

УДК 616.724:616.314-007.272]-073.178

Шибінський В. Я.

## СИЛОВІ НАВАНТАЖЕННЯ НА СУГЛОБОВІ ГОЛОВКИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ ЗАЛЕЖНО ВІД ТИПУ ОКЛЮЗІЙНОЇ ДІЇ.

Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького

*У даний час аналіз оклюзії і рухів нижньої щелепи склався у самостійну наукову клінічну дисципліну – гнатологію, за якою суглобні компоненти повинні бути в гармонії із зубо-щелепною функціональною анатомією. За відсутності такої гармонії перевантажені структури і їхні функціональні поверхні реагують на ситуацію ремоделюванням і деформацією СНЩС. Нами створений аналог біомеханічної моделі нижньої щелепи людини для підрахунку відносного ступеня тиску у СНЩС на робочій і балансуєчій точках у різних ділянках суглобів. Встановлено, що під час однобічного навантаження нижньої щелепи, більше навантаження зазнає СНЩС з непрацюючого боку, розподіл сил у випадку дії оклюзійних навантажень на фронтальну частину зубної дуги сприяє переміщенню суглобового диска дозад, а однобічна дія оклюзійних сил на жувальну групу зубів сприяє переміщенню суглобового диска вперед з працюючої сторони. Отримані у дослідженні показники силових реакцій не є прямим відображенням розподілу навантажень у СНЩС, але вони є достатньою підставою для якісного розпізнавання біомеханічних явищ, які відбуваються у скронево-нижньощелепних суглобах.*

Ключові слова: скронево-нижньощелепний суглоб, модель нижньої щелепи, розподіл навантажень у суглобовій голові.

*Дослідження здійснено за комплексною науковою темою кафедри ортопедичної стоматології ЛНМУ ім. Данила Галицького. «Розробка та удосконалення клінічних та технологічних заходів комплексного лікування хворих з дефектами і деформаціями зубо-щелепної системи» (№ державної реєстрації 0109U000017). Автор є безпосереднім виконавцем фрагментів означених науково-дослідних робіт кафедри.*

### Вступ

Скронево-нижньощелепний суглоб є однією із ланок артикуляційного ланцюга, досить чутливий до всіх оклюзійних відхилень з боку окремих зубів і зубних рядів. Епідеміологічні дослідження свідчать про значну поширеність та зростання частоти втрати зубів в Україні [2,3,9].

Значні зміни зубної оклюзії можуть перевищити адаптаційні і ремоделювальні можливості і, отже, привести до деструктивних змін у СНЩС [7,11]. Однак оклюзія не є статичною і незмінною формою, її зміни залежать від зубних рядів, жувальних м'язів і СНЩС. Невеликі зміни оклюзії згодом нівелюються жувальними м'язами і СНЩС, а великі – можуть привести до оклюзійної травми, патології жувальних м'язів і порушенням СНЩС. Ефективна реабілітація подібних станів можлива при визначених змінах оклюзії, які полегшують навантаження на жувальні м'язи і СНЩС [1,4,5,13,17,18,19].

Суглобні компоненти повинні бути в гармонії із зубо-щелепною функціональною анатомією. За відсутності такої гармонії перевантажені структури і їхні функціональні поверхні реагують на ситуацію ремоделюванням і деформацією СНЩС [15,16].

На сьогодні створені й удосконалені аналоги біомеханічної моделі нижньої щелепи людини для підрахунку відносного ступеня тиску у СНЩС на робочій і балансуєчій стороні при однобічному стискуванні зубів (сила кусання, їхньої точки прикладання на зубну дугу і результуюча сила жувальних м'язів) [6,12].

Таким чином, біомеханічні дослідження зубо-щелепно-лицевої системи дозволяють одержати достовірну інформацію про функціональний взаємозв'язок СНЩС і жувальних м'язів з оклюзією зубів, необхідну для підвищення діагностики,

вибору оптимального методу лікування і прогнозу результатів лікування функціональних порушень СНЩС.

### Мета дослідження

Метою дослідження було створення тривимірної математичної моделі нижньої щелепи і виявлення за нею біомеханічних закономірностей розподілу силових реакцій на суглобові головки при різних варіантах оклюзійного навантаження.

### Об'єкт і методи дослідження.

Для визначення силових реакцій у вибраних точках суглобових головок необхідно було створити математичну тривимірну модель щелепи та прийняти низку припущень.

