

## МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ БІКОРТИКАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ В БІЧНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЗА УМОВИ ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Вищий державний навчальний заклад України

«Українська медична стоматологічна академія» (м. Полтава)

Полтавський національний технічний університет ім. Ю. Кондратюка (м. Полтава)

Дана робота є фрагментом НДР ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія» за угодою із МОЗ України «Нові технології, сучасні і вдосконалені зуботехнічні матеріали в реабілітації хворих з патологією зубощелепної системи», Недерж. реєстрації 0111U006304.

**Вступ.** Основною задачею зубного протезування з використанням імплантатів є створення умов, за яких під впливом жувального навантаження в кістковій тканині навколо імплантату не будуть виникати надмірні механічні напруження, які призводять до зриву фізіологічної регенерації, що може виражатися в резорбції або прискореній атрофії кісткової тканини [6].

Відтак, до основних умов, що забезпечують хороші функціональні якості протезних конструкцій, фіксованих на імплантатах, слід віднести передачу та раціональний розподіл функціональних навантажень, що виникають в процесі жування, на опорні тканини, так як саме оптимальний розподіл функціональних навантажень забезпечує тривалий термін функціонування протезів.

Для протезування пацієнтів з повною або частковою втратою зубів на нижній щелепі на сьогодні запропоновано велику кількість варіантів використання ендоосальних імплантатів різних розмірів та різних схем їх розташування в залежності від клінічної ситуації. Деякі з цих підходів стали стандартом у незмінному протезуванні на імплантатах [2].

Але у повсякденній практиці лікарі-стоматологи часто стикаються зі значними морфофункціональними змінами в щелепно-лицевій системі, викликаними відсутністю зубів, або іншими патологічними процесами, які обмежують використання запропонованих рекомендацій.

До таких змін можна віднести атрофію бокових відділів нижньої щелепи, яка виражається у зменшенні товщини та висоти альвеолярної частини, а також відстані від альвеолярного гребеня до нижньощелепного каналу. Крім цього, часто в таких ситуаціях спостерігається зміна архітекtonіки кісткової тканини внаслідок регіонарного (функціонального) або системного остеопору [6]. Такі умови значно утруднюють встановлення ендоосальних імплантатів стандартних розмірів і часто вимагають

проведення додаткових втручань, спрямованих на збільшення об'єму кісткового масиву в ділянці атрофії (аугментація альвеолярного відростка шляхом направленої кісткової регенерації, пересадки кісткових блоків, дистракційного остеогенезу та ін.), таким чином, значно подовжуючи терміни лікування, роблять його більш травматичним та коштовним.

За таких умов привабливою стає ідея використання залишкового об'єму кісткової тканини в ділянках різкої атрофії шляхом бікортикального встановлення імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва.

**Метою даного дослідження** стало обґрунтування кількості та розташування одноетапних імплантатів малого діаметру фіксованих бікортикально в дистальних відділах нижньої щелепи за умов дефіциту кісткової тканини шляхом математичного моделювання і порівняльного аналізу напружено-деформованого стану (НДС) елементів системи протез-імплантат-кістка (ПІК).

**Об'єкт і методи дослідження.** Кінцево-елементне моделювання досить широко використовується для вирішення різних біомеханічних задач в сучасній стоматології і знаходить в останній час все більш широке підтвердження в роботах як вітчизняних, так і зарубіжних авторів [1-5, 11].

Математичне моделювання виконувалося в середовищі Windows на персональному комп'ютері з використанням широко відомого пакету моделювання і кінцево-елементного аналізу NASTRAN.

Аналіз моделей на основі кінцево-елементної процедури, передбачає визначення переміщень кожного вузла кінцевого елемента по трьох координатних осях, нормальної і дотичної напруги, а також еквівалентного напруження (ЕН) по Хуберу-Мізесу, яка обчислюється за загальновідомою формулою:

$$\sigma_{\text{екв}} = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]}, \quad (1)$$

де:  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  – нормальне напруження відповідно по осях  $x, y$  і  $z$ ;

$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  – дотичне напруження, що діє відповідно в площинах  $xy, yz$  і  $zx$ .

