

Соответствующие результаты определения ИАА представлены в табл. 2.

Как видно из представленных данных, самой высокой ИАА обладает концентрат полифенолов винограда "Экстравин". Близок к нему по этому показателю зубной эликсир "Экстравин-Дента". Значительно слабее влияют на адсорбцию зубные эликсиры "Биодент-4" и "Лизомукоид".

Учитывая, что полифенолы винограда (красных сортов) содержат большое количество антоцианов, надо полагать, что именно они препятствуют адсорбции бактерий на поверхности акриловой пластмассы.

Поэтому для профилактики дисбиоза полости рта и протезных стоматитов целесообразно использовать препараты из ягод винограда.

**Выводы.** 1. БАВ тормозит адсорбцию оральных бактерий на акриловой пластмассе.

2. Наиболее сильной ингибирующей активностью обладает препарат из красных сортов винограда ("Экстравин").

#### Список литературы

1. Рожкова Н. В. Адсорбция микробов смешанной слюны различными ортопедическими материалами / Н. В. Рожкова, В.А. Лабунец, В.Е. Завадский [и др.] // Вісник стоматології. – 2011. – № 1. – С. 66-69.
2. Левицкий А. П. Лечебно-профилактические зубные эликсиры (учебное пособие) / Под ред. А.П. Левицкого. – Одесса: КП ОГТ, 2010. – 246 с., ил.

Поступила 15.03.11



УДК 611.018.4(001.5)+616.314-089-0843+616.31-089.2

**Є. І. Семенов, к. мед. н.,  
М. Г. Сур'янінов, д. тех. н.**

ДУ "Інститут стоматології АМН України"  
Одеський національний політехнічний університет

#### **ЧИСЕЛЬНИЙ АНАЛІЗ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ «КІСТКОВА ТКАНИНА ЩЕЛЄП – ВНУТРІКІСТКОВИЙ ЦИЛІНДРИЧНИЙ ІМПЛАНТАТ – НЕЗНІМНА ОРТОПЕДИЧНА КОНСТРУКЦІЯ» У ПРОГРАМІ ANSYS**

В результаті досліджень отримана тривимірна скінчено-елементна модель фронтального відділу верхньої щелепи зі штучними включеннями (внутрішньокістковим циліндричним імплантатом), який замінює центральний різець з незнімною ортопедичною конструкцією на ньому, що візуалізовано в програмі ANSYS. На основі отриманої моделі побудовані тривимірні моделі, що різняться розмірами імплантату (довжиною та діаметром). В результаті скінчено –

елементного аналізу були отримані діаграми деформованих форм, сумарних переміщень, розподілу еквівалентної напруги у системі – кісткова тканина – внутрішньокістковий імплантат (різного діаметру та довжини) – незнімна ортопедична конструкція. Розрахунок системи показав, що істотний вплив на величину припустимого навантаження впливає діаметр імплантату. При його збільшенні з 3 до 4 мм рівень напруги в кортикальному шарі кісткової тканини знижується до 40 %.

При однаковій товщині кортикального шару кістки збільшення довжини імплантату з 10 до 18 мм не приводить до значного зниження рівня напруги кісткової тканини (зниження рівня напруги склало лише 4,08 %).

**Ключові слова:** верхня щелепа, біомеханічні системи, еквівалентна напруга, циліндричний внутрішньокістковий імплантат.

**Е. И. Семенов, Н. Г. Сурьянинов**

ГУ "Институт стоматологии АМН Украины"  
Одесский национальный политехнический университет

#### **ЧИСЛЕННИЙ АНАЛІЗ БІОМЕХАНІЧЕСЬКОЇ СИСТЕМИ «КОСТНАЯ ТКАНЬ ЧЕЛЮСТЕЙ – ВНУТРИКОСТНЫЙ ЦИЛИНДРИЧЕСКИЙ ИМПЛАНТАТ – НЕСЪЕМНАЯ ОРТОПЕДИЧЕСКАЯ КОНСТРУКЦИЯ» В ПРОГРАММЕ ANSYS**