У результаті попереднього аналізу прийняті наступні припущення:

- у задачі про зусилля, які діють на нижню щелепу зовні, - гіпотеза про тіло, що деформується;
- у задачі про навантаження в нижньощелепній кістці – гіпотеза про ізотропне лінійно-пружне суцільне тіло з однорідними властивостями;
- СНЩС закріплені від переміщення у напрямку, перпендикулярному до поверхні суглобової головки в п'яти досліджуваних точках кожен;
- оклюзійні сили замінюємо закріпленням від переміщення по осі Z;
- при відкушуванні їжі (задіяна фронтальна група зубів) – зусилля двох жувальних м'язів однакові  $T_1=T_2$ ;
- при пережовуванні їжі (задіяна жувальна група зубів, або передні і задні зони підпори за Eichner) на одному боці – зусилля відповідного жувального м'яза в два рази більше за м'яз з протилежного боку.

Для визначення жувальних зусиль, діючих на нижню щелепу, була вирішена задача про рівновагу нижньої щелепи за двома типами фізіо-

логічного навантаження: відкушуванні і пережовуванні їжі. У результаті, при таких навантаженнях на нижню щелепу діє зусилля жувальних м'язів при відкушуванні їжі  $T_1=T_2 = 670,5 \text{ Н}$ , а при однобічному пережовуванні  $T_1=500 \text{ Н}$ ,  $T_2 = 250 \text{ Н}$ . Ці величини і були покладені у вирішення поставлених завдань [6,8,10].

Послідовність створення математичної моделі щелепи полягала у наступному: сканування нижньої щелепи об'ємним сканером; перетворення результатів сканування в поверхневу модель; правлення та доробка поверхневої моделі в PowerSHAPE; імпорт виправленої поверхневої моделі в ЗЕНИТ-95; дослідження силових реакцій у вибраних точках суглобових головок методом кінцевих елементів.

Для створення тривимірної математичної моделі нижньої щелепи використана справжня ще-

лепа людини зі збереженими скронево-нижньощелепними суглобовими головками. За допомогою лазерного скануючого пристрою фірми Roland LPX-250 проведено сканування щелепи та отримано неупорядкований масив точок, що описують геометричну форму щелепи.

Опрацювання результатів сканування здійснено у спеціалізованій системі зворотного інжинірингу Plixform v1.1, у якій проведено суміщення і об'єднання фрагментів сканування та створення єдиного масиву точок, що в межах точності 0,6 мм описує геометрію щелепи.

За масивом точок з допомогою спеціальної функції утворена фасетна (триангульована) модель щелепи, що являє собою набір зв'язаних між собою трикутників, що побудовані за точками сканування (рис. 1).

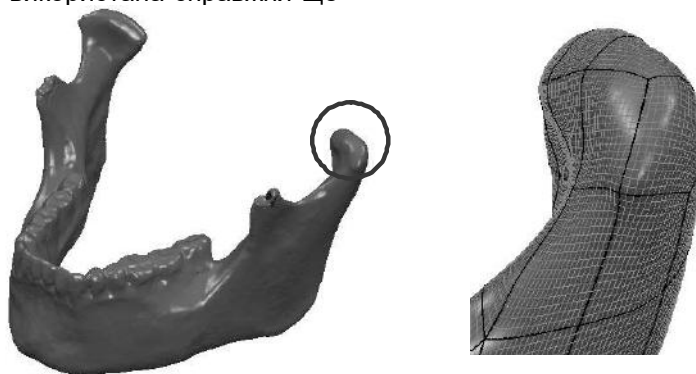


Рис. 1 Поверхнєве представлення моделі щелепи.

Дослідження силових реакцій у вибраних точках суглобових головок методом кінцевих елементів здійснено за допомогою програмного комплексу ЗЕНИТ-95, яка призначена для аналізу просторових конструкцій.

Введення вихідних даних здійснюється за допомогою вбудованих спеціалізованих текстового й графічного редакторів.

Для даної версії програми максимальна кількість вузлів у КЕ-моделі за замовчуванням приймається рівною 30000; при необхідності

може бути збільшена спеціальною командою до 400000 і більше.

Програма забезпечує виведення інформації у вигляді графічних зображень, кольорових діаграм області різних напружень і розрахункових схем у графічному вигляді.

Програма має стандартний для Windows однокорпусний інтерфейс користувача. Загальний вид вікна, створюваного програмою, представлений на рис. 2.

