

## ХІРУРГІЧНИЙ РОЗДІЛ

УДК 616.724:612.76:001.891.57:004.382

**В. О. Маланчук<sup>1</sup>, д. мед. н., В. Г. Кришук<sup>2</sup>, д. тех. н.,  
О. С. Воловар<sup>1</sup>, д. мед. н., Р. С. Паливода<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, м. Київ

<sup>2</sup> НТУУ «КПІ», м. Київ

### ВИВЧЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СКРОНЕВО-НИЖНЬОЩЕЛЕПНОГО СУГЛОБА ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ ІМІТАЦІЙНОГО КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ

*Методом скінченних елементів, спіральної комп'ютерної томографії та пакету програмного інженерного САД-САЕ забезпечення створили імітаційно-комп'ютерну модель (ІКМ СНЩС) та нижньої щелепи, вивчили їх напружено-деформований стан. При створенні стандартних навантажень ІКМ отримали характерний для кісткової тканини розподіл полів напружень та деформацій, що відповідав контрфорсам нижньої щелепи, а також стан напруження в передньому та латеральному відділі суглобового диска СНЩС.*

**Ключові слова:** СНЩС, нижня щелепа, суглобовий диск, ІКМ, напружено-деформований стан.

**В. А. Маланчук<sup>1</sup>, В. Г. Кришук<sup>2</sup>, О. С. Воловар<sup>1</sup>, Р. С. Паливода<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Національний медичний університет імені А.А. Богомольця, г. Київ;

<sup>2</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», г. Київ

### ИЗУЧЕНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ВИСОЧНО- НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИМИТАЦИОННОГО КОМПЬЮТЕРНО- ГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

*Методом конечных элементов, спиральной компьютерной томографии и пакета инженерного программного САД-САЕ обеспечения мы смоделировали имитационно-компьютерную модель височно-нижнечелюстного сустава (ИКМ ВНЧС) и нижней челюсти, изучили напряженно-деформированное их состояние. При стандартной нагрузке ИКМ получили характерное для костной ткани распределение полей напряжений и деформаций, что соответствовало контрфорсам нижней челюсти, а также состояние напряжения в переднем и латеральном отделах суставного диска ВНЧС.*

**Ключевые слова:** ВНЧС, нижняя челюсть, суставной диск, ИКМ, напряженно-деформированное состояние.

**V. O. Malanchuk<sup>1</sup>, M. G. Kryshchuk<sup>2</sup>, O. S. Volovar<sup>1</sup>, R. S. Palivoda<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Bogomolets National Medical University, Kyiv

<sup>2</sup> National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

### STUDY OF STRESS-STRAIN STATE OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT USING IMITATION COMPUTER MODELING

*Development of the world of medicine at the beginning of the XXI century is associated with the widespread introduction of modern methods of diagnosis and research, particularly in public health practice in Ukraine. One of the modern diagnostic method is the finite element method, which allows to investigate the stress-strain state of the tissues of the maxillofacial area in static and dynamic states in the osteosynthesis, implant, pathological conditions and processes TMJ and more. We set out to investigate the biomechanical parameters, stresses in the elements of the joint under a static load. It used data from spiral CT licensed software Mimics 10.01, Solid Works 2013, Ansys Workbench 13.0 for building simulation computer model of the TMJ and the mandible. After calculating the model the finite element method rated the distribution of stress and strain fields in the mandible and the articular disc. Stress-strain state of the bone in the isotropic state to model the distribution resembled placing buttresses on the lower jaw. Performance by Mises stress in the lateral and anterior articular disc sector was in the range of 1-3 MPa.*

**Key words:** TMJ, lower jaw, articular disc, Computer imitation model of TMJ and the stress-strain state.

**Вступ.** Динамічний розвиток світової медицини на початку ХХІ століття пов'язаний з широким впровадженням сучасних методів діагно-

тики та дослідження, зокрема, в практичну діяльність охорони здоров'я нашої країни. На сьо-

годні людство переступило поріг Епохи пріоритету інформаційних технологій [2, 8].