В результате исследований получена трехмерная законченно-элементная модель фронтального отдела верхней челюсти с искусственными включениями (внутрикостным цилиндрическим имплантатом), который заменяет центральный резец с несъемной ортопедической конструкцией на нем, что визуализировано в программе ANSYS. На основе полученной модели построены трехмерные модели, которые отличаются размерами имплантата (длиной и диаметром). В результате закончено – элементного анализа были получены диаграммы деформированных форм, суммарных перемещений, деления эквивалентного напряжения в системе – костная ткань – внутрикостный имплантат (разного диаметра и длины) – несъемная ортопедическая конструкция. Расчет системы показал, что существенное влияние на величину допустимой нагрузки влияет диаметр имплантата. При его увеличении с 3 до 4 мм уровень напряжения в кортикальном слое костной ткани снижается до 40 %.

При одинаковой толщине кортикального слоя кости увеличения длины имплантата с 10 до 18 мм не приводит к значительному снижению уровня напряжения костной ткани (снижение уровня напряжения составило лишь 4,08 %).

**Ключевые слова:** верхняя челюсть, биомеханические системы, эквивалентное напряжение, цилиндрический внутрикостный имплантат.

*E. I. Semenov, M. G. Surjaninov*

SE “the Institute of Dentistry of the NAMS of Ukraine”  
Odessa National Polytechnic University

**THE NUMERICAL ANALYSIS  
OF BIOMECHANICAL SYSTEM “OSSEOUS  
TISSUE OF JAWS-INTRAOSSEOUS  
CYLINDER IMPLANT – FIXED ORTHOPE-  
DIC CONSTRUCTION” IN ANSYS PROGRAM**

*As the result of studies the 3-D finished-element model of the front part of upper jaw with artificial inclusions (intraosseous cylinder implant), which replaces central incisor with fixed orthopedic construction on it, that is visualized in ANSYS program, was received. On the basis of the obtained model the 3-D models, different in size of implant (in length and diameter), were made. As the result of finished-element analysis the diagrams of deformed forms, overall shifts, distribution of equivalent stress in system – osseous tissue – intraosseous implant (of different diameter and length) – fixed orthopedic construction, were obtained. The calculation of the system has shown that the diameter of implant influences considerably the allowable load. At its growth from 3 to 4 mm the level of stress in cortical layer of osseous tissue reduces to 40%. At the same thickness of osseous cortical layer the increase in the length of implant from 10 to 18 mm does not result in considerable reduction of the level of stress of osseous tissue (the reduction of the level of stress equaled only 4.08 %).*

**Key words:** upper jaw, biomechanical systems, equivalent tension, cylinder intraosseous implant.

**Актуальність теми.** Математичне модулювання біомеханічних процесів в системі «кісткова тканина щелеп – внутрікістковий циліндричний імплантат – незнімна ортопедична конструкція» враховуючи індивідуальні особливості щільності кісткової тканини щелеп та їх анатомічні особливості необхідні при плануванні хірургічного втручання та подальшого протезування [4, 5]. Отриманні данні дозволяють визначити необхідні розміри імплантату, в залежності від анатомічних та індивідуальних особливостей щільності кісткової тканини пацієнта та рівня навантаження системи при її функціонуванні. Це дозволяє, ще на етапі планування лікування визначитися з необхідністю попереднього оперативного втручання з ціллю збільшення масиву кісткової тканини.

Для цього необхідно вивчити напружено-деформований стан (НДС) щелеп зі штучними включеннями (внутрікістковим циліндричним імплантатом з незнімною ортопедичною конструкцією на ньому) при функціональному навантаженні. Це вимагає застосування чисельних методів механіки деформованого твердого тіла, тому

що у зв'язку зі складністю їхньої форми й структури одержання аналітичних (точних) рішень неможливо. Практично у всіх відомих в цій області дослідженнях для рішення завдання застосований метод скінчених елементів (МСЕ) [1, 2]. МСЕ найбільш ефективний при розрахунку об'єктів, складених з декількох областей з різними фізико-механічними властивостями матеріалів, форма яких далека від простій. МСЕ активно застосовується для рішення різних завдань механіки деформованого твердого тіла [3].