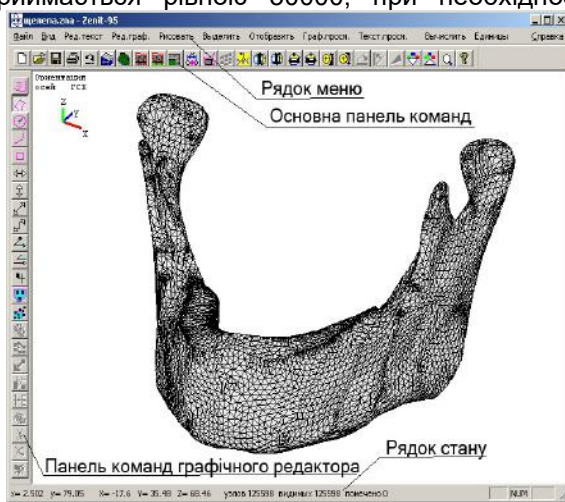


Рис. 2. Головне вікно програми.

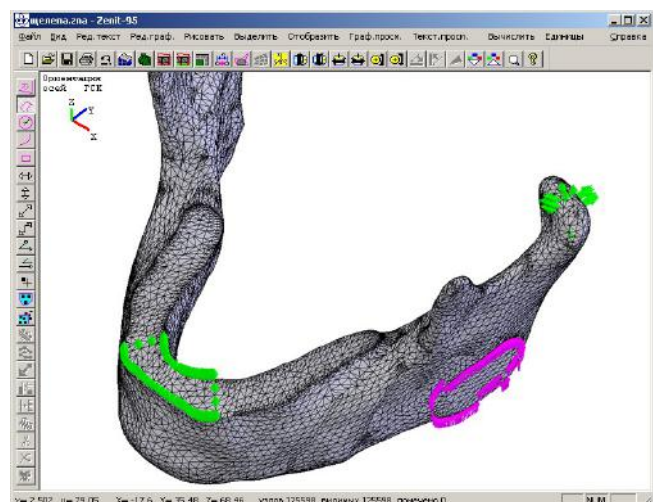


Рис. 3. Модель із заданими всіма умовами.

Реакції СНЩС вивчали методом прикладання навантаження на певні ділянки нижньої щелепи, які відбуваються при відкушуванні і пережовуванні їжі. При відкушуванні їжі, на нижню щелепу враховували жувальне навантаження  $Q=350\text{ Н}$  (при пережовуванні  $Q=600\text{ Н}$ ) і зусилля жувальних м'язів. При аналізі впливу жувальних м'язів брали до уваги, що жувальний м'яз (*m. masseter*), найсильніший м'яз, який діє на нижню щелепу, має найбільший переріз, а значить і зусилля, тому іншими м'язами можна знехтувати. *M. masseter* має форму подовженого чотирикутника і розміщений на зовнішній поверхні гілки нижньої щелепи: від виличної дуги до кута нижньої щелепи, його зусилля змінюються залежно від жувального навантаження. Цей м'яз, як і його зусилля, орієнтовані наступним чином: кут між горизонтальною площиною і м'язом дорівнює  $83^{\circ}$ , кут між м'язом і сагітальною площиною –  $3^{\circ}$ , кут між м'язом і фронтальною площиною –  $7^{\circ}$ .

Оскільки програмний комплекс „Зеніт” не дає можливості задавати зусилля під певним кутом, його задано у вигляді трьох складових за осями  $Ox$ ,  $Oy$ ,  $Oz$ .

Аналогічно проводимо з правої сторони, за винятком того, що складова сили по осі  $Ox$  повинна бути із знаком « - », оскільки сила спрямована в протилежний бік.

Оклюдійні сили задаємо як обмеження руху по осі  $Oz$ , так само як і закріплення суглобових головок. Модель із заданими всіма умовами наведена на рис. 3

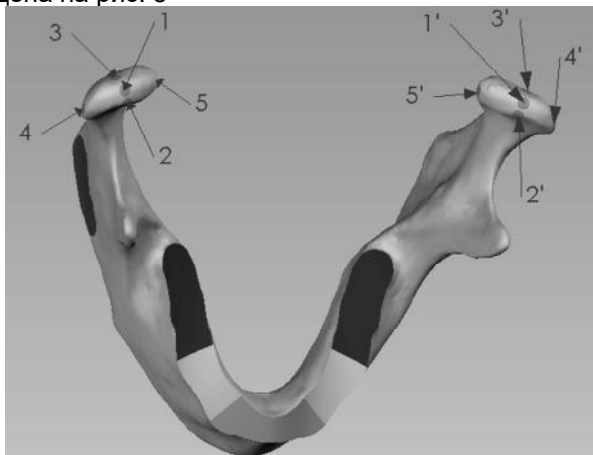


Рис. 4. Модель нижньої щелепи з позначеними місцями вимірювання показників величини і напрямку силових реакцій.