Медицина є високотехнологічною галуззю, що використовує надбання наукових дисциплін та інтегрує їх з індивідуальним підходом при лікуванні хворих, маючи за мету покращення якості життя, забезпечення адекватної трудової діяльності та соціальної адаптації [8, 6].

Сутність методу імітаційного моделювання має розрахунково-теоретичний характер із використанням математичних і предметних експериментальних моделей [Шпеє, 1890; Гізі А., 1914], що з розвитком комп'ютерних технологій виїшов на новий щабель прогресивних змін. У стоматології через складність об'єктів дослідження цей напрямок почав розвиватися порівняно нещодавно, разом із досягненням певної межі потужності електронно-обчислювальної техніки [4, 5].

Якісно нового етапу розвитку числові експерименти досягли з появою методу скінченних елементів. Його вперше застосували в стоматології для розв'язання статичних задач [Thresher R.W., Saito G.E., 1970; Takahashi M. et al., 1980; Moss M.A. et al., 1985; Kawasaki K. et al., 1987].

У наш час кількість публікацій про метод скінченних елементів (МСЕ) охоплює спектр від класичних статичних задач до новітніх методик вивчення поведінки біомеханічних систем у динаміці [6]. Серед них переважають дослідження впливу анізотропії кісткової та хрящової тканини, пружно-деформованих станів елементів окремо та при їхній взаємодії. Втім природна складність геометрії, властивостей тканин і систем організму людини спонукає до створення цілої ієрархії спрощених моделей, які з різним успіхом дозволяють робити прогнози та висновки [2, 7, 15].

Універсальність у реалізації розрахунків моделей відомими аналітичними методами не розповсюджується на окремі випадки удосконалення біомеханічних систем із комплексним врахуванням багатьох важливих параметрів [8].

На сьогодні створення індивідуальних скінченно-елементних моделей кісток обличчя є перспективним напрямом біомеханічних досліджень. Цей метод починає широко впроваджуватися у практичну діяльність як важливий компонент планування щелепно-лицевих операцій, точного прогнозування складних біомеханічних реакцій при встановленні імплантатів, проведенні остеотомій та остеосинтезу кісток обличчя тощо [1].

Застосування скінченно-елементного аналізу при дегенеративно-дистофічних станах скронево-нижньощелепного суглоба (СНЩС) для про-

гностичного аналізу біомеханічної ситуації в цій анатомічній ділянці є перспективним, потребує високої кваліфікації з інженерної та комп'ютерної механіки, знань медичної аналітики, дороговартісного обладнання та додаткових методів обстеження [6, 11, 12, 16].

**Мета дослідження.** Поліпшити діагностику стану структур СНЩС шляхом створення комп'ютерної тривимірної імітаційної моделі напружено-деформованого стану нижньої щелепи та СНЩС із урахуванням їхніх біомеханічних параметрів, дослідити особливості розподілу напружень і деформацій в елементах суглоба.

**Матеріали і методи.** Для досягнення поставленої мети були використані дані спіральної комп'ютерної томографії, проведеної на комп'ютерному томографі Toshiba/Activion 16 з 16-рядним детектором, що відповідали умовам дослідження: відсутність клінічних проявів патології щелепно-лицевої ділянки та дисфункціональних станів жувальної системи. В результаті проведеного дослідження було виконано 144 зрізи на ділянці протяжністю 161,3 мм з товщиною зрізу 1,0 мм і колімацією 0,75 мм з метою побудови кісткового каркасу досліджуваної моделі з врахуванням реалістичності об'ємів і лінійних розмірів нижньої щелепи, скроневої кістки, суглобового диска. Аналіз розподілу напружень і деформацій здійснювався за допомогою методу скінченних елементів (МСЕ) (імітаційне комп'ютерне моделювання) і використання ліцензованих програмних комплексів CAD/CAE, зокрема, Mimics 12.3 (Materialize, Belgium), SolidWorks 2013 x64 Edition (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., USA) і Ansys Workbench 14.5 (Ansys Corp., USA). Дані, отримані за допомогою спіральної комп'ютерної томографії, дозволили з високою роздільною здатністю провести детальний аналіз топографічної анатомії щелепно-лицевої ділянки пацієнта та виділити окремі анатомічні структури за їхньою рентгенологічною щільністю.