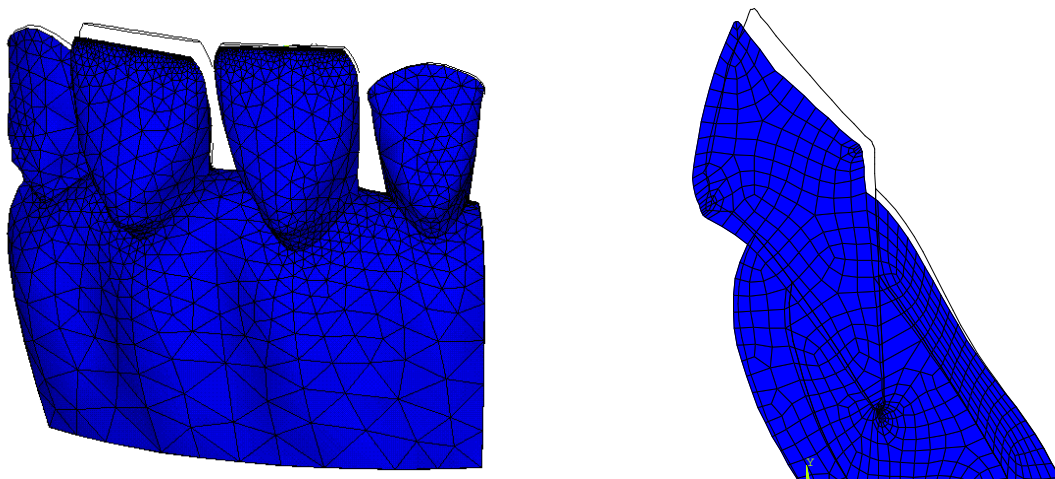
Таким чином вивчення напружено-деформованого стану (НДС) кісткової тканини щелеп при функціонуванні системи кісткова тканина щелеп – внутрікістковий циліндричний імплантат – незнімна ортопедична конструкція є актуальним, поскільки отримані дані дозволяють визначити необхідні розміри внутрікісткової частини імплантату (довжину та діаметр) в залежності від індивідуальних особливостей кісткової тканини, та рівня навантаження при функціонуванні системи.

**Мета роботи.** Побудова моделі фронтальної ділянки верхньої щелепи зі штучними включеннями «внутрікістковий циліндричний імплантат», який замінює центральний різець верхньої щелепи з незнімною ортопедичною конструкцією на ньому. Задаючи різні розміри імплантату за допомогою програми ANSYS вивчити напружено-деформований стан (НДС) системи кісткова тканина верхньої щелепи – внутрікістковий імплантат – незнімна ортопедична конструкція.

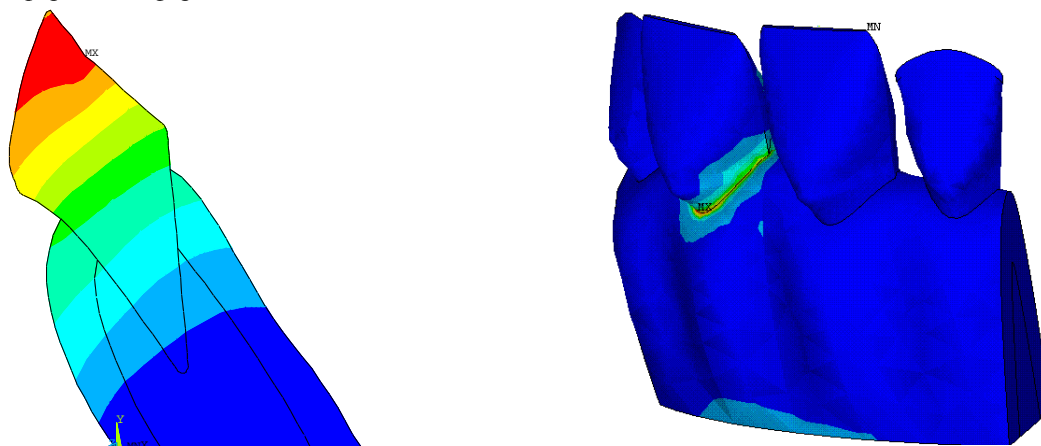
**Матеріали та методи.** Перш ніж перейти до розрахунків імплантатів, необхідно вивчити як розподіляються напруги в моделі, максимально наближеної до природної.

