

ТВЕРДОТІЛЬНА МОДЕЛЬ І СКІНЧЕННО-ЕЛЕМЕНТНИЙ АНАЛІЗ У ДІЛЯНЦІ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

М. 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. При сучасному рівні розвитку науки для вивчення таких складних систем, як нижня щелепа (НЩ) людини, найраціональніше використовувати твердотільне моделювання з подальшим звичайно-елементним аналізом [2].

Тому, **метою дослідження** було провести скінченно-елементний аналіз основних параметрів напружено-деформуючого стану (НДС) в ділянці суглобового відростка, який би дозволив виявити його основні особливості, залежно від особливостей анатомії конкретного пацієнта, величини, місця прикладання і напрямку навантаження.

Об'єкт і методи дослідження. Для зниження трудомісткості необхідних побудов проведемо

віртуальну остеотомию, виділивши для аналізу тільки вірстовковий відросток правої гілки щелепи (**рис. 1**).

Результати подальших побудов представлені на **рис. 2,3,4**. У кожній з моделей є свої особливості і переваги.

3D модель, представлена на **рис.2,а,б** якнайповніше відображає анатомію суглобового відростка, отриману на основі СТ після остеотомії.

Модель, представлена на **рис.3,а,б**, є стереолитографічною 3D моделлю, побудованою програмою SolidWorks, на основі STL файлу, що згенерував програмою MIMICS. При необхідності, файл STL може бути використаний при виготовленні реальної моделі STL за допомогою верстатів швидкого прототипування. Тут відразу відзначаємо, що замість цієї трудомісткої і дорогої реальної моделі STL, в [2] рекомендовано використовувати STLV – віртуальну стереолитографічну модель, яка і точніша, і не вимагає спеціального устаткування, матеріалу і додаткового персоналу.

Модель на **рис.4,а,б** - це так звана, твердотільна модель (по термінології SolidWorks), побудована програмою SolidWorks, на основі STL файлу. Цим моделям можуть бути привласнені реальні механічні властивості кісткових і м'яких тканин і в рамках інтегрованої з SolidWorks програми COSMOSWorks, побудована скінченно-елементна модель, що дозволяє проводити статичні, динамічні, температурні і ін. дослідження.

Підкреслимо, що точність моделей, представлених на **рис.2**, визначається технічними характеристиками і налаштуваннями томографа. Точність моделей, представлених на **рис.3**, визначається налаштуваннями програми MIMICS. На **рис.3** використана опція LOW, тобто найгрубіше налаштування.

Точність моделей, представлених на **рис.4**, визначається об'ємом «ручної роботи» по перебудуванню STL моделі при створенні твердотільної моделі на екрані комп'ютера і залежить від досвіду і кваліфікації оператора. Тут можливі будь-які доопрацювання і виправлення моделей, представлених на **рис.2,3**, що і продемонстроване при моделюванні суглобової головки (**рис.4**).

У твердотільній моделі на **рис.4** ділянка різкої зміни геометрії виділена, оскільки саме в таких зонах виникають області концентрації напруження, що буде продемонстроване нижче.

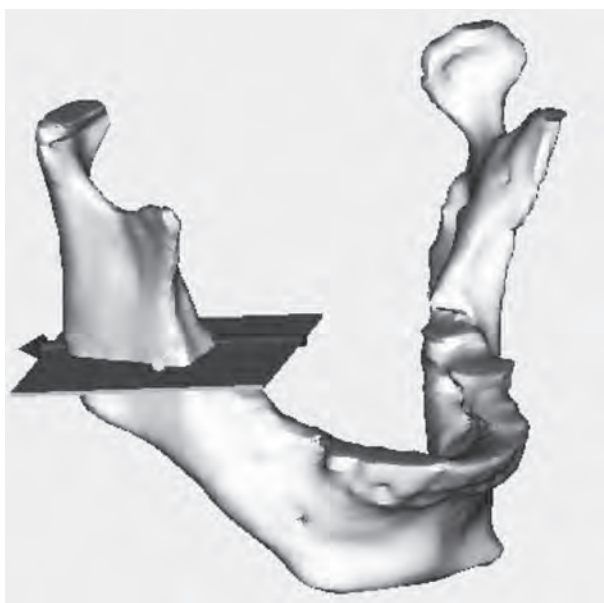


Рис. 1. Віртуальна остеотомія щелепи.

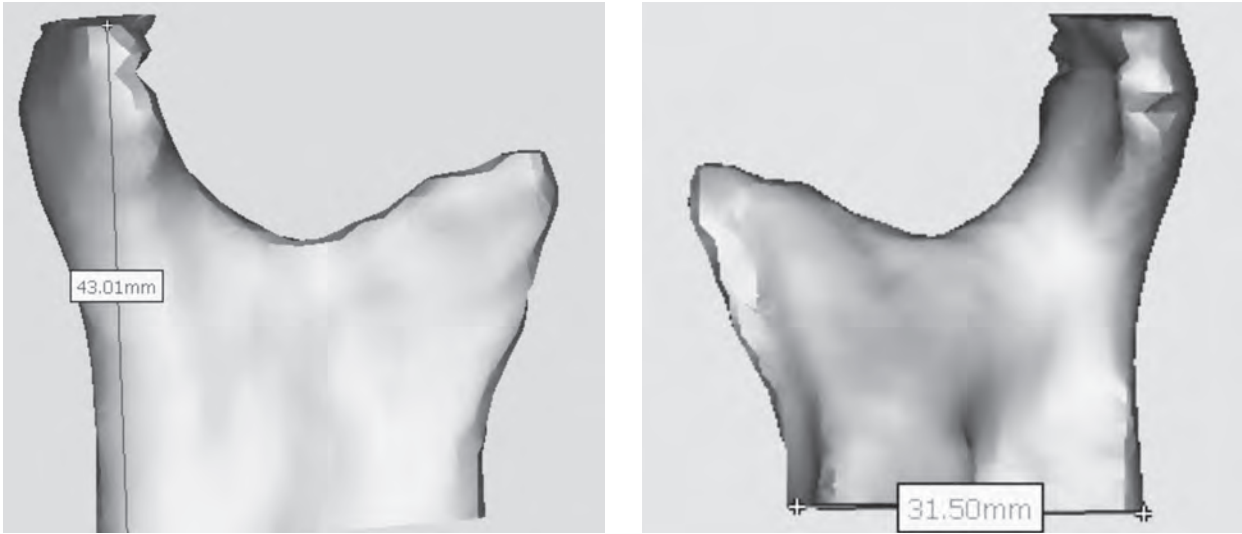


Рис.2. 3D модель суглобового відростка справа (а) і зліва (б).

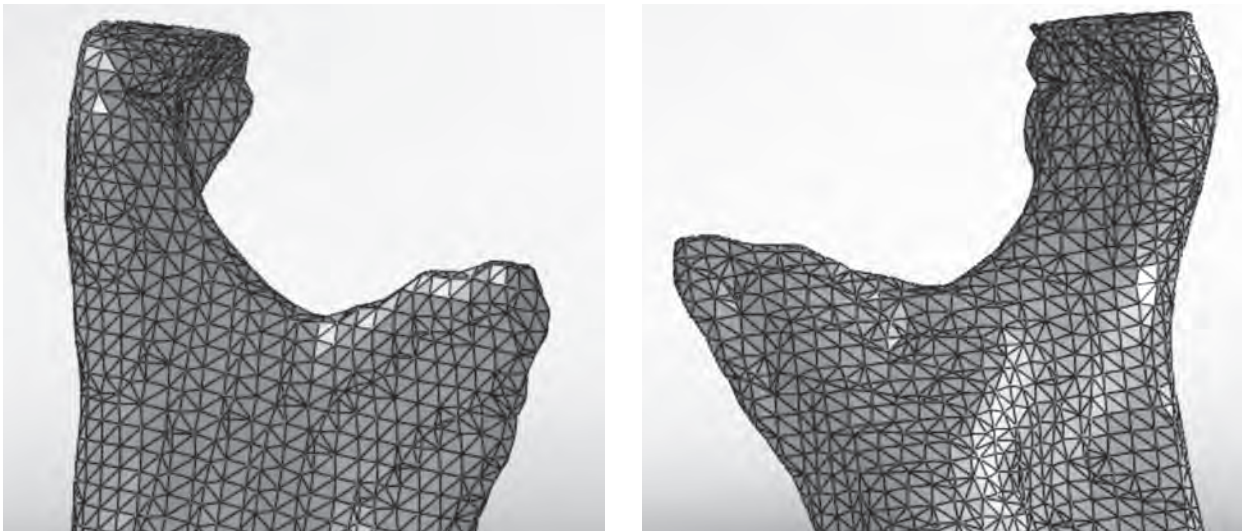


Рис.3. Віртуальна STL модель суглобового відростка справа (а) і зліва (б).



