

УДК 616.71-74  
УКІП  
№ держреєстрації № 0116U006815  
Інв. №

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
(СумДУ)

40007, м. Суми, вул. Римського-Корсакова, 2  
тел. (0542) 33-35-39 факс. (0542) 33-40-58  
e-mail: [rusiklion@gmail.com](mailto:rusiklion@gmail.com)

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Проректор з наукової роботи  
д-р., фіз.-мат. наук, професор  
\_\_\_\_\_ Чорноус А.М.

ЗВІТ  
З НАУКОВО-ДОСЛІДНИЦЬКОЇ РОБОТИ  
Дослідження змін у кістках при переломах за умов використання  
наноматеріалів для метал-остеосинтезу з урахуванням  
функції м'язового апарату  
КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ  
(проміжний)

Начальник НДЧ  
канд. фіз. - мат. наук, снс

Д.І. Курбатов

Науковий керівник  
канд.мед наук., доц.

Е.В. Кузенко

2017

Рукопис закінчено 25 грудня 2017 р.

Результати роботи розглянуто науковою радою СумДУ, протокол № 2 від 29 листопада 2017 р.

## СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР, гол.наук. співроб., кандмед. наук сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Кузенко Єген Вікторович (реферат, вступ, виводи, розділи 1,2,3)
Відповідальний виконавець ст. наук.співроб., кандидат мед.наук, сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Москаленко Роман Андрійович (розділи 1,2,3, додаток А)
Мол.наук. співроб, сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Скиданенко МаксимСергійович (розділ 3)
Мол.наук. співроб, сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Голобородько Любов Вікторівна (розділ 1)
Лаборант, студент, сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Трейтяк Ігор Вікторович (розділ 2)
Лаборант студент, сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Дяченко Олена Олександрівна (розділ 1)
Мол.наук. співроб, аспірант сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Сікора Владислав Володимирович (розділ 1)
Лаборант аспірант сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Закорко Інна Сергіївна (розділ 1)
Лаборант аспірант сумісник	_____ (підпис) 26.12.2017	Гудименко Олена Олегівна

## РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 42 с., 23 рис., 12 джерел.

### АДГЕЗИВНІ ВЛАСТИВОСТІ, МЕТАЛ-ОСТЕОСИНТЕЗ, М'ЯЗОВИЙ АПАРАТ, ПРОТЕЗУВАННЯ, ТІТАНОВІ ПЛАСТИНИ

*Об'єкт дослідження* - фізичні зміни кісткової тканини за умов впливу матеріалів для остеосинтезу.

*Предмет досліджень* – механічні та тривкісні показники, хімічний кісткової тканини людини за умов комп'юторного моделювання.

Мета роботи – вивчення морфофункціональних особливостей кісткової тканини та мінерального складу лінії перелому за умов металостеосинтезу та зменшення шкідливого впливу металів для остеосинтезу шляхом створення анатомофункціональних пластин з нанопокриттям.

Для досягнення поставленої мети були визначені такі завдання:

- дослідити адгезивні властивості бактеріальних клітин активність до різної поверхні пластин;

- розробити пластини та гвинти шляхом комп'ютерного моделювання переломів для зменшення впливу металів на кісткову тканину.

*Методи дослідження* - аналіз досвіду закордонних та вітчизняних лікарів в питанні застосування метал-остеосинтезу в лікуванні переломів щелип людини на основі сучасних спеціалізованих літературних джерел; растрова електронна мікроскопія, мікробіологічні, 3-D комп'ютерне моделювання для вивчення порушень кісткової тканини при дії на організм металів пластин для остеосинтезу, математичні методи.

Дослідження, спрямовані на отримання даних для використання анатомо-функціонального обґрунтування металостеосинтезу в клініці ортопедії, травматології та хірургічній стоматології для встановлення причинно-наслідкових зв'язків за умов впливу на організм матеріалів для остеосинтезу.