Скінченно-елементний програмний комплекс дозволяє в результаті розрахунків одержати цілий ряд параметрів (НДС) конструкції: напруги й деформації в напрямках координатних осей, головні напруги й відповідні деформації, еквівалентні напруги за гіпотезою Губера-Мізеса, переміщення всіх точок конструкції і цілу низку інших величин. Процедура візуалізації дозволяє переглядати поля напруг і деформацій, встановлювати найбільш напружені ділянки об'єкта дослідження.

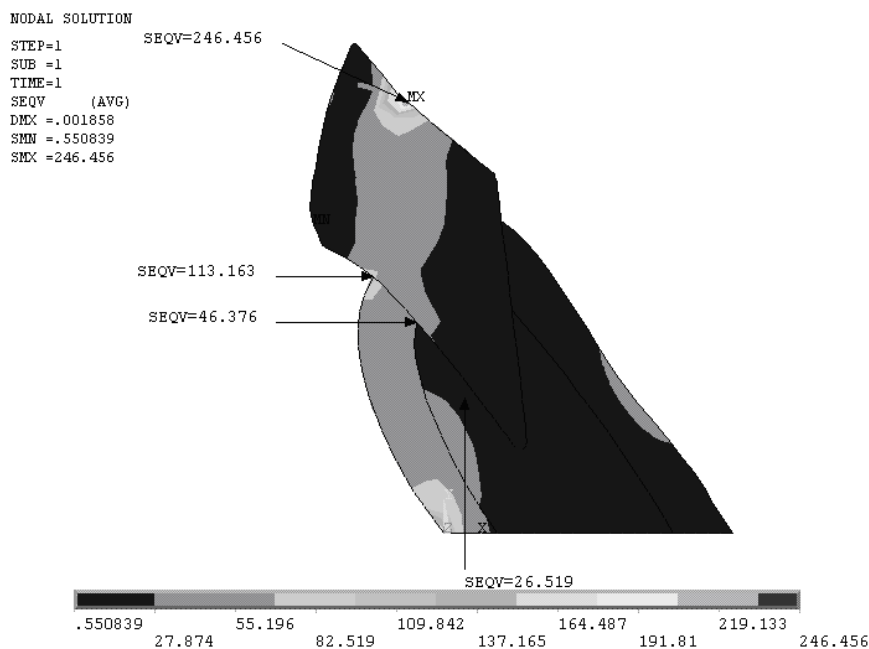
В результаті скінченно-елементного аналізу об'ємної моделі сегмента фронтального відділу верхньої щелепи з декількома зубами були отримані діаграми деформованої форми (мал. 1), сумарних переміщень (мал. 2), розподілу рівнів еквівалентної напруги в зубі, кортикальному й губчатому шарах кісткової тканини (мал. 3).



Мал. 1. Деформована форма



Мал. 2. Епюри сумарних переміщень та еквівалентних напруг.



Мал. 3. Епора еквівалентних напруг у розрізі.

Характер розподілу еквівалентних напруг свідчить про те, що в природному середовищі напруги невеликі. Максимальними вони є в місці

прикладення навантаження й не перевищують межу міцності кісткової тканини. Так самою напруженою є зона біля шийки дентину; підвищені

напруги в області зіткнення зуба й кортикальної кістки, де виникає концентрація напруг на поверхні сполучення, викликана стрибкоподібною зміною твердості матеріалів, що сполучаються. Однак у корені зуба напруги малі.