Рис.4. Твердотільна модель суглобового відростка справа (а) і зліва (б).

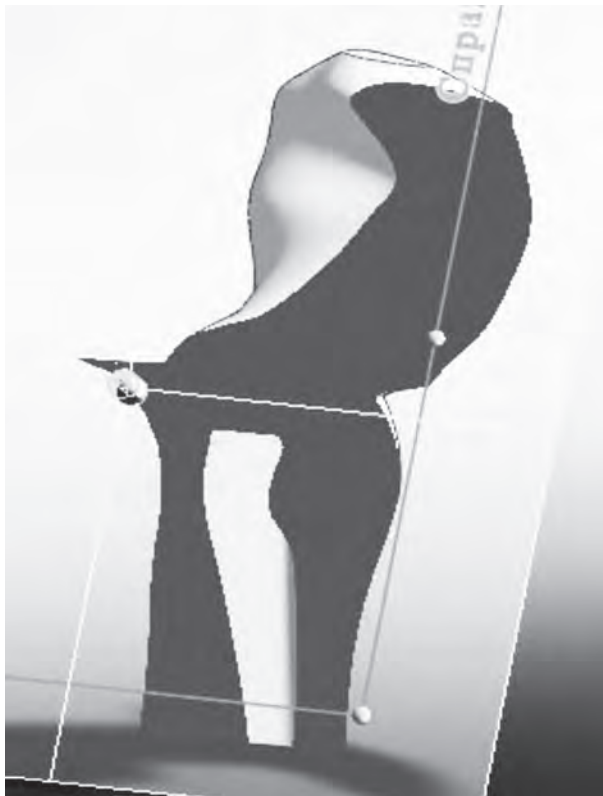


Рис.5. Внутрішні порожнини STL, в яких міститься губчаста кістка.

На **рис.5** показано внутрішні порожнини суглобового відростка, в яких міститься губчаста кістка.

Моделі, представлені на **рис.2-4**, служать не тільки основою для твердотілого моделювання, але і, при переломі суглобового відростка, можуть бути використані для підгонки стандартного імплантата і проектування індивідуального.

На **рис.6** показана скінченно-елементна сітка, граничні умови і один з варіантів навантаження. На **рис.7** на суглобовій головці побудовані майданчики, до яких прикладатиметься навантаження.

Модель суглобового відростка нерухомо закріплена по нижній кромці – перетину, де проведена

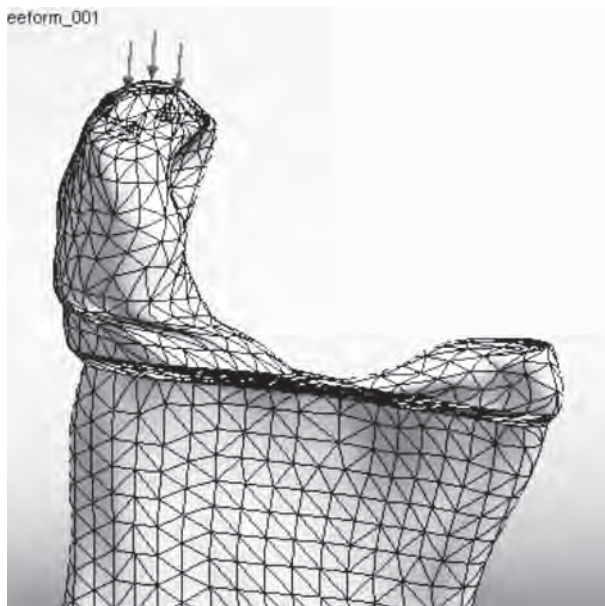


Рис.6. Скінченно-елементна сітка, граничні умови і один з варіантів навантаження.

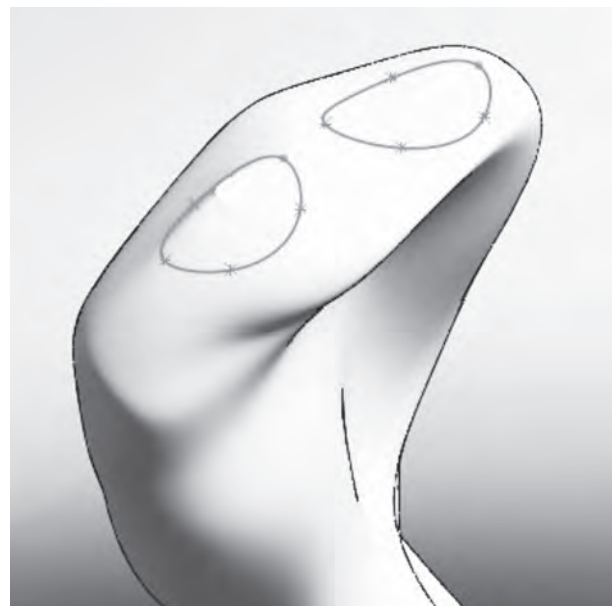


Рис.7. Майданчики прикладання навантаження.

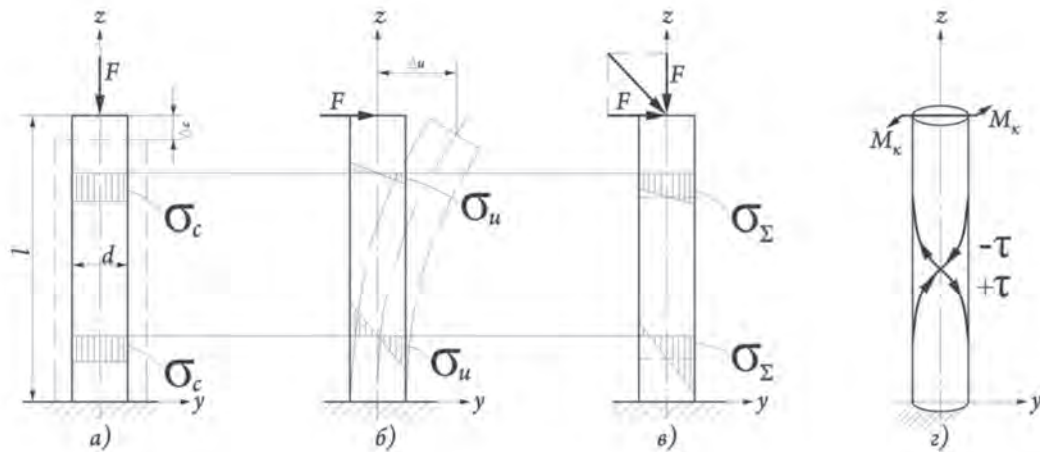


Рис.8. Циліндровий стрижень, як проста модель суглобового відростка.

остеотомія. На **рис.6** відповідні граничні умови відмічені зеленими стрілками.

Скінченно-елементна сітка, представлена на **рис.6**, принципово відрізняється від сітки на **рис.3**. На **рис.3** сітка поверхнева, служить для формування STL моделі. На **рис.6** сітка об'ємна, пронизує все тіло об'єкту. Вона може бути «густішої» в зонах передбачуваної концентрації напруги і тому подібне.