Використовуючи інструменти графічного редактора програми Mimics 10.01, нижня щелепа та частина скроневої кістки були відокремлені від інших кісток черепа, проведена корекція контурів (розбиття кожного вокселя, видалення окремих пікселів (вокселів)) на ділянках, де виникали суттєві похибки чи були наявні артефакти (рис. 1, 2).

Визначили координатні параметри 33064 основних контурних точок у різних томографічних зрізах, необхідних для створення збірної твердотільної моделі.

Здійснили безпосередню конвертацію даних спіральної комп'ютерної томографії у програмні продукти, в яких можна реалізувати МСЕ. Побу-

дова тривимірних віртуальних моделей потребує використання проміжного етапу обробки і трансформації даних із застосуванням сучасних програмних комплексів комп'ютерного інженерного дизайну та аналізу (CAD/CAE-системи).



Рис. 1. Створення маски кортикального шару кістки нижньої щелепи

У процесі побудови та розрахунку імітаційних комп'ютерних моделей нижньої щелепи і СНЩС із використанням МСЕ використали загальноприйнятий алгоритм [12].

За програмним алгоритмом у напівавтоматичному режимі відтворено пошарово контурні межі кортикального та губчастого шарів у форматі IGS [14], проаналізовано відносне співвідношення розмірів суглобової ямки, голівки виросткового відростка та суглобового диска СНЩС з точки зору просторової геометрії в декартовій системі координат.

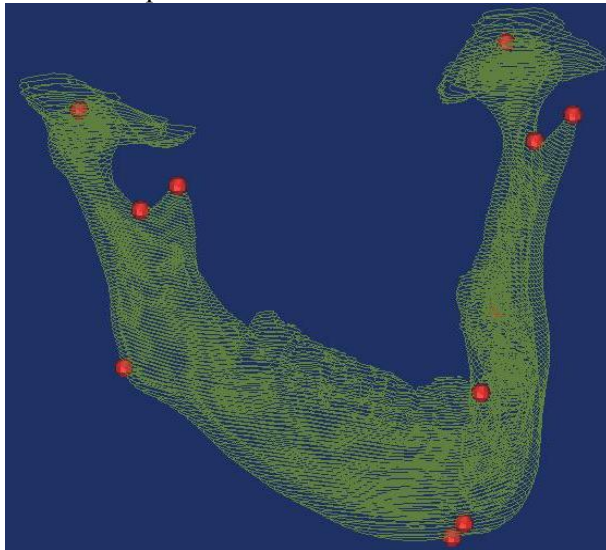


Рис. 3. Основні контурні точки (позначені червоним кольором), за якими проводилося відтворення геометрії кортикального та губчастого шарів нижньої щелепи.

Для вивчення біомеханіки СНЩС використали віртуальні скінченно-елементні моделі, які представляють собою аналоги реальної біомеханічної системи, адекватної за основними параметрами. Ці моделі забезпечили вирішення поставлених задач.

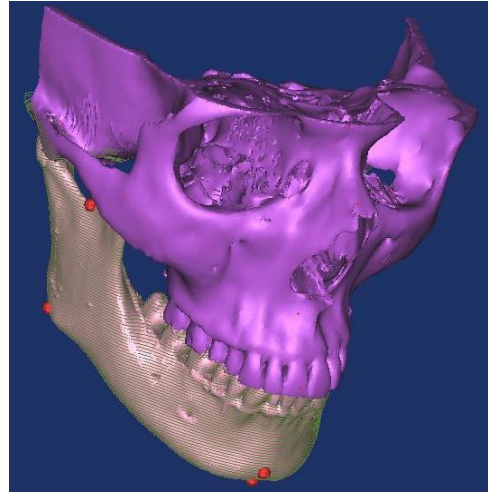


Рис. 2. Кістковий скелет досліджуваної ділянки (фіолетовим кольором позначена частина черепа, яку відокремили заздалегідь)

Створена за допомогою програмного забезпечення Mimics Materialize комбінована модель СНЩС і нижньої щелепи та імпортована в середовище Solid Works – одного з розповсюджених варіантів САПР, CAD-етапного моделювання, призначеного для побудови 3D-моделей із суцільними неоднорідними середовищами, у вигляді 544 замкнених кривих – ізоліній, що повторюють контур імітаційної моделі (рис. 3).