Припускаючи, що зміна напруження у суглобовому диску полегшує інтерпретацію механізмів, які сприяють виникненню патологічних змін в його розміщенні і структурі, вимірювалися показники величини і напрямку силових реакцій на вибрані точки суглобової головки для кожного аналізованого місця при прикладанні сили в зубній дузі під час відкушування (ділянка різців) і пережовування (ділянка премолярів і молярів або передній і задні зони підпор за Eichner). До уваги брали реакції, які записувалися в місцях,

локалізованих у верхній (1 і 1'), латеральній (2 і 2'), задній (3 і 3'), медіальній (4 і 4') та передній (5 і 5') частинах суглобових головок (рис. 4).

### Результати дослідження та їх обговорення

Для визначення особливостей розподілу силових реакцій у заданих місцях суглобових головок під дією жувального навантаження нами були обрані наступні моделі:

- модель нижньої щелепи з місцем прикладання оклюдійних сил у фронтальній ділянці;
- моделі нижньої щелепи з місцями прикладання оклюдійних сил у бічних ділянках;
- модель нижньої щелепи з місцем прикладання оклюдійних сил при збереженні двобічних передніх і задніх зон підпор.

При моделюванні жувального (м'язового) зусилля встановлено, що навантаження в різних ділянках зубної дуги викликає силові реакції суглобових поверхонь як з додатними, так і від'ємними знаками, що свідчить про появу зон стиснення і розтягнення. Конструктивні елементи СНЩС за мірою підсилення навантаження постійно зазнають поперемінної деформації за всією поверхнею, в основному на стиснення і значно рідше на розтягнення.

При моделюванні відкушуючих зусиль (за відсутності жувальних зубів) отримані дані, які свідчать, що найбільші показники сил припадають на місця, локалізовані у верхній (1–256,2 Н; 1'–262,44 Н), передній (2–192,12 Н; 2'–184,78 Н) та медіальній (5–76,698 Н; 5'–78,307 Н) частинах суглобових головок, що свідчить про найбільше обтяження саме цих ділянок, унаслідок чого збільшується об'єм передніх рухів, які приводять до надмірної рухомості суглобових головок і травми м'яких тканин суглобів (рис. 5, табл. 1).

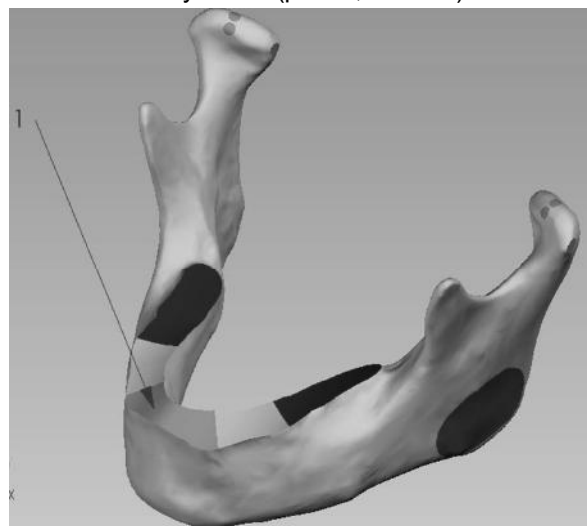


Рис. 5. Модель нижньої щелепи з позначеним місцем прикладання оклюдійних сил.

При моделюванні односторонніх жувальних зусиль більше навантаження суглоб зазнає з непрацюючого боку, що співпадає з результатами дослідження авторів [115], які стверджують, що суглоб балансує сторони більше навантаже-

ний, ніж робочої. З працюючого боку найбільш навантажуються верхня (82,808 Н) та задня ділянки (87,38 Н) суглобової головки, що має тен-

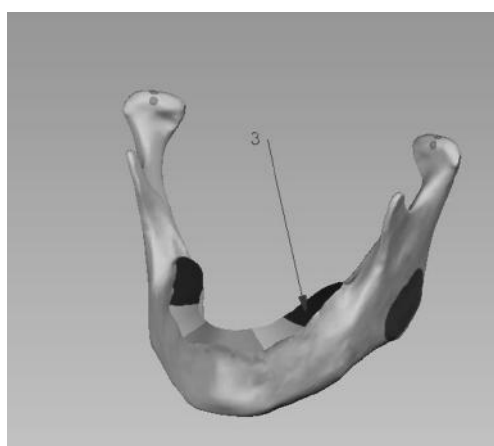
денцію та сприяє переміщенню суглобового диска в напрямку до переду (рис. 6 а, б; табл. 2 і 3).

