

ОСОБЛИВОСТІ БІОМЕХАНИКИ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ В НОРМІ

Харків, Україна

*Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького (М. Львів)

Робота є фрагментом комплексної науково-дослідної роботи кафедри хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького "Оптимізація діагностично-лікувального процесу хворих з кістковими і м'якотканними дефектами та деформаціями різної етіології, травматичними і запальними ураженнями щелепно-лицевої ділянки", номер державної реєстрації 0110U008228.

Вступ. Незважаючи на те, що в процесі еволюційного розвитку «людина отримала в подарунок одну з найміцніших своїх деталей», нижня щелепа (НЩ) є однією з частин людського організму, що найбільше травмуються. Побутові травми по кількості та різноманітності можуть конкурувати з виробничими і спортивними травмами, особливо в таких сучасних видах спорту, як бокс, кікбоксинг, американський футбол і ін. За статистикою [1,4] частота переломів НЩ, залежно від їх локалізації, розподіляється таким чином: кут щелепи – 36,4%, ділянка суглобового відростка – 21,8%, ментальна – 20,9%, центральна 6,1%, ділянка ікла – 14,8%. Таким чином, суглобовий відросток по частоті переломів НЩ стоїть на другому місці. Це диктує необхідність ретельнішого дослідження причин цього явища, що не може бути проведено без аналізу напружено-деформованого стану (ПДС) в нормі. Останнім часом все більше значення, завдяки можливостям оцінки передопераційного стану і віддалених результатів лікування, набуває біомеханічний аналіз, побудований на базі таких сучасних досягнень науки, як комп'ютерна томографія і твердотільне моделювання з подальшим звичайно-елементним аналізом.

Лікування травм кісток лицевого скелета, серед яких превалюють переломи нижньої щелепи (як ізольовані, так і поєднані з іншими пошкодженнями), вимагає уваги фахівців різного профілю, перш за все - щелепно-лицевих хірургів і стоматологів-ортопедів.

Метою роботи є виклад можливостей біомеханічного супроводу, як елементу системи СТ/CAD/CAE/CAM [2,3], для комплексного дослідження міцності і жорсткості зони суглобового відростка, як в нормі, так і при будь-яких видах реконструкції, наприклад, при необхідності виготовлення індивідуальних імплантатів.

Об'єкт і методи дослідження. У пропонованому дослідженні передбачається комплексне використання, як аналітичних методів, побудованих на базі загальних залежностей механіки, так і сучасних комп'ютерних технологій, таких як комп'ютерна томографія і твердотільне моделювання з подальшим звичайно-елементним аналізом.

У [4] достатньо детально викладені можливості технології СТ/CAD/CAM/CAE в щелепно-лицевій хірургії - методики реконструкції травмованої щелепи без розкриття операційного поля. У проведеному дослідженні [3] активно використані тільки дві її системи СТ/CAD, що становлять, з їх конкретною реалізацією закладеною в програмах MIMICS і SolidWorks. Можливість використання складових CAE/CAM тільки намічена. Але в системному підході при аналізі таких складних об'єктів, як суглобовий відросток НЩ, найбільш інформативні результати можуть бути отримані при біомеханічному супроводі (аналізі), побудованому на базі сучасних комп'ютерних технологій і методах механіко-математичного моделювання. Дослідження цих питань, у відомій нам літературі, істотно відстає і від запитів клінічної практики і від можливостей біомеханічного аналізу, побудованого на сучасних комп'ютерних технологіях.

Завдання роботи - біомеханічне дослідження суглобового відростка з аналізом міцності і жорсткості об'єкту дослідження, як в нормі, так і при будь-яких видах реконструкції, можна розділити на наступні стадії:

- наближений аналіз розрахункової схеми для нижньої щелепи і ділянки суглобового відростка.
- аналіз уточненої розрахункової схеми, з урахуванням даних комп'ютерної томографії пацієнта, які дозволять врахувати як геометричні параметри, так і механічні властивості кісткових і м'яких тканин.
- використання даних комп'ютерної томографії для побудови та аналізу звичайно-елементної моделі щелепи пацієнта з обліком як геометричних параметрів, так і механічних властивостей кісткових і м'яких тканин.

Який вид розрахунків слід проводити, залежить від цілей дослідження, наявності початкових даних, програмного забезпечення і кваліфікації виконавця.

В основі біомеханічного аналізу як щелеп в нормі і при будь-яких патологічних змінах, так і елементів, що використовувались при реконструкції зубного ряду (імплантатів, вставок, імплантатів тощо), повинні лежати *умова міцності* або аналогічна їй умова жорсткості, які взаємно зв'язують НАВАНТАЖЕННЯ - ВЛАСТИВОСТІ КІСТКОВИХ ТКАНИН (КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ) – РОЗРАХУНКОВУ МОДЕЛЬ (КОНСТРУКЦІЮ) АНАЛІЗОВАНОГО ЕЛЕМЕНТУ. Представляючи ці умови у вигляді трикутника, можна визначити будь-яку з вершин трикутника при відомих значеннях двох інших.

У всіх випадках точність отримуваних результатів, їх «наближеність» до конкретного пацієнта залежить від точності завдання основних механічних

МЕТОДИ І МЕТОДИКИ

характеристик: лінійних розмірів щелепи і її поперечних зрізів, а також властивостей м'яких та твердих (кісткових) тканин – модуля пружності і межі міцності.

Особливості розрахункової схеми нижньої щелепи людини. Анатомія і біомеханіка (рух) нижньої щелепи в спеціальній літературі [2,4] розглянута достатньо детально. Як буде показано нижче, лінійні розміри і кут НЩ є основними параметрами, що характеризують розрахункову схему. Серед лінійних і кутових параметрів, що характеризують розрахункову схему НЩ, на наш погляд [4], доцільно використовувати нове поняття - біомеханічний кут

щелепи, розуміючи під ним кут між трьома крапками, сполученими променями в просторі (3D), тобто промені, створюючи цей кут, «пронизують» кісткову тканину (не лежать на поверхні анатомічних утворень). Найважливішою особливістю цих крапок, з погляду біомеханіки, є те, що в них прикладені сили, що діють на НЩ, – жувальна сила і опорна реакція в суглобовій головці.