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	5
<b>1 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНОГО СТАНУ ПЛАСТИНИ СКРІПЛЮЮЧОЇ ПЕРЕЛОМ КОРТИКАЛЬНОЇ КІСТКИ</b>	<b>7</b>
1.1 Визначення властивостей матеріалу.....	8
1.2 Визначення навантажень на нижню щелепу.....	8
1.3 Визначення закріплення нижньої щелепи.....	17
1.4 Визначення типів контактів.....	19
1.5 Побудова розрахункової сітки.....	25
1.6 Налаштування вирішувача.....	26
<b>2 ПОРІВНЯННЯ ДВОХ РОЗРОБЛЕНИХ МЕТОДІВ РОЗРАХУНКУ</b> .....	<b>28</b>
<b>3 АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ РОЗРАХУНКУ</b> .....	<b>32</b>
3.1 Пряма пластина.....	32
3.2 Y - пластина.....	35
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	<b>40</b>
<b>ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ</b> .....	<b>41</b>

## ВСТУП

В продовж останнього десятиліття як в Україні, так і в усьому світі остеосинтез пластинами та гвинтами в травматології та ортопедії швидко розвивається та набирає все більшого значення. В зв'язку з цим разом з вже відомими світовими виробниками металоконструкцій виникають нові. Як правило, в літературі, в тому числі іноземній, дуже складно знайти чітке уявлення про взаємозв'язок розміра імпланта чи пластини та відповідних до них гвинтів та інструментів для введення гвинтів. Особливо гостро це питання повстає для молодих колег, які щойно закінчили післядипломну освіту та набирають перший досвід.

Не дивлячись на вищевказане різномайття виробників імплантів, техніка введення гвинтів, їх адаптивність до пластин є незмінною. В контексті цього можна навести невеликий приклад: кожен практикуючий лікар-травматолог, що займається оперативним лікуванням переломів, може зіштовхнутися з термінами типу «3,5 мм пластина», «4,5 мм пластина».

Закономірно виникає питання, що мають означати цифри 3,5 чи 4,5? Це має бути товщина пластини? Або може це її ширина? Як правило, автори в більшості (як вітчизняні, так і закордонні) не дають чіткого пояснення цієї комбінації цифр та слів. Тому є доцільним у вигляді схем та таблиць доступно викласти відповідність необхідного інструмента до металоконструкції, яку потрібно встановити.

Але, перш за все, потрібно внести ясність в термінологію. По-перше, терміни, подібні до «3,5 мм» чи «4,5 мм» пластина, означають те, що саме ця пластина адаптована до використання в ній гвинтів діаметром, що відповідають даній цифрі. По-друге, для всіх нині відомих спонгіозних, кортикальних, несамонарізаючих, а також самонарізаючих гвинтів, у тому числі і тих, що блокуються, є свої, суворо відповідні розміри свердел та мітчиків, провідників, що необхідні для введення цих гвинтів в кістку.

Для того, щоб краще зрозуміти техніку імплантації гвинтів, як окремо, так і в поєднанні з пластинами є доцільним згадати види гвинтів, та функцію, яку вони мають виконувати. Допоможуть зрозуміти наведену інформацію спеціальні приклади практичного застосування гвинтів в залежності від функції, яку вони виконують.

Подекуди видно, що назва гвинта дає деяку інформацію стосовно того, як його потрібно вводити. Стосовно несамонарізаючого гвинта потрібно перед його введенням сформувати канал в кістці та прокласти в ньому різьбу, що відповідає різьбі самого гвинта.

Необхідно зазначити, що з плином часу будуть з'являтися все нові і нові різновиди імплантів, в тому числі і гвинтів, що орієнтовані до використання в кожній анатомічній ділянці, але загальні принципи їх імплантації є незмінними. При описанні спеціальних гвинтів не було представлено спеціальної інформації про техніку введення та відповідного інструментарію для використання по тій причині, що кожен виробник випускає свої різновиди гвинтів та інструменти до них.

# 1 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНОГО СТАНУ ПЛАСТИНИ СКРІПЛЮЮЧОЇ ПЕРЕЛОМ КОРТИКАЛЬНОЇ КІСТКИ

Біомеханіку нижньої щелепи необхідно розглядати з точки зору функції зубощелепної системи: жування, ковтання, мова і т.д. [1], а отже для розробки найбільш коректної, оптимальної методики комп'ютерного моделювання для дослідження напруженого стану пластини скріплюючої перелом кортикальної кістки необхідно обрати найбільш напружений стан.