Таблиця 1  
Показники величини і напрямку силових реакцій у досліджуваних місцях суглобової головки при прикладанні оклюзійних сил у фронтальній ділянці зубної дуги

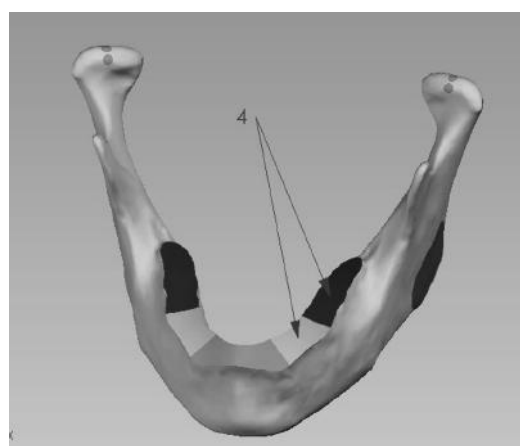
| Компонент        | Пл. 1  | Пл. 2   | Пл. 3   | Пл. 4   | Пл. 5  |
|------------------|--------|---------|---------|---------|--------|
| СумХ             | 0,006  | -65,667 | 16,728  | -44,206 | 76,698 |
| СумУ             | -0,016 | 128,79  | -47,208 | -0,001  | 0,016  |
| СумZ             | -256,2 | -126,53 | -13,782 | 0,003   | -0,017 |
| Результ. реакція | 256,2  | 192,12  | 51,946  | 44,206  | 76,698 |

| Компонент        | Пл. 1'  | Пл. 2'  | Пл. 3'  | Пл. 4' | Пл. 5'  |
|------------------|---------|---------|---------|--------|---------|
| СумХ             | -0,008  | 63,186  | -14,878 | 46,504 | -78,307 |
| СумУ             | -0,014  | 123,86  | -42,052 | 0,007  | 0,002   |
| СумZ             | -262,44 | -121,69 | -12,267 | 0,000  | 0,000   |
| Результ. реакція | 262,44  | 184,78  | 46,263  | 46,504 | 78,307  |



а)



б)

Рис. 6. Модель нижньої щелепи з позначеними місцями прикладання оклюзійних сил у бічних ділянках: а – молярна зона; б – премолярна та молярна зони.

Таблиця 2  
Показники величини і напрямку силових реакцій у досліджуваних місцях суглобової головки при прикладанні оклюзійних сил у бічній ділянці зубної дуги

| Компонент        | Пл. 1   | Пл. 2   | Пл. 3   | Пл. 4   | Пл. 5  |
|------------------|---------|---------|---------|---------|--------|
| СумХ             | 0,002   | 6,120   | -25,732 | -39,494 | 43,877 |
| СумУ             | 0,002   | -17,274 | 50,461  | 0,000   | -0,003 |
| СумZ             | -109,31 | -5,041  | -59,563 | 0,000   | 0,003  |
| Результ. Реакція | 109,31  | 19,007  | 75,265  | 39,494  | 43,977 |

| Компонент        | Пл. 1'  | Пл. 2' | Пл. 3'  | Пл. 4' | Пл. 5'  |
|------------------|---------|--------|---------|--------|---------|
| СумХ             | -0,002  | -0,133 | 29,882  | 15,646 | -43,241 |
| СумУ             | -0,005  | -0,369 | 58,582  | 0,000  | 0,000   |
| СумZ             | -82,808 | -0,107 | -57,538 | -0,002 | -0,001  |
| Результ. Реакція | 82,808  | 0,407  | 87,38   | 15,646 | 43,241  |