Далі, всі, викладені вище, положення розглянемо на конкретному прикладі. Пацієнт М., 24 роки, отримав побутову травму щелепно-лицьової області. Діагноз - перелом суглобового відростка НЩ зі зміщенням, показаний на **рис. 1, в** і **рис.2, в**.

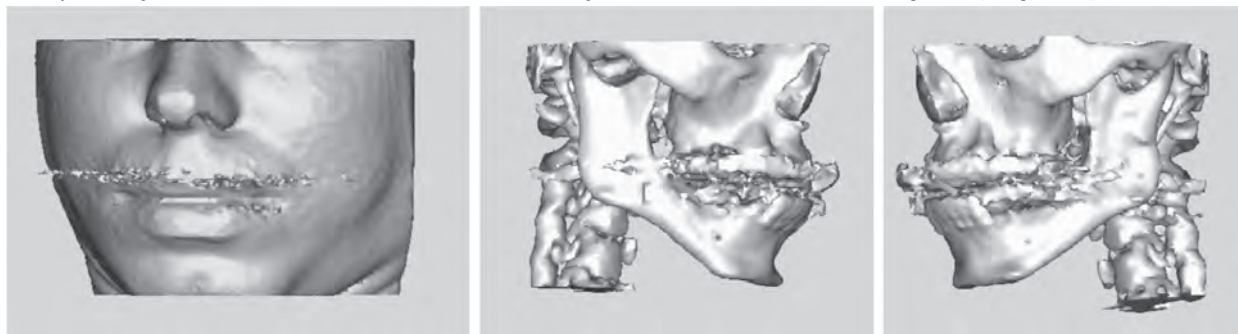


Рис. 1. Загальний вид щелепно-лицьової ділянки пацієнта М (а) і скелет щелепно-лицьової ділянки пацієнта - вигляд справа (б) і зліва (в).

На **рис. 1, а** наведено загальний вигляд щелепно-лицьової ділянки пацієнта М, а на **рис. 1, б, в** скелет щелепно-лицьової ділянки пацієнта - вигляд справа і зліва.

Як випливає з **рис. 1**, отримана томограма містить велику кількість артефактів. Для їх усунення і спрощення (виділення) об'єкту дослідження проведена сегментація, тобто виділення тільки необхідної щелепно-лицьової частини – нижньої щелепи. Підкреслимо, що ця операція, що вимагає редагування всіх зрізів СТ, на яких зображена НЩ, окрім великої трудомісткості, робить необхідним знання і загальної анатомії, і особливостей анатомії НЩ конкретного пацієнта. Результати цієї роботи після 3D репрезентації приведені на **рис.2**. На **рис.2, в** видно не тільки перелом суглобового відростка, але і деякі «погіршеності», отримані при редагуванні зрізів СТ.

На **рис.2, а** наведено 3D модель в ізометрії, а на **рис.2, б** при вигляді справа і на **рис.2, в** зліва. Добре

видно перелом гілки щелепи в ділянці суглобового відростка.

На **рис.3** наведено основні лінійні і кутові розміри НЩ пацієнта, які будуть використані при побудові розрахункової схеми.

Даних, наведених на **рис.3**, вже достатньо, щоб побудувати розрахункову модель щелепи, необхідну для подальшого аналізу. На **рис.4** і **5** наведені схеми розрахункової моделі щелепи, побудовані на підставі трьох характерних крапок, при виборі яких враховані особливості викладені вище.

На **рис. 4** і **5** позначено: ІТ - відстань від зовнішньої кромки фронтальної частини до кута гілки щелепи; Іф – довжина фронтальної частини НЩ в сагітальній площині; Ів – довжина гілки щелепи; Із - відстань від кута щелепи до зуба антагоніста; вг, бу, і бф – відстань між головками, кутом щелепи зліва і справа, ширина фронтальної частини. вв – кут відхилення гілки щелепи від вертикалі. Тоді, кут щелепи

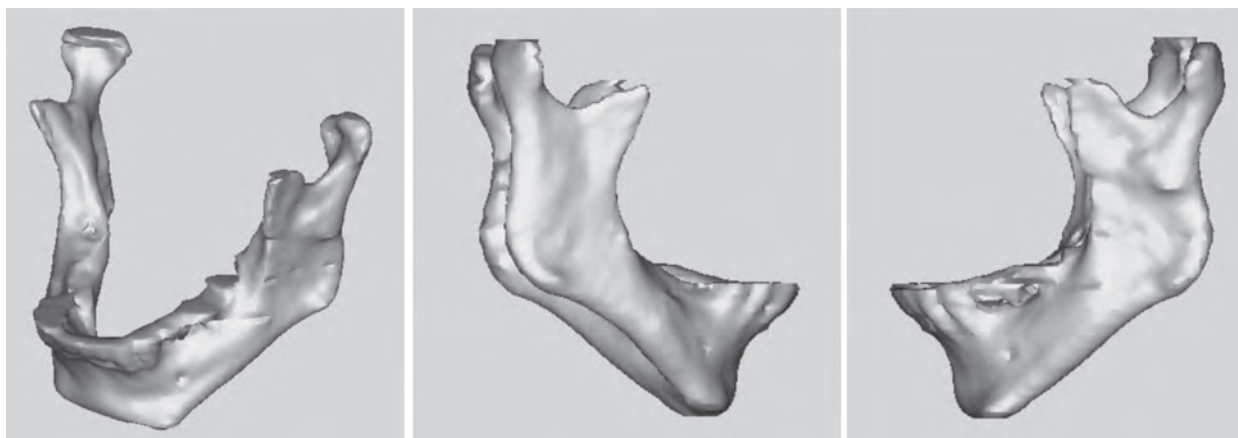


Рис. 2. 3D модель НЩ в ізометрії (а), при вигляді справа (б) і зліва (в).

