

УДК: 616.314-76-77-085.46

**ПІДХОДИ ДО ПРОТЕЗУВАННЯ ХВОРИХ ПОХИЛОГО ВІКУ З  
ПОВНОЮ АДЕНТІЄЮ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ  
ІМПЛАНТАТІВ НА ОСНОВІ МАТЕМАТИЧНОГО  
МОДЕЛЮВАННЯ**

**В.О. Пономаренко, Ю.І. Силенко, М.В. Хребор, Т.А.Хміль**

ВДНЗ України «Українська медична стоматологічна академія»

Повна відсутність зубів часто не лише призводить до ослаблення життєво необхідних функцій (жування, мовлення), а і суттєво впливає на соціально-психологічну сферу пацієнта. Зазвичай дефекти зубних рядів призводять до надзвичайно вираженої соціальної дезадаптації, знижують можливості пацієнта нормально здійснювати свою повсякденну діяльність. Повну відсутність зубів у віці 70-79 років мають 29,5% обстежених, а після 80 років - 40,2% [1].

Похилий вік визначає головну особливість і складність ортопедичного стоматологічного лікування цієї групи хворих у зв'язку зі зниженням адаптаційних можливостей їхнього організму, появою в них вікових змін і порушень [2]. Незважаючи на досягнуті успіхи в медичній реабілітації хворих із повною відсутністю зубів, вона залишається невирішеним питанням ортопедичної стоматології. Актуальність цієї проблеми безперечна ще й тому, що, за даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, близько 26% хворих не користуються повними знімними протезами з різних причин [3].

Особливо це стосується пацієнтів із повною відсутністю зубів на нижній щелепі у випадках складності протезування повним знімним протезом через відсутність адекватної його фіксації та стабілізації. Один із найефективніших методів поліпшення фіксації і стійкості протеза - це

встановлення імплантатів. Але у хворих похилого віку застосування імплантатів обмежене анатомофізіологічними особливостями тканин ротової порожнини і наявністю загальносоматичних змін організму.

Значною мірою ефективність і тривалість функціонування повного незнімного пластинкового зубного протеза з опорою на гвинтові дентальні імплантати зумовлені раціональним розподілом і передачею функціональних навантажень, що виникають у процесі пережовування їжі на опорні тканини альвеоли. До факторів, які визначають раціональність передачі функціонального навантаження, в першу чергу належить напруження, що виникає в кістковій тканині навколо дентальних імплантатів [4, 5, 6, 7].

**Метою** нашого біомеханічного дослідження став аналіз напружено-деформованого стану кісткових тканин нижньої щелепи з опорою незнімного протеза на 4 гвинтові дентальні імплантати з урахуванням податливості слизової оболонки тканин протезного ложа й обґрунтування використання амортизуючих абатментів.

### **Матеріали і методи дослідження**

Математичне моделювання виконували з використанням широко відомого пакета моделювання і звичайно-елементного аналізу NASTRAN, призначеного для реалізації в середовищі «Windows» на персональному комп'ютері. Аналіз створених математичних моделей на основі звичайно-елементної процедури припускає визначення переміщень кожного вузла кінцевого елемента по трьох координатних осях, нормального і дотичного напруження, а також еквівалентного напруження за Хубером-Мізесом, яке 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, діюче відповідно в площинах  $xy, yz$  і  $zx$ .

Основним оцінним критерієм при порівнянні напружено-деформованого стану даних математичних моделей системи "Повний незнімний пластинковий зубний протез - дентальний імплантат - нижня щелепа" є розвиток максимальних значень еквівалентного напруження в тканинах, що контактують з імплантатом, - кортикальному і губчастому шарам щелепної кістки, що виникають під дією на протези розрахункових значень функціональних навантажень.

Для досягнення поставленої мети було побудовано кілька об'ємних твердотілих математичних моделей системи "Повний незнімний пластинковий зубний протез - дентальний імплантат - нижня щелепа" з опорою на чотири гвинтові внутрішньокісткові імплантати.