Таблиця 3  
Показники величини і напрямку силових реакцій у досліджуваних місцях суглобової головки при прикладанні оклюзійних сил в бічній ділянці зубної дуги (зона премолярів і молярів)

| Компонент        | Пл. 1  | Пл. 2   | Пл. 3   | Пл. 4   | Пл. 5  |
|------------------|--------|---------|---------|---------|--------|
| СумХ             | 0,002  | 5,696   | -25,268 | -37,065 | 41,613 |
| СумУ             | 0,002  | -16,084 | 49,551  | 0,000   | -0,003 |
| СумZ             | -107,4 | -4,693  | -48,669 | 0,000   | 0,002  |
| Результ. Реакція | 107,4  | 17,697  | 73,909  | 37,065  | 41,613 |

| Компонент        | Пл. 1'  | Пл. 2' | Пл. 3'  | Пл. 4' | Пл. 5'  |
|------------------|---------|--------|---------|--------|---------|
| СумХ             | -0,002  | -0,712 | 30,572  | 16,805 | -44,719 |
| СумУ             | -0,005  | -2,002 | 59,934  | 0,000  | 0,000   |
| СумZ             | -85,268 | -0,583 | -58,866 | -0,002 | -0,001  |
| Результ. Реакція | 85,268  | 2,204  | 89,397  | 16,805 | 44,719  |

При моделюванні жувальних зусиль за наявності всіх зон підпор за Eicher спостерігається відносно рівномірний розподіл силових зусиль в усіх досліджуваних частинах суглобових головок (рис. 7, табл. 4).

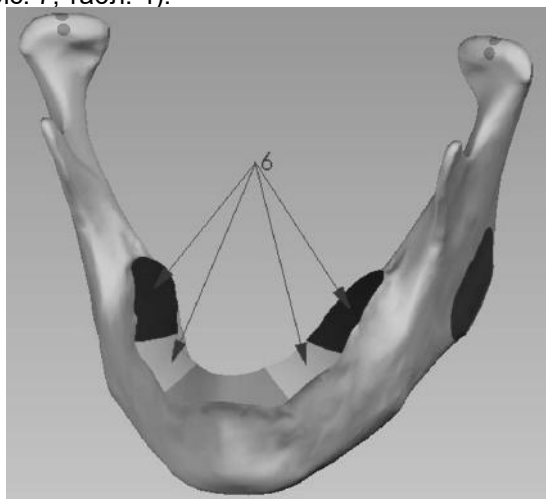


Рис. 7. Модель нижньої щелепи з позначеним місцем прикладання оклюзійних сил при збереженні двосторонніх передніх і задніх зон підпор.

Наведені приклади розподілу жувальних навантажень підтверджують дані про те, що скронево-нижньощелепні суглоби навантажуються переважно компресійним навантаженням під час жувальних і відкушуючих зусиль.

При цьому треба врахувати, що в експериментальних умовах розподіл реакцій в скронево-нижньощелепному суглобі ми визначали під дією статичних навантажень, а в дійсності в процесі функціональних дій нижньої щелепи суглоби будуть піддані кількісно більшому числу навантажень. У процесі відкушування і розжовування їжі характер сил, діючих на суглобові поверхні, ладний, так як величина вертикальних і горизонтальних сил, їх співвідношення між собою міняються. З теоретичного аналізу випливає, що одним з ефективних методів зниження перевантаження суглобів є відновлення цілісності зубного ряду. Перевантажений суглоб не завжди може адаптуватися до змінених умов шляхом ремоделювання своєї структури і форми. І коли перевищуються адаптаційні і ремоделяційні можливості, це приводить до деструктивних змін в СНЩС.

Таблиця 4  
Показники величини і напрямку силових реакцій у досліджуваних місцях суглобової головки при прикладанні оклюзійних сил у випадку збереження всіх зон підпор

| Компонент        | Пл. 1   | Пл. 2   | Пл. 3  | Пл. 4   | Пл. 5  |
|------------------|---------|---------|--------|---------|--------|
| СумХ             | 0,002   | -30,225 | -0,006 | -29,186 | 50,974 |
| СумУ             | 0,010   | 59,313  | 19,087 | 0,000   | 0,000  |
| СумZ             | -85,461 | -58,231 | -0,006 | -0,006  | -0,001 |
| Результ. реакція | 85,461  | 88,444  | 19,087 | 29,186  | 50,974 |

| Компонент        | Пл. 1'  | Пл. 2'  | Пл. 3' | Пл. 4' | Пл. 5'  |
|------------------|---------|---------|--------|--------|---------|
| СумХ             | 0,023   | 29,263  | 0,009  | 30,116 | -51,673 |
| СумУ             | 0,008   | 57,374  | 20,44  | 0,002  | 0,005   |
| СумZ             | -87,839 | -56,389 | -0,010 | 0,011  | 0,001   |
| Результ. реакція | 87,839  | 85,583  | 20,44  | 30,116 | 51,673  |

Встановлено, що під час однобічного навантаження нижньої щелепи, більше навантаження зазнає СНЩС з непрацюючого боку, розподіл сил у випадку дій оклюзійних навантажень на фронтальну частину зубної дуги сприяє переміщенню суглобового диска назад, а однобічна дія оклюзійних сил на жувальну групу зубів сприяє

переміщенню суглобового диска вперед з працюючої сторони. Отримані у дослідженні показники силових реакцій не є прямим відображенням розподілу навантажень у СНЩС, але вони є достатньою підставою для якісного розпізнавання біомеханічних явищ, які відбуваються у скронево-нижньощелепних суглобах.