Ці лінії було дубльовано полілініями (B-spline), за якими побудовано криволінійні площини і об'єми, що відповідали губчастому і кортикальному шару кістки та елементам СНЩС.

Проведено побудову ескізів у площинах шляхом застосування певної конструктивної функції отримано просторову модель. Кожну деталь компонували в збірку шляхом сполучення та з'єднання, після створили твердотільну комбіновану модель, якій надали просторовий об'єм у напівавтоматичному режимі із врахуванням і відтворенням реалістичної тривимірної геометрії. З метою полегшення розрахунків, економії робочого часу деякі полілінії не враховували, ми допустили певне абстрагування та спрощення при відтворенні геометрії та механічних властивостей об'єктів моделювання з метою апроксимації імітаційної комп'ютерної моделі (ІКМ). Відтворили компоненти СНЩС: суглобову ямку, суглобовий горбок, суглобовий диск [2, 13].

Цей проект у файлі формату IGS конвертували у формат X\_T та імпортували до програмного комплексу ANSYS Workbench 14.5.

Кісткову та хрящову тканини вважали гомогенними, фізико-механічні властивості задавалися у вигляді ізотропного матеріалу з еластичними характеристиками та лінійними залежностями [3].

Для дослідження біомеханіки суглоба в нормі нами були розглянуті функціональні навантаження, як статичні, а нижня щелепа, як система, що перебуває в стані рівноваги. Відповідно нехтували динамічними та інерційними ефектами зовнішніх сил, що є цілком адекватним для математичного описання напружено-деформованого стану системи при жувальних навантаженнях. Забезпечили умови контактної взаємодії у вигляді жорсткого закріплення на ділянці контакту анатомічних утворень, фіксація моделі була проведена в ділянці скроневих кісток з обох сторін, де блокувалося переміщення вузлів у трьох взаємно перпендикулярних площинах. Активний компонент сили, що розвивають жувальні м'язи, задавали шляхом векторного направлено симетричного прикладання сили в *punctum mobile* м'язів на поверхні нижньої щелепи (наближено до анатомічної дійсності) та одиночного вектору сили в ділянці зубного ряду (рис. 4).

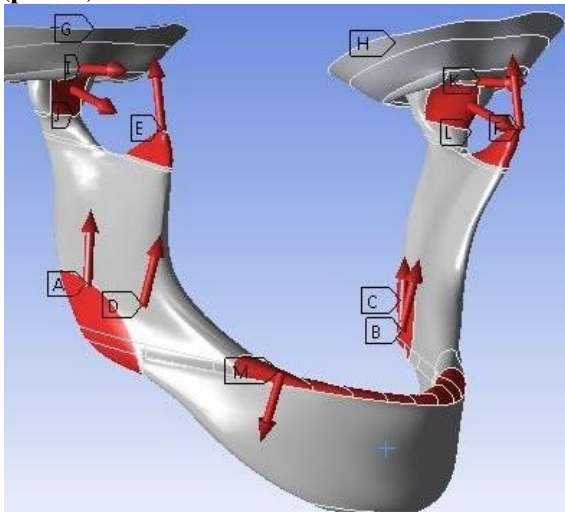


Рис. 4. Карта навантаження ІКМ: А, В – правий і лівий жувальні м'язи; С, D – правий і лівий крилоподібні медіальні м'язи; Е, F – правий і лівий скроневі м'язи; G, H – ділянки жорсткого закріплення моделі; I, J – правий ЛКМ; K, L – лівий ЛКМ; М – силовий компонент у ділянці зубного ряду.