У першому випадку розглядалося протезування нижньої щелепи з повною адентією незнімним протезом, зафіксованим на 4 традиційно вживані гвинтові дентальні імплантати діаметром 3,8 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 14 мм, встановлені у фронтальному відділі зубного ряду, з опорою сидла протеза на м'які тканини ясен у бічних ділянках (рис. 1).

У процесі аналізу напружено-деформованого стану була прийнята передумова про однорідність матеріалу імплантатів і кісткових тканин нижньої щелепи. Так само передбачається, що кістка й імплантат після остеointegraції зв'язані жорстко.

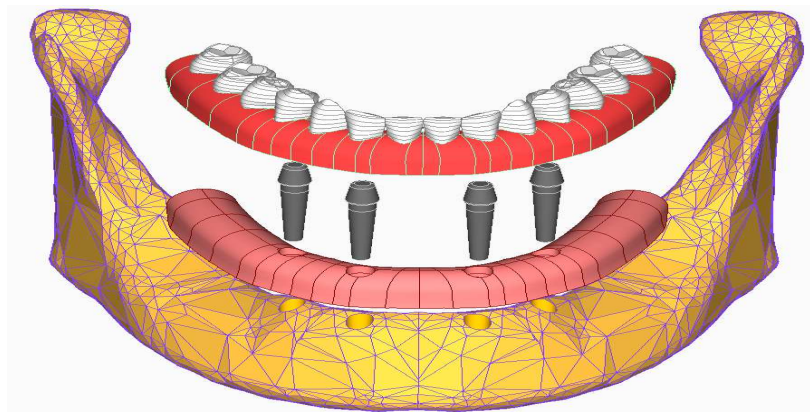


Рис. 1. Об'ємна кінцево-елементна модель нижньої щелепи з фіксацією повного незнімного протеза дентальними імплантатами діаметром

Розроблена для дослідження напружено-деформованого стану об'ємна математична модель містить усі основні структурні складові нижньої щелепи: м'які тканини ясен, кістку альвеоли з нижньощелепним каналом, що включає як кортикальний шар, так і губчасту речовину, розміри яких прийняті як деякі усереднені значення параметрів за даними томографій. Основні розміри, використані при моделюванні профілів коронкових частин протезованих зубів, прийняті згідно з рекомендованими розмірами для моделювання [7]. Тримірну модель нижньої щелепи закріплювали у вузлах кінцевих елементів, розташованих у ділянках скронево-нижньощелепних суглобів і місцях кріплення жувальних м'язів.

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі фрагмента нижньої щелепи наведені в табл.1 за представленими в [4] і [5] значеннями.

Як функціональні навантаження, що виникають у процесі пережовування харчової грудки, при створенні об'ємних математичних моделей прийняті вертикальна складова  $F_z$  і горизонтальна складова  $F_y$ , діюча у вестибулярно-оральному напрямку, що прикладаються на рівні верхівки коронки протеза.

*Таблиця 1*

**Фізико-механічні характеристики структурних складових звичайно-елементної моделі, використані в розрахунках**

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності св, МПа
Кортикальний шар кістки	2·10 <sup>4</sup>	0,3	45
Спонгіозна речовина кістки	5·10 <sup>3</sup>	0,3	15
Ясна	25-75	0,25	–

Титановий сплав	$1,5 \cdot 10^5$	0,34	345
Пластмаса сидла протеза	$2,5 \cdot 10^3$	0,3	50
Сплав КХС	$2,2 \cdot 10^5$	0,32	800

Ураховували те, що абсолютні значення функціонального навантаження суттєво не впливають на розв'язання поставленої задачі, оскільки для порівняння максимальних значень еквівалентного напруження, що виникає в кісткових тканинах нижньої щелепи при різних варіантах незнімного протеза, що спирається, можна використовувати будь-яке еталонне значення навантаження. Розрахункове значення вертикальної складової прийнято рівним 150 Н. Розрахункове значення горизонтальної складової навантаження, яке згідно з [5] становить 10% вертикального навантаження, відповідно дорівнює 15 Н.