Оскільки реакції в суглобовій головці, як вектор, можуть мати не тільки різну величину, але і орієнтацію в просторі, наприклад, залежно від напрямку удару, для обліку цього факту навантаження прикладатиметься послідовно до різних майданчиків (**рис.7**).

Розглянута вище методика визначення реакцій в суглобовій головці базується на плоскій розрахунковій схемі з урахуванням навантаження, що виникає при відкусуванні їжі. Природно, в житті спектр навантажень по величині і напрямку різноманітніший і повноцінний напружено-деформований стан (ПДС) слід розглядати на базі 3D моделі. Але для глибшого і чіткішого розуміння подальших міркувань і результатів спочатку розглянемо простий циліндровий стрижень постійного перетину діаметром d і довжиною l з незмінними механічними властивостями (**рис.8**).

При дії тільки поздовжньої сили F уздовж осі елемента конструкції у всіх поперечних перетинах виникає нормальна стискаюча напруга однакової по величині, що показано на епюрі **рис.8,а**. Наведемо формулу для визначення нормальної напруги вус, яку можна побачити в будь-якому підручнику опору матеріалів

$$\sigma_c = \frac{F}{A}, (1)$$

де F – зовнішня сила (реакція в суглобовій головці);

A – площа поперечного перетину тіла.

Переміщення, в цьому випадку, визначаються по формулі

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \cdot (2)$$

У формулі (2) E – модуль пружності матеріалу; A – площа поперечного перетину стрижня; l – довжина елемента. Крім того, утворі EA – називається жорсткістю стрижня на розтягування (стискування).

При дії поперечної сили елемент починає згинатися, як показано на **рис.8,б**. Нормальна напруга при вигині визначається по формулі

$$\sigma_u = \frac{M}{J} y, (3)$$

де J – момент інерції поперечного перетину.

Напруга, що виникає при цьому, змінюється по лінійному закону, як по висоті поперечного перетину балки (залежно від координати y), так і по довжині залежно від величини моменту. Для консольної балки (**рис.8, б**) величина моменту M , що вигинає = $F(l-z)$, тобто залежить від плеча додатку сили.

Підкреслимо, що нормальна напруга від вигину на осі балки і на кінці, де прикладена сила, по всьому перетину, дорівнюють нулю (див. епюри на **рис.8,б**). Максимальна нормальна напруга від вигину виникає в жорсткому закріпленні балки і для круглого поперечного перетину можуть бути визначені по формулі

$$\sigma_{u,max} = \frac{M}{W_x} = \frac{Fl}{\pi \cdot d^3 / 32}, (4)$$

де враховано, що для круглого перетину момент опору

$$W_x = \frac{J}{y_{max}} = \frac{\pi \cdot d^3}{32}.$$

При сумісній дії вертикальної і горизонтальної складової, сили напруження складаються алгебраїчно (з урахуванням знаку), як показано на **рис.8,в**. При однакої величині вертикальної і

горизонтальної складової сили, легко отримати співвідношення між максимальною напругою при вигині і стискуванні. В цьому випадку

$$\lambda_{\sigma} = 8 \frac{l}{d}. \quad (5)$$

Так, якщо прийняти, що довжина елемента вдесятеро перевищує його діаметр, то максимальна напруга від вигину в 80 разів перевищить відповідну напругу від стискування. Ця особливість співвідношення вигинаючих і стискуючих напружень завжди повинна враховуватися.

Переміщення при поперечному вигині консольної балки (рис.8,б) можуть бути визначені по формулі

$$\Delta_u = F \frac{l^3}{3EI}. \quad (6)$$

Визначимо співвідношення переміщень від вигину Δ_u і розтягування (стискування) Δ_c при дії однакової по величині сили F, скориставшись формулами (2), (4) і (6) (див. рис.8 а, б)

$$\lambda_{\Delta} = \frac{\Delta_u}{\Delta_c} = \frac{16}{3} \left(\frac{l}{d} \right)^2. \quad (7)$$

Якщо прийняти, що довжина конструктивного елемента в 10 разів більше за його діаметр, то відповідно до формули (7) максимальні переміщення від вигину перевищуватимуть аналогічні від стискування (розтягування) в 533 рази. Саме це співвідношення є причиною того, що при аналізі пружних систем, що одночасно сприймають поперечні і осьові навантаження, дією других (осьових) на величину переміщень, як правило, нехтують.

При дії поперечної сили (бокової) виникає зрушення і поперечний вигин, що викликають дотичні напруження τ , які при чистому зрушенні визначаються по формулі, аналогічній (1)

$$\tau = \frac{F}{A}. \quad (8)$$

При вигині, окрім нормальної напруги (3), виникає і дотична напруга, що розраховується по складнішій формулі Журавського, яку ми наводити не будемо.

При чистому крученні (рис.8,г) виникає дотична напруга τ_k , що визначається по формулі

$$\tau_x = \frac{M_k}{W_k}, \quad (9)$$

де M_k і W_k - величина моменту, що крутить, і момент опору крученню відповідно.

Особливий інтерес при крученні викликає напрям напруги, що обчислюється за формулою (9). При чистому крученні виникає так звана головна напруга, рівна по величині дотичній напрузі, але направлені під кутом 45° до осі елемента, як показано стрілками на рис.8,г. Досліди показують, що крихкі матеріали руйнуються по гвинтовій поверхні, нахиленій до осі під кутом 45°. Якщо ця напруга превалює в ПДС, то

перелом кістки буде косим. Це просте пояснення виникнення косих переломів в літературі не отримало достатнього освітлення.

Для обліку одночасно всіх компонентів поля напруги – і нормальних, і дотичних застосовують так звану еквівалентну напругу (напруга по Мізесу). Напруга по Мізесу, показник, до якого ми часто звертаємось, розраховується по відомій формулі

$$\sigma_M = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]} \quad (10)$$

і характеризують загальний напружений стан у певній в точці. Сучасні програми, що реалізують метод скінченних елементів (МСЕ), розраховують еквівалентну напругу в автоматичному режимі. У формулі (10) через σ і τ позначені відповідно нормальна і дотична напруга, а індекси при них – напрям дії напруги уздовж осей x, y і z.

Всі позначення у формулі (10) – звичайні в україномовній літературі. У програмі COSMOSWorks, яка буде використана для проведення досліджень, ці ж величини позначаються таким чином: напруга по Мізесу σ_M , як SM, вертикальна напруга σ_y , як SY і тому подібне.

Формула (1) служить основою для формулювання умови міцності, яка, після використання наведених формул, може бути розглянута конкретніше

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \leq \sigma_T, \quad (11)$$

Властивості кістки конкретного пацієнта – це права частина нерівності (11). Їхнє визначення залежить від статі, віку і особливо захворювання (пародонтит, остеопороз тощо) представляє не менш складне і актуальне завдання, яке до теперішнього часу також досліджене недостатньо [1].

Співвідношення (11) дозволяє вирішити наступні практично важливі завдання, що виникають при біомеханічному аналізі:

1. Провести перевірочний розрахунок системи (моделі), тобто при заданому навантаженні і розмірах поперечного перетину елементів визначити найбільшу напругу σ_M і порівнювати їх з травмуючими, тобто

$$\sigma_M \leq \sigma_T, \quad (12)$$

де σ_M – напруга, що діє або еквівалентні (напруга по Мізесу);

σ_T – травмуюча напруга для кістки (межа текучості або межа втомної міцності для металів).

Відзначимо, що напруження по Мізесу (еквівалентні), визначувані по формулі (10), по своєму механічному сенсу припускають порівняння отриманої величини з межею текучості матеріалу. Тому тут і далі ми припускатимемо, що травмуюча напруга і межа текучості, ідентичні поняття.

