journal of prosthetic dentistry. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.10.005>

20. Ming-Lun Hsu and Chih-Ling Chang. Application of Finite Element Analysis in Dentistry, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), doi: 10.5772/10007

21. Ковтун Т.О. Визначення розподілу навантаження в біомеханічній системі «зубний ряд–шина–кістка» у дітей з травмами зубів. *Новини стоматології*. 2019. № 3 (100). С. 82-87.

References:

1. Malanchuk, V.O., Kryshhuk, M.G., & Kopchak, A.V. (2013). *Imitacijne komp'juternemodeljuvannjavshhelepno-lycevij hirurgii'* [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. Kyi'v: Vydavnychyj dim «Askaniya» [in Ukrainian].

2. Jakovenko, L.M., Jefymenko, V.P., Makarevych, A.Ju., & Kovtun, T. O. (2016). Travmy tymchasovyh i postijnyh zubiv u ditej (diagnostychni zahody, likuval'na taktyka) [Injuries of temporary and permanent teeth in children (diagnostic measures, treatment tactics)]. *Naukovyj zhurnal Medychni perspektyvy – Scientific journal Medical perspectives*, 4, 106-115

3. Jeshhenko, V.O. (2013). Imitacijne modeljuvannja napruzhenno-deformovanogo stanu biomechanichnyh system dlja kistok kincivok ta shhelepy ljudyny z poshkodzhenjamy. [Simulation of the stress-strain state of biomechanical systems for the bones of the limbs and jaw of a person with injuries]. *Visnyk Nacional'nogo tehničnogo universytetu Ukrai'ny «Kyiv's'kyj politehničnyj instytut»*. *Seriya mashynobuduvannja – Bulletin of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute". Mechanical engineering series*, 2 (68), 84-91 [in Ukrainian].

4. Leonenko, P.V., & Jeshhenko, V.O. (2012). Skincheno-elementnyj analiz imitacijnoi' tr'oh-vymirnoi' modeli biomechanichnoi' systemy «kistkova tkanyna – dental'ny implantat – suprakonstrukcija» [Finite element analysis of a simulation three-dimensional model of the biomechanical system "bone tissue – dental implant – supraconstruction"]. *Visnyk Nacional'nogo tehničnogo universytetu Ukrai'ny «Kyiv's'kyj politehničnyj instytut» – Visnyk Nacional'nogo tehničnogo universytetu Ukrai'ny «Kyiv's'kyj politehničnyj instytut»*, 65, 105-109 [in Ukrainian].

5. Pavlenko, O.V., Leonenko, P.V., Kryshhuk, M.G., & Jeshhenko, V.O. (2013). Racional'ne planuvannja hirurgichnyh ta ortopedychnyh rekonstruktyvnyh zahodiv shljahom stvorennya indyvidual'nyh imitacijnyh modelej biomechanichnoi' systemy z dental'nymi implantatamy. [Rational planning of surgical and Orthopedic Reconstructive measures by creating individual simulation models of a biomechanical system with dental implants]. *Visnyk Ukrai'ns'koi' medychnoi' stomatologichnoi'*

akademii'. Poltava – Bulletin of the Ukrainian medical dental Academy. Poltava, 21. Т.13, 25 – 29 [in Ukrainian].

6. Babkina, T.M., & Demydava, E.A. (2013). Suchasni pidhody do diagnostyky travm shhelepno-lycevoi' diljanky. [Modern approaches to the diagnosis of Maxillofacial injuries]. *Visnyk stomatologii' – Bulletin of Dentistry*, 3, 83-90 [in Ukrainian].

7. Mandzjuk, T., & Vovk, V. (2008). Ogljad problem komp'juternogo modeljuvannja biomechanichnyh system u stomatologii'. [Review of problems of computer modeling of biomechanical systems in dentistry]. *Visnyk L'viv's'kogo universytetu – Bulletin of Lviv University*, 14, 105–122 [in Ukrainian].

8. Benzing, U. R., Gall, H., & Weber, H. (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(2), 188–198.

10. Cervino, G. Fiorillo, L., Arzukanyan, A. V., Spagnuolo, G., Campagna, P., & Cicciù, M. (2020). Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva stomatologica*, 69(1), 55–62. doi: 10.23736/S0026-4970.19.04263-8.

10. Jain, A., Prasantha, G. S., Mathew, S., & Sabrish, S. (2021). Analysis of stress in periodontium associated with orthodontic tooth movement: a three dimensional finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 24(16), 1841–1853. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1925255>

11. Bo, Huo et al. (2005). An Homogeneous and Anisotropic Constitutive Model of Human Dentin. *J. Biomech.*, 38, 587–594.

12. Katz, J. L., & Meunier, A. (2005). The Elastic Anisotropy of Bone and Dentitional Tissues. *J Mater Sci Mater Med.*, 16, 9, 803–806.

13. Neves, A.A., Pereira, L.C., & Duda, F.P. (2005). Stress Distribution in Bidimensional Finite– element Models Regarding Enamel Anisotropic Properties. *83rd General Session Exhibition of the IADR*, 1, 1–2.

14. Homenko, L.O., Chajkovs'kyj, Ju.B., Smoljar, N.I., Savychuk, O.V., Ostapko, O.I., & Bidenko, N.V. et al. (2014). *Terapevtychna stomatologija dytjachogo viku [Therapeutic dentistry for children]*. Vydavnyctvo medychnoi' literatury "Knyga plus" [in Ukrainian].

15. Firrao, D. et al. (2009). Convegno Nazionale IGF XX, Torino 24-26 giugno. P 25.

16. Malanchuk, V. O., Kryshhuk, N. G., & Korotkoruchko, A. A. (2011). Osoblyvosti vidtvorennya funkcional'nyh navantazhen' v imitacijnyh modeljah kistok seredn'oi' zony oblychchja [Features of reproduction of functional loads in simulation models of bones of the middle zone of the face]. *Ukrai'ns'kyj medychnyj chasopys – Ukrainian medical journal*, 2 (82) III – IV [in Ukrainian].

17. Ansys Help “help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html”

18. Leonenko, P.V., Kryshhuk, M.G., & Jeshhenko, V.O. (2013). Porivnjal'nyj biomehanichnyj analiz konstrukcij zubnyh shyn v eksperymental'nomu modeljuvannju generalizovanogo parodontytu. [Comparative biomechanical analysis of dental splint structures in experimental modeling of generalized periodontitis]. *Liky Ukrai'ny pljus – Medicines of Ukraine plus*, 2 (15), 60–64 [in Ukrainian].

19. João Paulo M. Tribst, Amanda Maria de O. Dal Piva, Erik J. Blom, Cornelis J. Kleverlaan, & Albert J. Feilzer. (2022). Dental biomechanics of root-analog implants in different bone types. The journal

of prosthetic dentistry. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.10.005>.

20. Ming-Lun Hsu and Chih-Ling Chang. Application of Finite Element Analysis in Dentistry, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), doi: 10.5772/10007.

21. Kovtun, T.O. (2019). Vyznachennja rozpodilu navantazhennja v biomehanichnij systemi «zubnyj rjad–shyna–kistka» u ditej z travmamy zubiv. [Determination of load distribution in the biomechanical system "dentition–splint–bone" in children with dental injuries]. *Novyny stomatologii' – Dental News*, 3 (100), 82-87 [in Ukrainian].