

7. Antibiotic Susceptibility Patterns of Aggregatibacter actinomycetemcomitans and Porphyromonas gingivalis Strains from Different Decades / E. M. Kulik et al. *Antibiotics (Basel)*. 2019. 6 Dec. (Vol. 8. No. 4). P. 253. PMID: 31817588; PMCID: PMC6963212. DOI: <https://doi.org/10.3390/antibiotics8040253>

8. Effects of Bifidobacterium probiotic on the treatment of chronic periodontitis: A randomized clinical trial / M. M. Invernici et al. *J Clin Periodontol*. 2018. Oct. (Vol. 45. No. 10). P. 1198-1210. Epub 2018 Sep 24. PMID: 30076613; PMCID: PMC6221043. DOI: <https://doi.org/10.1111/jcpe.12995>

9. Haque M., Sartelli M., Haque S. Z. Dental Infection and Resistance-Global Health Consequences. *Dent*

*J (Basel)*. 2019. 1 Mar. (Vol. 7. No. 1). P. 22. PMID: 30823670; PMCID: PMC6473604. DOI: <https://doi.org/10.3390/dj7010022>

10. Könönen E., Gursoy M., Gursoy U. K. Periodontitis: A Multifaceted Disease of Tooth-Supporting Tissues. *J Clin Med*. 2019. 31 Jul. (Vol. 8. No. 8). P. 1135. PMID: 31370168; PMCID: PMC6723779. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm8081135>

11. Kornman K. S. Contemporary approaches for identifying individual risk for periodontitis. *Periodontol 2000*. 2018. Oct. (Vol. 78. No. 1). P. 12-29. DOI: <https://doi.org/10.1111/prd.12234>

Стаття надійшла до редакції  
16.09.2020



УДК 616.314.22-007.23-07-77:004.94

<https://doi.org/10.26641/2307-0404.2020.4.221411>

**О.О. Фастовець\*,  
С.О. Сапальов\*,  
В.О. Штена**

## **РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИХ СТАНІВ ПРИ ПРОТЕЗУВАННІ РІЗНИХ ТИПІВ АТРОФІЇ НИЖНЬОЇ БЕЗЗУБОЇ ЩЕЛЕПИ**

ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»

кафедра ортопедичної стоматології

(зав. – д. мед. н., проф. О.О. Фастовець)

вул. В. Вернадського, 9, Дніпро, 49044, Україна

Запорізький державний медичний університет\*

кафедра пропедевтичної і хірургічної стоматології

(зав. – к. мед. н., доц. С.О. Чертов)

пр. Маяковського, 26, Запоріжжя, 69063, Україна

SE «Dnipropetrovsk medical academy of Health Ministry of Ukraine»

Department of Prosthetic Dentistry

V. Vernadsky str., 9, Dnipro, 49044, Ukraine

e-mail: ortho.stomat@dma.dp.ua

Zaporizhzhya State Medical University\*

Department of Propaedeutic and Surgical Dentistry

Mayakovsky Ave. 26, Zaporizhzhya, 69063, Ukraine

e-mail: p.stomat@zsmu.zp.ua

**Цитування:** *Медичні перспективи*. 2020. Т. 25, № 4. С. 146-158

**Cited:** *Medicni perspektivi*. 2020;25(4):146-158

**Ключові слова:** повна адентія, нижня щелепа, зубне протезування, дентальна імплантація, кінцево-елементний аналіз

**Ключевые слова:** полная адентия, нижняя челюсть, зубное протезирование, дентальная имплантация, конечно-элементный анализ

**Key words:** complete adentia, mandible, complete dentures, dental implantation, finite element analysis

**Резюме.** Результаты исследования напряженно-деформированных состояний при протезировании разных типов атрофии нижней беззубой челюсти. Фастовец Е.А., Сапалёв С.А., Штепа В.А. Полные съёмные протезы остаются по-прежнему востребованными благодаря экономической составляющей такого лечения. Однако дополнительная фиксация на внутрикостные имплантаты обеспечивает большую клинико-функциональную эффективность и больший уровень удовлетворенности результатами протезирования у пациентов с полным отсутствием зубов. На данный момент не до конца изучены биомеханические аспекты зубного протезирования беззубых челюстей полными съёмными конструкциями и протезами с опорой на имплантатах, с учетом степени атрофии альвеолярных отростков. Подобные исследования позволят составить рекомендации по выбору тактики ортопедического лечения больных с полным отсутствием зубов. Цель исследования – изучить распределение напряженно-деформированных состояний (НДС) при протезировании беззубой нижней челюсти полными съёмными протезами, а также конструкциями с опорой на внутрикостные имплантаты, с учетом типа её атрофии. Проведено компьютерное моделирование 8 виртуальных конечно-элементных моделей нижних челюстей с разными типами атрофии по Келлеру: 4 – с имитацией биомеханической системы «полный съёмный протез – нижняя челюсть» и 4 – «съёмный протез – внутрикостные имплантаты – нижняя челюсть». В каждой из моделей имитировали жевательную нагрузку силой 100 Н (симметрично и асимметрично). Для определения НДС в описанных расчетных системах использовали конечно-элементный анализ ANSYS 12.1. Изучали распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в кортикальной кости протезного ложа, а также перемещения конструкции протеза. При протезировании полными съёмными протезами максимальные величины напряжений в костной ткани протезного ложа наблюдались при третьем типе атрофии нижней челюсти при всех вариантах силовой нагрузки, наименьшие – при четвертом. Дополнительная фиксация съёмных протезов в имитационных моделях биомеханических систем «съёмный протез – внутрикостный имплантат – нижняя челюсть» привела к существенному росту напряжений в альвеолярной кости. Максимальные напряжения наблюдались в области маргинальных участков, при этом наибольшие значения были получены для хорошо выраженной альвеолярной части нижней челюсти (первый и третий типы по Келлеру). Установлены незначительные перемещения базисов полных съёмных протезов, колеблющиеся в пределах сотых долей миллиметра при всех типах атрофии. Применение внутрикостных имплантатов для фиксации протезов приводит к многократному увеличению перемещений. При этом характерны поля перемещений: при полном съёмном протезировании они равномерные, а при применении имплантатов – нет. Выраженный альвеолярный отросток при первом и третьем типах атрофии нижней беззубой челюсти явился причиной увеличения перемещений дистальных участков покровных протезов с обеих сторон при симметричной силовой нагрузке и с одной стороны – при асимметричной. Можно предположить, что такое распределение НДС способствует ускорению атрофии тканей протезного ложа. При протезировании полных дефектов зубного ряда нижней челюсти, как традиционными конструкциями, так и с дополнительной опорой на имплантаты, в разные фазы жевательного акта в костной основе протезного ложа происходит различное распределение НДС, характер которого определяется формой альвеолярной части, описываемой классификацией Келлера. Полученные результаты позволяют разработать алгоритм выбора вида протезирования больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти в зависимости от типа её атрофии.