Дуже зручним при аналізі є використання коефіцієнта запасу міцності до, обчислюваного як відношення величин, що входять в співвідношення (11) і (12)

$$k = \frac{\sigma_T}{\sigma_M} \quad (13)$$

Так само, як і напруга по Мізесу, програма COSMOSWorks обчислює це співвідношення в автоматичному режимі, позначаючи його як factor of safety, тобто

$$k = \text{FOS} \quad (13,a)$$

Легко побачити, що при $k > 1$ умова міцності (11) задовільняється, при $k < 1$, умова міцності не задовільняється і необхідно або зменшувати навантаження, або збільшувати площу поперечного перетину елемента, або підвищити міцність матеріалу.

2. Провести проектувальний розрахунок елемента системи, тобто при відомому максимальному навантаженні і травмуючому напруженні визначити розміри поперечного перетину

$$A \geq \frac{F_{\max}}{\sigma_T} \quad (14)$$

3. Визначити навантаження, що допускається, при відомій площі поперечного перетину і міцності матеріалу

$$F_{\text{don}} \leq A \cdot \sigma_T \quad (15)$$

Яке із завдань повинне вирішуватися, залежить від стадії підготовки або проведення операції, конкретного клінічного випадку і наявності початкових даних.

Ці три взаємозв'язані поняття, що виникають при біомеханічному аналізі, фактично відображають «умову міцності», математична і механічна суть якої визначена співвідношенням (11). Відзначимо, що

співвідношення (11) і (12) справедливі тільки для осевого навантаження за умови його рівномірного розподілу по перетину. У решті випадків виникатимуть зони концентрації напружень, які, при сучасному рівні розвитку науки можуть бути найуспішніше проаналізовані за допомогою МКЕ, що реалізовується на EOM.

Таким чином, наведені залежності і формули, що їх відображають, допоможуть, на наш погляд, більш глибоко інтерпретувати результати звичайно-елементного аналізу, викладені нижчі.

Після всіх попередніх міркувань приступимо до безпосереднього випробування і аналізу звичайно-елементної моделі виросткового відростка (рис.6).

Реакції в суглобовій головці визначалися залежно від величини жувального навантаження. Такий підхід природний при розгляді конкретного клінічного випадку. При загальному аналізі НДС в зоні суглобового відростка, для забезпечення порівнянності різних по напрямку навантажень на суглобову головку, у всіх даних розрахункових випадках, прикладатимемо зовнішню силу $F = 100 \text{ Н}$. Такий підхід цілком виправданий, оскільки завдання вирішується в лінійній постановці і результат при будь-якій зовнішній силі може бути перерахований по відношенню до конкретного значення.

Як наголошувалося вище, найбільш повно напружений стан відображає напруження по Мізесу (10). Як впливає із змісту цієї формули, ця залежність завжди позитивна, що і відображається на діаграмі напруження. Тому для поглиблення аналізу, окрім напруження по Мізесу (SM), використовуватимемо і інші компоненти НДС, які складають основу напружень по Мізесу, наприклад, вертикальне напруження SY (або SZ залежно від орієнтації осей координат). Це напруження обчислюється з урахуванням знаку: «плюс» при розтягуванні і «мінус» при стискуванні, що може служити додатковим чинником при аналізі. Знак цього напруження відображається на діаграмі напруження.

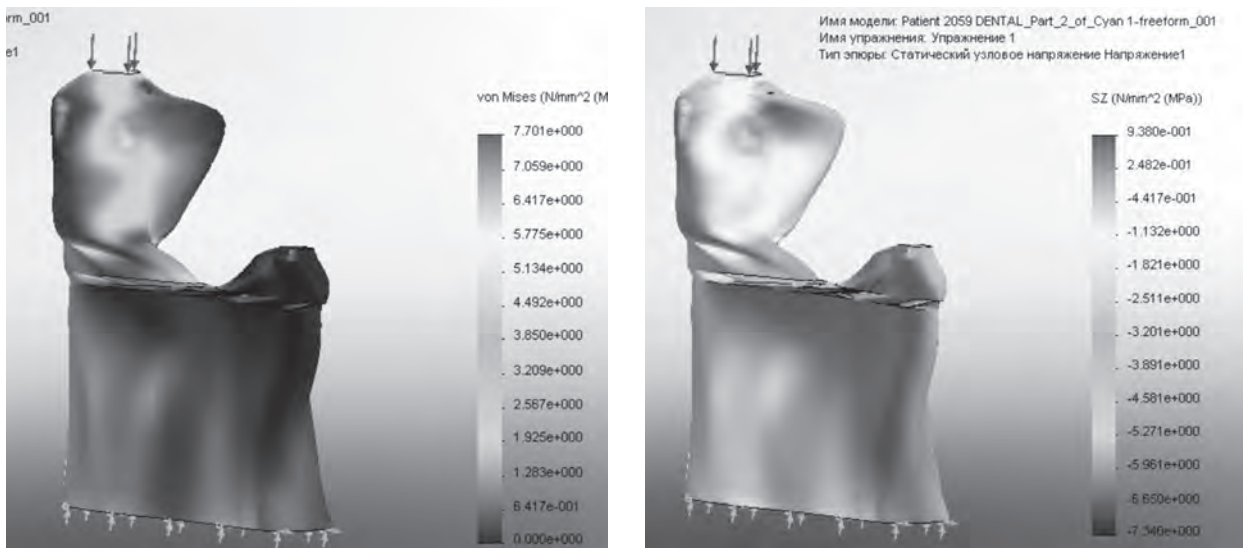


Рис.9. Поле напружень по Мізесу (а) і полю вертикального напруження SZ (б).

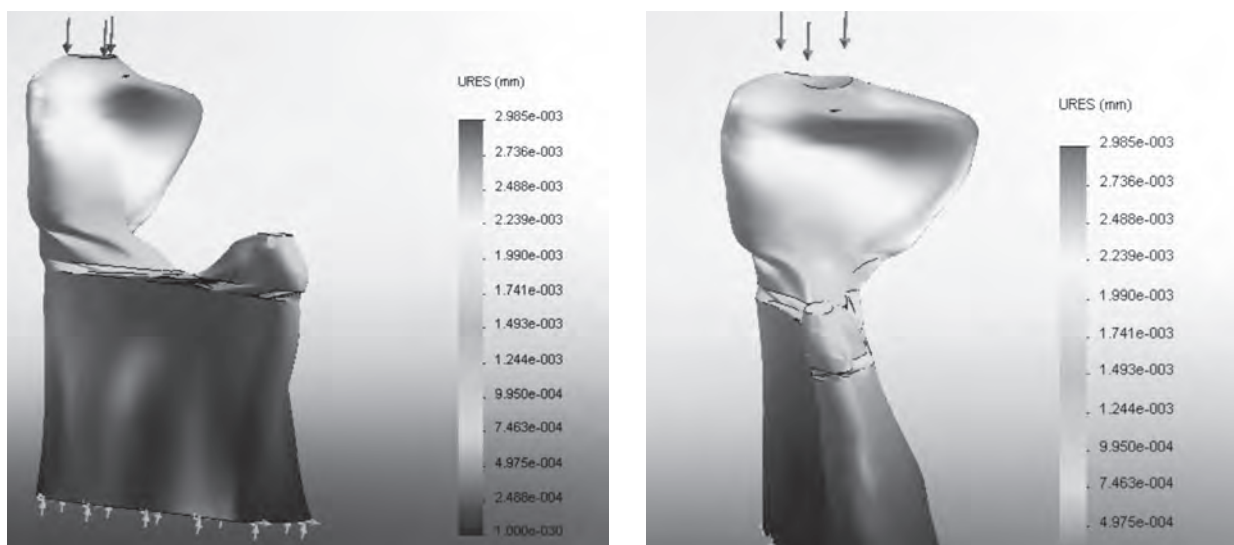


Рис. 10. Поля переміщень в недеформованому (а) і деформованому стані (б) суглобового відростка.

Спочатку розглянемо найпростіший розрахунковий випадок, коли стискаюча сила $F = 100$ Н діє строго вертикально (рис.8,а, рис.9) на майданчик, практично співпадаючому з віссю суглобової головки, а на рис.9,а представлено поле напружень по Мізесу, а на рис.9,б поля вертикального напруження SZ. Легко встановити, що конфігурація цих полів практично збігається як якісно, так і кількісно. Величина максимального значення $SM = 5,755$ Мпа, а $SZ = -5,271$ Мпа.

