Oxford Review of Education and Science

№1(11), January-June, 2016

"Oxford University Press"
2016

Oxford Review of Education and Science

No.1. (11), January-June, 2016

VOLUME V

"Oxford University Press"

2016

Oxford Review of Education and Science, 2016, No.1. (11) (January-June).
Volume V. "Oxford University Press", 2016. - 824 p.

Proceedings of the Journal are located in the **Databases Scopus.**
Source Normalized Impact per Paper (SNIP): **4.830**
SCImago Journal Rank (SJR): **4.570**

Editor-in-Chief: Prof. Robert Carman, D. Phil. (UK)
Executive Editor: Prof. Kevin Barrington, D. S. Sc. (UK)
Technical Editors: Molly Carpenter, Jeff Goodwin (UK)

Editors:
Prof. Richard Dixon, D. Litt. et Phil. (UK)
Prof. Paul Bryant, Psy. D. (UK)
Prof. Steven Gellar, Ed. D. (UK)
Prof. Charles West, D. I. T. (UK)
Prof. Margaret Harman, D. E. Sc. (UK)
Prof. Isabella Blake, D. Env. (Australia)
Prof. Richard Whiteside, D. E. Sc. (UK)
Prof. Robert Barclay, D. C. S. (UK)
Prof. John Williams, D. Litt. (USA)
Prof. Andrew Gordon, D. Litt. (UK)
Prof. Norman Green, D. S. Sc. (UK)
Prof. Nina Harvey, D. F. A. (USA)
Prof. Yukie Tawara, D. I. T. (Japan)
Prof. Mataro Kato, Ed. D. (Japan)
Prof. Wataru Matsui, Ed. D. (Japan)
Prof. Selena Graham, D. A. (Australia)
Prof. Laurens Lawton, D. S. Sc. (UK)
Prof. Dina Miller, D. Hum. Litt. (USA)
Prof. Peter Campbell, D. Litt. et Phil. (UK)
Prof. Erin Robbins, Dr. P. H. (UK)
Prof. Ryan Cooper, D. Sc. V. M. (UK)
Prof. James Ridley, D. M. (Australia)
Prof. Denis Thompson, D. B. A. (UK)
Prof. Kara McGregor, EDM. (UK)
Prof. Ronald Hall, D. G. S. (USA)
Prof. Daniel Smith, D. F. (Canada)
Prof. Harris Reed, D. B. A. (UK)
Prof. Emma Allen, Ed. D. (Australia)
Prof. Denis Cumming, Ed. D. (UK)
Prof. Leslie Bragg, Psy. D. (Canada)

ISSN: 0305-4985

© "Oxford University Press", 2016

© The University of Oxford, 2016

V.K. Lihachev, L.N. Semenyuk, E.A. Taranovskaya, L.N. Dobrovolskaya, O.G. Makarov
Some genetic polymorphisms in the diagnosis of hyperandrogenism in PCOS.....402

Daria Korniienko, Alex Oparin
The use of ultrasound methods for the diagnosis of motor and evacuatory disorders in gastroesophageal reflux disease with concomitant obesity.....414

Ihor Pavlish, Valentin Dvornyk, Hennadiy Balia, Oleg Shemetov, Viktor Kindiy
Mathematical modeling of bicortical implantation in the distal mandible in cases of bone deficiency at the different prosthetic variants.....419

B.Kh. Yarmatov, A.A. Kim, G.T. Djuraeva, I.I. Sadikov
Application of method of thermal activation of tritium for obtaining of tritium labeled isoniazid, ethambuthol and prednisolone.....431

N.B. Aripova, Kh.M. Komilov, B.A. Imamaliev, A.B. Nigmatkhojaev
Study of synergism on sedative activity of "Sedarem" coated tablets preparation.....438

Sh.T. Aripov, Kh.S. Zaynutdinov
Clinical trial data on antidiabetic efficacy and tolerability of «proksimin» preparation.....443

Mahamadzarif Kadirov, Ahmadhodja Yunuskhodjaev, Abdurafik Akbarov, Kamoliddin Shadmanov
Study of nickel(II) coordination compounding with N-substituted pyridoxalyden derivatives of asparagic and amino glutaric acids as models of amine-transferring enzymes 448

Nataliya Kuzniak
Development of the inner nasal cavity in animals in phylo- and ontogenesis: functional anatomic significance in the development period.....454

Natalia Ryabushko, Valentin Dvornik, Karine Neporada, Marina Mikityuk
Changes in the contents of a-defensin in the oral fluid during treatment of patients with defects of dental rows against the background of coronary heart disease.....462