**Висновки**

Запропонована тривимірна математична модель нижньої щелепи, створена за допомогою методу скінченних елементів, за своєю суттю є універсальною, може використовуватися в різних цілях, шляхом зміни умов функціонування. Вивчення реакцій, які виникають в СНЩС, дозволить правильно зрозуміти роль біомеханічних процесів у нормі та патології і допоможуть правильно і раціонально підходити до лікування. Знання закономірностей розподілу силових реакцій в СНЩС дозволить більш раціонально і вдумливо проводити профілактику патологічних станів скронево-нижньощелепних суглобів.

**Перспективи подальших досліджень**

Отримані результати експериментального моделювання навантажень та визначення силових реакцій на суглобові головки СНЩС під дією жувальних навантажень на різні ділянки зубного ряду нижньої щелепи будуть покладені в основу подальших клінічних досліджень.

**Література**

1. Баданин В. В. Нарушение окклюзии – основной этиологический фактор в возникновении дисфункций височно-нижнечелюстного сустава / В. В. Баданин // Стоматология. – 2000. – №1. – С. 51–54.
2. Заблоцький Я. В. Поширеність та структура дефектів зубних рядів у населення м. Львова та Львівської області / Я. В. Заблоцький, Н. М. Дидик // Вісник стоматології. – 2005. – № 4. – С. 77–86.
3. Лабунец В. А. Нормативная потребность взрослого городского населения Украины в стоматологической ортопедической помощи / В. А. Лабунец // Вісник стоматології. – 1999. – № 1. – С. 66–69.
4. Неспрядько В. П. Діагностика та ортопедичне лікування розладів скронево-нижньощелепного суглобу, спричинених порушеннями функціональної оклюзії / В. П. Неспрядько, Ю. В. Клітинський // Науковий вісник національного медичного університету ім. О.О.Богомольця. – К., 2004. – № 1-2. – С. 62–68.
5. Новіков В. М. Функціонально-анатомічні зміни у скронево-нижньощелепних суглобах після повної втрати зубів / В. М. Новіков // Актуальні проблеми сучасної медицини. – 2005. – Т. 5, вип. 2. – С. 27–29.