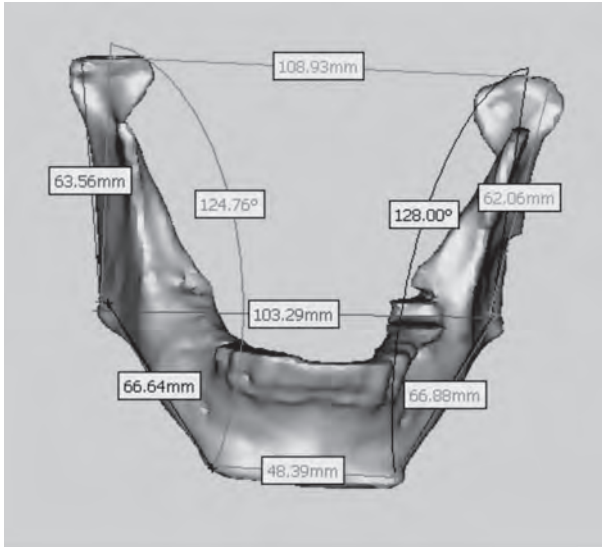


Рис.3. Основні лінійні і кутові розміри НЩ пацієнта.

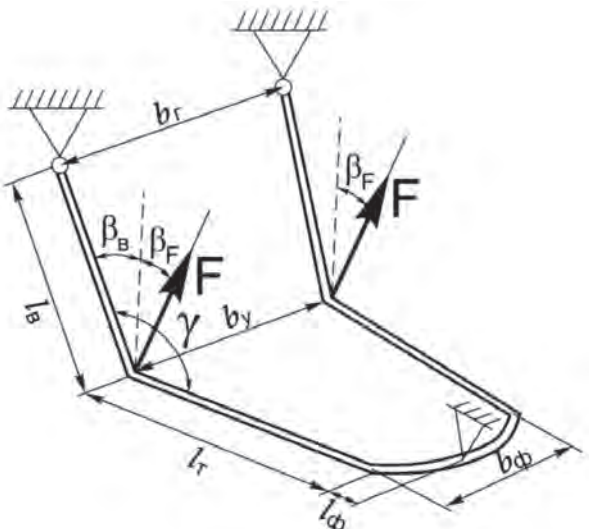


Рис.4. Схема розрахункової моделі щелепи при відкушуванні їжі.

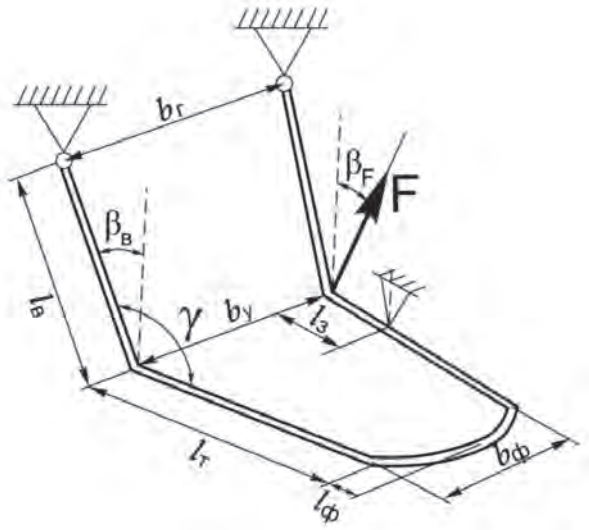


Рис.5. Схема розрахункової моделі щелепи при жуванні їжі.

(рис.4, 5) грама = 90° βв. Розподілене навантаження від жувальних м'язів приведене до статично еквівалентної зосередженої сили F, прикладеної до кута щелепи. Кут βF показує величину відхилення сили жувальних м'язів від вертикалі.

Як бачимо, розрахункові параметри, що вводяться: lт – довжина тіла щелепи; lв - довжина гілки щелепи; lф – довжина фронтальної частини щелепи; bг, bу, бф – ширина між головками, кутами і фронтальної частині щелепи відповідно; вв – кут відхилення гілки щелепи від нормалі до площини тіла щелепи; βF - кут відхилення вектора жувальної сили від нормалі до площини тіла щелепи; γ – кут щелепи, хоча і враховують реальні (анатомічні) розміри щелепи конкретного пацієнта, можуть від них відрізнятися, оскільки сполучають вказані точки не на площині, а в просторі.

Принциповою відмінністю між розрахунковими схемами, представленими на рис. 4 і рис. 5, є те, що перша з них, моделює процес відкушування їжі, є симетричною, а друга - що моделює процес жування їжі, є несиметричною. Симетрія, в першому випадку, зумовлена системою жувального навантаження у вигляді двох сил, прикладених симетрично відносно сагітальної площини, і проміжною опорою у вигляді різців. Несиметрична, в другому випадку, при односторонньому жуванні, зумовлена системою жувального навантаження у вигляді однієї сили і проміжної опори в ділянці жувальних зубів.

Запропоновані розрахункові схеми, які буде показано нижче, будуть використані на першій стадії наближеного аналізу – при визначенні зусиль і реакцій в системі.

Визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин. У будь-якій з дисциплін, де комп'ютерна томографія (СТ) використовується не тільки для діагностики, але і для моделювання, наприклад, при скінченно-елементному аналізі, необхідно враховувати як геометричні особливості, так і фізико-механічні властивості, тобто визначати механічні характеристики м'яких і кісткової тканин.

У техніці при визначенні фізичних і механічних характеристик матеріалів існує достатньо строге розділення всіх методів контролю на руйнівні та неруйнівних. Руйнівні випробування проводяться, як правило, з використанням спеціальних підготовлених зразків, і, стосовно визначення механічних властивостей матеріалів, дають найбільш точні результати. Неруйнівні методи контролю в техніці застосовують для перевірок якості вже готових виробів, властивості матеріалів яких вже відомі, зокрема по їх вхідному контролю на підприємстві. У медицині до руйнівних методів контролю можна віднести вимір опору бурінню, біопсію тощо. Природно, в медицині перевагу слід віддавати неруйнівним методам контролю, навіть не дивлячись на їх невисоку точність.