Natalia Borodina
Research of volatile compounds from Salix cinerea L. 468

Oleh Koshovyi, Mykhailo Myha, Yuliya Verkhovodova, Igor Kireev, Tetiana Ilina
Prospects of new drugs creation based on the extracts from salvia officinalis leaves.....474

Olga Bondarenko, Maryna Mishyna, Anatoly Zhuravlev, Yevgeniya Dyomina
The state of the auricular skin microbiocenosis after piercing with use of products made of different metals (an experimental research).....479

Le Nhu Nguyet Dang, Thi Le Binh Doan, Thi Kim Anh Pham, Thi Hong Phan, Mong Hiep Tran Thi, Francoise Janssen, Annie Roberts
Urinary Abnormalities in Asymptomatic Children of Ho Chi Minh City: A Population-Based Study.....484

Humanities & Social Sciences

Maurice Mongkuo, Nicole Lucas, Kelli Walsh
Initial Validation of Collegiate Learning Assessment Performance Task Diagnostic Instrument for Historically Black Colleges and Universities.....497

Anwar Mourssi
Which is Learnt First Regular or Irregular Simple Past Forms? A Quantitative Study in the Context of the Undergraduate Arab Learners of English (ALEs) under Two Different Teaching Methods.....520

Ngozi Sydney-Agbor, Barnabas Ekpere Nwankwo, Manasseh N. Iroegbu, Ezuruike Wisdom
The Work Ethical Behaviour of Nigerian Police Officers as a Function of Self-Esteem, Gender and Age.....542

Abdurakhim Nasirov
The semantic area of proverbial phraseological units 555

Ihor Pavlish, Valentin Dvornyk, Hennadiy Balia,
Oleg Shemetov, Viktor Kindiy,
Higher State Educational Institution of Ukraine
"Ukrainian Medical Stomatological Academy", Stomatological Faculty, Poltava

Mathematical modeling of bicortical implantation in the distal mandible in cases of bone deficiency at the different prosthetic variants

Abstract: The purpose of this study was to identify the main conditions of use of small diameter single-stage implants in the lateral atrophic mandible by using mathematical modeling and finite element analysis. As a result of the study was determined the number and location of small diameter single-stage implants fixed bicortically depending on the density of cancellous bone in the distal mandible in cases of bone deficiency at the different prosthetic variants.

Keywords: mathematical modeling, finite-element method, bicortical implantation, lateral mandible, bone deficiency.

Ігор Павліш, Валентин Дворник, Генадій Баля,
Олег Шеметов, Віктор Кіндій,
Вищий державний навчальний заклад України
"Українська медична стоматологічна академія",
стоматологічний факультет, Полтава

Математичне моделювання бікортикальної імплантації у боковому відділі нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини при різних варіантах протезування

Анотація: Метою даного дослідження стало визначення основних умов використання одноетапних імплантатів малого діаметру в бокових відділах

нижньої щелепи за умови дефіциту кісткової тканини. В результаті дослідження було визначено оптимальну кількість, розташування бікортикально фіксованих імплантатів в залежності від щільності губчастої кістки при різних варіантах протезування.

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

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 сприяє збільшенню терміну 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 незнімному протезуванні з використанням ендоосальних імплантатів [1].

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 архітектоніки кісткової тканини внаслідок регіонарного (функціонального) або системного остеопорозу [2]. 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 (аугументація альвеолярного відростка шляхом НКР, пересадки кісткових блоків, дистракційного остеогенезу та ін.), таким чином, значно подовжуючи терміни лікування, роблять його більш травматичним та коштовним.

Одним із способів вирішення проблеми в таких ситуаціях є використання бікортикально встановлених імплантатів малого діаметру в обхід нижнього альвеолярного нерва [2]. Проте на сьогодні важко знайти чітко аргументовані дані щодо оптимальної кількості імплантатів, розташування, а також необхідності їх об'єднання з додатковими опорами, розташованими медіальніше ментального отвору, оскільки у цій ділянці нижньої щелепи часто спостерігаються сприятливі умови для встановлення дентальних імплантатів стандартних розмірів і висока щільність кісткової тканини.

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

Для цього було проведено математичне моделювання і порівняльній аналіз НДС імплантатів та прилеглої кісткової тканини з різними варіантами кількості та розташування опорних елементів.

Матеріали і методи. Різноманіття геометричних форм і фізико-механічних характеристик твердих тканин зубощелепних сегментів, а також практична неможливість визначення точних значень напружень в зонах можливих їх концентрацій, повністю виключають використання аналітичних методів теоретичної механіки і опору матеріалів і припускають найбільш доцільним проведення дослідження напружено-деформованого стану (НДС) опорних тканин незнімного протеза з використанням кінцево-елементного моделювання, яке 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 [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10].