**Abstract.** Results of stress-strain states study in prosthetics of different types of atrophy of edentulous mandible. Fastovets O.O., Sapalov S.O., Shtepa V.O. Complete dentures remain still popular due to the economic component of such prosthetic treatment. However, additional fixation on intraosseous implants provides a greater clinical and functional effectiveness and a greater level of satisfaction with the results of prosthetics in edentulous patients. At the moment, the biomechanical aspects of complete denture prosthetics and prosthetics with fixation on implants, taking into account the degree of atrophy of the edentulous jaws, are not complete understood. Such studies make it possible to create recommendations on the choice of prosthetic tactics for edentulous patients. The aim of the research was to study the distribution of stress-strain states in prosthetics of the edentulous mandible with complete dentures and with designs supported on intraosseous implants, taking into account the type of atrophy. It was carried out computer simulation of 8 virtual finite element models of mandible with different types of atrophy. According to Keller they were 4 models: of the biomechanical system simulation "complete denture – mandible" and 4 ones – "denture – intraosseous implants – mandible". In each of the models, a chewing load of 100 N was simulated (symmetrically and asymmetrically). The ANSYS 12.1 finite element analysis was used to calculate the stress-strain states in the described calculation systems. It was estimated the distribution of stresses in cortical bone and displacements of the dentures on the prosthetic bed. Under using complete dentures, the maximum stresses in the bone tissue of the prosthetic bed were observed for the third type of mandible atrophy with all types of power load, the smallest ones – for the fourth type. Additional fixation of removable dentures in simulation models of biomechanical systems "denture – intraosseous implants – mandible" lead to a significant increase in stresses in the alveolar bone. The maximum stresses were observed in the area of the marginal bone, while their greatest values were in the well-expressed alveolar part of the mandible for first and third types by Keller. The movements of bases of complete dentures were insignificant and fluctuated within hundredths of a millimeter for all types of atrophy. The use of intraosseous implants for fixation of dentures caused increase in

*movements by several times. Besides, displacement fields were characteristic: they were uniform for complete dentures but in the use of implants – not. The expressed alveolar process in the first and third types of atrophy of the edentulous mandible caused an increase in the displacements of the distal sections of the dentures on both sides with a symmetrical force load and on one side – with an asymmetric one. It can be assumed that such a distribution of stress-strain states accelerates atrophy of prosthetic bed tissues. As a result of prosthetics of complete defects of lower dentitions, both with traditional complete dentures and with additional support on implants, different distribution of stress-strain states occurs in different phases of the chewing act in the bone of the prosthetic bed, the character of which is determined by the shape of the alveolar part described by Keller's classification. The results allow us to develop an algorithm for determining the kind of prosthetics for edentulous patients, depending on the type of mandible atrophy.*

При ортопедичному лікуванні хворих з повною відсутністю зубів функціональна ефективність (фіксація, стабілізація та рівновага) знімних конструкцій значною мірою пов'язана з анатомо-топографічними особливостями протезного ложа. Характер атрофії беззубих щелеп враховується при виборі тактики протезування хворого, зокрема при визначенні методу фіксації знімного протеза – за допомогою функціонального присмокткування в «класичних» конструкціях повних знімних протезів або шляхом додаткової механічної фіксації на імплантатах [4, 9]. При цьому вірне рішення зумовлює довгостроковий сприятливий вихід протезування, тоді як в іншому випадку небажаний нерівномірний розподіл жувального тиску в тканинах протезного ложа може призвести для погіршення процесів атрофії та порушення фіксації конструкції, а також значно ускладнити умови повторного протезування [17].

Зазначимо, що традиційні повні знімні протези залишаються вельми поширеними завдяки економічній складовій такого лікування [20]. У той же час додаткова фіксація на внутрішньокісткові імплантати забезпечує більшу клініко-функціональну ефективність та більший рівень задоволення результатами протезування в пацієнтів з повною відсутністю зубів [1, 14]. Слід також враховувати, що на результат протезування беззубих щелеп впливає кількість імплантатів, їх діаметр, а також тип фіксації та дизайн супраконструкції [2, 8, 13, 19]. З іншого боку, застосування імплантатів не дозволяє попередити прогресування атрофії тканин протезного ложа, навіть, навпаки, призводить до її прогресування в дистальних відділах нижньої щелепи [6].

У той же час, за даними комп'ютерних томографії та оклюзіографії (T-Scan), встановлено, що швидкість резорбції альвеолярної кістки менша при застосуванні імплантатів, аніж повних знімних протезів, проте її характер різний у різних ділянках альвеолярного відростка та залежить від індивідуального розподілу оклюзійного навантаження [7].

У свою чергу, для пошуку найбільш ефективних способів відновлення функціональності зубощелепного апарату, зокрема при повній відсутності зубів, застосовується імітаційне моделювання напружено-деформованих станів (НДС) у тканинах протезного ложа. Такий метод дозволяє визначитись з характером розподілу НДС у біомеханічних системах (БМС) «протез – протезне ложе» при їх взаємодії внаслідок функціонального (жувального) навантаження [5].

З огляду на те, що на успішності знімного протезування повних дефектів зубних рядів відіграють біомеханічні фактори, пов'язані з оклюзійним навантаженням, застосування методу кінцевих елементів, який враховує розподіл жувальних сил, міжзубні співвідношення та характер прилягання базисів до протезного ложа, робить можливим покращення конструктивних особливостей повних знімних протезів [20].

Зазначимо, що при повній відсутності зубів імітаційне моделювання з використанням методу кінцевих елементів дозволяє визначити ефективність різних варіантів протезування з опорою на імплантати [10]; описати розподіл жувального навантаження під базисом протеза, що викликає больові відчуття у хворих [21]; обґрунтувати доцільність застосування м'яких лайнерів у двох шарових базисах повних знімних протезів [18].









Одночасно, незважаючи на проведені в цьому напрямку дослідження, натепер залишаються не вивченими питання розподілу НДС, що виникають при протезуванні повними знімними протезами та протезами з фіксацією на імплантатах, з урахуванням ступеня атрофії альвеолярних відростків. На наш погляд, подібні дослідження матимуть практичний вихід щодо складання рекомендацій стосовно вибору тактики протезування хворих з повною відсутністю зубів.

У зв'язку з цим, мета представленого дослідження – вивчити розподіл НДС при протезуванні повного дефекту зубного ряду нижньої щелепи знімними протезами, а також конструкціями з опорою на імплантати, з урахуванням типу атрофії її альвеолярної частини.

**МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ**

Для створення комп'ютерних моделей нижніх щелеп з різним типом атрофії застосовані усереднені дані цифрового сканування діагностичних моделей та комп'ютерної томографії (рис. 1). Як основний інструмент вивчення біомеханіки БМС «протез – нижня щелепа»

використано віртуальні кінцево-елементні моделі, на яких вивчали умови сполучення щелепи з протезом. Таким чином було створено чотири моделі БМС «повний знімний протез – нижня щелепа» (ПЗП), що відповідали чотирьом типам атрофії беззубих щелеп за Келлером.