У медицині, і в стоматології зокрема, широкую популярність отримала класифікація за Lekholm і Zarb (1985) [5], в якій залежно від морфології і щільності кістки вона розділена на групи – А, В, С, D і E.

Ця класифікація, побудована на базі анатомічних досліджень in vitro, не може задовольнити потреби сучасних наукових досліджень.

Ситуація з впровадженням неруйнівних методів контролю почала істотно мінятися в кращу сторону

у міру впровадження в практику комп'ютерної томографії. У 1987 р. Schwartz et al. представив концепцію використання результатів СТ для попередньої оперативної оцінки якості кістки кандидатів для установки дентальних імплантатів. Масштаби використання СТ почали швидко рости, у міру зменшення заклопотаності в зв'язку можливістю отримання пацієнтом підвищених радіаційних доз.

Комп'ютерна томографія в її стандартному застосуванні, коли властивості м'яких і кісткових тканин визначаються за допомогою умовних рентгенологічних показників, чисел Хаунсфілд (НУ), є найбільш раціональним методом. Тканини і органи візуалізуються різно, щільніші виглядають менш затемненими, але конкретні механічні показники, необхідні, насамперед, при біомеханічних дослідженнях, числа Хаунсфілд характеризують тільки якісно. Е той же час точність отримуваних результатів при моделюванні, їх «наближеність» до конкретного пацієнта залежить від точності завдання основних механічних характеристик, включаючи модуль пружності і межі міцності.

Розглянемо можливість визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин шляхом створення аналітичних залежностей між числами НУ, що визначають рентгенологічну щільність тканини в умовних одиницях, і фізичною (реальною) щільністю м'яких і кісткових тканин і їх механічними характеристиками – межею міцності (σ) і модулем пружності (Е). По запропонованій методиці, спочатку створюється єдина лінійна залежність між числами НУ, вимірюваними в діапазоні, як негативних, так і позитивних чисел НУ, і фізичною щільністю (ρ).

Поставлене завдання досягається тим, що при використанні інтерактивних програмних пакетів (типу MIMICS, Ez3D та ін.) для візуалізації і сегментації зображень, отриманих при використанні даних комп'ютерної томографії, вимір щільності тканин у конкретних пацієнтів дозволяє встановити відповідність значень сірого кольору на томограмі лінійно значенням сірого кольору на моніторі. Значення сірого на зображеннях СТ виражаються відповідно шкалі Хаунсфілд – НУ. Ця шкала складається з 4095 (від -1024 до 3071) значень, які відповідають 256 значенням сірого кольору на екрані. Діапазон, що покриває всю гістограму, відобразить всі видимі на томограмі тканини. Звуження діапазону дозволяє краще виділити незначні відмінності яскравості в м'яких тканинах або кістках, оскільки яскравість розподіляється серед 256 значень, що відображаються. У програмі MIMICS зумовлені наступні пороги (рівні) щільності для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин дорослої людини – див. **табл. 1** і гістограму на **рис. 6**.

Оскільки шкала гістограми складається з 4095 значень чисел Хаунсфілд, що включають: повітря НУ= -1024; воду НУ= 0 і найщільнішу кісткову тканину з НУ=3071, то, приймаючи для повітря $c=0,00129$ г/см³ і для води $c=1,0$ г/см³, отримуємо, що одиниця НУ1 відповідає щільності $c=0,975 \cdot 10^{-3}$ г/см³. Далі, умовно суміщаючи початок шкали з відміткою НУ=-1024, можна отримати абсолютні прирости чисел Δ НУ для всіх структур кісткових тканин, приведені на гістограмі (**рис. 6**).

Цей алгоритм можна виразити за допомогою наступних залежностей:

$$HU1 = \frac{1,0 - 0,00129}{1024} = 0,975 \cdot 10^{-3}$$

тоді

$$\rho = 1,29 \cdot 10^{-3} + 0,975 \cdot 10^{-3} \cdot \Delta HU \quad (1)$$

де Δ НУ - абсолютні прирости чисел Δ НУ для всіх структур кісткових тканин, від умовного нуля, співпадаючого з НУ = -1024, приведеного на гістограмі (**рис. 6**).

При подальшому аналізі, для визначення основних механічних характеристик кісткових тканин (модуля пружності і межі міцності) залежно від їх щільності, використовуватимемо емпіричні формули [2]

$$E = 2195 \rho^3 \text{ и } \sigma = 60 \rho^2 \quad (2)$$

де ρ – щільність кісткової тканини, яка обчислюється в г/см³. В цьому випадку, модуль пружності і напруги мають розмірність МегаПаскаль (МПа).

Розглянемо ці формули у взаємозв'язку з **табл. 1** і гістограмою на **рис. 6**. Для зручнішого використання на практиці ці дані наведені на **рис. 6** у вигляді графічних залежностей ρ і Е.

При порівнянні результатів наведених в **табл. 1** з даними з роботи [3] відразу видно дуже хороша кореляція, де міцність губчастої кістки змінюється в діапазоні 26-160 МПа, міцність компактної кістки в діапазоні 50-400 МПа і значення модулів пружності губчастої і компактної кістки рівні відповідно $5,0 \cdot 10^3$ МПа і $20,0 \cdot 10^3$ МПа. Для води за даними літератури (Вікіпедія) модуль пружності дорівнює $2,0 \cdot 10^3$ - $2,03 \cdot 10^3$ МПа. По формулі (2) для води (при $t^*=4$ С) отримуємо $E=2,195 \cdot 10^3$ МПа, тобто результати задовільна у всьому діапазоні щільності м'яких і кісткових тканин. Можна чекати, що після уточнення емпіричних формул типу (2) і їх диференціації за типом кістки, підлогою і віком пацієнта, результати за визначенням механічних характеристик будуть ще точніші.