До основних чинників, які визначають напружено-деформований стан кісткових тканин, що оточують дентальний імплантат, окрім величини, напрямку і точки прикладення функціонального навантаження, розмірів, кількості імплантатів і способу їх інсталяції, поза сумнівом, слід віднести і механічні властивості м'яких тканин ясен, які мають індивідуальний характер та істотно залежать від стану здоров'я людини.

У процесі виконуваних досліджень розглядали опорні тканини ясен, що мають три ступені податливості: низький зі значеннями  $0,2 \div 0,6$  мм; середній -  $0,6 \div 0,95$  мм і високий -  $0,96 \div 1,3$  мм відповідно.

Основні розміри, використані в моделюванні профілів опорних зубів і штучних зубів знімних протезів, прийняті згідно з рекомендованими розмірами для моделювання [7].

Розроблена модель розбита досить дрібною звичайно-елементною сіткою з тетраедальних елементів розмірами від 0,25 мм для внутрішньокісткових імплантатів до 1,2 мм для елементів нижньощелепної

кістки (всього для побудови використали 292163 об'ємні елементи при 541105 вузлових точках). Виключення концентрації напруження в зонах локалізації функціональних навантажень виконане рівномірним розподілом усіх навантажень, що враховуються, по жувальній поверхні зубів незнімного протеза, які заміщаються, беруть участь у передачі функціонального навантаження в різних варіантах завантаження.

Як несприятливе завантаження протеза вибрана комбінація вертикальної складової навантаження 150 Н із тією умовою, що горизонтальна складова становить 15 Н, діючою у вестибулярно-язиковому напрямку, які й використовували як функціональні навантаження в подальших дослідженнях.

Ураховуючи симетрію нижньої щелепи і повного незнімного протеза, для визначення найнесприятливішого положення функціонального навантаження (що викликає найбільші значення еквівалентного напруження в прилеглих до імплантата кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки) розглядали 7 випадків завантаження незнімного протеза, відповідні кількості зубів, що заміщаються протезом, із лівого боку щелепи за середнього ступеня податливості ясен.

У першому і в другому випадках завантаження протеза, функціональне навантаження впливало на жувальні поверхні центрального і латерального різців, у третьому випадку функціональне навантаження прикладалося до ікла, четвертий і п'ятий випадки відповідали завантаженню першого і другого премоляра і в шостому і сьомому варіантах навантаження прикладалося до першого і другого молярів.

Результати виконаних розрахунків за різної локалізації функціонального навантаження наведені в табл. 2.

**Результати розрахунків еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, прилеглих до імплантата, за різної локалізації функціонального навантаження (МПа)**

Локалізація в структурі кісткової тканини	Положення функціонального навантаження						
	центральный різець	латеральный різець	ікло	перший премоляр	другий премоляр	перший моляр	другий моляр
Кортикальная кістка	43,5	36,8	20,0	37,9	43,7	38,9	18,8
Губчаста кістка	3,80	3,04	4,18	9,57	9,77	8,56	4,52

Максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальній і губчастій тканинах щелепної кістки виникають у зонах їх безпосереднього прилягання до мезіально розташованого імплантата з орального боку, відповідають розташуванню харчової грудки над центральним різцем і відповідно становлять 43,5 МПа і 3,80 МПа (рис. 2).

З переміщенням функціонального навантаження дистально зубним рядом навантаження на мезіально розміщений імплантат, а відповідно і значення еквівалентного напруження в кортикальних і губчастих тканинах щелепної кістки поступово зменшуються, тоді як навантаження на крайній дистально розташований імплантат і значення еквівалентного напруження в кортикальних і губчастих тканинах щелепної кістки, прилеглих до крайнього імплантата, поступово збільшуються і досягають максимальних значень відповідно до 43,7 МПа і 9,77 МПа за локалізації функціонального навантаження на другому премолярі (рис. 3).