Тип беззубої нижньої щелепи за Келлером	Вигляд збоку	Вигляд спереду
I		
II		
III		
IV		

**Рис. 1. Графічне зображення 3D моделей беззубих нижніх щелеп у середовищі системи геометричного моделювання Autodesk Inventor 11.0**

За аналогією проведено імітаційне комп'ютерне моделювання ще чотирьох моделей БМС «знімний

протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» (ЗПІ). При цьому розрахунок проводили

для двох внутрішньокісткових титанових гвинтових циліндричних імплантатів діаметром 3,75 мм та довжиною 11,5 мм, зафіксованих у проекції іклів.

У кожній з вісьмох моделей БМС імітували жувальне навантаження силою 100 Н за показа-

ними на рисунку 2 трьома варіантами (симетричне в ділянці молярів та премолярів з обох боків та два асиметричних – у ділянці молярів та іклів з різних боків та в ділянці молярів та премолярів з одного боку). Таким чином розрахунок НДС здійснено для 24 розроблених моделей БМС (12 ПЗП та 12 ЗПП).

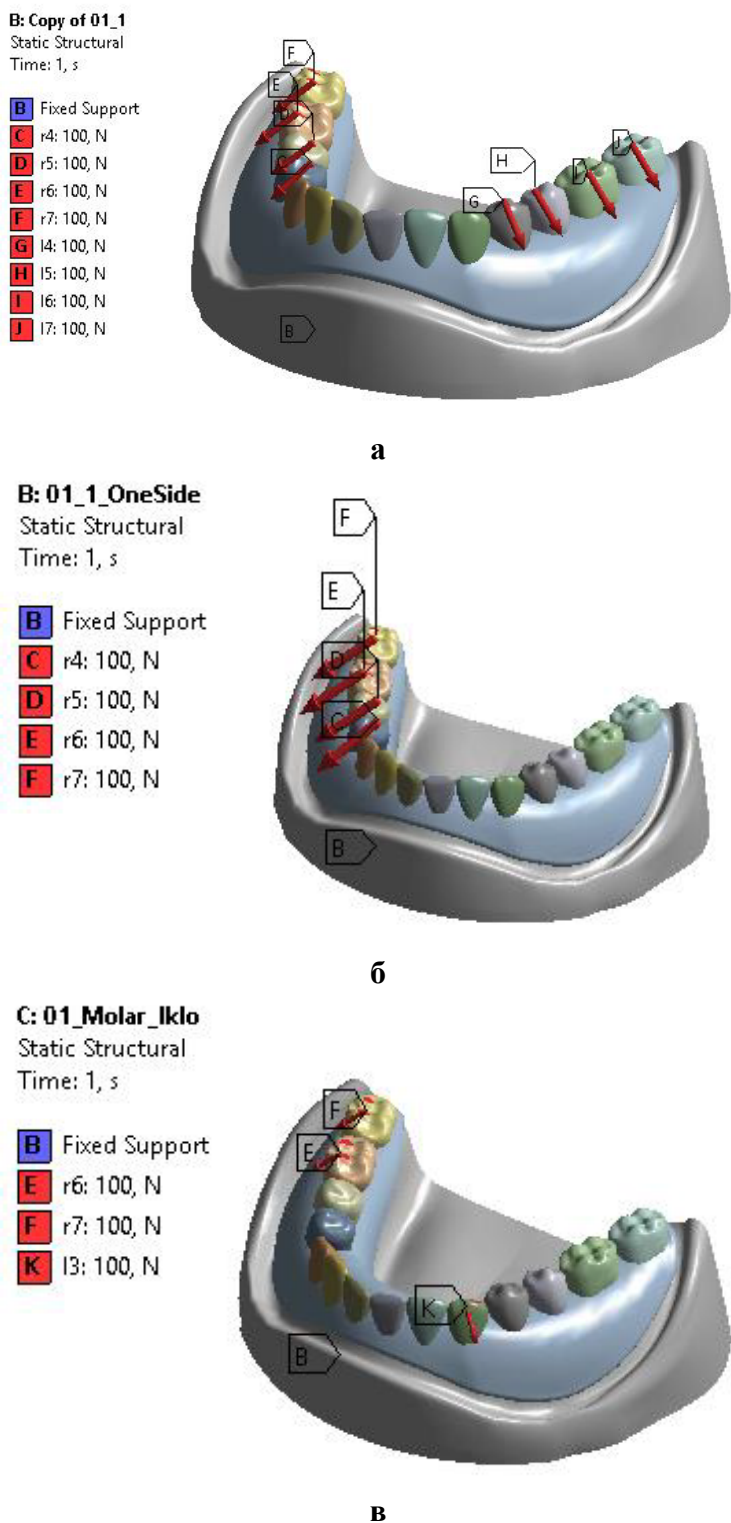


Рис. 2. Силові навантаження в імітаційних моделях БМС: симетричне в ділянці молярів та премолярів (а), асиметричне в ділянці молярів та премолярів (б), асиметричне в ділянці молярів та іклів (в)

Для розрахунку НДС в імітаційних моделях використовували систему кінцево-елементного аналізу ANSYS 12.1. Оцінювали розподіл еквівалентних за Мізесом напруг у кортикальній кістці протезного ложа. Також визначали переміщення конструкції протеза для всіх розроблених моделей БМС.

При розрахунках вважали, що кісткова тканина нижньої щелепи є суцільною, гомогенною, отже фізико-механічні властивості задавались у вигляді ізотропного матеріалу з еластичними усередненими характеристиками. Для нижньої щелепи використовували модуль Юнга  $0,1 \times 10^5$  МПа, коефіцієнт Пуансона 0,25, а припустиму напругу для частинок її матеріалу 100,0 МПа, що

відповідає експериментальним даним величин для межі пружності кортикальної кістки [3].

#### РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Внаслідок проведених розрахунків, результати яких наведені в таблиці 1, було встановлено, що максимальні величини еквівалентних за Мізесом напруг у кістковій тканині протезного ложа спостерігаються при третьому типі атрофії нижньої щелепи при всіх типах навантаження. Найбільші значення для цієї моделі розраховані для асиметричного навантаження в ділянці молярів та іклів; вони становили 9,2 МПа. При цьому максимальні напруги встановлені в ділянці збереженої альвеолярної частини у фронтальному відділі (рис. 3).

Таблиця 1

**Максимальні величини еквівалентних за Мізесом напруг у кістковій тканині протезного ложа (МПа)**

Тип навантаження	Тип атрофії нижньої беззубої щелепи за Келером							
	I		II		III		IV	
	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП
Симетричне	7,6	93,0	7,0	53,0	9,0	68,5	7,1	31,4
Асиметричне (моляри та премоляри)	7,3	76,9	5,6	56,8	9,0	68,3	7,1	30,3
Асиметричне (моляри та ікла)	8,0	47,1	5,1	56,8	9,2	60,1	7,0	18,7

**Примітки.** ПЗП – модель БМС «повний знімний протез – нижня щелепа»; ЗП – модель БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа».