Створені стандартні навантаження у комп'ютерній моделі здійснювали за даними Крищука М.Г. та ін. (2013) [7], які представлені у таблицях 1, 2.

Використали максимальну величину загального навантаження, що можуть розвинути м'язи, з метою наочного моделювання граничних на-

пружень і деформацій.

На моделі створили сітку дискретних об'ємів (так званих скінченних елементів), що представляють собою сукупність об'єктів неправильної форми зі складною геометрією – 10-вузлові тетраедричні елементи з квадратичною апроксимацією функцій (SOLID 187).

Таким чином, після тестування моделі, перевірки, корекції інструментами та алгоритмами, оптимізації скінченно-елементної сітки на наявність дефектів щодо якості елементів та оцінки збіжності числових параметрів провели розрахунок напружено-деформованого стану нижньої щелепи та СНЩС. Оцінювали розподіл головних напружень, еквівалентних за Мізесом напружень [7], а також нормальних і дотичних компонентів тензора напружень, що діють у різних площинах, на поверхні щелепи та СНЩС.

**Результати та їх обговорення.** Провели розподіл еквівалентних навантажень за Мізесом і деформацій у різних ситуаційних позиціях жувальної системи. Враховували взаємодію компонентів комбінованої моделі за статичних умов навантаження, імітуючи стан симетричного одночасного скорочення жувальних м'язів. Спостерігали симетричний розподіл полів напруження та їх переміщення від підборіддя до виросткових відростків нижньої щелепи.

При жувальному навантаженні модель перебувала в умовах складного напруженого стану (деформації розтягу-стиску, згину, зсуву).

Характер розподілу напружень був нерівномірним, із ділянками концентрації напружень у секторах вираженого та щільного кортикального шару, а саме переднього (8,4–11,2 МПа) та заднього краю гілки (9,1–10 МПа) нижньої щелепи, зовнішньої косої лінії (7,3–8,9 МПа), ділянки торусу та передньо-медіальної поверхні шийки виросткового відростка (11,4–18,3 МПа). Дещо менші силові напруження виникали у ділянці підборіддя (4,8–5,4 МПа), альвеолярного паростка з оральної сторони в ділянці *linea mylohyoidea* та *punctum fixum musculus digastricus* (7,1–8,1 МПа) (рис. 5).

Нерівномірний розподіл напружень у кістці є очевидним, бо достеменно відомо, що нижня щелепа є неоднорідною за структурою кісткової тканини з наявністю перехідних ділянок між кортикальним і губчастим шарами [1]. Ці особливості визначають індивідуальні фізико-механічні властивості та функціональні особливості, що властиві нижній щелепі з наявністю концентрації напружень саме в отриманих нами ділянках.

Ми брали до уваги значення крилоподібного латерального м'яза та його функціональні особливості [2], задані три різні ступені силових зна-

чень м'язової тяги.

Згідно даних напружень у суглобовому диску за умови відсутності впливу крилоподібного латерального м'яза, а також при різній його активності (мінімальний, середній, максимальний) спостерігали величини максимального напруження в передньому та

дистальному відділах суглобового диска в діапазоні 1,4-3 МПа та 0,4-1 МПа відповідно. Величини напружень у латеральній, медіальній та середній ділянках суглобового диска були в межах 0,1-1,6 МПа, їх фактичне зростання було пропорційним збільшенню тяги крилоподібного латерального м'яза (табл. 3).