Наявна в програмі MIMICS і Ez3D можливість визначати щільність м'яких і кісткових тканин для кожного конкретного пацієнта в будь-якій точці організму дозволяє проводити диференціацію по статі пацієнта і виду захворювання, що дає можливість проводити накопичення і систематизацію статистичних даних для будь-якого типу дослідження. Визначення співвідношення між числами НУ і щільністю дозволяє отримувати основні механічні характеристики м'яких і кісткових тканин пацієнта на базі даних комп'ютерної томографії фактично в режимі реального часу.

Можливості запропонованого способу визначення механічних характеристик м'яких і кісткових тканин найраціональніше розглядати на конкретних клінічних прикладах.

Результати досліджень та їх обговорення.

Аналіз внутрішніх зусиль на нижній щелепі в процесі відкушування їжі. У роботі [2] показано, що біомеханіка процесів відкушування і жування істотно розрізняється. Але там же показано, що вигинальні моменти в ділянці кута щелепи, найбільш

Залежність чисел НУ, щільності і механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин

Тканина	HU	ρ , г/см ³	σ , Мпа	E, Гпа
Кістка	26...3071	1,219...3,99	88,8...955,2	3,97...139,4
Емаль	1553...2850	2,51...3,778	378...856	34,7...118,36
Компактна кістка	662...1988	1,644...2,94	162...518,6	9,75.55,77
Губчаста кістка	148...661	1,143...1,643	78,4...161,97	3,28...9,73
М'язова тканина	-5...135	0,993...1,13	59,16...76,6	2,15...3,17
Жирова тканина	-205...-51	0,798...0,949	38,21...54,04	1,11...1,88
Шкіра	-718...-177	0,299...0,826	5,36...40,94	0,059...1,24

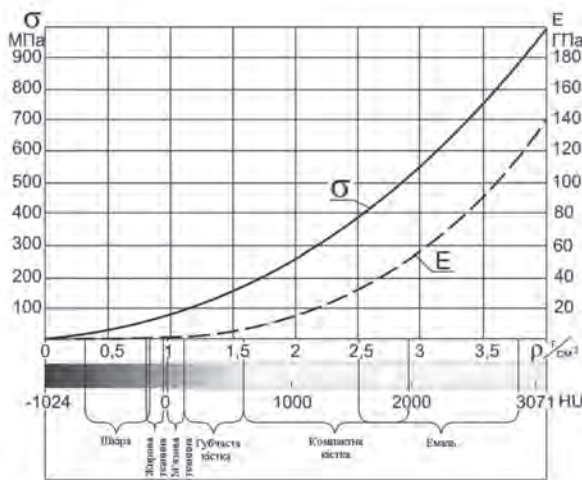


Рис.6. Гістограма порогів (рівнів) чисел НУ, щільності і механічних характеристик для різних структурних складових кісткових і м'яких тканин.

небезпечній зоні, співмірні – за рахунок зміни плечей передачі навантаження.

Розглянемо обидва ці процеси послідовно, використовуючи дані СТ конкретного пацієнта.

Схематизація нижньої щелепи у вигляді просторової рами, представлена на **рис.4** і **рис.5**, є механізмом, тобто вона може вільно обертатися навколо шарнірів, до виникнення якого-небудь обмеження. У даному випадку, обмежувачем руху може бути зуб антагоніст, який вступає в контакт з даним зубом або безпосередньо, або через харчову грудку.

У процесі відкушування (при включенні двох передніх різців) НЩ можна представити у вигляді симетричної рами з симетричною дією жувального навантаження, що дозволяє розглядати тільки половину системи. Представимо нижню щелепу у вигляді плоскої рами (**рис.8**). Легко побачити, що **рис.8** повторює **рис.4** і **рис.5**, але з деякими додатковими позначеннями, які допоможуть в подальших міркуваннях і побудовах. Особливо відзначимо, що при такій схематизації, ми фактично припускаємо, що фронтальна частина щелепи відсутня (**рис.7**), тобто зусилля в цьому елементі визначити неможливо.

Легко показати (**рис.8**), що висота h_b і ширина відхилення b_b гілки щелепи відповідно рівні:

$$h_b = l_B \cos \beta_B, \quad b_b = l_B \sin \beta_B \quad (3)$$

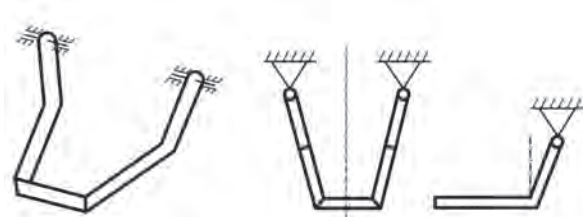


Рис.7. Схематизація НЩ у вигляді просторової рами.

Суглобова головка щелепи є класичним шарніром, як по анатомії, так і по особливостям функціонування. До контакту із зубом-антагоністом нижня щелепа може розглядатися як простий механізм важеля. За наявності обмеження руху в зоні різців – це плоска статично визначена рама, шарнірно оперта в двох крапках (у зоні суглобової головки і в зоні різців), що схематично відбите на **рис.8** у вигляді нерухомого і рухомого шарнірів. Реакція, що виникає в нерухомому шарнірі, може бути представлена у вигляді двох компонент (наприклад, горизонтальною і вертикальною, або поперечною $R_{\text{ноп}}$ і подовжньою $R_{\text{пд}}$), а в рухомому шарнірі у вигляді однієї складової R_{ϕ} .

Для зручності подальшого аналізу розкладемо жувальне навантаження F на дві складові: горизонтальну F_r і вертикальну F_b , яке відповідає рівнянню

$$F_r = F \sin \beta_F, \quad F_b = F \cos \beta_F \quad (4)$$

Складаючи рівняння рівноваги в проєкціях на осі x і y (вертикальну і горизонтальну вісь), отримаємо

$$R_r = F \sin \beta_F, \quad R_b = \frac{F}{l_r + b_b} (l_r \cos \beta_F - l_b \cos \beta_B \sin \beta_B), \quad (5)$$

$$R_{\phi} = \frac{F l_b}{l_r + b_b} \sin(\beta_F + \beta_B), \quad (6)$$

Відзначимо, що R_{ϕ} є силою відкушування, або силою прикусу різців.