Подальше дистальне переміщення функціонального навантаження вздовж зубного ряду зменшує значення еквівалентного напруження в кортикальних і губчастих тканинах щелепної кістки, прилеглих як до

середнього, так і крайнього імплантата, за рахунок передачі більшої частини функціонального навантаження на м'які тканини ясен.

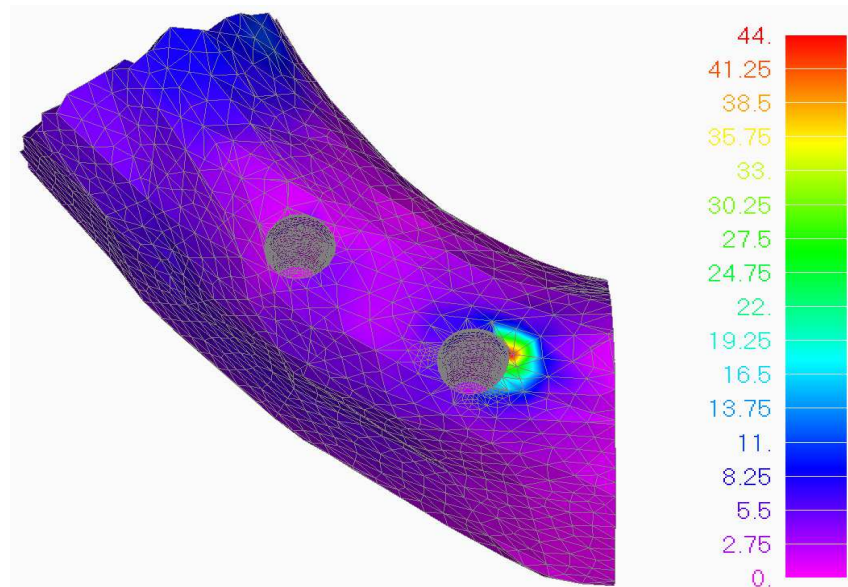


Рис. 2. Поля розподілу еквівалентних напружень у кортикальній і губчастій тканинах щелепної кістки за локалізації функціонального навантаження над центральним різцем

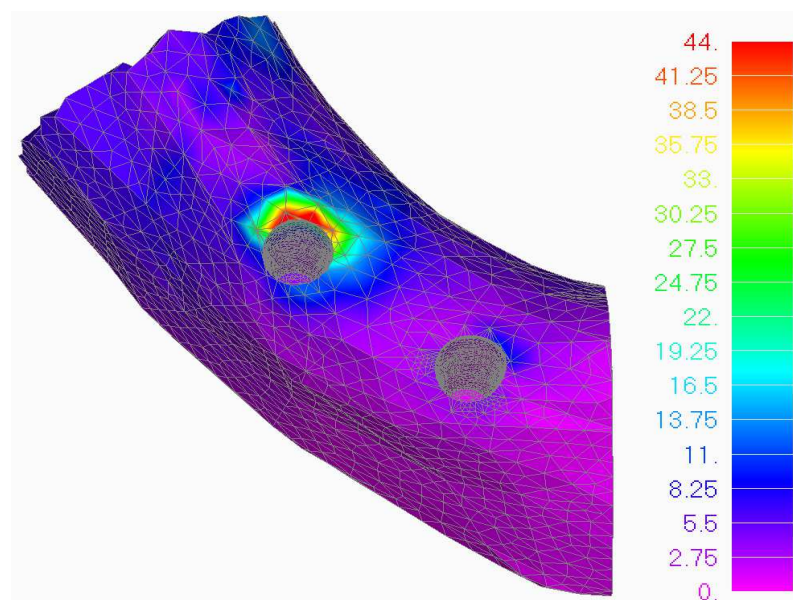


Рис. 3. Поля розподілу еквівалентних напружень у кортикальній і губчастій тканинах щелепної кістки за локалізації функціонального навантаження на другому премолярі



Для найнесприятливішого випадку завантаження тканин щелепної кістки за локалізації функціонального навантаження на другому премолярі виконані розрахунки з варіюванням податливістю м'яких тканин ясен. Результати розрахунків представлені в табл. 3.