Таблиця 1

**Стандартні навантаження ІКМ жувальними м'язами в декартовій системі координат**

Жувальні м'язи	F, Н	Складові тривимірної координатної сітки		
		X	Y	Z
Скроневий м'яз	59,1	–	24	54
Жувальний м'яз	54,92	–	10	54
Крилоподібний медіальний м'яз	30,27	–	-4	30
Компонент сили в ділянці зубного ряду	100,02	–	20	-98

Таблиця 2

**Стандартні навантаження ІКМ крилоподібним латеральним м'язом у декартовій системі координат**

Крилоподібний латеральний м'яз	вер-хній пучок,	F (min), Н		3,1	F (N), Н		5,1	F (max), Н		7,1
		X	0		x	0		x	0	
		Y	-3		y	-5		y	-7	
		Z	1		z	1		z	1	
	нижній пучок,	X	0	7,1	x	0	10,1	x	0	13
		Y	-7		y	-10		y	-13	
		Z	-1		z	-1		z	-1	
$\Sigma F$		$\Sigma F_{1,2}, Н$		10,2	$\Sigma F_{1,2}, Н$		15,2	$\Sigma F_{1,2}, Н$		20,1

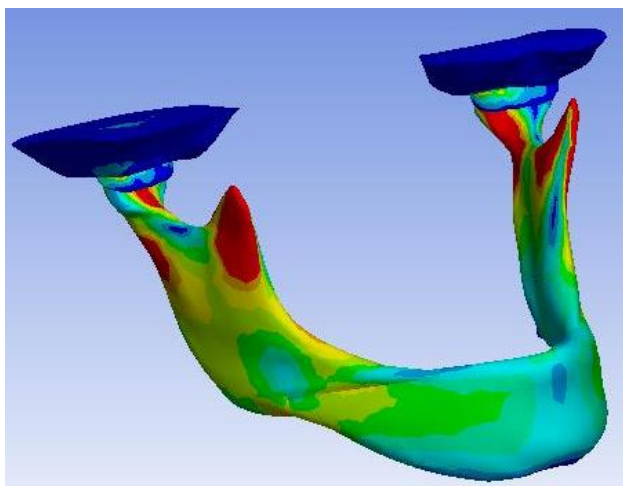


Рис. 5. Характер розподілу еквівалентних напружень за Мізесом на нижній щелепі.

Таблиця 3

**Розподіл напружень у передньому та дистальному відділі суглобового диска при різній силі скорочення крилоподібного латерального м'яза**

Силова характеристика ЛКМ, F, Н	Напруження в суглобовому диску, МПа*	
	Передній відділ	Дистальний відділ
F=0	1,4	0,4
F=10 (min)	2	0,7
F=15 (N)	2,7	0,9
F=20 (max)	3	1



Графічну інтерпретацію розподілу напружень в суглобовому диску представили у вигляді діаграми (рис. 6).

Використання методу скінченних елементів, який є перспективним, енергоємним та відносно

вартісним, але альтернативним напрямком вивчення функцій СНЩС і механізмів розвитку патологічних станів дало можливість створити та вивчити тривимірну ІКМ нижньої щелепи та СНЩС (рис. 7).

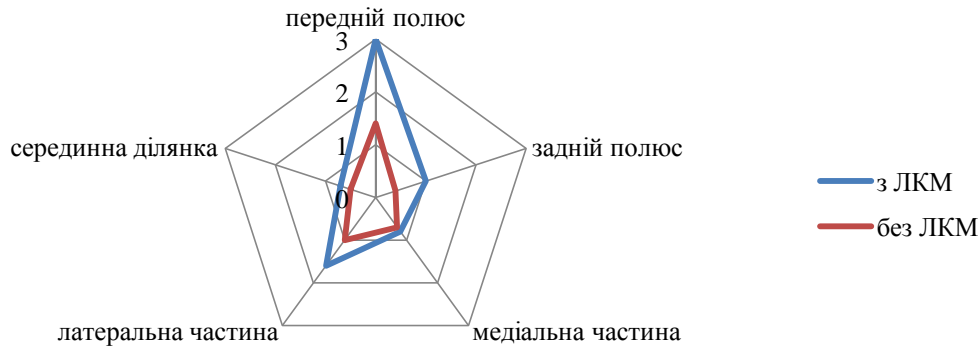


Рис. 6. Діаграма порівняння напружень у різних ділянках суглобового диска за умови навантаження крилоподібного латерального м'язу ( $F=15H$ ) і без нього (ЛКМ – крилоподібний латеральний м'яз).