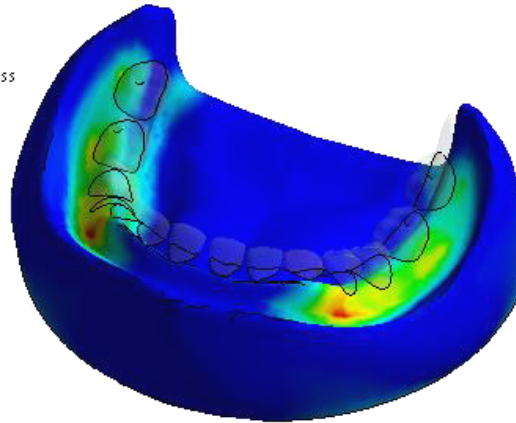
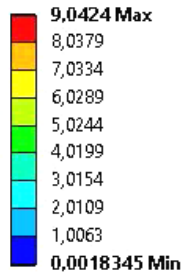
Найменші напруги виникали на моделях, що імітували другий тип беззубої щелепи за Келером. Відповідно, найменший результат еквівалентних за Мізесом напруг у кістковій тканині протезного ложа розрахований для того ж асиметричного навантаження в ділянці молярів та іклів; він становив 5,1 МПа.

Найбільш сприятливий для протезування, перший тип беззубої нижньої щелепи характеризувався суттєвими відмінностями розподілу максимальних величин еквівалентних за Мізесом напруг у кортикальній кістці протезного ложа. Так, для симетричного навантаження цей показник дорівнював 7,6 МПа, для асиметричного (моляри та премоляри) – 7,3 МПа, для

асиметричного (моляри та ікла) – 8,0 МПа. Тоді як для моделі четвертого типу атрофії результати були рівнозначними для всіх варіантів навантаження та дорівнювали 7,0-7,1 МПа.

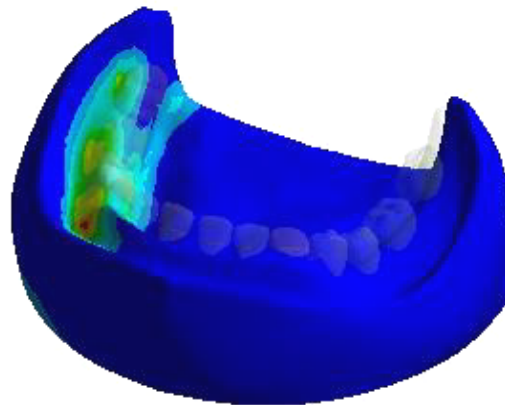
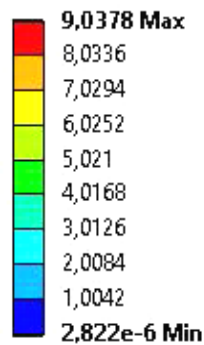
Додаткова фіксація знімних протезів в імітаційних моделях БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» призводила до суттєвого зростання напруг в альвеолярній кістці (табл. 1). Отримані дані цілком збігаються з результатами роботи, в якій вказується на значне перебільшення напруг та деформацій в імітаційній моделі нижньої щелепи при виготовленні покривних протезів з опорою на імплантати, що, на думку авторів, призводить до прискорення кісткової резорбції [16].

**F: Copy of 03\_1**  
 stress\_cort  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1



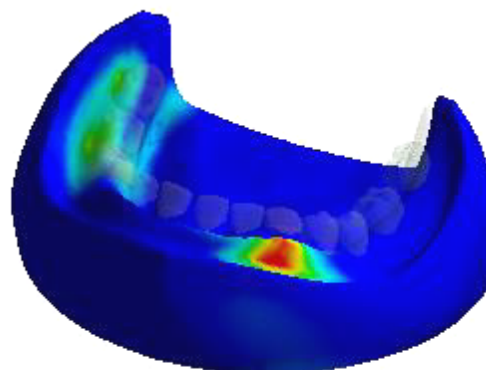
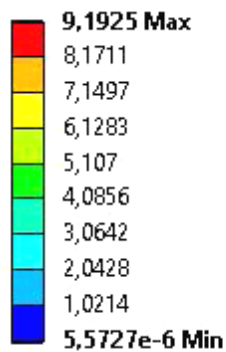
a

**H: 03\_1\_OneSide**  
 stress\_cort  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1



б

**I: 03\_Molar\_Iklo**  
 stress\_cort  
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress  
 Unit: MPa  
 Time: 1



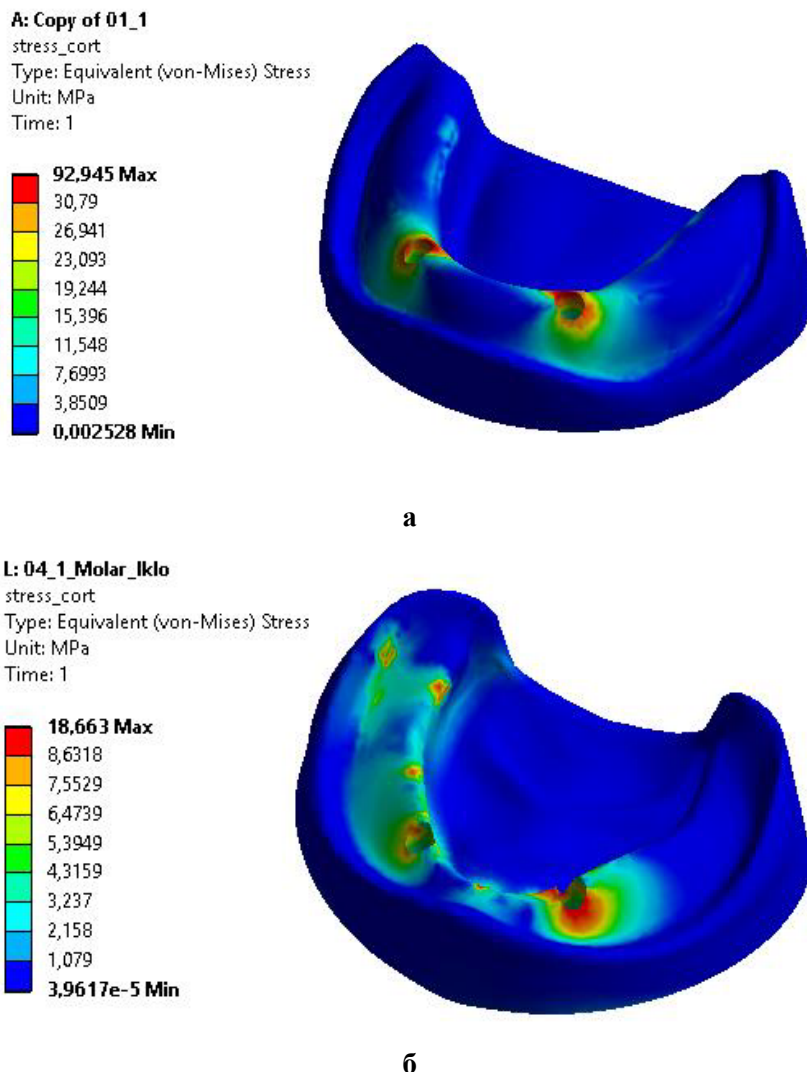
в

**Рис. 3. Розподіл напруг в імітаційній моделі БМС «повний знімний протез – нижня щелепа III тип» при симетричному силовому навантаженні молярів та премолярів (а), при асиметричному в ділянці молярів і премолярів (б), при асиметричному в ділянці молярів та іклів (в)**