*Таблиця 3*

**Результати розрахунків еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, прилеглих до крайнього дистального імплантата, за локалізації функціонального навантаження на другому премолярі та різних ступенів податливості ясен**

Ступінь податливості опорних тканин ясен	Максимальне еквівалентне напруження, МПа	
	кортикальна кістка	губчаста кістка
Низький	37,8	8,86
Середній	43,7	9,77
Високий	59,5	11,03

Як видно з табл.4, максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, прилеглих до крайнього дистального імплантата, істотно змінюються (збільшуються на 15-35%) зі збільшенням податливості опорних тканин ясен під сідлом повного незнімного протеза. При цьому абсолютні значення еквівалентного напруження в кортикальних шарах щелепної кістки за ступеня податливості опорних тканин ясен вище середнього перевищують відповідне значення межі міцності, що є протипоказанням до протезування з використанням повного незнімного пластинкового зубного протеза з

опорою на 4 традиційно вживані гвинтові дентальні імплантати у фронтальному відділі зубного ряду за високого ступеня податливості ясен.

У зв'язку з цим проведено математичне моделювання із заміною жорстких абатментів амортизаційними.

Результати виконаних розрахунків для випадків різної локалізації функціонального навантаження за середнього ступеня податливості ясен наведені в табл. 4.

*Таблиця 4*

**Результати розрахунків еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, прилеглих до імплантата, за різної локалізації функціонального навантаження з опорою протеза на чотири імплантати з амортизаційними абатментами**

	Положення функціонального навантаження (Мпа)						
	центральний різець	латеральний різець	ікло	перший премоляр	другий премоляр	перший моляр	другий моляр
Кортикальна кістка	21,9	20,5	21,1	18,9	13,9	15,8	14,9
Губчаста кістка	2,13	2,11	3,17	4,77	3,94	4,35	3,38

Поля еквівалентного напруження в кортикальній і губчастій тканинах щелепної кістки, що виникають у зонах їх безпосереднього прилягання до центрального імплантата з орального боку, і відповідного найнесприятливішому розташуванню харчової грудки на центральному різці, представлені на рис. 4.

У табл. 5 представлені результати розрахунків, виконаних для найнесприятливішого випадку завантаження тканин щелепної кістки, за

локалізації функціонального навантаження на центральному різці з варіюванням податливості м'яких тканин ясен за допомогою амортизаційних абатментів.

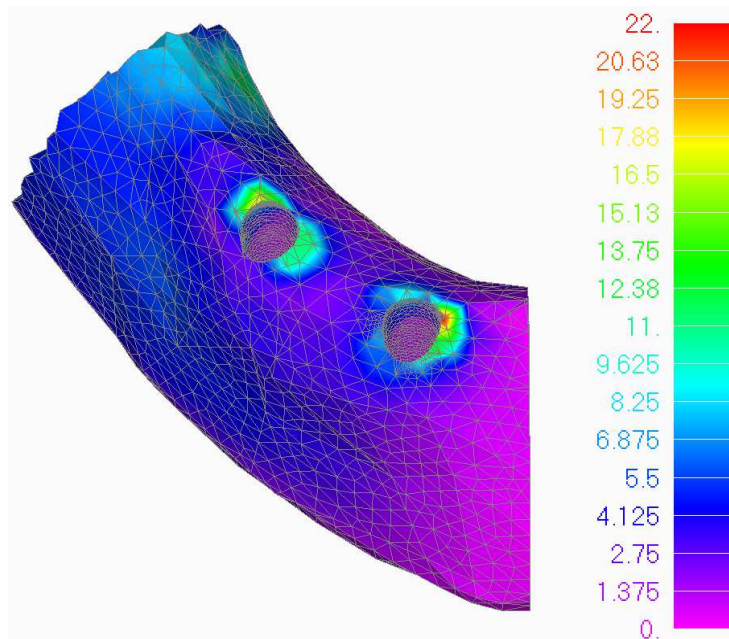


Рис. 4. Поля розподілу еквівалентних напружень у кортикальній і губчастій тканинах щелепної кістки за локалізації функціонального навантаження на центральному різці з опорою протеза на чотири імплантати з амортизаційними абатментами