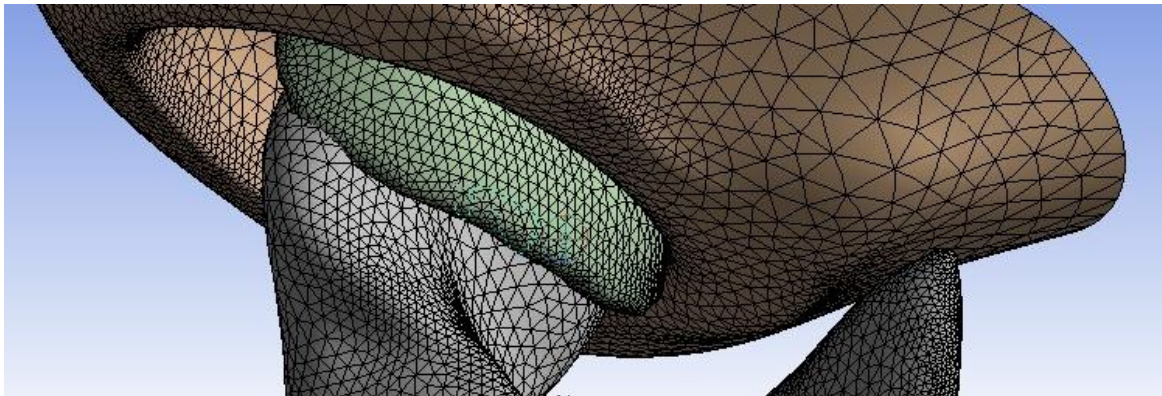


Рис. 7. ІКМ СНЩС

**Висновки.** Створена модель СНЩС відображає напружено-деформований стан досліджуваної біомеханічної системи суглоба з достатнім рівнем точності та адекватності, дозволила визначити градієнти концентрації напружень, величину і напрямок деформацій системи за статичних умов у нормі. Максимальні значення напружень за Мізесом при скороченні жувальних м'язів топографічно на нижній щелепі відповідають розташуванню контрфорсів, а в суглобовому диску СНЩС – концентруються переважно в передньому та дистальному відділах, де концентрати значень еквівалентних напружень за Мізесом становлять 3 та 1 МПа відповідно.

#### **Список літератури**

1. Вивчення впливу анізотропії і неоднорідності кісткової тканини на розподіл напружень у нижній щелепі ме-

тодом скінченних елементів / М. Г. Кришук, В. О. Маланчук, А. В. Копчак, В. О. Єщенко // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2012. – № 6. – С. 71–76.

2. **Воловар О. С.** Лікування спастичного больового синдрому обличчя при артрозі скронево-нижньощелепного суглоба / О.С. Воловар, Н.М. Тимошенко // Український медичний часопис. – 2008. – № 2(64). – С. 132-134.

3. **Єщенко В. О.** Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями / В. О. Єщенко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2013. – № 2. – С. 84–91.

4. **Калиновский Д. К.** Возможности использования современных компьютерных технологий СТ/CAD/CAM в челюстно-лицевой хирургии / Д. К. Калиновский, А. Н. Чуйко // Украинский журнал телемедицины и медицинской телематики. – 2011. – Т. 9. – № 1. – С. 35–42.

5. **Кришук М. Г.** Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації / М. Г. Кришук, А. М. Лакша, В. О. Єщенко // Вісник

НТУУ «КПІ». Серія Машинобудування. – 2011. – Вип. 61. – С. 76–81.

6. **Макєєв В. Ф.** Діагностика внутрішніх розладів скронево-нижньощелепних суглобів методом магнітно-резонансної томографії / В. Ф. Макєєв, В. Я. Шибінський, А. М. Абрамюк // Современная стоматология. – 2005. – № 2. – С. 141–145.

7. **Маланчук В. О.** Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В. О. Маланчук, М. Г. Кришук, А. В. Копчак. – К: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231 с. – ISBN 978-966-2203-17-2.