Як показано на рисунку 4а, найбільші значення еквівалентних за Мізесом напруг у кістковій тканині протезного ложа спостерігались при добре вираженій альвеолярній частині при I типі беззубої нижньої щелепи та симетричному навантаженні (93,0 МПа). Взагалі, більші напруги реєструвались при вираженому альвеолярному відростку (I та III типи беззубих нижніх щелеп), тоді як при значній його атрофії (II та IV типи) зареєстровані найменші напружені стани.

На розподіл напруг впливав також характер силового навантаження: найменші значення розраховані для асиметричного навантаження в ділянці іклів та молярів, найбільші – при симетричному навантаженні.

Таким чином, найменші значення еквівалентних за Мізесом напруг (18,7 МПа) встановлені для IV типу атрофії нижньої щелепи при асиметричному навантаженні в ділянці штучних іклів та молярів з різних боків (рис. 4 б).



**Рис. 4.** Розподіл напруг в імітаційній моделі БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа»: а – найбільші значення при симетричному силовому навантаженні молярів та премолярів при I типі атрофії нижньої беззубої щелепи, б – найменші значення при асиметричному в ділянці молярів та іклів з різних боків при IV типі атрофії

Одночасно, згідно з даними всіх імітаційних моделей БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа», найбільші напруги спостерігаються в ділянці маргінальної кістки, що збігається з результатами попередніх досліджень [11]. За даними [15], найбільші напруги

виникають навколо одного імплантату незалежно від типу кісткової тканини за Мішем, проте зменшуються при збільшенні кількості імплантатів до двох.

Максимальні переміщення конструкцій при різних типах навантаження для БМС «повний



знімний протез – нижня щелепа» наведені в таблиці 2. Як видно, переміщення базисів повних знімних протезів незначні та коливаються в межах сотих часток міліметра при всіх типах

атрофії. Найменші переміщення реєструвались при значній та рівномірній атрофії альвеолярного відростка (II тип беззубої нижньої щелепи за Келлером).

Таблиця 2

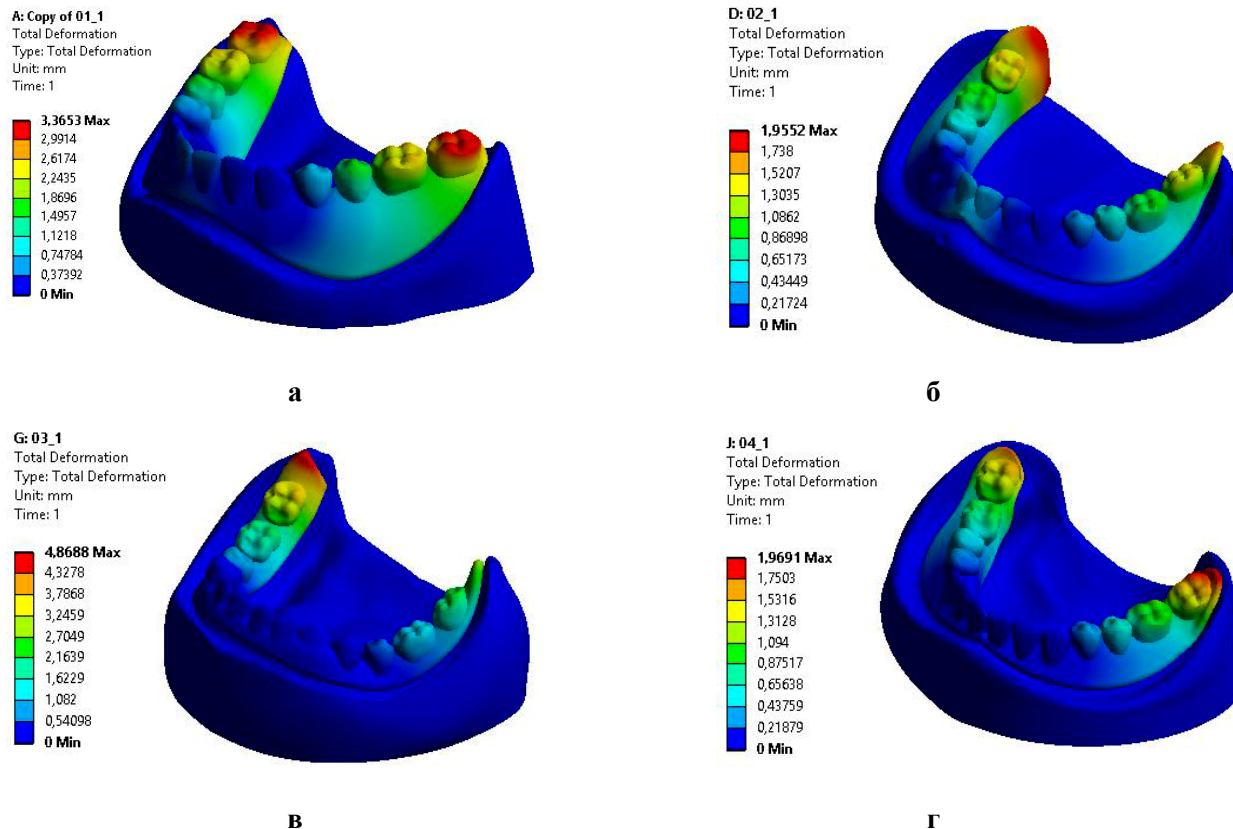
**Максимальні переміщення конструкцій при різних типах навантаження (мм)**

Тип навантаження	Тип атрофії нижньої беззубої щелепи за Келлером							
	I		II		III		IV	
	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП	ПЗП	ЗП
Симетричне	0,07	3,4	0,02	2,0	0,05	4,9	0,07	2,0
Асиметричне (моляри та премоляри)	0,07	3,2	0,01	2,0	0,05	4,9	0,07	1,7
Асиметричне (моляри та ікла)	0,08	2,5	0,01	1,5	0,03	3,9	0,06	1,2

**Примітки.** ПЗП – модель БМС «повний знімний протез – нижня щелепа»; ЗП – модель БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа».

У той самий час застосування внутрішньокісткових імплантатів для фіксації протезів призвело до значного зростання переміщень (табл. 2).