Не дивлячись на те, що результати розрахунків по формулах і скінченно-елементного аналізу можна зіставляти тільки якісно, спробуємо їх зіставити і кількісно. Припустимо, погодившись з рис. 2, 4 і 9, що з суглобової головки виділений стрижень з поперечним перетином у формі еліпса з розмірами $a_k = 7$ мм і $b_k = 3,5$ мм, площею $A_k = 19,24$ мм. Тоді по формулі (1) отримаємо, що напруження при стисканні $\sigma_c = -5,19$ МПа.

На рис. 10 наведені поля сумарних переміщень в недеформованому і деформованому стані суглобового відростка, значення яких також будуть використані при аналізі. Програма дозволяє виводити на друк всі компоненти переміщень по осях X, Y і Z, але для скорочення об'єму статті аналізуватимемо тільки сумарні переміщення UR. Оскільки у всіх випадках для аналізу використовується «нормативне» навантаження $F = 100$ Н, те значення UR, що ділиться на 100, фактично виражає і величину податливості

системи – показник, який в [2] широко використовувався для аналізу рухливості зубів і імплантатів різного типу.

Як впливає з рис. 10, точки суглобової головки переміщуються не тільки вертикально, але присутні і невеликі горизонтальні переміщення. Це вказує, що вертикальна сила не повністю збігається з умовною віссю головки.

Для зручності порівняльного аналізу всі числові значення основних параметрів ПДС зведені в табл. Базою для порівняння набуті значень напруги і переміщень при осьовому стискуванні.

У другій колонці табл. наводиться розташування майданчика (центральне або медіальне), до якого прикладається навантаження; у третій колонці – орієнтація навантажень (вертикальна, сагітальна, бічна); у четвертій – значення максимального напруження по Мізесу SM (10); у п'ятій – значення максимальної вертикальної нормальної стискаючої напруги SZ (1) або дотичної напруги SXY (8,9); у шостій – відносна величина напруги (5); у сьомій – коефіцієнт запасу міцності до (13); у восьмій – сумарні переміщення UR і в дев'ятій – відносна величина переміщень (7).

Основним чинником, що визначає НДС є вигин, викликаний боковою (поперечною) складовою навантаження. Спочатку розглянемо поперечну силу, що діє в сагітальній площині – площині найбільшій

Таблиця

Основні параметри НДС, даних розрахункових випадків

№	Площадка	Напряг F	SM МПа(10)	SZ(SXY) МПа(1,8,9)	$\lambda\sigma$ (5)	k(13)	URмм	$\lambda\Delta$ (7)
1	Централ.	Вертикал.	5,755	-5,271	1	37,24	$2,98 \cdot 10^{-3}$	1
2	Централ.	Сагіттал.	31,03	19,24 17,11	5,39	6,9	-	-
3	Централ.	Боковий	32,21	-30,64	5,59	6,65	$1,23 \cdot 10^{-1}$	41,2
4	Медіальн.	Вертикал.	22,31	9,06 -22,2	3,88	9,6	$4,78 \cdot 10^{-2}$	16
5	Медіальн.	Сагіттал.	27,75	5,158	4,82	7,72	$5,29 \cdot 10^{-2}$	17,7
6	Медіальн.	Боковий	31,5	30,6	5,47	6,8	$1,18 \cdot 10^{-1}$	39,7

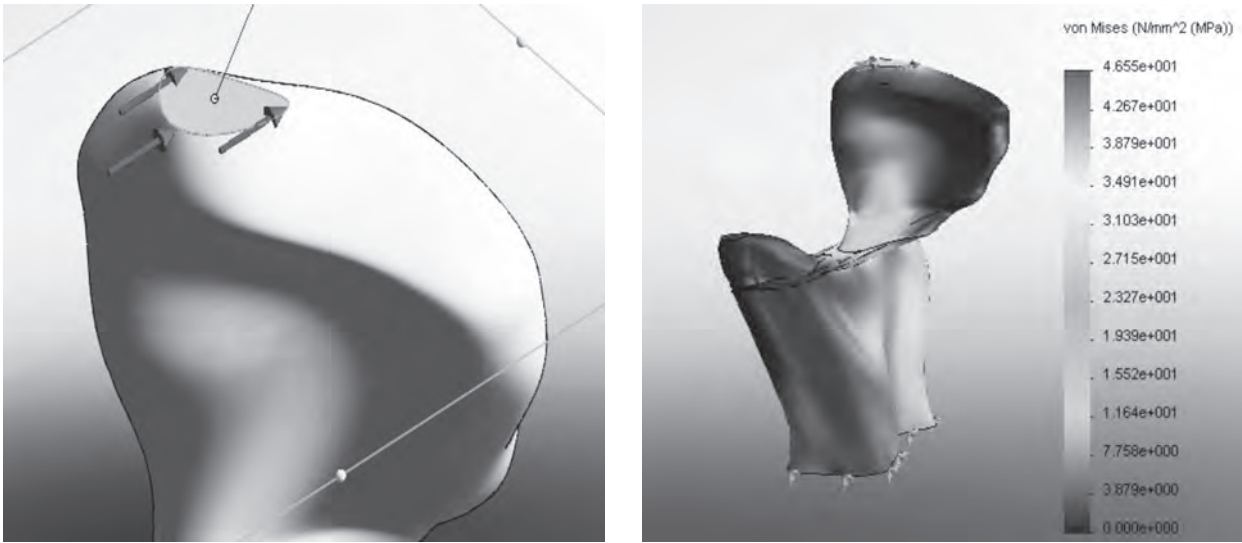


Рис. 11. Напряг навантаження (а) і поле напруги по Мізесу (б).

жорсткості гілки, що відповідає дії жувального навантаження в нормі.

На рис. 11 показаний напряг навантаження і поле напруги по Мізесу.

На рис. 12 наведено основні компоненти напружень по Мізесу, рис. 25, а представлено поле напружень по Мізесу, а на рис. 25, б поле вертикального напруження SZ.: вертикальне напруження SZ в розтягнутій і стислій зонах.

Порівняння даних на рис. 9 і 11 показує, що зона максимального напруження з головки перемістилася в шийку суглобового відростка, що легко можна бути пояснити при порівняльному аналізі формул (1) і (3,4). На рис. 12, б добре видно поле концентрації напруження в зоні різкої зміни геометрії. На цій особливості тут і далі ми зупинитися не будемо, оскільки основна мета роботи аналіз НДС виросткового відростка в нормі.

Наступним розрахунковим випадком є дія поперечного навантаження перпендикулярно до сагітальної площини, тобто в напрямі, де вигинаюча жорсткість гілки НЩ мінімальна. На рис. 13, а представлено поле напружень по Мізесу, а на рис. 13, б поле вертикального напруження SZ. Тут слід звернути увагу, що зона максимального напруження, якщо не враховувати концентрацію напруження, змістилася в ділянку нижче за шийку головки, туди, де вигинаючий момент, ближчий до максимуму, розташовуючись під невеликим кутом до вертикальної осі гілки. Абсолютна величина напруги збільшилася неістотно.

На рис. 14 наведено поле сумарних переміщень UR.