В якості оціночного критерію при порівнянні напружено-деформованого стану щелепного

**Таблиця 1**  
**Фізико-механічні характеристики**  
**структурних складових кінцево-**  
**елементної моделі системи ПІК**

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності $\sigma_v$ , МПа
Сплав КХС	$2,2 \cdot 10^5$	0,32	400
Титановий сплав	$1,5 \cdot 10^5$	0,34	345
Кортикальний шар кістки	$1,61 \cdot 10^4$	0,25	45
Губчаста речовина кістки $\rho = 1,0$ $\rho = 0,7$ $\rho = 0,4$	$7,5 \cdot 10^3$	0,45	15
	$2,89 \cdot 10^3$	0,44	8
	$1,73 \cdot 10^3$	0,44	6

сегменту із застосуванням незнімного протезу, виготовленого зі сплаву КХС, доцільним представляється приймати максимальні значення еквівалентних напружень  $\sigma_{екв}^{max}$  як в самому імплантаті, так і в прилеглих до імплантату кортикальній та губчастій речовинах щелепної кістки, які виникають під час впливу на протез розрахункових значень функціональних навантажень.

Для дослідження НДС елементів системи ПІК була розроблена твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів, що містить основні структурні складові: кістка альвеолярної частини та тіла щелепи з нижньощелепним каналом, що включає як кортикальний шар, так і губчасту речовину, розміри яких, прийняті як деякі усереднені значення параметрів за даними комп'ютерної томографії.

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи приведені в **табл. 1** за представленими в [4] і [9] значеннями.

За функціональні навантаження (що виникають в процесі пережовування харчової грудки) при створенні математичної моделі прийняті вертикальні  $F_z$  і горизонтальні  $F_x$  і  $F_y$  складові навантаження, що прикладаються на рівні жувальної поверхні коронки протеза.

Розрахункове значення вертикального навантаження прийняте за Rus [8] дорівнює верхній межі сили, що виникає під час пережовування твердої їжі в області другого премоляру, першого і другого молярів, і становить відповідно 180 Н, 300 Н і 200 Н. Горизонтальні навантаження, згідно [8], складають 10% від вертикальних і відповідно становлять 18 Н, 30 Н і 20 Н.

До основних чинників, що визначають НДС прилеглої до імплантату кісткової тканини, окрім величини, напрямку і точки прикладання функціонального навантаження, розмірів і кількості імплантатів і способу їх інсталяції, поза сумнівом, слід віднести і механічні властивості губчастої кістки, які носять індивідуальний характер та істотно залежать від стану здоров'я людини [6]. Із збільшенням пористості при відповідному зменшенні щільності губчастої кістки,

які передаються імплантатом через спонгіозні тканини щелепи зменшуються, що приводить до зростання зусиль в кортикальних тканинах навколо дентального імплантату.

Згідно з результатами досліджень наведених в [10], губчаста кістка може належати до однієї з трьох груп, залежно від відносної щільності кісткової тканини, відповідно з  $\rho = 1,0$ ,  $\rho = 0,7$  або  $\rho = 0,4$ , значення яких отримані як відношення дійсної щільності до базового значення щільності  $\rho_0$ . Як базова, в цьому випадку, прийнята щільність губчастої кістки у здорового середньостатистичного пацієнта.

Таким чином, дослідження виконувалися для різної кількості бікортикально і монокортикально встановлюваних імплантатів, з варіюванням положення і відповідного йому значення функціонального навантаження і трьох груп фізичного стану губчастої кістки.

**Результати досліджень та їх обговорення.** Перша об'ємна кінцево-елементна модель розроблена для дослідження напружено-деформованого стану фрагмента нижньої щелепи з використанням для заміщення кінцевого дефекту зубного ряду незнімним протезом фіксованим в ділянці бічних зубів трьома дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм. Така модель була включена для порівняльного аналізу як один із загальноприйнятих підходів до протезування у бічному відділі нижньої щелепи при помірній атрофії, коли віддаль від альвеолярного гребеня до нижньощелепного каналу становить не менше 9 мм [2].