Зрозуміло, що найбільш напружений стан пластини буде виникати під час функції жування. Функція жування представляє собою складний умовнорефлекторний процес, а саме [2]: розпізнання їжі, визначення її твердості та консистенції, секреторна фаза (слинні та інші травні залози), механічне подрібнення, подрібнення їжі в порожнині роту. Цікавість представляє саме механічна обробка їжі, що складається з відкушування, подрібнення та перемелювання їжі. При наявності неперервного зубного ряду відкушування їжі відбувається передніми зубами при змиканні щелеп. Премоляри та моляри цей час залишаються в цей час не задіяними. Після відкушування їжа переміщується на жувальні зуби. Жування здійснюється на одній стороні - зліва або справа. На одній стороні їжа перемелюється, а інша сторона являється балансувальною. Звичайно, що навантаження більше на сторону на якій відбувається саме перемелення їжі, але при після операційному стані на сторону перелому жувати не можна [3].

Отже, для досягнення поставленої мети (розробки найбільш коректної, оптимальної методики комп'ютерного моделювання для дослідження напруженого стану пластини скріплюючої перелом кортикальної кістки) необхідно розглядати найбільш напружений стан, який виникає при перемеленні їжі, з огляду на це будуть визначатись методики закріплення та навантаження діючі на щелепу з боку м'язів, також необхідно визначити

типи контактів всіх складових, що входять до розглядуваної системи кістка-пластина.

### 1.1 Визначення властивостей матеріалу

В якості механічних властивостей кістки обираємо осереднені значення [4]:

- модуль пружності першого роду  $E = 16000$  МПа;
- коефіцієнт Пуассона  $\mu = 0,3$ ;
- густина  $\rho = 2,675$  г/см<sup>3</sup> [5].

Матеріалом пластини, яка скріплює перелом, являється титан марки ВТ1, його механічні властивості, вказані нижче [6]:

- межа текучості  $\sigma_m = 500$  МПа;
- модуль пружності першого роду  $E = 112000$  МПа;
- коефіцієнт Пуассона  $\mu = 0,36$ ;
- густина  $\rho = 4,505$  г/см<sup>3</sup>.

### 1.2 Визначення навантажень на нижню щелепу

На рисунку 1 наведена розрахункова модель, поверхня якої розділена на області для прикладання навантажень та вказане розміщення глобальної системи координат.

В якості навантаження необхідно вказати лише ті, які відповідають м'язам, що приймають участь в перемеленні їжі, а саме:

- temporalis media portion;
- temporalis posterior portion;
- masseter superficial;
- masseter deep portion;
- media pterygoid;



- lateral pterygoid superior head;
- lateral pterygoid inferior head.