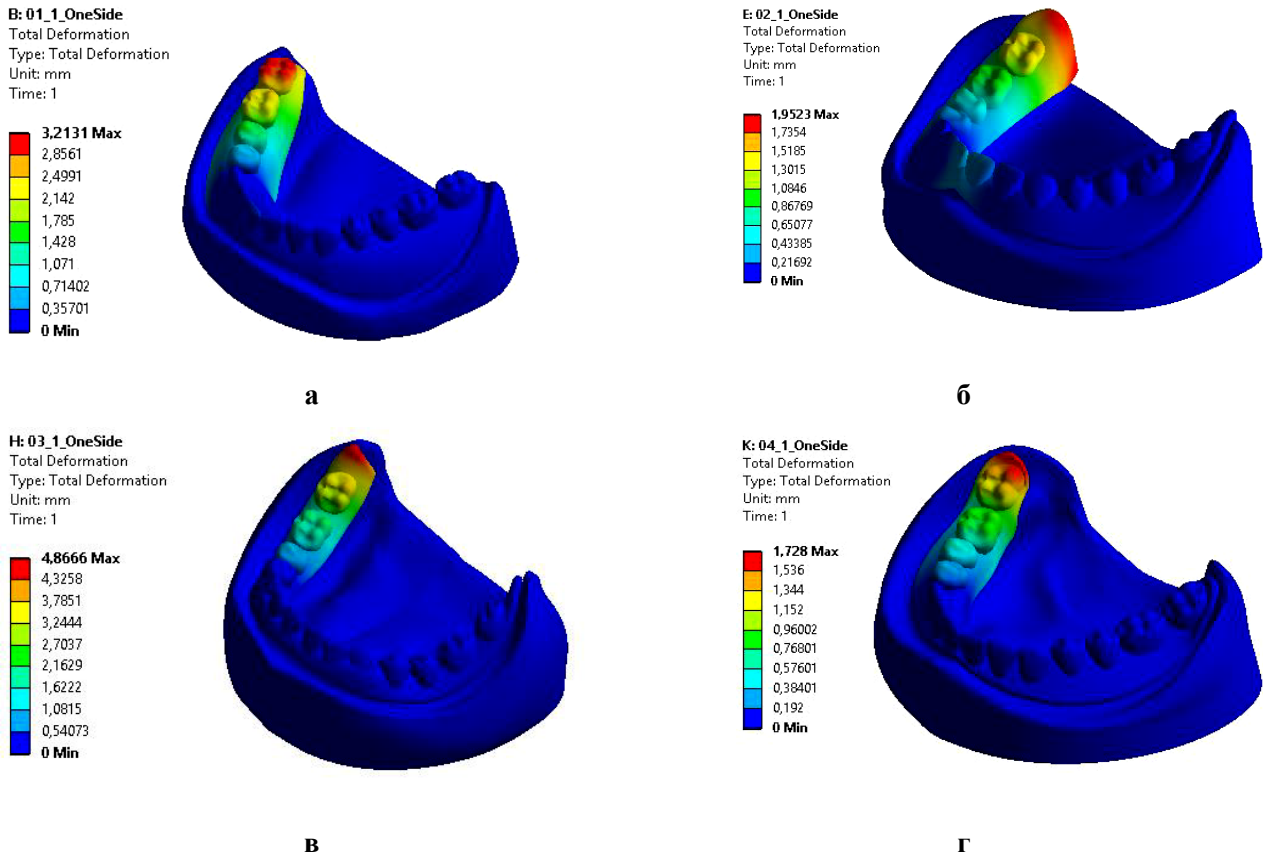
При цьому характерними є поля переміщень: при повному знімному протезуванні вони рівномірні, тоді як при застосуванні імплантатів – ні (рис. 5-7).



**Рис. 5.** Поля переміщень протеза в імітаційній моделі БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» при симетричному силовому навантаженні молярів та премолярів при різних типах атрофії нижньої беззубої щелепи: а – I; б – II; в – III; г – IV

При симетричному навантаженні у БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» відбувається значна рухомість протеза лише в дистальних відділах з обох сторін (рис. 5), тоді як при асиметричному – у дистальному відділі лише з боку навантаження (рис. 6-7). Найбільш рухомих виявився базис

протеза при I типі атрофії нижньої щелепи: переміщення спостерігались на всьому протязі обох дистальних відділів. Тоді як при інших типах атрофії нижньої щелепи переміщення були локалізовані переважно в найбільш дистальних частинах базису (рис. 5-7).