Таблиця 5

**Результати розрахунків еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки, прилеглих до центрального імплантата, за локалізації функціонального навантаження на центральному різці та різних ступенів податливості ясен із фіксацією протеза на чотири імплантати з амортизаційними абатментами**

Ступінь податливості опорних тканин ясен	Максимальне еквівалентне напруження, МПа	
	кортикальна кістка	губчаста кістка
Низький	21,8	1,94

Середній	21,9	2,13
Високий	21,9	2,92

Як видно з табл.5, максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах, прилеглих до крайнього центрального імплантата щелепної кістки, при варіюванні податливості опорних тканин ясен під сідлом повного протеза змінюються значно менше, ніж у разі застосування жорстких абатментів. При цьому абсолютні значення еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки для випадку з амортизаційними абатментами за різних ступенів податливості опорних тканин ясен нижчі відповідних меж міцності. За високого ступеня податливості опорних тканин ясен максимальні значення еквівалентного напруження в кортикальному і губчастому шарах, прилеглих до крайнього центрального імплантата щелепної кістки, за використання амортизаційних абатментів у два рази менші аналогічних значень у разі опори протеза на чотири імплантати з жорсткими абатментами.

### Література

1. Вураки Н.К. Повышение эффективности ортопедического лечения больных старческого возраста с полным отсутствием зубов : дис. ... канд. мед. наук: 14.00.21/ Н.К. Вураки.- 122 с.
2. Hüe O. Prothese complete / Hüe O., Berteretche M. – Paris, 2003. - P. 296.
3. Современные методы окклюзионной реабилитации больных в клинике ортопедической стоматологии / А. В. Цимбалистов [и др.] // Материалы XIV Всерос. науч.-практ. конф. - М., 2005.- С. 110-112.
4. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Х.: Прапор, 2006. – 304 с.

5. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов / А.Д. Шварц. - М.: Медицина, 1994. -208 с.
6. Журули Г.Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование) : автореф. дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук / Г.Н. Журули. - М.,2010.- 18 с.
7. Шульженко О.Ю. Підходи до застосування бюгельних протезів з каркасами з поліоксиметилену та кобальт-хромового сплаву на основі математичного моделювання / Шульженко О.Ю., Силенко Ю.І. // Актуальні проблеми сучасної медицини.- 2011.- Т.11, вип. 3(35).- С. 49-51.
8. Атлас анатомії з біомеханікою жувального апарату / [М.Д. Король, Л.С. Коробейніков, Д.Д. Кіндій та ін.]. – Полтава: ПФ ”Форміка“, 2002. – 224 с.

Стаття надійшла

10.06.2014 р.

### **Резюме**

Рассмотрены вопросы лечения больных старческого возраста с полной адентией с использованием имплантатов. На основе математического моделирования дополнен алгоритм протезирования. Проведен анализ напряженно-деформированного состояния костной ткани нижней челюсти с опорой несъемного протеза на 4 винтовые дентальные имплантаты с учетом податливости слизистой оболочки тканей протезного ложа и обоснованием использования амортизирующих абатментов. Рассмотрены результаты взаимодействия съемных протезов с тканями протезного ложа, предложены рекомендации по применению.

**Ключевые слова:** полная адентия, дентальные имплантаты, старческий возраст, математическая модель.

### **Резюме**

Розглянуті питання лікування хворих похилого віку з повною адентією за допомогою імплантатів. На основі математичного моделювання доповнений алгоритм протезування пацієнтів. Проаналізований напружено-деформований стан кісткової тканини нижньої щелепи з опорою незнімного протеза на 4 гвинтові дентальні імплантати з урахуванням податливості слизової оболонки тканин протезного ложа й обґрунтування використання амортизаційних абатментів. Наведені результати взаємодії знімних протезів із тканинами протезного ложа, запропоновано рекомендації щодо застосування.