Далі можна визначити величину реакції в суглобовій головці і кут її нахилу до вертикалі

$$R = \sqrt{R_r^2 + R_b^2} \quad \text{і} \quad \text{tg} \beta_R = \frac{R_r}{R_b}, \quad (7)$$

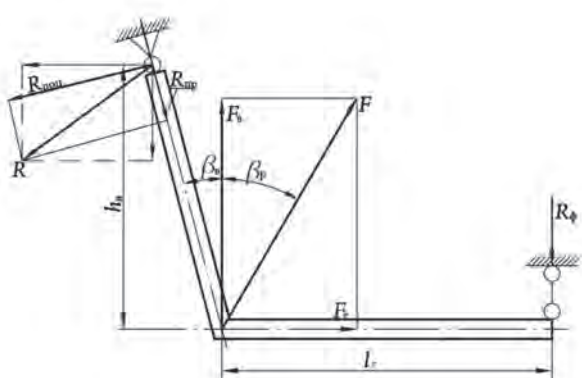


Рис. 8. Розрахункова схема нижньої щелепи у вигляді плоскої рами.

Величина реакції в суглобовій головці R може бути використана при аналізі будь-яких проблем, що виникають у скронево-нижньощелепному суглобі (СНЩС). Проекції реакції в суглобовій головці R на подовжню і поперечну вісь гілки щелепи можна визначити по формулах

$$R_{np} = R \cos(\beta_B + \beta_R), \quad R_{поп} = R \sin(\beta_B + \beta_R), \quad (8)$$

Саме ці реакції викликать внутрішні сили в гілці щелепи, тобто

$$N = R_{np}, \quad Q = R_{поп} \quad (9)$$

Максимальний момент, що вигинає, у вугіллі щелепи (рис.8) рівний

$$M = R_{\phi} J_{\tau} \quad (10)$$

Формули (3) – (10) дозволяють отримати всі компоненти жувального навантаження, реакцій в головці і внутрішніх сил в довільному перетині щелепи при будь-якому значенні сили F і геометричних параметрах щелепи.

Наближений аналіз міцності нижньої щелепи
Визначення внутрішніх зусиль в нижній щелепі в процесі відкушування їжі. Слідуючи позначенням і даним, приведеним на рис.3 і рис.4, розглянемо щелепу (рис.3) з геометричними розмірами $l_T = 66,76$ мм; $l_B = 62,81$ мм і $\gamma = 126,8^\circ$, що дає $\beta_B = 36,8^\circ$. Прийmemo кут дії жувальної сили $\beta_F = 30^\circ$. Оскільки величина жувальної сили нам невідома, скористаємося прийомом, реалізованим в [3]. Якщо величина функціонального навантаження для різця по Rus [1] $R_{\phi} = 70$ Н, то при прийнятих лінійних розмірах і вугіллі дії жувальної сили, по формулі (6), її величина $F = 126,58$ Н.

При цих початкових даних по формулах (3-10) отримаємо

$$R_f = 63,29 \text{ Н}; \quad R_B = 39,6 \text{ Н}; \quad R = 74,66 \text{ Н}; \quad \beta_R = 58^\circ; \\ N = R_{np} = -6,27 \text{ Н}; \quad Q = R_{поп} = 74,35 \text{ Н}; \quad M = 4673 \text{ Нмм.}$$

Епюри внутрішніх силових чинників N, Q і M, розрахованих по формулах (9) і (10), представлені відповідно на рис.9.

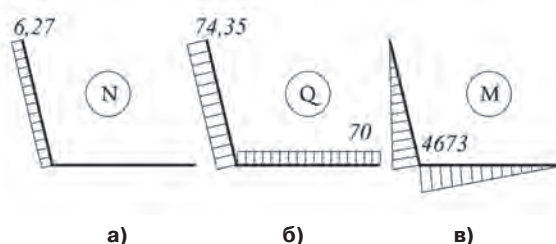


Рис.9. Епюри внутрішніх силових чинників N (а), Q (б) і M (в). Сили N і Q вказані в Н, момент M в Нмм.

Попередній аналіз отриманих епюр показує, що тіло щелепи «працює» на зрушення і вигин, а гілка щелепи – на розтягування, зрушення і вигин.

Таким чином, прийнята розрахункова схема (рис.8) і формули (3) – (10) дозволяють отримати всі компоненти жувального навантаження, реакцій в головці і внутрішніх сил в довільному перетині щелепи при будь-якому значенні сили F і геометричних параметрах щелепи.

Для оцінки міцності нижньої щелепи (НЩ) необхідно знати геометричні характеристики перетинів і властивості кісткових тканин, наближена методика розрахунку яких викладена в [2].

Для точнішого віддзеркалення механічних властивостей кісткових тканин розглянемо декілька перетинів НЩ, результати вимірів лінійних розмірів (габаритних і товщини) і щільності кістки (НУ) представлені на рис.10 і рис.12. Для порівняльного аналізу на рис.10 наведені лінійні розміри перетину і щільність кістки в тілі щелепи, а на рис.12 в гілці щелепи.

Порівняння даних на приведених малюнках показує, що анатомія НЩ (геометричні параметри) змінюється істотно, а властивості кісткових тканин - в неширокому діапазоні: для компактної кістки $HU_k = 1700 - 1800$, для губчастої кістки - $HU_g = 550 - 700$. Це дозволяє при наближених розрахунках використовувати середнє значення відповідного параметра щільності кісткових тканин.

Таких даних, як представлені на рис.10 і рис.12, з відповідним аналізом, може бути отримано стільки скільки зрізів на СТ займає НЧ.

Спочатку визначимо механічні характеристики кісткових тканин. Для визначення основних механічних характеристик кісткових тканин (модуля пружності і межі міцності) залежно від щільності кісткових тканин використовуємо емпіричні формули (2).