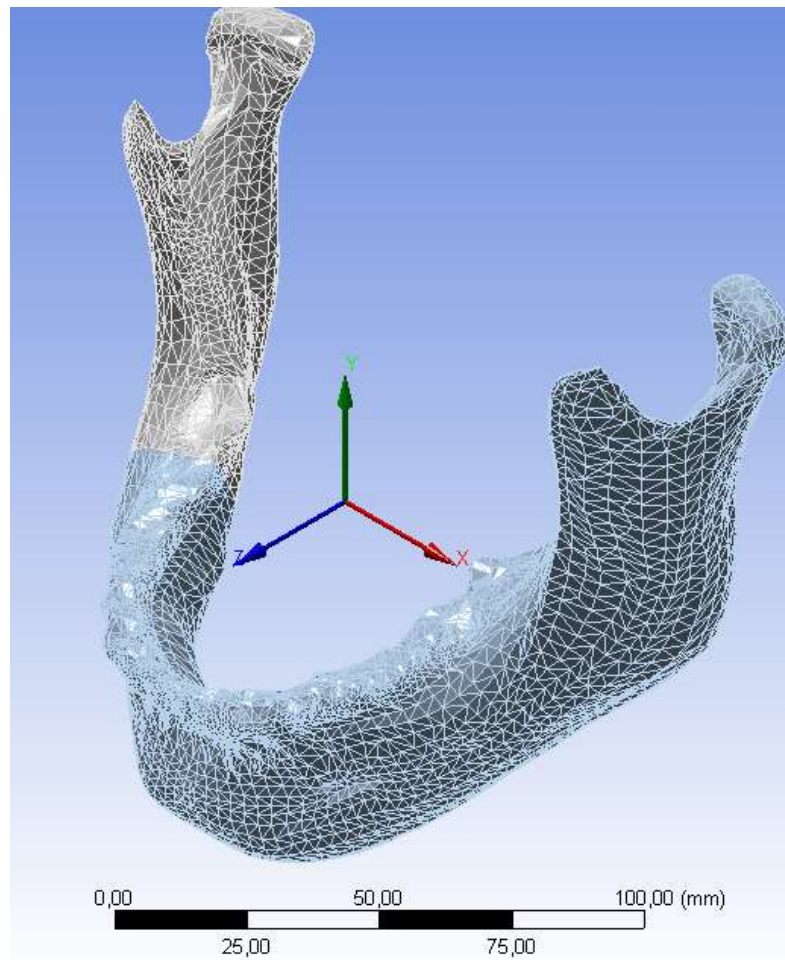
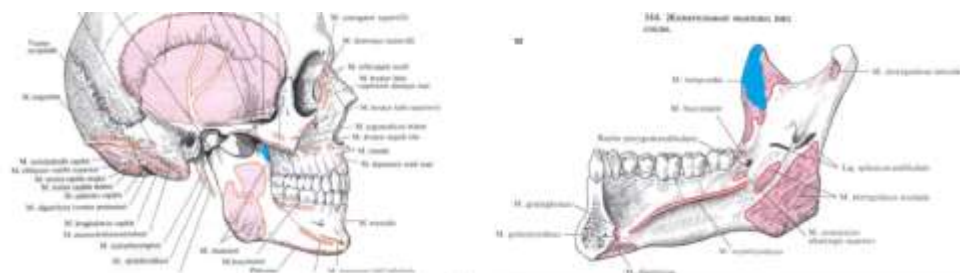


Рисунок 1 – Розрахункова модель

Для прикладання навантажень від вказаних вище м'язів та задання їх значення скористаємось [7]. На рисунках нижче наведено результати розділення моделі на області, яким саме м'язам відповідають ці області та значення і напрямлення сил (значення по осям координат наведені в дужках).



a)