**Ключові слова:** повна адентія, дентальні імплантати, похилий вік, математична модель.

UDC: 616.314–76–77–085.46

**V.O. Ponomarenko, Yu.I. Sylenko, M.V. Khrebor, T.A.Khmil**

**METHODS OF FITTING DENTURES IN ELDERLY PATIENTS WITH COMPLETE LOWER JAW ADENTIA USING IMPLANTS BASED ON MATHEMATICAL MODELING**

Higher State Educational Establishment of Ukraine «Ukrainian Medical Stomatological Academy»

**Summary**

The complete absence of teeth often leads to a decrease not only the vital functions (chewing, speech function), but also significantly affects the socio - psychological scope of the patient.

Advancing age determines the main feature and the complexity of orthopedic dental treatment in this group of patients due to lower adaptive capacities of the organism appearing in these age-related changes and disorders.

Despite the achievements in medical rehabilitation of patients with a complete lack of teeth, it is not settled the question of Prosthetic Dentistry.

The urgency of this problem also undeniable that, according to the World Health Organization, about 26% of patients do not enjoy full removable rotezamy different reasons.

This is especially true for patients with totally edentulous mandibular prosthesis in cases of difficulty complete dentures due to lack of adequate fixation and its stabilization. One of the most effective methods of improving fixation and stability of the prosthesis is the installation of implants. However, in elderly patients with the use of implants anatomical and physiological features of tissues of the oral cavity and the presence of somatic changes in the body are decreased.

The factors that determine the rationality of functional load transmission is primarily related stress that occurs in the bone around dental implants

The purpose of this biomechanical study is to analyze the stress-strain state of bone tissue of the lower jaw with the support of non-removable prosthesis 4 screw dental implants based on compliance mucosa tissue prosthetic bed and justification for the use of shock absorbing abutments.

#### Materials and methods.

Mathematical modeling was performed using the well-known package modeling and finite-element analysis NASTRAN, designed for implementation in the Windows environment on a PC. Analysis of mathematical models based on finite-element procedure involves displacements of each node finite element in three coordinate axes, normal and shear stresses and the equivalent voltage Huber-Myzesu.

The maximum values of equivalent stresses in cortical and spongy tissues of the jaw bone arising in areas of immediate contiguity to the mesial implant

located on the oral side and correspond to the location of the food bolus central incisors.

Since moving distally functional load on the alignment load placed mesial implant, and therefore the value of the equivalent stresses in cortical and spongy tissues of the jaw bone is gradually reduced, while the load is perceived extreme distally positioned implant and the value of the equivalent stresses in cortical and spongy tissues of the jaw bone adjacent to the last implant gradually increase and reach maximum values under 43.7 MPa and 9.77 MPa in the localization of functional loading on the second premolar.

Further distal movement of the load along functional dentition reduces the value of the equivalent stresses in cortical and spongy tissues of the jaw bone adjacent to both average and extreme implant through the transfer of most of the functional load on the soft gum tissue.

The maximum values of equivalent stresses in cortical and cancellous layers adjacent to the extreme central jawbone implant by varying the compliance of supporting gum tissue under saddle complete denture vary considerably smaller than in the case of hard abutment. Thus the absolute values of equivalent stresses in cortical and cancellous layers jawbone case with shock absorbing abutment, with varying degrees of support compliances gum tissue below the corresponding limits of strength. With a large supporting gum tissue pliability maximum values of equivalent stresses in cortical and cancellous layers adjacent to the extreme central implant jawbone using cushioning abutments half the size of similar values that arise when the prosthesis is based on four implants with rigid abutments.

**Key words:** edentulous, dental implants, elderly, mathematical models.

.