8. **Сивухин Д. В.** Общий курс физики. Термодинамика и молекулярная физика / Д. В. Сивухин // М.: Наука. – 1975. – С. 519.

9. **Смирнов А. Г.** Компьютерное моделирование в стоматологии: XXI век только начинается / А. Г. Смирнов // Клиническая стоматология. – 2006. – № 1. – С. 1–2.

10. **Чуйко А. Н.** Биомеханика в стоматологии / А. Н. Чуйко, И. А. Шинчуковский // Х.: Форт. – 2010. – 516 с.

11. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк // Х.: Прапор, 2006. – 304 с.

12. **Computational** model of the movement of the human muscles of mastication during opening and closing of the jaw / M. Leon, M. Laetitia, L. Bernard, Agur M. Anne, Norwich H. Kenneth // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 9. – № 6. – P. 387–398.

13. **Damaris** Christensen. Moving temporomandibular joint research into 21st century / Ch. Damaris // Journal TMJ science. – 2009. – Vol. 1. – P. 9–18.

14. FEM and BEM analysis of the human mandible with added temporomandibular joint / Citarella R., Armentani E., Caputo F., Naddeo A // Open Mechanical Engineering Journal. – 2012. – Vol. 6. – P. 100-114.

15. **Shirish Ingawale,** Tarun Goswami. Temporomandibular joint : disorders, treatment and biomechanics / Ingawale Shirish, Goswami Tarun // Annals of Biomedical Engineering. – 2009. – Vol. 37. – № 5 – P. 976–996.

16. **Three-dimensional** finite element analysis of the human temporomandibular joint disc / M. Beek, J. H. Koostra, L. J. van Ruijven, T. M. G. J. van Eijden // Journal of Biomechanics. – 2000. – № 33. – P. 307–316.

Надійшла 05.11.14



УДК 616.31-089:843 + 612.017.1

**Т. П. Терешина, д. мед. н., А. Г. Прудюс, В. В. Лепский, к. мед. н.**

Государственное учреждение «Институт стоматологии  
Национальной академии медицинских наук Украины»

### **РЕАКЦИЯ МЕСТНОГО НЕСПЕЦИФИЧЕСКОГО ИММУНИТЕТА НА ДЕНТАЛЬНУЮ ИМПЛАНТАЦИЮ У ЗДОРОВЫХ ЛЮДЕЙ**

*Цель исследования состояла в изучении показателей неспецифической реактивности полости рта - миграции лейкоцитов и слущивания эпителия - на разных этапах дентальной имплантации у лиц без соматической патологии.*

*Исследования показали, что на ранних этапах дентальной имплантации в полости рта наблюдается выраженная защитная реакция местного неспецифического иммунитета, проявляющаяся в виде повышенной компенсаторной активации первого уровня неспецифической защиты – лейкоцитов и эпителиальных клеток.*

**Ключевые слова:** дентальная имплантация, неспецифический иммунитет, лейкоциты, эпителиальные клетки.

**Т. П. Терешина, О. Г. Прудюс, В. В. Лепский**

Державна установа "Інститут стоматології  
Національної Академії медичних наук України"

### **РЕАКЦІЯ МІСЦЕВОГО НЕСПЕЦИФІЧНОГО ІМУНІТЕТУ НА ДЕНТАЛЬНУ ІМПЛАНТАЦІЮ У ЗДОРОВИХ ЛЮДЕЙ**

*Мета дослідження полягала у вивченні показників неспецифічної реактивності порожнини рота - міграції лейкоцитів і злущіння епітелію - на різних етапах дентальної імплантації у осіб без соматичної патології.*

*Дослідження показали, що на ранніх етапах дентальної імплантації в порожнині рота спостерігається виражена захисна реакція місцевого неспецифічного імунітету, що проявляється у вигляді підвищеної компенсаторної активації першого рівня неспецифічного захисту - лейкоцитів і епітеліальних клітин.*

**Ключові слова:** дентальна імплантация, неспецифічний імунітет, лейкоцити, епітеліальні клітини.