Для вибору найбільш несприятливих випадків завантаження незнімного протеза розглядалися комбінації вертикальної складової функціонального навантаження на першому молярі зі всіма можливими напрямками горизонтальної складової навантаження (як у дистально-медіальному і протиставленому йому напрямі, так і вестибулярно-язиковому і язиково-вестибулярному напрямках).

В якості основного оціночного критерію вибору найбільш несприятливого випадку завантаження протеза прийнято максимальне значення еквівалентної напруги  $\sigma_{екв}^{max}$ , що виникає в кортикальних шарах щелепної кістки навколо імплантатів.

Як показали виконані розрахунки, результати яких представлені в **табл. 2**, найнесприятливішим завантаженням протеза є комбінація вертикальної складової навантаження з горизонтальною складовою, що діє в язиково-вестибулярному напрямі, яке і використовувалось як функціональне навантаження в подальших дослідженнях.

З метою визначення найбільш несприятливого положення функціонального навантаження (що викликає найбільші значення еквівалентного напруження в імплантаті і в прилеглих до імплантату кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки) розглядалися три випадки завантаження незнімного протеза. У першому випадку функціональне навантаження впливало на жувальну поверхню другого премоляру (вертикальна складова навантаження дорівнює 180 Н, горизонтальна, – 18 Н), у другому

Таблиця 2

**Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного фрагмента з фіксацією протеза дентальними імплантатами з діаметром тіла 4 мм і довжиною внутрішньої кісткової частини 8 мм**

Напрямок прикладання навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$ , МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	158	44,4	15,0
Вертикальне і горизонтальне в вестибулярно-язиковому напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	156	39,2	14,2
Вертикальне і горизонтальне в мезіодистальному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	112	35,8	14,8
Вертикальне і горизонтальне в дистально-мезіальному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	116	42,7	14,7

Таблиця 3

**Результати розрахунків еквівалентної напруги щелепного фрагмента при різній локалізації функціонального навантаження**

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$ , МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	75,6	30,6	9,59
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	158	44,4	15,0
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	166	37,7	11,7

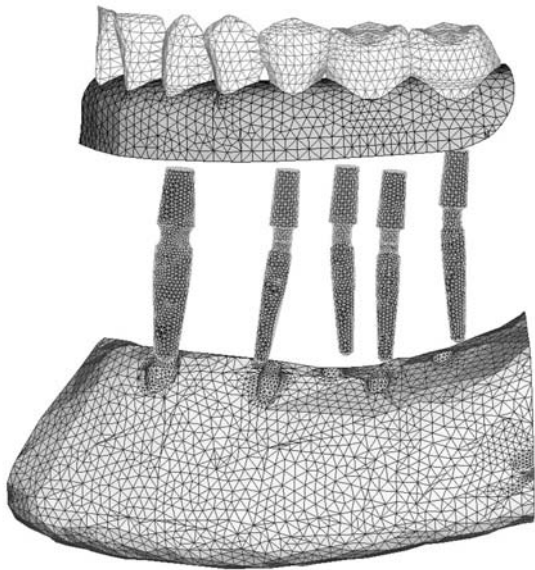
випадку функціональне навантаження (вертикальна – 300 Н, а горизонтальна – 30 Н) прикладалося до першого моляра і третій випадок відповідав завантаженню другого моляра з вертикальною складовою навантаження 200 Н і горизонтальною – 20 Н.

Результати виконаних розрахунків приведені в **табл. 3**. Як видно з таблиці, максимальні значення еквівалентного напруження в імплантаті виникають при максимально дистальному розташуванні харчової грудки і відповідно становлять 166 МПа. Таким чином, найбільше зміщення дистальної частини протеза відносно гребеня альвеолярного відростка, а, отже, і максимальні значення еквівалентного напруження в крайньому дистально розташованому імплантаті виникають при навантаженні другого моляра з горизонтальною складовою у язиково-вестибулярному напрямі.