По проведеному короткому аналізу трьох розрахункових випадків, цифрові дані по яких наведені у перших трьох стовпчиках табл., можна зробити додатковий порівняльний аналіз. Оскільки прийняте для аналізу навантаження $F = 100$ Н співмірна з

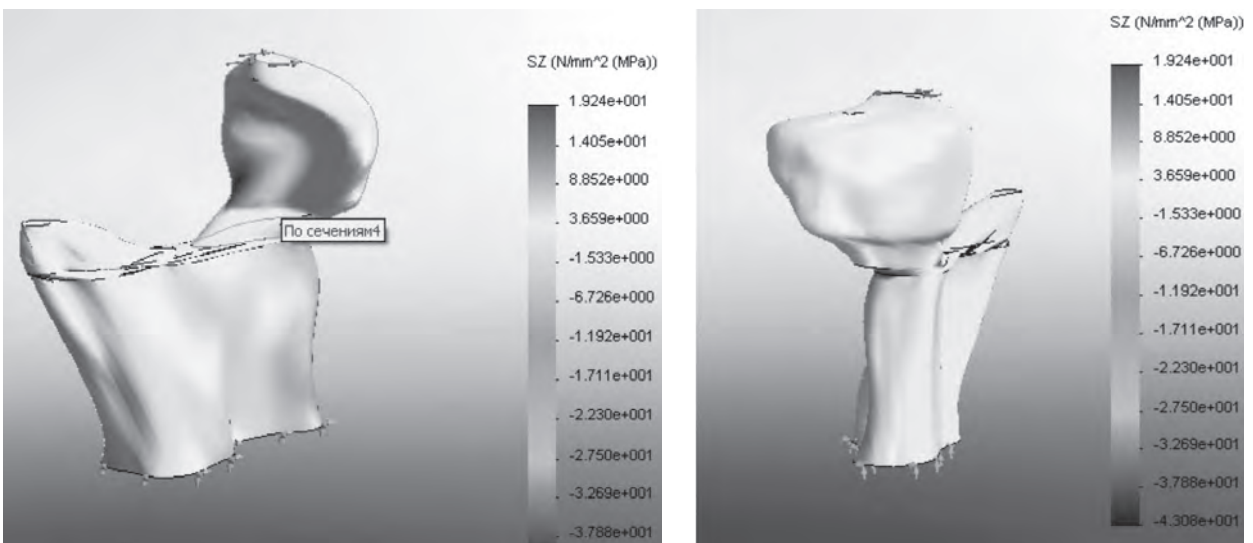


Рис. 12. Вертикальне напруження SZ в розтягнутій (а) і стислій зонах (б).

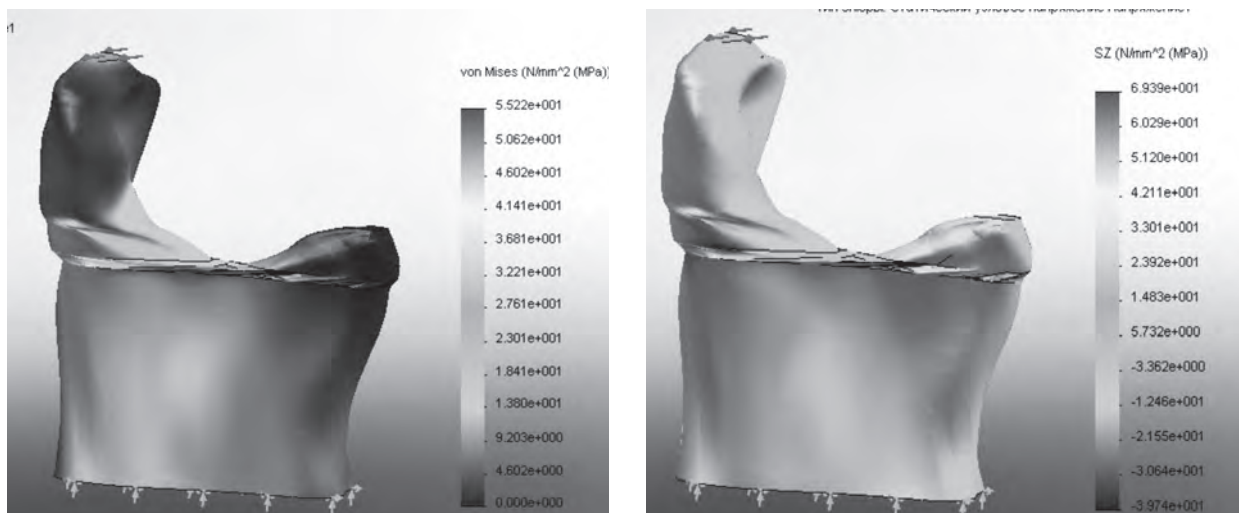


Рис. 13. Поле напружень по Мізесу SM (а) і вертикальному напруженню SZ (б).

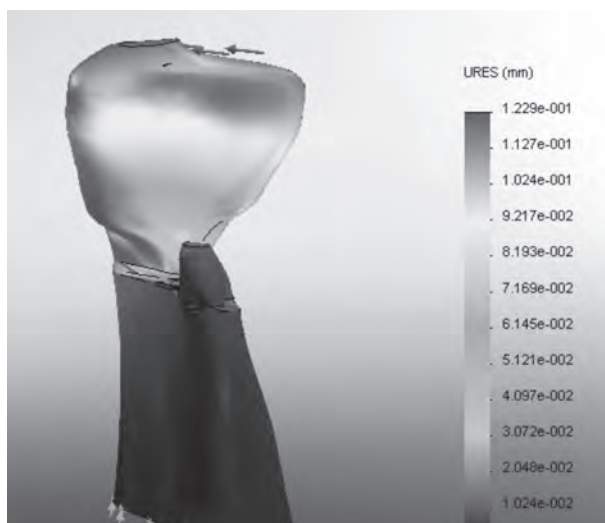


Рис. 14. Поле сумарних переміщень UR.

реакцією в суглобових головках в нормі, то отримані параметри НДС підтверджують достатню міцність і жорсткість виросткового відростка в нормі. Але при ударах різного типу, коли амплітудне значення сили може перевищувати норму в десятки разів, міцність може виявитися недостатньою. При цьому, можна стверджувати, що при прямому ударі жорсткість в зоні суглобового відростка вища, ніж при бічному ударі. Тобто прямий удар небезпечніший для основи черепа, а бічний – для міцності кісток суглобового відростка.

Як відомо [1] «Нижня щелепа людини здійснює рухи в трьох напрямках: вертикальному (вгору і вниз), що відповідає закриванню і відкриттю рота; сагітальному (вперед і назад); трансверсальному (управо і ліво). Кожен рух нижньої щелепи відбувається при одночасному ковзанні і обертанні суглобових головок. Різниця полягає лише в тому, що при одному русі в суглобах переважають шарнірні рухи, а при іншому – що ковзають». Навантаження при цих рухах можуть бути самі різні як по величині, так і по

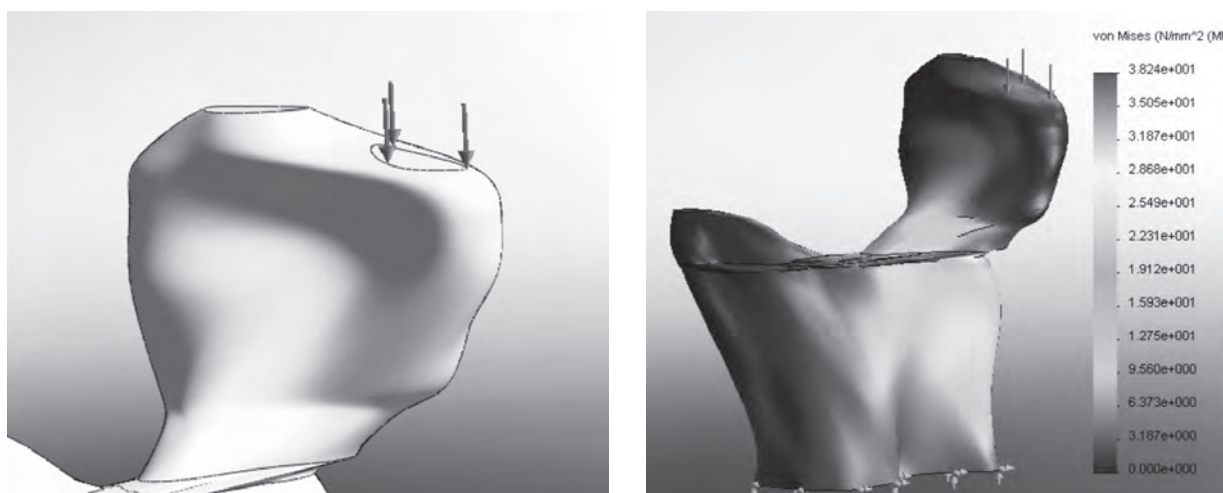


Рис. 15. Напрямок навантаження (а) і поле напруження по Мізесу (б).