Відповідно до даних, представлених на рис.11, побудемо середнє значення чисел НУ для компактної і губчастої кістки відповідно $HU_k = 1725$ і $HU_g = 550$. Умовно суміщаючи початок шкали з відміткою $HU = -1024$, отримаємо $\Delta HU_k = 2749$ і $\Delta HU_g = 1574$. Тоді, по формулах отримаємо $\rho_k = 2,673$ г/см³ і $\rho_g = 1,535$ г/см³. Значення для модуля пружності і межі міцності отримаємо по формулах (2):

$$E_k = 41,92 \cdot 103 \text{ Мпа} \quad \text{і} \quad E_g = 7,94 \cdot 103 \text{ Мпа} \\ \sigma_k = 428,7 \text{ Мпа} \quad \text{і} \quad \sigma_g = 141,4 \text{ Мпа.}$$

Редукційний коефіцієнт, який буде використаний нижче, $\phi = 7,94/41,92 = 0,189$.

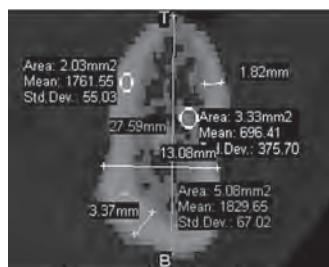


Рис. 10. Лінійні розміри перетину і щільність кістки (НУ) в тілі щелепи.

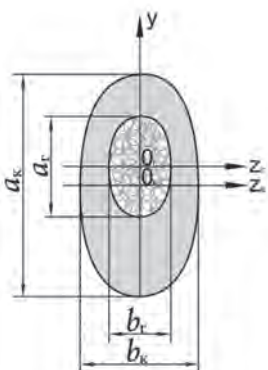


Рис. 11. Схема перетину щелепи.

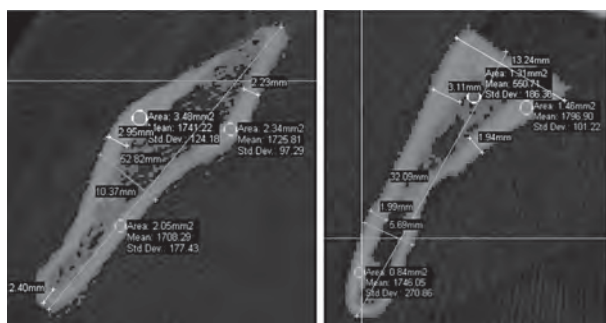


Рис. 12. Лінійні розміри перетину і щільність кістки (НУ) в гілці щелепи.

Отримані значення напруження слід трактувати як межу міцності при статичному навантаженні. У той же час очевидно, що вся зубочелюстна система працює, сприймаючи знакозмінні навантаження, для оцінки яких в техніці (для металів) використовують межу втомної міцності. Оскільки такі дослідження для кісткових тканин нам невідомі, поступимо так само, як приблизно приймають для металів, що межа втомної міцності

$$\sigma_{\cdot 1} = 0,5 \sigma_B = 0,54 \cdot 28,7 = 214,35 \text{ Мпа. (11)}$$

Прийmemo, що характерний поперечний перетин тіла НЩ має форму близьку до еліпса (рис. 10, 11), за розмірами $a_k = 27,59$ мм; $a_r = 23,52$ мм; $b_k = 13,08$ мм і $b_r = 9,44$ мм (рис. 11).

Зсув центрів тяжіння еліпсів, що обмежують компактну і губчасту кістку рівно $u_r = 1,6$ мм.

Площі поперечних перетинів і моментів інерції відповідних компонентів кістки по зовнішньому контуру визначимо по формулах [2]

$$A_k = \pi a_k b_k / 4 = \pi \cdot 27,59 \cdot 13,08 / 4 = 283,43 \text{ мм}^2;$$

$$A_r = \pi a_r b_r / 4 = \pi \cdot 23,22 \cdot 9,44 / 4 = 172,16 \text{ мм}^2;$$

$$J_k = \pi a_k^3 b_k / 64 = \pi \cdot 27,59^3 \cdot 13,08 / 64 = 13,48 \cdot 10^3 \text{ мм}^4$$

$$J_r = \pi a_r^3 b_r / 64 = \pi \cdot 23,22^3 \cdot 9,44 / 64 = 5,8 \cdot 10^3 \text{ мм}^4$$

Дійсна площа і момент інерції компактної кістки, як оболонки, визначаються як різниці відповідних геометричних характеристик:

$$A_{k,t} = A_k - A_r = 283,43 - 172,16 = 111,27 \text{ мм}^2;$$

$$J_{r,t} = J_k - J_r = 13,48 \cdot 10^3 - 5,8 \cdot 10^3 = 7,68 \cdot 10^3 \text{ мм}^4$$

Спочатку визначимо положення центру тяжіння компактної кістки, як однорідної ізолюваної оболонки, за допомогою співвідношення [2]

$$y_{c,k} = \frac{A_k \cdot y_k - A_r \cdot y_r}{A_c - A_p} = \frac{283,43 \cdot 0 - 172,16 \cdot 1,6}{283,43 - 172,16} = -2,47 \text{ мм}$$

Положення центру тяжіння перетину вус обчислимо також за допомогою такого ж співвідношення, прийнявши коефіцієнт редукції $\varphi = 0,189$:

$$y_c = \frac{A_{k,t} \cdot y_{c,k} + A_r \cdot \varphi \cdot y_r}{A_{k,t} + A_r \cdot \varphi} = \frac{111,7 \cdot (-2,47) + 172,16 \cdot 0,189 \cdot 1,6}{111,27 + 172,16 \cdot 0,189} = -1,55 \text{ мм}$$

Тут врахована зредукована площа поперечного перетину, яка рівна

$$A = A_{k,t} + \varphi \cdot A_r / 4 = 111,27 + 0,189 \cdot 172,16 = 143,81 \text{ мм}^2;$$

Це значення буде використано нижче при визначенні напруження розтягування (стискування) і зрушення.