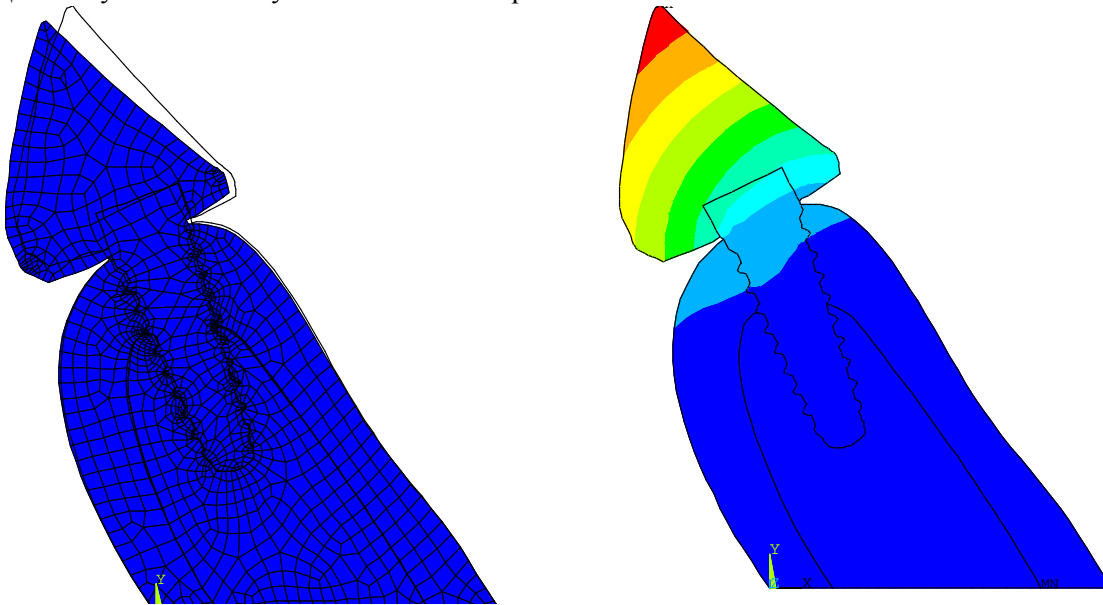
На основі отриманої моделі фронтальної ділянки верхньої щелепи побудовані тривимірні моделі фронтальної ділянки верхньої щелепи, що розрізняються розмірами імплантату, які встановлені на місці центрального різця верхньої щелепи. Для з'ясування впливу основних геометрич-

них параметрів імплантату на величину припустимого навантаження проводили багатofакторний чисельний експеримент. Параметри, які підлягають варіації імплантату наведені в табл. 1.

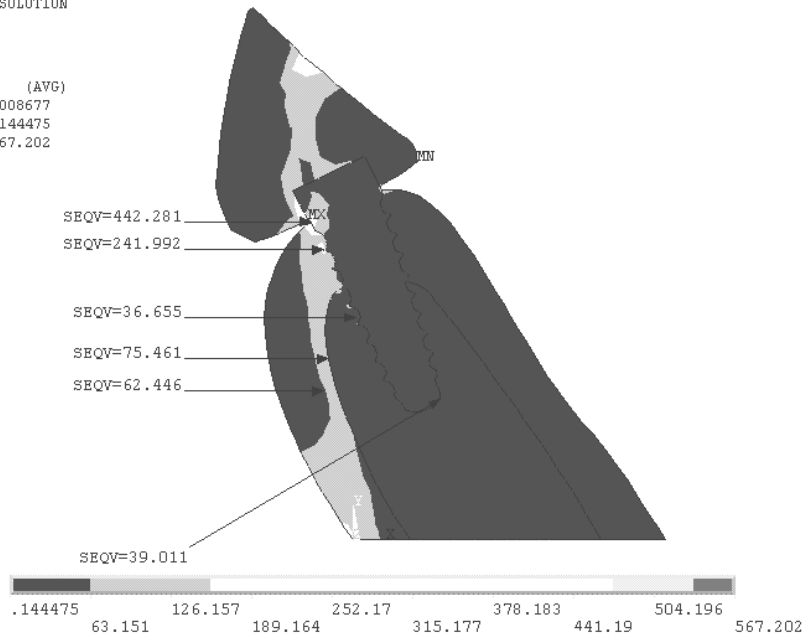
Таблиця 1

Параметри імплантату

Параметр	Значення, мм		
Діаметр імплантату <i>D</i>	3	3,5	4
Довжина імплантату <i>L</i>	10	14	18