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

Аналіз даних моделей на основі кінцево-елементної процедури, передбачає визначення переміщень кожного вузла кінцевого елементу по трьох координатних осях, нормальної і дотичної напруги, а також еквівалентного

напруження (ЕН) по Хуберу-Мізесу, яка обчислюється за загальновідомою формулою:

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

де: σ_x, σ_y, σ_z – нормальна напруга відповідно по осях x, y і z;

τ_{xy}, τ_{yz}, τ_{zx} – дотична напруга, що діє відповідно в площинах xy, yz и zx.

В якості оціночного критерію при порівнянні напружено-деформованого стану щелепного сегменту із застосуванням незнімного протезу, виготовленого зі сплаву КХС, доцільним представляється приймати максимальні значення еквівалентних напружень $\sigma_{\text{ÿêâ}}^{\max}$ 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 реалізації поставленої мети була побудована твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів і встановленим на неї протезом з опорою на гвинтові імплантати. Для спрощення аналізу напружено-деформованого стану була прийнята передумова про однорідність, як матеріалу імплантатів, так і кісткових тканин нижньої щелепи. Оскільки імплантат вкручується в кістку нижньої щелепи по різьбі, передбачається, що кістка та імплантат після остеоінтеграції з'єднані жорстко.

Розроблена для дослідження напружено-деформованого стану твердотіла математична модель нижньої щелепи людини з повною відсутністю зубів 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 кінцевоелементної моделі фрагмента нижньої щелепи приведені в табл. 1 за представленими в [5] і [8] 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.

Таблиця 1.

Фізико-механічні характеристики структурних складових кінцево-елементної моделі системи ПІК

Материал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності $\sigma_в$, 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 ρ=1,0 ρ=0,7 ρ=0,4	 $7{,}5 \cdot 10^3$ $2{,}89 \cdot 10^3$ $1{,}73 \cdot 10^3$	 0,45 0,44 0,44	 15 8 6

Розрахункове значення вертикального навантаження прийняте за Rus [10] 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 цього ж автора, складають 10% від вертикальних і відповідно становлять 18 Н, 30 Н і 20 Н.

Згідно з результатами досліджень наведених в [11], губчаста кістка може належати до однієї з трьох груп, залежно від відносної щільності кісткової тканини, відповідно з ρ=1,0, ρ=0,7 або ρ=0,4, значення яких отримані як відношення дійсної щільності до базового значення щільності ρ_0. Як базова, в цьому випадку, прийнята щільність губчастої кісті у здорового середньо-статистичного пацієнта.

Результати та їх обговорення. У першому 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 премоляру і другого моляра, а середні інсталювалися в зоні першого моляра.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язиково-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в таблиці 2.

Таблиця 2.

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

Локализація функционального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{экв}^{max}$, 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

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 таблиці 3.

З даних таблиць 2 і 3 видно, що при даній схемі розташування імплантатів, фіксованих бікортикально щільність губчастої речовини впливає на максимальні значення ЕН в кортикальному шарі кістки, які із зміною щільності губчастої речовини від ρ=1,0 до ρ=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 імплантатів перевищують межу міцності на 5,7-8,1%.

Таблиця 3.

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 $\sigma_{экв}^{max}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
ρ=1,0	365	45,7	14,1
ρ=0,7	374	50,4	6,99
ρ=0,4	373	52,2	6,04

У другому 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. Імплантати розташовані в зоні молярів розміщувались по типу чотирикутника.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язично-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в табл. 4.

Таблиця 4.

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

Локализація функционального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{экв}^{max}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на	180 і 18	144	43,7	11,6

другому премолярі				
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

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза на п'яти бікортикально встановлених дентальних імплантатах з додатковою опорою попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки, представлена в таблиці 5.

З даних, представлених в таблицях 4 і 5 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 ρ=1,0 до ρ=0,4 становить 0,7%. Зважаючи на ці дані, таку схему дентальної імплантації можна вважати надійною з біомеханічної точки зору.

Таблиця 5.

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 $\sigma_{экв}^{max}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
ρ=1,0	317	44,2	14,5
ρ=0,7	326	44,7	7,8
ρ=0,4	326	44,9	5,8

На відміну від другого, у третьому варіанті розглядалась модель протезування лише на п'яти внутрішньокісткових імплантатах встановлених бікортикально в ділянці бічних зубів з діаметром тіла 2,5 мм і довжиною внутрішньокісткової частини 12 мм, при відстані від гребеня альвеолярного відростка до нижньощелепного каналу менше 8 мм (без додаткової опори

попереду ментального отвору). При цьому один імплантат розташовувався в зоні другого премоляру і по два – в зоні першого і другого молярів відповідно. Імплантати розташовані в зоні молярів розміщувались по типу чотирикутника.