Таблиця 4

**Результати розрахунків еквівалентного напруження щелепного фрагмента при різній щільності губчастої кістки і локалізації функціонального навантаження на першому молярі**

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{екв}^{max}$ , МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
$\rho = 1,0$	158	44,4	15,0
$\rho = 0,7$	156	54,2	11,1
$\rho = 0,4$	155	68,5	8,82



**Рис. 1. Об'ємна кінцево-елементна модель фрагмента нижньої щелепи з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами, з додатковою опорою попереду ментального отвору.**

Максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальних і губчастих тканинах щелепної кістки, що примикають до імплантату, відповідають максимальним значенням функціонального навантаження при розташуванні харчової грудки над першим моляром і відповідно становлять 44,4 МПа і 15,0 МПа.

Для найбільш несприятливого випадку завантаження тканин щелепної кістки, при локалізації функціонального навантаження на першому молярі, виконані розрахунки з варіюванням відносної щільності губчастої кістки. Результати розрахунків представлені в таблиці 4.

Як видно з табл. 4, максимальні значення ЕН в імплантаті зі зменшенням щільності губчастої кістки змінюються не суттєво (1-2%), чого не можна

сказати про максимальні значення ЕН в кортикальному шарі щелепної кістки, які із зміною щільності губчастої речовини від  $\rho = 1,0$  до  $\rho = 0,4$ , збільшуються на 54%. При цьому, значення еквівалентного напруження в губчастій кістці, також перевищують відповідну межу міцності.

Максимальне ЕН в кортикальному шарі щелепної кістки виникає в зонах безпосереднього примикання до імплантату з вестибулярної сторони. При цьому максимальні значення ЕН в компактному і губчастому шарах щелепної кістки, перевищують відповідні межі міцності при відносній щільності губчастої кістки менше  $\rho = 1$ , що можна розглядати як протипоказання до протезування з використанням в бічній ділянці нижньої щелепи трьох монокортикально встановлених імплантів діаметром 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм.

У другому варіанті розглядалась модель протезування на чотирьох внутрішньокісткових імплантатах встановлених бікортикально в ділянці бічних зубів в обхід нижньощелепного каналу з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребеня альвеолярного відростка до каналу менше 8 мм з додатково встановленим імплантатом стандартного розміру (4 мм в діаметрі і 12 мм довжини) попереду ментального отвору. При цьому крайні імплантати розташовувалися в зонах другого премоляра і другого моляра, а середні інстальювалися в зоні першого моляра (рис. 1, табл. 5).

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза чотирма бікортикально встановленими дентальними імплантатами при різній щільності губчастої кістки, представлена в табл. 6.

З даних таблиць 5 і 6 видно, що в порівнянні з монокортикально встановленими імплантатами, при даній схемі розташування імплантів, фіксованих бікортикально щільність губчастої речовини менш суттєво впливає на максимальні значення ЕН в кортикальному шарі кістки, які із зміною щільності

**Таблиця 5**

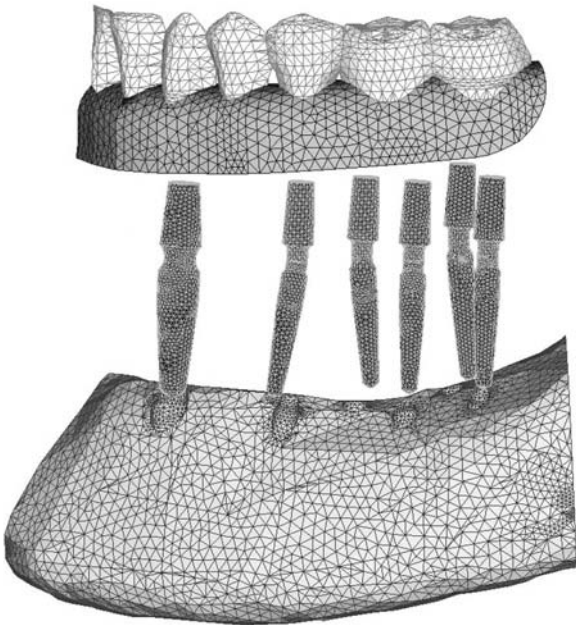
**Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами, з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній локалізації функціонального навантаження**

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ , МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	153	35,8	6,16
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	365	45,7	14,9
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	295	44,9	11,6

Таблиця 6

**Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза чотирма бікортикально встановленими імплантатами з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки**