NODAL SOLUTION  
 STEP=1  
 SUB =1  
 TIME=1  
 SEQV (AVG)  
 DMX =.008677  
 SMN =.144475  
 SMX =567.202



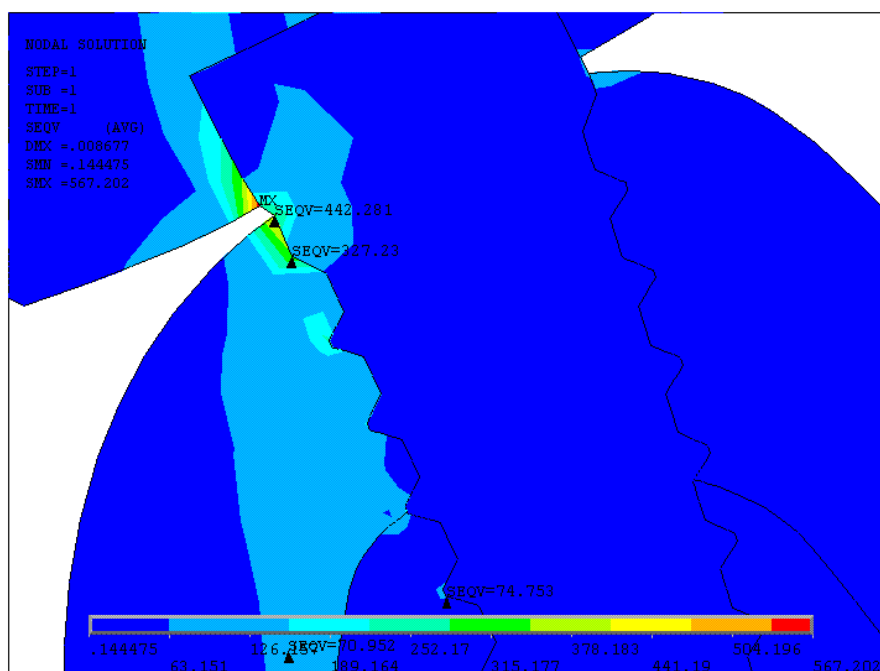
Мал. 4. Деформована форма та сумарні переміщення

Для кожного конкретного випадку аналізували різні варіанти розміру внутрікісткової частини імплантату і вибирали варіант, найбільш раціональний у даній ситуації. Вибір системи внутрікісткових імплантатів і їхніх параметрів

був заснований на результатах обстеження зони імплантації (особливості анатомопографії, оклюзійни взаємини, стан щільності кісткової тканини, дані вивчення діагностичних моделей). У всіх випадках імплантат навантажувався мак-

симальною силою, рівної 200 Н, що прикладалася в області піднебінної ямки штучної коронки. Результати чисельних досліджень представлені у вигляді кольорових діаграм деформованої форми, сумарних переміщень (мал. 4), розподілу рі-

внів еквівалентної напруги в імплантаті, кортикальному й губчатому шарах кісткової тканини (мал. 5). Зведені результати розрахунків приведені в табл. 2.



Мал. 5. Еквівалентні напруги

Таблиця 2

**Вплив діаметра ( $D$ ) і довжини ( $L$ ) імплантату на величину максимальної еквівалентної напруги ( $Mna$ ) у кортикальному шарі кісткової тканини**

$D$ , мм	$L$ , мм	Максимальна еквівалентна напруга, $Mna$
3,0	10	44,2
	14	43,5
	18	42,0
3,5	10	39,9
	14	37,5
	18	36,4
4,0	10	32,9
	14	30,1
	18	27,3

При оцінці впливу довжини імплантату слід зазначити, що навіть мінімальна довжина імплантату (10 мм) значно перевершує товщину кортикального шару кістки (приблизно 1 мм), на котру прикладається основна частка навантаження від імплантату на кісткову тканину. Із цієї причини збільшення довжини імплантату з 10 до 18 мм не приводить до значного зниження рівня напруг. Так, для імплантату діаметром 3 мм зниження рівня напруг при збільшенні довжини імплантату від 10 до 18 мм склало всього 4,08%. Зі

зменшенням товщини кортикального шару кістки роль довжини імплантату зростає.