Результати виконаних розрахунків для випадків локалізації функціонального навантаження з горизонтальною складовою в язично-вестибулярному напрямі на другому премолярі і двох молярах приведені в табл. 6.

Максимальне ЕН, що виникає в імплантаті, кортикальному і губчастому шарах щелепної кістки при фіксації протеза на п'яти бікортикально встановлених дентальних імплантатах без додаткової опори попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки, представлено в табл. 7.

Таблиця 6.

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксованим протезом на п'яти бікортикально встановлених імплантатах при різній локалізації функціонального навантаження

Локализація функционального навантаження	Розрахункові значення навантажень, Н	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{экв}^{max}$, МПа		
		Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому премолярі	180 і 18	225	42,4	10,9
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на першому молярі	300 і 30	336	44,8	14,8
Вертикальне і горизонтальне в язиково-вестибулярному напрямку навантаження, розподілене на другому молярі	200 і 20	250	41,7	13,6

З даних, представлених в таблицях 6 і 7 видно, що максимальні значення ЕН як імплантату, так і структурних елементів кісткової тканини наблизились та незначно перевищують (на 0,7%) межі міцності і мало залежать від щільності губчастої речовини. Збільшення ЕН в кортикальному шарі кістки при зменшенні щільності губчастої речовини від ρ=1,0 до ρ=0,4 становить 1,1%. Зважаючи на

вище сказане, дану схему дентальної імплантації можна вважати надійною з біомеханічної точки зору при високій та середній щільності губчастої речовини і ризикованою при її низькій щільності.

Таблиця 7.

Результати розрахунків ЕН щелепного фрагмента з фіксацією протеза на п'яти бікортикально встановлених імплантатах без додаткової опори попереду ментального отвору при різній щільності губчастої кістки

Відносна щільність губчастої кістки	Максимальні еквівалентні напруження $\sigma_{экв}^{max}$, МПа		
	Імплантат	Кортикальний шар	Губчаста речовина
ρ=1,0	336	44,8	14,8
ρ=0,7	343	45,0	5,89
ρ=0,4	344	45,3	6,04

Крім цього, порівнюючи дані ЕН щелепного фрагмента при розподіленні жувального навантаження на першому молярі двох останніх досліджень, видно, що при відсутності додаткової опори попереду ментального отвору значення збільшилось не суттєво на 1,3%.

Спираючись на результати проведених досліджень можна зробити наступні висновки:

1. При визначенні 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.

2. При зменшенні кількості імплантатів щільність губчастої речовини стає вирішальним фактором біомеханічної стабільності.

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

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

5. Використання додаткової опори медіальніше ментального отвору не суттєво впливає на значення ЕН в ділянці молярів.

Список літератури:

1. Заблоцький Я.В. Імплантація в незнімному протезуванні. – Львів: ГалДент, 2006. – 156 с.
2. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология. Основы теории и пратики. - [2-е изд.] – М: ООО «Медицинское информационное агентство», 2006. – 400 с.
3. 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.
4. Крищук Н.Г., Маланчук В.А., Копчак А.В., Ещенко В.А. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти человека при функциональной нагрузке / Вісник Національного технічного університету України. Київський політехнічний інститут. Серія Машинобудування, № 59. – К:, 2010. С. 55–58.
5. Матвеева А.И. Повышение эффективности ортопедического лечения больных на основе математического моделирования перспективных конструкций имплантатов / А.И. Матвеева, А.Г. Иванов, Р.Ш. Гветадзе, С.С. Гаврюшин, А.В. Карасев // Клиническая стоматология. 1997. - № 5. – С. 44-48.
6. 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, В.П. Рогатнев, А.С. Киселев, А.В. Кузнецов, Е.В. Силаев // Стоматология. 2009. – № 6. С. 60–61.
7. 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. Конюхова, Ю.И. Няшин, С.А. Чернопазов, С.В. Еремина // Российский журнал биомеханики. 2004, том 8. – № 1. С. 54–60.
8. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии: Монография. – Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
9. Al-Sukhun J., Lindqvist C. Helendius M. 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 // Journal of biomedical materials research. - 2007. - Vol. 80 (1), - P. 247-256.

10. Руководство по ортопедической стоматологии / под ред. В.Н. Копейкина. – М.: Медицина, 1993. – 446 с.: ил.
11. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Маркин В.А. Биомеханическая модель и методика расчета напряженно-деформированного состояния пародонтального комплекса нижней челюсти // Наукоемкие технологии. - 2001.- № 1. – С. 49–60.

Oxford Review of Education and Science

No.1. (11), January-June, 2016

VOLUME V

"Oxford University Press"
2016