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ , МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
$\rho = 1,0$	365	45,7	14,1
$\rho = 0,7$	374	50,4	6,99
$\rho = 0,4$	373	52,2	6,04



**Рис. 2. Об'ємна кінцево-елементна модель фрагмента нижньої щелепи з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах та додатковою опорою попереду ментального отвору.**

губчастої речовини від  $\rho = 1,0$  до  $\rho = 0,4$ , збільшуються на 14,2% і перевищують межу міцності. Крім цього, використання даної схеми імплантації можна вважати ризикованою, оскільки при максимальних значеннях навантаження ЕН в шийках імплантів перевищують межу міцності на 5,7-8,1%.

У третьому варіанті розглядалась модель протезування на п'яти внутрішньокісткових імплантатах встановлених бікортикально в ділянці бічних зубів в обхід нижньощелепного каналу з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребеня альвеолярного відростка до каналу менше 8 мм з додатково встановленим імплантатом стандартного розміру (4 мм в діаметрі і 12 мм довжини) попереду ментального отвору. При цьому один імплантат розташовувався в зоні другого премоляру і по два – в зоні першого і другого молярів відповідно (рис. 2). Імплантати розташовані в зоні молярів розміщувались по типу чотирикутника.

З даних, представлених в таблицях 7 і 8 видно, що максимальні значення ЕН як імплантату, так і структурних елементів кісткової тканини не перевищують меж міцності і мало залежать від щільності губчастої речовини. Збільшення ЕН в кортикальному шарі кістки при зменшенні щільності губчастої речовини від  $\rho = 1,0$  до  $\rho = 0,4$  становить 0,7%. Зважаючи на вище сказане, дану схему дентальної імплантації можна вважати надійною з біомеханічної точки зору.

Спираючись на результати проведених досліджень можна зробити наступні висновки:

1. Використання в боковому відділі нижньої щелепи трьох монокортикально встановлених імплантів діаметром 4 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 8 мм при відношій щільності губчастої кістки менш  $\rho = 1$  є невиправданим із-за максимальних значень еквівалентних напружень в компактному і губчастому шарах щелепної кістки, які перевищують відповідні межі міцності.

2. В усіх розглянутих випадках максимальні значення еквівалентних напружень, що виникають в примикаючих до імплантів кортикальному і губ-

Таблиця 7

**Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах та додатковою опорою попереду ментального отвору при різній локалізації функціонального навантаження**

Локалізація функціонального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ , МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	144	43,7	11,6
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	317	44,2	14,5
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	218	38,5	12,8

Таблиця 8

**Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза на п'яти бікортикально встановлених імплантатах з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки**

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{\text{екв}}^{\text{max}}$ МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
$\rho = 1,0$	336	44,8	14,8
$\rho = 0,7$	343	45,0	5,89
$\rho = 0,4$	344	45,1	6,04

частому шарі щелепної кістки, менші при фіксації протеза на бікортикально встановлених імплантатах порівняно з тими, що встановлені монокортикально.

3. Привизначенні кількості імплантатів діаметром 2,5 мм і довжиною 12 мм для бікортикального встановлення в бічному відділі нижньої щелепи за умов дефіциту кісткової тканини необхідно керуватися правилом імплантаційної ізотопії, згідно якого кількість встановлюваних імплантатів повинна дорівнювати сумарній кількості коренів зубів, що заміщаються.

4. При низькій щільності губчастої кістки ( $\rho = 0,7$  і менше) слід використовувати тільки бікортикальний спосіб фіксації імплантатів у бічному відділі нижньої щелепи.

5. Для більш рівномірного розподілу зусиль, що передаються від протеза через імплантати на кісткову тканину щелепи, імплантати в ділянці молярів повинні розташовуватись по чотирикутнику.

**Перспективи подальших досліджень.** В подальшому планується провести клінічні дослідження по застосуванню даних схем дентальної імплантації у пацієнтів з дефіцитом кісткової тканини в бокових відділах нижньої щелепи.