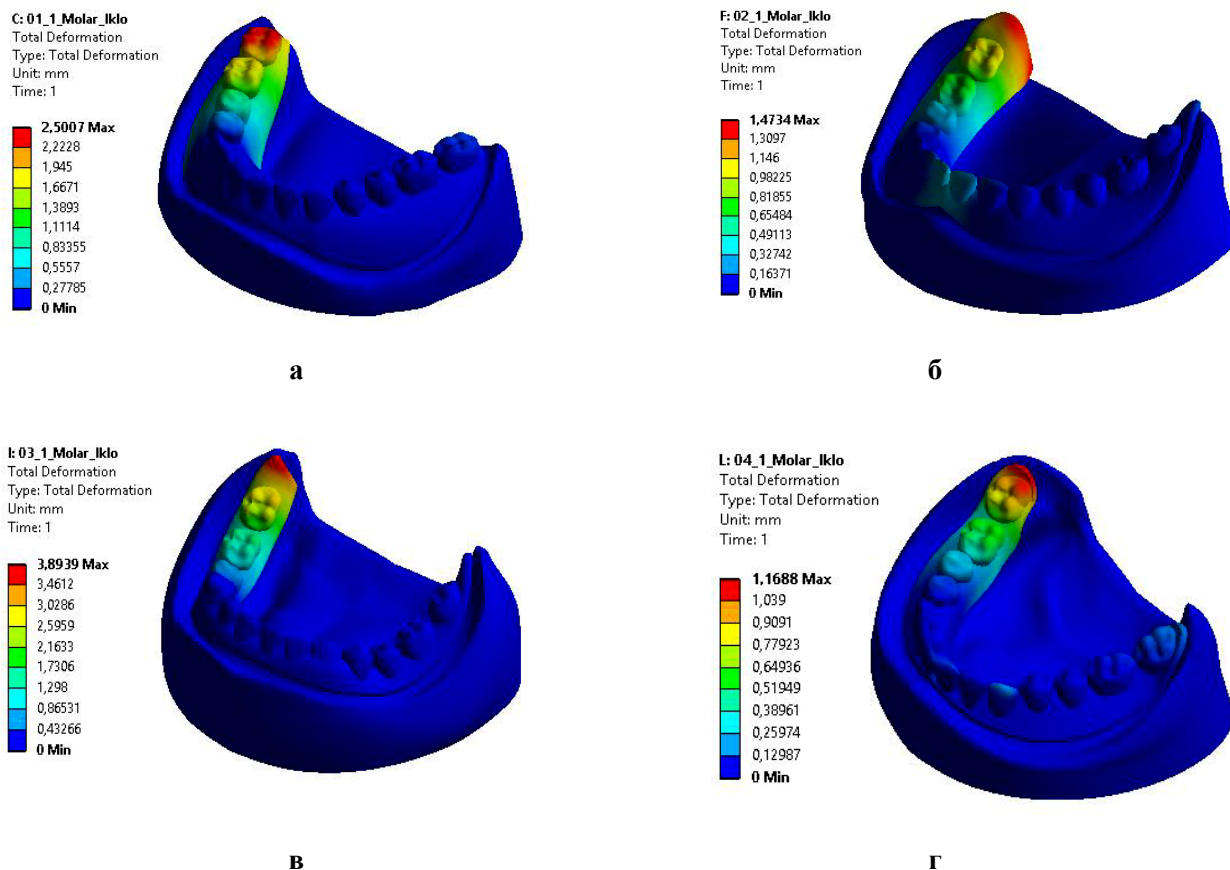


**Рис. 6.** Поля переміщень протеза в імітаційній моделі БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» при асиметричному силовому навантаженні в ділянці молярів та премоларів при різних типах атрофії нижньої беззубої щелепи: а – I; б – II; в – III; г – IV

Підсумовуючи, доцільно погодитися з тим, що зростання напруг та деформацій при застосуванні опорних імплантатів зумовлює більшу жувальну ефективність, а отже призводить до зростання жувального навантаження на беззубий альвеолярний відросток [12]. На наш погляд, у цій ситуації можна припустити дію пластмасових базисів знімного протеза на дистальні відділи нижньої щелепи за принципом консолі. Таким чином, гідростатичний тиск у слизовій оболонці перевищує критичні значення, що зумовлюють розвиток кісткової атрофії.

Отримані нами нові дані щодо особливостей розподілу НДС залежно від типу атрофії нижньої щелепи дозволяють диференціювати тактику протезування. Так, згідно з проведеними роз-

рахунками, застосування повних знімних протезів без додаткової опори на імплантати найбільш показане при I типі нижньої беззубої щелепи. Цей вид ортопедичного лікування дозволить уникнути швидкоплинної атрофії дистальних відділів альвеолярної частини нижньої щелепи. При II типі значна рівномірна атрофія альвеолярної частини нижньої щелепи є показанням до дентальної імплантації. З позицій біомеханіки при III та IV типах атрофії нижньої беззубої щелепи краще розташовувати імплантати в ділянках низького або відсутнього альвеолярного відростка. Взагалі для попередження атрофії дистальних відділів альвеолярної кістки при всіх типах беззубих щелеп доцільно розглядати можливість збільшення кількості опорних імплантатів.



**Рис. 7. Поля переміщень протеза в імітаційній моделі БМС «знімний протез – внутрішньокісткові імплантати – нижня щелепа» при асиметричному силовому навантаженні в ділянці молярів та іклів при різних типах атрофії нижньої беззубої щелепи: а – I; б – II; в – III; г – IV**

**ВИСНОВКИ**

1. При протезуванні повних дефектів нижньої щелепи як «класичними» знімними конструкціями, так і з додатковою опорою на імплантати, у різні фази жувального акту в кістковій основі протезного ложа відбувається різний розподіл НДС, що визначається формою альвеолярної частини, яку описує застосована нами класифікація Келлера.

2. Найгірша фіксація повного знімного протеза на нижній щелепі при II типі характеризується найменшими напругами в тканинах протезного ложа. Навпаки, найкращі умови фіксації протеза при I типі беззубої нижньої щелепи, що забезпечують найвищу функціональну ефективність, приводять до зростання жувального тиску на кісткову тканину під базисом протеза та збільшення НДС.

3. Фіксація знімного протеза на нижній щелепі на внутрішньокісткових імплантатах, яка сприяє підвищенню функціональної ефективності, одночасно призводить до збільшення жувального

навантаження на альвеолярну частину, таким чином зумовлює значне зростання НДС.

4. Максимальні напруги при денціальній імплантації мають локальний характер та спостерігаються в ділянках маргінальної кістки, де фіксуються імплантати. Виразений альвеолярний відросток при I та III типах нижньої беззубої щелепи спричинює зростання переміщень дистальних ділянок покривних протезів з обох сторін при симетричному силовому навантаженні та з одного – при асиметричному. Очікувано, що такий розподіл НДС при фіксації протезів на імплантати призведе до прискорення атрофії тканин протезного ложа.

5. Отримані результати дозволяють розробити алгоритм визначення показань до різного виду протезування хворих з повною відсутністю зубів на нижній щелепі залежно від типу її атрофії.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Возможности внутрикостной имплантации для улучшения фиксации съёмных протезов при полной адентии / Т. Н. Новоземцева и др. *Рос. стоматол. журнал*. 2016. Т. 20, № 5. С. 257-259.
2. Каламкар А. Э. Исследование динамики атрофии костной ткани при ортопедическом лечении пациентов с полной потерей зубов с использованием дентальных внутрикостных имплантатов. *Рос. стоматол. журнал*. 2015. № 6. С. 10-12.
3. Маланчук В. О., Кришук М. Г., Копчак А. В. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Київ: Видавничий дім «Асканія», 2013. 231 с.
4. Неспрядько В. П., Куц П. В. Дентальная имплантология. Основы теории и практики. Саммит-книга, 2016. 348 с.
5. Фастовець О. О., Крижановський А. Є. Вивчення напружено-деформованих станів тканин протезного ложа при повному знімному протезуванні. *Клінічна стоматологія*. 2014. № 1. С. 57-60.
6. Фастовець О. О., Сапальов С. О. Порівняльна клініко-функціональна оцінка ефективності протезування хворих з повною відсутністю зубів на нижній щелепі повними знімними протезами та знімними протезами з опорою на імпланти. *Вісник стоматології*. 2019. Т. 31, № 1. С. 64-68.
7. Association between occlusal force distribution in implant overdenture prostheses and residual ridge resorption / T. Khuder et al. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2017. Vol. 44, No. 5. P. 398-404. DOI: <https://doi.org/10.1111/joor.12504>
8. Bedrossian E., Bedrossian E. A. Treatment planning the edentulous mandible. Review of biomechanical and clinical considerations: an update. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2019. DOI: <https://doi.org/10.11607/jomi.7196>
9. Driscoll C. F., Golden W. G. Treating the Complete Denture Patient. *Wiley-Blackwell*. 2020. P. 312. DOI: [https://doi.org/10.25241/stomaeduj.2020.7\(1\).bookreview.1](https://doi.org/10.25241/stomaeduj.2020.7(1).bookreview.1)
10. Implant-supported overdentures with different clinical configurations: mechanical resistance using a numerical approach / G. de la Rosa Castolo et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.023>
11. Influence of deformation and stress between bone and implant from various bite forces by numerical simulation analysis / H. C. Cheng et al. *BioMed Research International*. 2017. DOI: <https://doi.org/10.1155/2017/2827953>
12. Investigation of mucosa-induced residual ridge resorption under implant-retained overdentures and complete dentures in the mandible / R. Ahmad et al. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2015. Vol. 30, No. 3. P. 657-666. DOI: <https://doi.org/10.11607/jomi.3844>
13. Johar A. O. Clinical performance of implant overdenture versus fixed detachable prosthesis. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2018. Vol. 19, No. 12. P. 1480-1486. DOI: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2453>
14. Kim H. S., Cho H. A., Kim Y. Y., Shin H. Implant survival and patient satisfaction in completely edentulous patients with immediate placement of implants. *BMC Oral Health*. 2018. No. 18. P. 219. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0669-1>
15. Lahoti K., Pathrabe A., Gade J. Stress analysis at bone-implant interface of single- and two-implant-retained mandibular overdenture using three-dimensional finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2016. Vol. 27, N 6. P. 597-601. DOI: <https://doi.org/10.4103/0970-9290.199587>
16. Premaxilla Stress Distribution and Bone Resorption Induced by Implant Overdenture and Conventional Denture / M. S. Alsrouji et al. *Journal of Prosthodontics*. 2019. Vol. 28, No. 2. P. 764-770. DOI: <https://doi.org/10.1111/jopr.12954>
17. Rehabilitation of an extremely resorbed edentulous mandible by short and narrow dental implants / I. Kovacic et al. *Case Reports in Dentistry*. 2018. DOI: <https://doi.org/10.1155/2018/7597851>
18. Stress distribution under commercial denture liners. A finite element and clinical analysis / R. Shrivastava et al. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2016. Vol. 10, No. 12. P. 14-18. DOI: <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/21466.9027>
19. Yang X., Rong Q. G., Yang Y. D. Influence of attachment type on stress distribution of implant-supported removable partial dentures. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2015. Vol. 47, No. 1. P. 72-77.
20. Żmudzki J., Chladek G., Kasperski J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2015. Vol. 14, No. 4. P. 679-691. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10237-014-0642-0>
21. Żmudzki J., Chladek G., Malara P. Use of finite element analysis for the assessment of biomechanical factors related to pain sensation beneath complete dentures during mastication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018. Vol. 120, No. 6. P. 934-941. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.002>