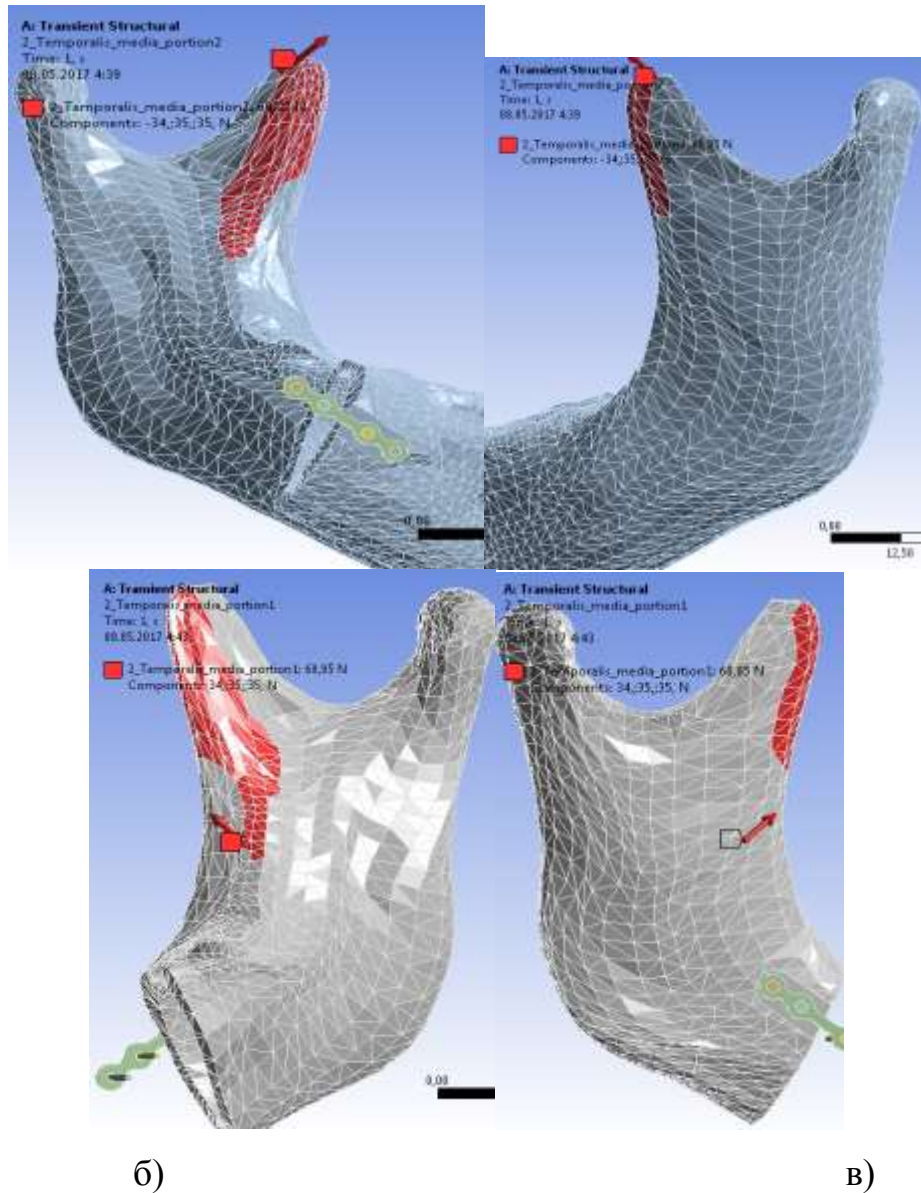
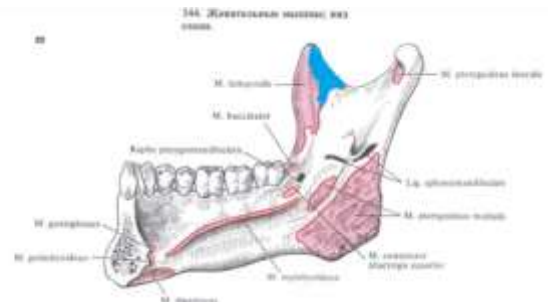
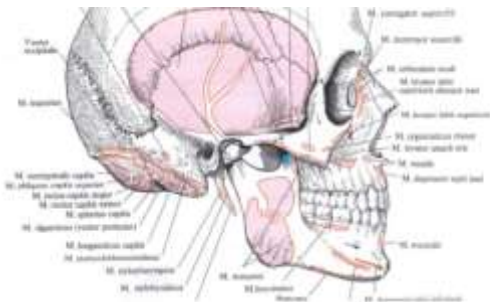
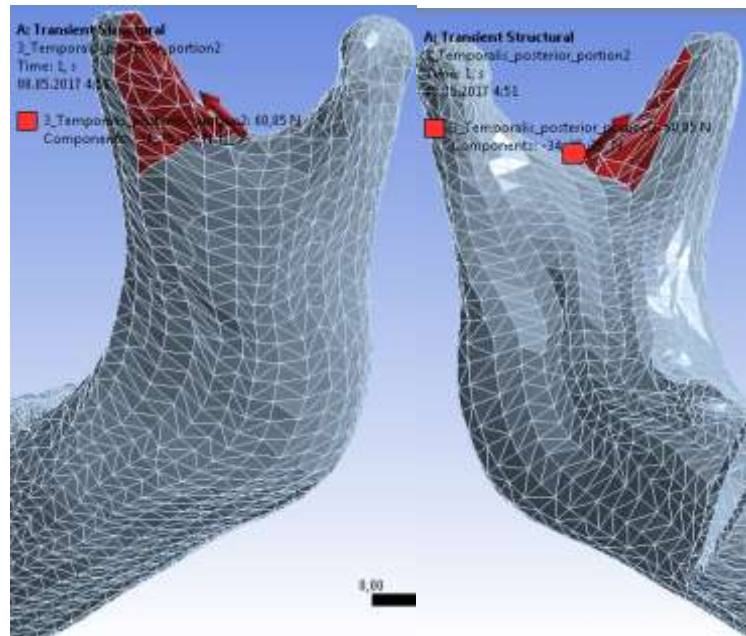