Істотний вплив на величину припустимого навантаження робить діаметр імплантату. При його збільшенні з 3 до 4 мм рівень еквівалентних напруг знижується до 40%, причому цей ефект спостерігається при збільшенні кута нахилу імплантату щодо вертикальної осі жувального навантаження. Очевидно, при більших кутах нахилу практично все основне навантаження передається через кортикальний шар кістки. При цьому збільшення ділянки імплантату, що контактує з губчастою кісткою, не приводить до помітного навантаження губчатого шару й розвантаженню кортикального шару.

**Результати роботи та їх обговорення.**

При оцінці впливу довжини імплантату на рівень навантаження кортикального шару кістки (приблизно 1 мм), на котру прикладається основна частина навантаження при функціонуванні незнімної конструкції при довжині внутрікісткової частини імплантату (10 мм) значно менший максимум припустимого.

Наші дослідження показали що збільшення довжини імплантату з 10 до 14 та 18 мм не приводить до значного зниження рівня напруг у кортикальному шарі кістки (при її товщині приблизно 1 мм). Так, для імплантату діаметричні 3 мм зниження рівня напруг в кортикальному шару кі-

стки при збільшенні довжини імплантату від 10 до 18 мм склало всього 4,08 %. Зі зменшенням товщини кортикального шару кістки роль довжини імплантату зростає.

Істотний вплив на величину навантаження кортикального шару кістки грає діаметр імплантату. При його збільшенні з 3 до 4 мм рівень у кортикальному шару кістки напруг знижується до 40 %.

**Висновки.** Получені данні дозволяють прийняти рішення щодо вибору внутрікісткової частини імплантату з урахуванням індивідуальних особливостей структури кісткової тканини фронтального сегмента верхньої щелепи.

Модель «кісткова тканина щелеп – внутрікістковий циліндричний імплантат – незнімна ортопедична конструкція» дає можливість вивчити біомеханіку системи при різних розмірах внутрікісткової частини імплантату (довжина та ширина) за рахуванням індивідуальних особливостей кісткової тканини.

Розрахунок системи «кісткова тканина щелеп – внутрікістковий циліндричний імплантат – незнімна ортопедична конструкція» показав, що істотний вплив на величину припустимого навантаження робить діаметр імплантату. При його збільшенні з 3 до 4 мм рівень напруги в корти-

кальному шарі кісткової тканини знижується до 40 %.

### Список літератури

1. **Галлагер Р.** Метод конечных элементов / Р. Галлагер; [пер. с англ. В. Картелишвили]. — Москва: Мир, 1984. — 428 с.
2. **Сегерлинд Л.** Применение метода конечных элементов / Л. Сегерлинд [пер. с англ. А. Шестакова] — Москва: Мир, 1979. — 392 с.
3. **Сурьянинов Н. Г.** ANSYS в задачах инженерной механики / Сурьянинов Н. Г., Дашенко А.Ф., Лазарева Д.В. [под редакцией Н.Г. Сурьянинова].— Одесса: Астропринт, 2007.— 484 с.
4. **Матвеева А. И.** Стоматологическая имплантология / Матвеева А. И., Гаврюшин С. С., Борисов А. Г. — Москва: Стоматология XXI века, 2000. — 63 с.
5. **Матвеева А. И.** Использование математического моделирования при проектировании протезных конструкций с опорой на внутрикостные имплантаты / А.И. Матвеева, С. С. Гаврюшин, А. Г. Борисов // Российский вестник дентальной имплантологии. 2003. - № 1. — С. 10-13.
6. **Матвеева А. И.** Биохимические подходы к протезированию в дентальной имплантологии / А. И. Матвеева, Р. Ш. Гветадзе, К. Д. Хагидзе // Российский вестник дентальной имплантологии. 2003. - № 1. — С. 34-37.

Надійшла 18.04.11