6. Драгулеску Д. О реконструкции нижней челюсти, основанной на численном моделировании и обработки изображений / Д. Драгулеску, М. Друкан, Д. Станкиу [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 2. – С. 45–52.
7. Окклюзия и клиническая практика / под ред. И. Клинберга, Р. Джагера ; пер. с англ. М. М. Антоник. – М. : МЕДпресс-информ, 2006. – 200 с.
8. Шимода Т. Предварительный анализ нового полного протеза височно-нижнечелюстного сустава с помощью трехмерного метода конечных элементов / Т. Шимода, С. Цуцуми, С. Сумиоши [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 2. – С. 71–78.
9. Савчук О. В. Потреба населення м. Києва в незнімному протезуванні / О. В. Савчук, В. І. Радько // Галицький лікарський вісник. – 2005. – Т. 12, № 1, ч. 1. – С. 86–87.
10. Тверье В. М. Механический фактор развития и функционирования зубочелюстной системы человека / В. М. Тверье, Е. Ю. Симановская, Ю. И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 2. – С. 34–42.
11. Хватова В. А. Клиническая гнатология: учебное пособие для слушателей системы последипломного образования профессионального образования врачей / В. А.Хватова – М. : Медицина, 2005. – 295 с.
12. Чуйко О. А. О биомеханике нижней челюсти с односторонними включенными дефектами зубного ряда / А. Н. Чуйко, А. В. Олейник // Проблеми сучасної медичної науки та освіти. – 2008. – № 8. – С. 59–62.
13. Kurita H. A study of factors for successful splint capture of anteriorly displaced temporomandibular joint disc with disc repositioning appliance / H. Kurita, A. Ohtsuka, K. Kurashina [et al.] // J. Oral Rehabil. – 2001. – Vol.28, № 7. – P. 651–657.
14. Henrikson T. Symptoms and signs of temporomandibular disorders in girls with normal occlusion and Class II malocclusion / T. Henrikson, E. C. Ekberg, M. Nilner // Acta Odontol. Scand. – 1997. – Vol. 55, № 4. – P. 29–235.
15. Kostrzewa-Janicka A. Przebudowa powierzchni stawowych stawu kroniowo-żuchwowego związanych z przemieszczeniem krążki / A. Kostrzewa-Janicka, A. Pyltewski // Prot. Stom. – 1998. – Т. 51, № 2 – S. 85–93.
16. Majewski S. Badanie zespołu ruchowego narządu żucia jako podstawa rozpoznania zaburzeń czynnościowych układu stomatognatycznego-praktyczny opis metody / S. Majewski // Poradnik stomatologiczny. – 2002. – № 9. – S. 5–10.
17. Meyer G. Leczenie z zastosowaniem szyn nagyzowuch / G. Meyer // Guintessence. – 2007. – Т. 1, № 4. – S. 242–254.
18. Mosurska D. Rehabilitacja ruchowa u chorych z dysfunkcją narządu żucia - przegląd stosowanych metod kinezyterapeutycznych i ich skuteczności / D. Mosurska, B. Latała, J. Otfinowski [i in.] // Poradnik stomatologiczny. – 2007. – Rok VII, № 3. – S. 28–32.
19. Stos B. Szyny okluzyjne stosowane powszechnie w protetycznej rehabilitacji zaburzeń czynnościowych narządu żucia / B. Stos, M. Piñut, A. Gala // Poradnik stomatologiczny. – 2004. – Rok IV, № 3. – S. 5–10.

**Реферат**

**СИЛОВЫЕ НАГРУЗКИ НА СУСТАВНЫЕ ГОЛОВКИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ТИПА ОККЛЮЗИОННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ**

Шибінський В. Я.

Ключевые слова: височно-нижнечелюстной сустав, модель нижней челюсти, распределение нагрузок в суставной головке.

В данное время анализ окклюзии и движений нижней челюсти сложился в самостоятельную клиническую дисциплину – гнатологию, за которой суставные компоненты должны быть в гармонии с зубно-челюстной функциональной анатомией. При отсутствии такой гармонии перегруженные структуры и их функциональные поверхности реагируют на ситуацию ремоделированием и деформацией ВНЧС. Нами создан аналог биомеханической модели нижней челюсти человека для обчисления относительной степени давления в ВНЧС на рабочей и балансирующей точках в разных участках суставов. Установлено, что во время односторонней нагрузки нижней челюсти большую нагрузку претерпевает ВНЧС с неработающей стороны, распределение сил в случае действий окклюзионных нагрузок на фронтальную часть зубной оси способствует перемещению суставного диска кзади, а одностороннее действие окклюзионных сил на жевательную группу зубов способствует перемещению суставного диска вперед с работающей стороны. Полученные в исследовании показатели силовых реакций не являются прямым отражением распределения нагрузок в СНЧС, но они являются достаточным основанием для качественного распознавания биомеханических явлений, которые происходят в височно-нижнечелюстных суставах.

**Summary**

POWER LOAD ON ARTICULAR HEADS OF MANDIBLE DEPENDING ON TYPE OF OCCLUSIVE EFFECT

Shybinskiy V. Ya.

Key words: temporo-mandibular joint, model of the mandible, distribution of loads in articular head.

Nowadays the analysis of occlusion and jaw movements has developed into an independent clinical discipline known as gnathology, by which the articular components must be in harmony with the dentofacial functional anatomy. Without such harmony overloaded structures and their functional surfaces respond to the situation by remodelling and deformation of TMJ. We have designed an analogue of biomechanical model of human mandible to calculate the relative degree of TMJ pressure on the working and balancing sites in different parts of the joints. It was established that during the one-sided burden of lower jaw, inactive side of TMJ underwent more load, and the distribution of forces in case of occlusal loads on the frontal part of the dental arch contributed to the displacement of the articular disc backwards and unilateral action of occlusal forces on chewing group of resulted in the displacement of the articular disc forward of the working part. The findings of power responses obtained could not be considered as a direct reflection of the load distribution in TMJ, but they may serve as sufficient grounds for the qualitative detection of biomechanical phenomena that occur in the temporo-mandibular joint.