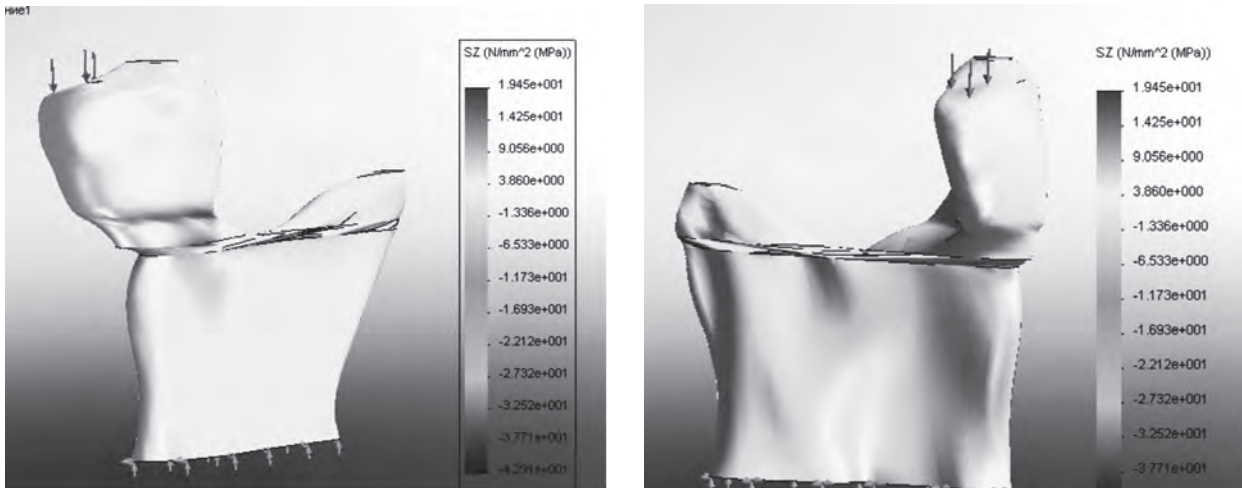


Рис. 16. Вертикальне напруження SZ в розтягнутій (а) і стислій зонах (б).

напряму особливо при різноманітних побутових і спортивних ударах.

Для моделювання цієї особливості вище визначений майданчик, розташований медіальніше, ніж центральний, до якого прикладатимуться навантаження, величина яких як і раніше рівна $F = 100 \text{ N}$. Послідовність проведення досліджень збережемо – спочатку розглянемо вертикальну складову навантаження і поле напруження по Мізесу.

На рис. 16 показано вертикальне напруження SZ в розтягнутій і стислій зонах.

На рис. 17 наведено поле сумарних переміщень UR.

Отримані результати для цього розрахункового випадку (рис. 15, а) по термінології опору матеріалів слід віднести до позацентрового стискування. Окрім осьової сили, тут виникає вигинаючий момент, постійний по довжині і рівний відтворенню сили на плече – відстані між центрами майданчиків. На рис. 8 цьому виду навантаження відповідають

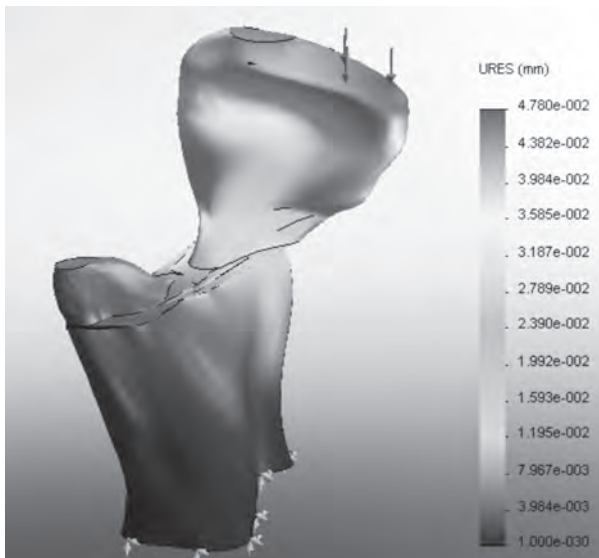


Рис. 17. Поле сумарних переміщень UR.

епюри а, б і в, але при постійному вигинаючому моменті. З порівняння результатів першого і четвертого рядка табл. виходить, що напруження по Мізесу збільшилася майже в 4 рази, а сумарні переміщення в 16 разів. Поле напруження локалізується на стороні дії сили.

Як і вище, наступним розглянемо розрахунковий випадок, коли навантаження на майданчику, розташованому медіальніше, направлено паралельно сагітальній площині (рис. 18, а). При цьому виді навантаження на об'єкт одночасно діють вигин (рис. 8, б), зрушення і кручення (рис. 8, г). Їх сумарну дію відображає напруження по Мізесу, представлені на рис. 18, б. Дотичне напруження від кручення представлено на рис. 19, а, а на рис. 19, б – поле сумарних переміщень.

Порівнювати отримані результати слід, насамперед, з результатами другого рядка табл. і рис. 11, 12. На рис. 19, а, де представлено поле дотичного напруження від кручення, чітко видно їх «гвинтовий» характер, навіть не дивлячись на складність геометрії в цій зоні. Механіка цього явища проілюстрована на рис. 8, г. Таким чином, якщо крутильна складова НДС буде істотною, в цьому випадку, слід чекати виникнення косоного перелому.

Реверс навантаження (рис. 20, а) загальну картину ПДВ, по відношенню до рис. 18, б і 19, а не змінив.

Дані НДС при бічному навантаженні (рис. 20, б) представлені тільки цифровими даними (шостий рядок табл.). При порівнянні з даними аналогічного розрахункового випадку (другий рядок табл.) виходить, що параметри НДС практично не змінилися.

Таким чином, наведений у статті скінченно-елементний аналіз основних параметрів НДС в ділянці суглобового відростка дозволив виявити його основні особливості залежно від анатомічних особливостей конкретного пацієнта, а також величини, місця прикладання і напряму навантаження. Ці дані дозволяють прогнозувати можливість виникнення і характер травми і повинні обов'язково враховуватися при проектуванні і установці фіксуючих пристроїв, як стандартних, так і виготовлених індивідуально.

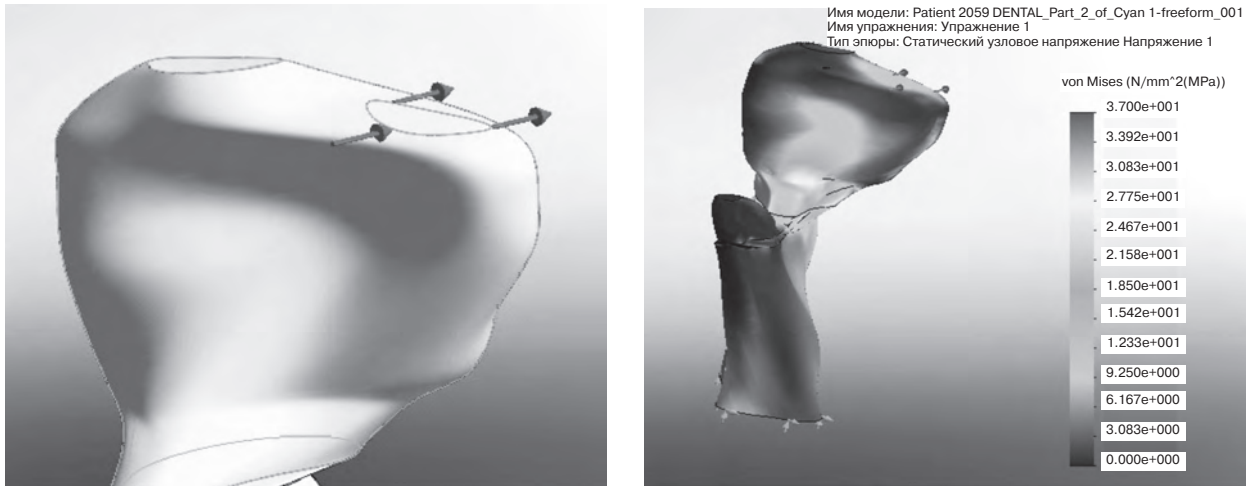


Рис. 18. Напряг навантаження (а) і поле напружень по Мізесу (б).