Момент інерції перетину щодо поперечної центральної осі визначимо по формулі [2]

$$J = J_{k,t} + \varphi J_r + c^2 A_{k,t} + c^2 A_r =$$

$$= 7,68 \cdot 10^3 + 0,189 \cdot 5,8 \cdot 10^3 + (0,92)^2 \cdot 111,27 +$$

$$+ 0,189 \cdot (3,15)^2 \cdot 172,16 = 9,193 \cdot 10^3 \text{ мм}^4$$

Тут враховано, що $c_k = 0,92$ мм і $c_r = 3,15$ мм – відстані від центру тяжкості сукупного перетину до центрів тяжіння компонентів – компактної і губчастої кістки. Таким чином, ми підготували необхідні початкові дані для аналізу міцності щелепи.

З урахуванням даних епюр напруження, що діє, в тілі щелепи від зрушення визначається як:

$$\tau = \frac{Q}{A} = 74,35 / 143,81 = 0,52 \text{ МПа}$$

Напруження, що діє, від вигину визначається по формулі:

$$\sigma = \frac{M}{J} y_{max} = 4673 \cdot 15,34 / 9,193 \cdot 10^3 = 7,8 \text{ МПа}$$

Порівняння чисельних значень напруження від зрушення і вигину показує, що напруга від зрушення істотно менше напруги від вигину.

Якщо прийняти за даними СТ, що травмуюча напруга дорівнює набутого значення втомної міцності, тобто $\sigma_T = \sigma_{\cdot 1} = 214,35$ Мпа, отримаємо значення коефіцієнта запасу міцності:

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma} = 214,35/7,8 = 27,5 \quad (12)$$

Таким чином, коефіцієнт запасу міцності нижньої щелепи пацієнта М в нормі (до операції) при відкушуванні, рівний 27,5. У [2] для віртуальної щелепи отримане значення $k = 15$. Ці цифри показують, що звичайна людина при навантаженнях близьких до норми проблем з міцністю щелепи не відчуває, як в режимі відкушування і жування, так і при заняттях спортом і побутових навантаженнях.

Як контрольна цифра можна запам'ятати, що в нормі при відкушуванні їжі, коефіцієнт запасу міцності щелепи більше 15. Такий висновок у відомій літературі відсутній.

Висновки.

1. Розроблена і адаптована для щелепно-лицьової хірургії, методика реконструкції травмованої щелепи без розтину операційного поля, як елементу

технології СТ/CAD/CAM/CAE, дозволила розглянути завдання міцності і жорсткості НЩ в зоні суглобового відростка конкретного пацієнта в нормі.

2. У основу біомеханічного аналізу покладена умова міцності або аналогічна йому умова жорсткості, які взаємно зв'язують конструкцію (щелепа в нормі, при патології або після травми) – властивості кісткових тканин – навантаження. У цьому триєдиному взаємозв'язку складових кожної з умов при розгляді конкретного пацієнта в нормі або після травми перші дві - аналізуються на основі даних СТ пацієнта, а. навантаження, її величина і напрям, визначається на основі статистичних даних.

Перспективи подальших досліджень. Можливість застосування комп'ютерних методик реконструкції із наступним скінченно-елементним аналізом та моделюванням дозволить дати відповідь на питання доцільності та довготривалості проведеної реконструкції.

Список літератури

1. Погранична Х.Р. Структура травматичних пошкоджень щелепно-лицьової ділянки: статистичні тенденції / Х.Р. Погранична, І.С. Сороківський // Практична медицина. - 2009. - Т.15, № 4. - С. 43-46.
2. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: Монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х. : Изд-во «Форт», 2010. – 516 с.
3. Чуйко А.Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в челюстно-лицевой хирургии / А.Н. Чуйко, Д.К. Калиновский, К.Р. Пограничная // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2011. - № 2, Ч. 1.- С. 23-35.
4. Kleinheins J. Fractures of the Mandibular Condyle: Basic Considerations and Treatment / J. Kleinheins, Ch. Mayer // Quintessence Publishing. - 2009. – P. 19-20.
5. Lindhe J. Clinical Periodontology and Implant Dentistry [5th ed.] / J. Lindhe, N.P.Lang, T. Rffring. – Blackwell Munksgaard, 2008. – P. 52-54.

УДК 617.52

ОСОБЛИВОСТІ БІОМЕХАНІКИ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ В НОРМІ

Чуйко А.М., Погранична Х.Р., Огоновський Р.З.

Резюме. На основі аналізу уточненої розрахункової схеми, на базі даних комп'ютерної томографії пацієнта, яка дозволяє врахувати як геометричні параметри, так і механічні властивості кісткових і м'яких тканин, проведено аналіз міцності і жорсткості суглобового відростка нижньої щелепи в залежності від анатомії (конструкції), величини, місця прикладання і напряму навантаження.

Ключові слова: комп'ютерна томографія, суглобовий відросток, розрахункова схема, геометричні параметри, механічні характеристики.

УДК 617.52

ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИКИ МЫЩЕЛКОВОГО ОТРОСТКА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В НОРМЕ

Чуйко А.М., Пограничная К.Р., Огоновский Р.З.

Резюме. На основе анализа уточненной расчетной схемы, на основе данных компьютерной томографии пациента, которая позволяет учесть как геометрические параметры, так и механические свойства костных и мягких тканей, проведен анализ прочности и жесткости суставного отростка нижней челюсти в зависимости от анатомии (конструкции), величины, места приложения и направления нагрузки.

Ключевые слова: компьютерная томография, мышечковый отросток, расчетная схема, геометрические параметры, механические характеристики.

UDC 617.52

Biomechanic Peculiarities of the Mandible Condyle in Normality

Chuiiko A., Pohranynchna Ch., Ogonovsky R.

Summary. On base of the analysis elaborated accounting scheme, on data base computer tomography patient, which will allow to take into account both geometrics parameters, and mechanical characteristic bone and soft tissues, is organized analysis to toughness and acerbity mandibular condyle depending on anatomies (the designs), values, place of exhibit and directions of the load.

Key words: computer tomography, mandibular condyle, accounting scheme, geometrics parameters, mechanic characteristic.

Стаття надійшла 24.02.2012 р.