## REFERENCES

1. Novozemtseva TN, Remizova AA, Uzunyan NA, Shumakov VG, Simakova TG, Pozharitskaya MM. [Possibilities of intraosseous implantation to improve fixation of dentures with full adentia]. *Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal*. 2016;20(5):257-9. Russian.

2. Kalamkarov A. [Study of the dynamics of bone atrophy in orthopedic treatment of patients with complete tooth loss using dental intraosseous implants]. *Rossiyskiy stomatologicheskii zhurnal*. 2015;6:10-12. Russian.
3. Malanchuk VA, Kryshchuk MH, Kopchak AV. [Simulation computer modeling in maxillofacial surgery]. Kyiv: Askania Publishing House; 2013. p. 231. Ukrainian.
4. Nespryadko VP, Kuts PV. [Dental implantology. Fundamentals of theory and practice]. Summit Book; 2016. p. 348. Russian.
5. Fastovets OO, Kryzhanovsky AY. [Study of stress-strain states of prosthetic bed tissues under complete denture prosthetics]. *Klinichna stomatolohiya*. 2014;1:57-60. Ukrainian.
6. Fastovets OO, Sapalov SO. [Comparative clinical and functional evaluation of the prosthetic efficiency complete dentures and removable dentures with support on implants in edentulous patients]. *Visnyk stomatolohiyi*. 2019;31(1):64-68. Ukrainian.
7. Khuder T, Yunus N, Sulaiman E, Ibrahim N, Khalid T, Masood M. Association between occlusal force distribution in implant overdenture prostheses and residual ridge resorption. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2017;44(5):398-404. doi: <https://doi.org/10.1111/joor.12504>
8. Bedrossian E, Bedrossian EA. Treatment planning the edentulous mandible. Review of biomechanical and clinical considerations: an update. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*; 2019. doi: <https://doi.org/10.11607/jomi.7196>
9. Driscoll CF, Golden WG. *Treating the Complete Denture Patient*. 1st ed. Wiley-Blackwell; 2020. p. 312. doi: [https://doi.org/10.25241/stomaeduj.2020.7\(1\).bookreview.1](https://doi.org/10.25241/stomaeduj.2020.7(1).bookreview.1)
10. de la Rosa Castolo G, Guevara Perez SV, Arnoux PJ, Badih L, Bonnet F, Behr M. Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019. doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.023>
11. Cheng HC, Peng BY, Chen MS, Huang CF, Lin Y, Shen YK. Influence of deformation and stress between bone and implant from various bite forces by numerical simulation analysis. *BioMed Research International*. 2017. doi: <https://doi.org/10.1155/2017/2827953>
12. Ahmad R, Chen J, Abu-Hassan MI, Li Q, Swain MV. Investigation of mucosa-induced residual ridge resorption under implant-retained overdentures and complete dentures in the mandible. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2015;30(3):657-66. doi: <https://doi.org/10.11607/jomi.3844>
13. Johar AO. Clinical performance of implant overdenture versus fixed detachable prosthesis. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2018;19(12):1480-6. doi: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2453>
14. Kim HS, Cho HA, Kim YY, Shin H. Implant survival and patient satisfaction in completely edentulous patients with immediate placement of implants. *BMC Oral Health*. 2018;18:219. doi: <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0669-1>
15. Lahoti K, Pathrabe A, Gade J. Stress analysis at bone-implant interface of single- and two-implant-retained mandibular overdenture using three-dimensional finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2016;27(6):597-601. doi: <https://doi.org/10.4103/0970-9290.199587>
16. Alsrouji MS, Ahmad R, Abdul Razak NH, Shuib S, Kuntjoro W, Baba NZ. Premaxilla Stress Distribution and Bone Resorption Induced by Implant Overdenture and Conventional Denture. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):764-70. doi: <https://doi.org/10.1111/jopr.12954>
17. Kovacic I, Persic S, Kranjcic J, Lesic N, Celebic A. Rehabilitation of an extremely resorbed edentulous mandible by short and narrow dental implants. *Case Reports in Dentistry*. 2018. doi: <https://doi.org/10.1155/2018/7597851>
18. Shrivastava R, Chaturvedi S, Verma AK, Ali M, Nagendra A, Chaturvedi M. Stress distribution under commercial denture liners. A finite element and clinical analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2016;10(12):14-18. doi: <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/21466.9027>
19. Yang X, Rong QG, Yang YD. [Influence of attachment type on stress distribution of implant-supported removable partial dentures]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2015;47(1):72-77. Chinese.
20. Żmudzki J, Chladek G, Kasperski J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2015;14(4):679-91. doi: <https://doi.org/10.1007/s10237-014-0642-0>
21. Żmudzki J, Chladek G, Malara P. Use of finite element analysis for the assessment of biomechanical factors related to pain sensation beneath complete dentures during mastication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(6):934-41. doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.002>

Стаття надійшла до редакції  
28.08.2020