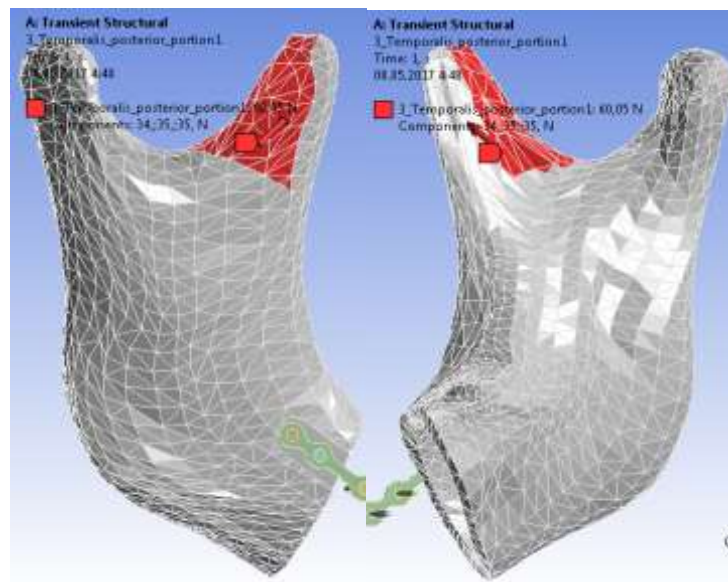
Рисунок 2 - Область дії навантажень від «Temporalis media portion»:  
 а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кістки, яка далі від перелому (X=-34 Н; Z=35 Н; Y=35 Н); в) розташування в моделі на стороні кістки, що ближча до перелому (X=34 Н; Z=35 Н; Y=35 Н)



а)



б)



в)

Рисунок 3 - Область дії навантажень від «Temporalis posterior portionn»:  
 а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кистки,  
 яка далі від перелому ( $X=-34$  Н;  $Z=35$  Н;  $Y=35$  Н); в) сторона кистки в моделі  
 ближча до перелому ( $X=34$  Н;  $Z=35$  Н;  $Y=35$  Н)