## Література

- Гветадзе Р. Ш. Влияние параметров имплантата на напряженно-деформированное состояние костной ткани зоны имплантации / Р. Ш. Гветадзе, А. И. Матвеева, А. Г. Борисов, В. А. Фролов, З. З. Кушхабиев // *Стоматология*. – 2010. – №1. – С. 54 – 55.
- Заблоцький Я. В. Імплантація в незнімному протезуванні / Я. В. Заблоцький. – Львів : ГалДент, 2006. – 156 с.
- Кришук Н. Г. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти человека при функциональной нагрузке / Н. Г. Кришук, В. А. Маланчук, А. В. Копчак, В. А. Ещенко // *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*, Серія *Машинобудування*. – №59. – К., 2010. – С. 55–58.
- Матвеева А. И. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов / А. И. Матвеева, А. Г. Иванов, Р. Ш. Гветадзе [и др.] // *Клиническая стоматология*. – 1997. – №5. – С. 44–48.
- Олесова В. Н. Напряженно-деформированное состояние кортикальной костной ткани в условиях трехмерной математической модели нижней челюсти при нагрузке внутрикостного имплантата в боковом отделе зубного ряда / В. Н. Олесова, Г. Н. Журули, Ю. М. Магаметханов [и др.] // *Стоматология*. – 2009. – №6. С. 60 – 61.
- Параскевич В. Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики [2-е изд.] / В. Л. Параскевич. – М. : ООО «Медицинское информационное агентство», 2006. – 400 с.
- Рогожников Г. И. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке / Г. И. Рогожников, С. Г. Конохова, Ю. И. Няшин [и др.] // *Российский журнал биомеханики*. – 2004. – Т. 8, №1. – С. 54 – 60.
- Руководство по ортопедической стоматологии / Под ред. В. Н. Копейкина. – М. : Медицина, 1993. – 446 с. : ил.
- Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии: Монография / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. – Х. : Прапор, 2006. – 304 с.
- Чумаченко Е. Н. Биомеханическая модель и методика расчета напряженно-деформированного состояния пародонтального комплекса нижней челюсти / Е. Н. Чумаченко, А. И. Воложин, В. А. Маркин // *Научные технологии*. – 2001. – №1. – С. 49–60.
- Al-Sukhun J. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible / Al-Sukhun J., Lindqvist C., Helendus M. // *Journal of biomedical materials research*. – 2007. – Vol. 80 (1),- P. 247-256.

УДК 616. 716. 4-089. 843

## МАТЕМАТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ БІКОРТИКАЛЬНОЇ ІМПЛАНТАЦІЇ В БІЧНИХ ВІДДІЛАХ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЗА УМОВИ ДЕФІЦИТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Павліш І. В., Дворник В. М., Фенко О. Г., Добровольський О. В.

**Резюме.** Морфо-функціональні зміни зубощелепної системи, які спостерігаються після втрати зубів, або в результаті інших патологічних процесів часто обмежують використання традиційних підходів до протезування з використанням імплантатів.

Метою даного дослідження стало обґрунтування кількості та розташування одноетапних імплантатів малого діаметру в дистальних відділах нижньої щелепи фіксованих бікортикально за умов дефіциту кісткової тканини.

---

---

Під час дослідження було проведено математичне моделювання методом кінцевих елементів і порівняльний аналіз напружено-деформованого стану елементів системи протез-імплантат-кістка з різною кількістю та схемою розташування імплантатів, в залежності від щільності губчастої речовини кістки.

В результаті проведеного дослідження були визначені основні умови використання одноетапних імплантатів малого діаметру в боковому відділі нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини, а саме їх кількість, розташування, спосіб фіксації в залежності від щільності губчастої речовини кістки.

**Ключові слова:** математичне моделювання, метод кінцевих елементів, бікортикальна імплантація, боковий відділ нижньої щелепи, дефіцит кісткової тканини.

**УДК** 616. 716. 4-089. 843

### **МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ БИКОРТИКАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ БОКОВЫХ УЧАСТКОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В УСЛОВИЯХ ДЕФИЦИТА КОСТНОЙ ТКАНИ**

**Павлиш И. В., Дворник В. Н., Фенко А. Г., Добровольский А. В.**

**Резюме.** Морфо-функциональные изменения зубочелюстной системы, которые наблюдаются после потери зубов, или в результате других патологических процессов часто ограничивают использование традиционных подходов к протезированию с использованием имплантатов.