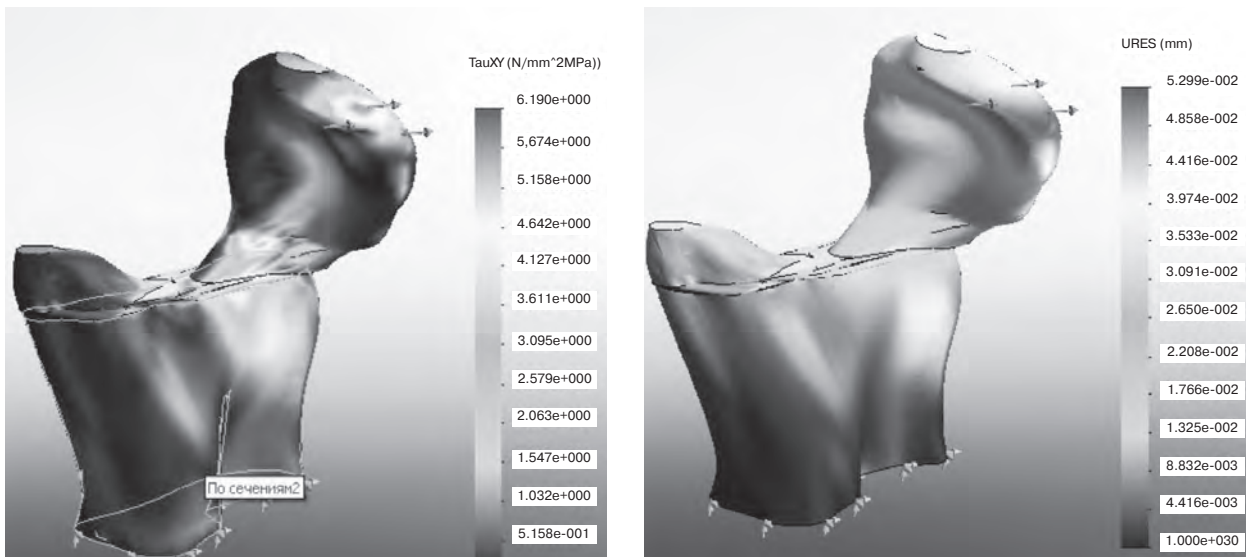


Рис. 19. Поле дотичного напруження SXY (а) і сумарних переміщень UR (б).

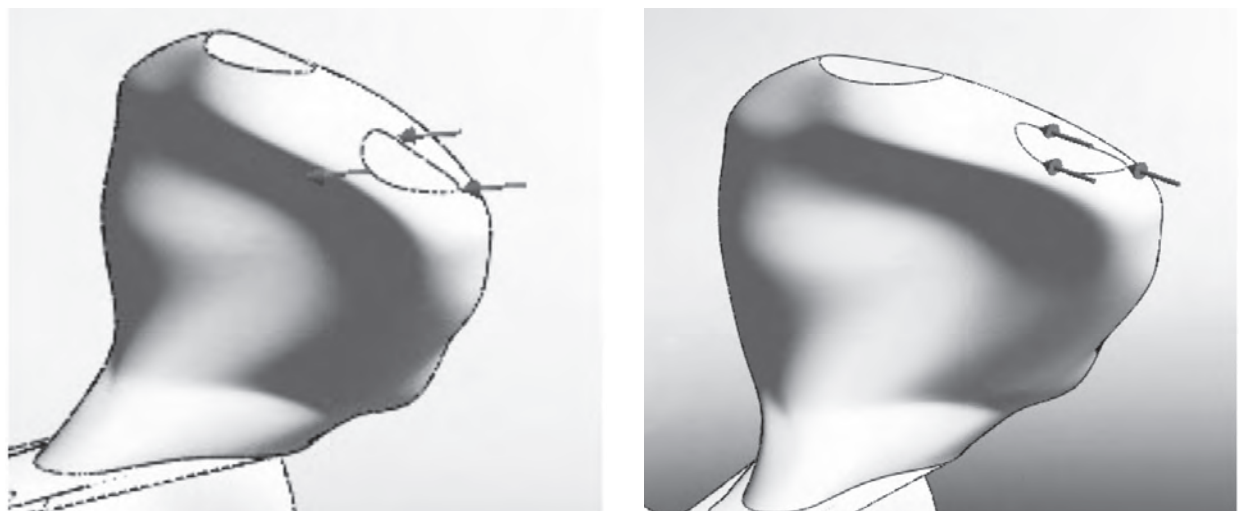


Рис.20. Напряг навантаження в сагітальному (а) і бічному напрямі (б).

Висновки і практичні рекомендації.

1. Розроблена в [2] і адаптована в [3] 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 (КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ) – НАВАНТАЖЕННЯ. У цьому триєдиному взаємозв'язку складових кожної з умов при розгляді конкретного пацієнта в нормі або після травми перші дві - КОНСТРУКЦІЯ і ВЛАСТИВОСТІ КІСТКОВИХ ТКАНИН аналізуються на основі даних СТ пацієнта. НАВАНТАЖЕННЯ, її

величина і напрям, визначається на основі статистичних даних.

3. Проведений скінченно-елементний аналіз основних параметрів НДС в зоні суглобового відростка, який дозволив виявити його основні особливості залежно від анатомії (конструкції) відросткового відростка конкретного пацієнта, величини, місця прикладання і напрямку навантаження. Ці дані дозволяють прогнозувати можливість виникнення і вид травми і повинні обов'язково враховуватися при проектуванні і установці імплантатів, як стандартних, так і виготовлених індивідуально.

Перспективи подальших досліджень. Можливість застосування комп'ютерних методик реконструкції із наступним скінченно-елементним аналізом та моделюванням дозволить враховувати індивідуальні показники пацієнтів та слугувати основою для розпрацювання та впровадження в клінічну практику нових методів та способів оперативних втручань.

Список літератури

1. Гаврилов Е.И. Ортопедическая стоматология: Учебник 3-е изд., перераб. и доп. / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков. - М. : Медицина, 1984. - 576 с., ил.
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.

УДК 617.52

ТВЕРДОТІЛЬНА МОДЕЛЬ І СКІНЧЕННО-ЕЛЕМЕНТНИЙ АНАЛІЗ У ДІЛЯНЦІ СУГЛОБОВОГО ВІДРОСТКА НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ

Чуйко А.М., Погранична Х.Р.

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 напрямку навантаження.

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

УДК 617.52

ТВЕРДОТЕЛЬНАЯ МОДЕЛЬ И КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ В ОБЛАСТИ СУСТАВНОГО ОТРОСТКА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Чуйко А.М., Пограничная К.Р.

Резюме. На основе анализа уточненной расчетной схемы, на базе 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, суставной отросток, расчетная схема, геометрические параметры, механические характеристики.

UDC 617.52

Solid-State Model And Terminating Ultimate Analysis In The Field Of The Mandible Joint Shoot

Chuyko A.M., Pogranichna K.R.

Summary. On base of the analysis elaborated accounting scheme, on database computer tomography patient, which will allow to take into account both geometrics parameters, and mechanical characteristic bone and soft fabric, 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, mechanical characteristic.

Стаття надійшла 19.04.2012 р.

Рецензент – проф. Король М.Д.