Целью данного исследования стало обоснование количества и расположения одноэтапных имплантатов малого диаметра в дистальных отделах нижней челюсти в условиях дефицита костной ткани путем математического моделирования и сравнительного анализа напряженно – деформированного состояния элементов системы протез – имплантат – кость .

В ходе исследования было проведено математическое моделирование методом конечных элементов и сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния элементов системы протез-имплантат-кость с разным количеством и схемой расположения имплантатов.

В результате проведенного исследования были определены основные условия использования одноэтапных имплантатов малого диаметра в боковом отделе нижней челюсти при дефиците костной ткани, а именно их количество, расположение, способ фиксации в зависимости от плотности губчатого вещества кости.

**Ключевые слова:** математическое моделирование, метод конечных элементов, бикортикальна імплантація, боковой отдел нижней челюсти, дефицит костной ткани.

**UDC** 616. 716. 4-089. 843

### **Mathematical Justification of Bicortical Implantation In The Lateral Regions Of Mandible In Cases Of Bone Deficiency**

**Pavlish I. V., Dvornyk V. N., Fenko A. G., Dobrovolsky A. V.**

**Abstract.** Morphological and functional changes that occur after the loss of teeth, or as a result of other pathological processes often limit the use of traditional approaches to prosthetic implants.

The purpose of this study was to determine the number and location of small diameter single-stage implants in the distal mandibular fixed bicortically in cases of bone deficiency.

While the study was conducted mathematical modeling and finite element analysis of comparative stress-strain state of prosthetic – implant – bone system elements with different number and pattern placement of implants, depending on the density of spongy bone. To select the most unfavorable load case considered a combination of the vertical component of the functional load on the first molars from all possible directions of the horizontal component of the load (as in the distal-medial direction and opposed him and vestibular-lingual and vestibular-lingual directions). As an evaluation criterion when comparing the stress-strain state of the jaw segments using non-removable prosthesis, made of an Co-Cr alloy, it seems appropriate to take the maximum values of equivalent stresses by Huber-Mises  $\sigma_{экв}^{max}$  both in the implant and adjacent to the implant cortical and spongy substance of jawbone arising under the impact on the calculated values of functional prosthetic loading. For the study of stressed-strained state of the prosthetic-implant-bone system was developed solid-state mathematical model of the human mandible with a complete lack of teeth, containing the basic structural components: alveolar bone of the jaw and the body, mandibular canal, including both cortical layer and sponge whose dimensions are taken as the average value of some parameters according to computed tomography.

As a result, the study identified the main conditions of use of small diameter single-stage implants in the lateral mandible provided deficits bone, such as the number, location, type of fixation, depending on the density of cancellous bone substance.

Based on the results of the research the following conclusions were made:

1. The use in lateral mandible three implants installed monocortical whith diameter of 4 mm and 8 mm of intraosseous part of the relative density of cancellous bone less than  $\rho = 1$  is justified because of the maximum values of equivalent tensions in compact and spongy layers of the jawbone that exceed the corresponding ultimate strength .

---

---

2. In all the above cases, the maximum values of equivalent stresses arising from adhering to the implant cortical and cancellous layers of jawbone smaller at a fixed prosthesis on implants installed bicorticaly compared with those fixed monocorticaly.

3. When determining the number of implants with a diameter of 2.5 mm and a length of 12 mm for bicortical installation in lateral parts of the lower jaw which a shortage of bone should be guided by implantation isotopic rule, according to which the number of implants should be equal to the total number of roots of teeth are replaced.

4. At low density of trabecular bone ( $\rho = 0,7$  or less) should be used only bicortical method of fixation of implants in the lateral mandible.

5. For a more equal distribution of efforts that are transmitted from the prosthesis over implants into the jaw bone, implants in the molar area must be located on the quadrangle.

**Key words:** mathematical modeling, finite element method, bicortical implantation, lateral mandible, bone deficiency.

*Рецензент – проф. Король Д. М.*

**Стаття надійшла 17. 02. 2014 р.**