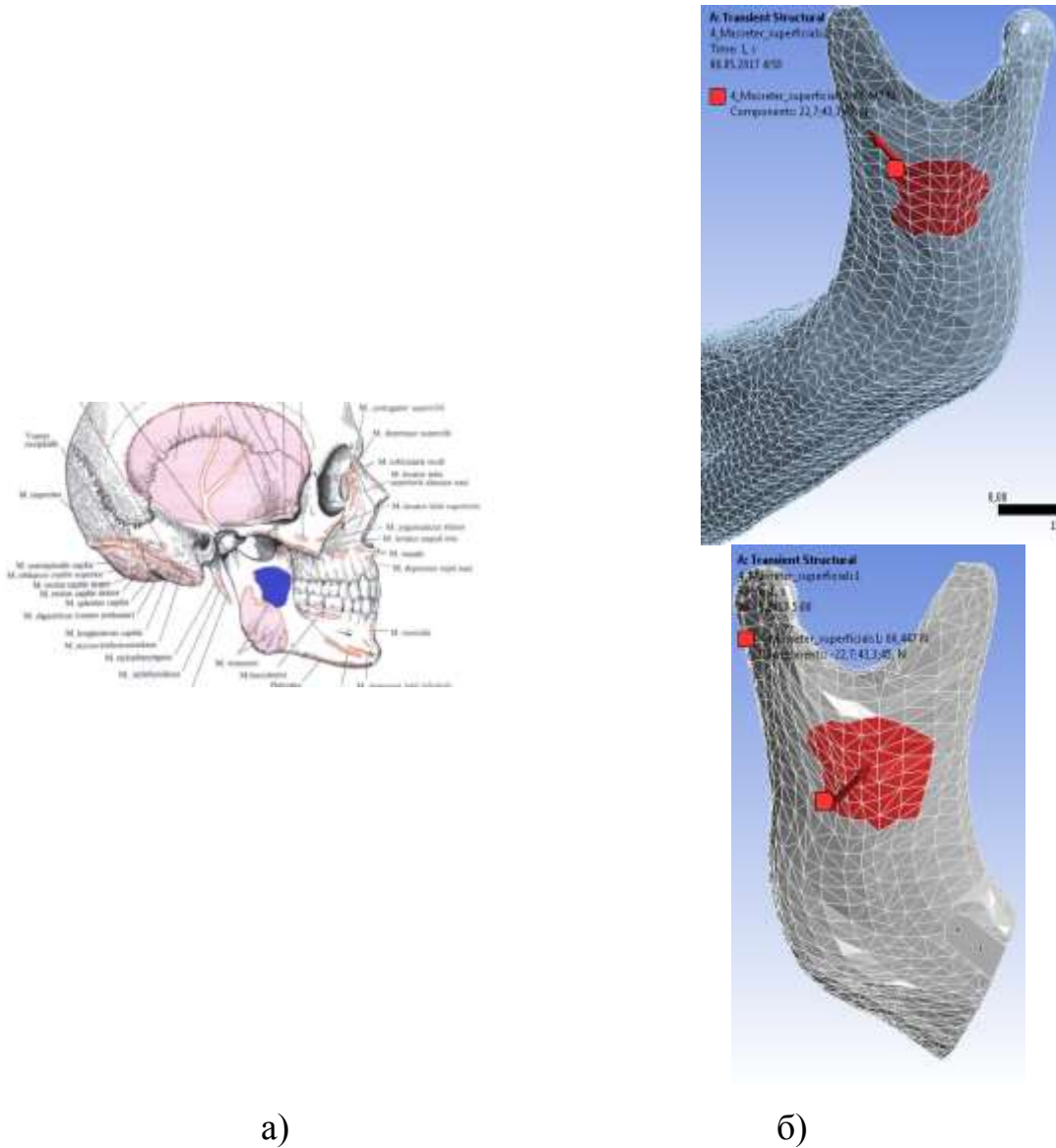
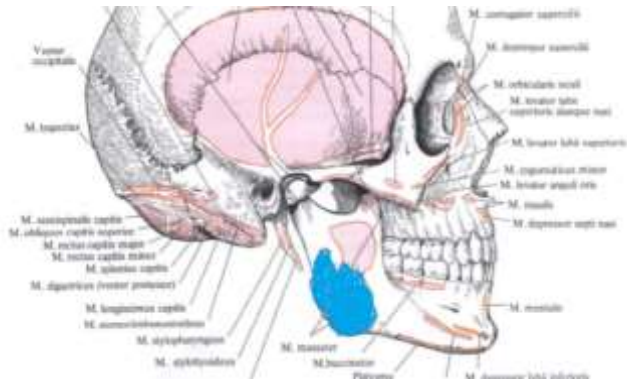
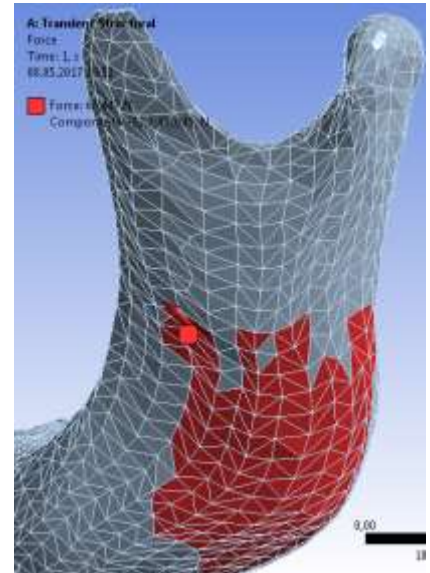


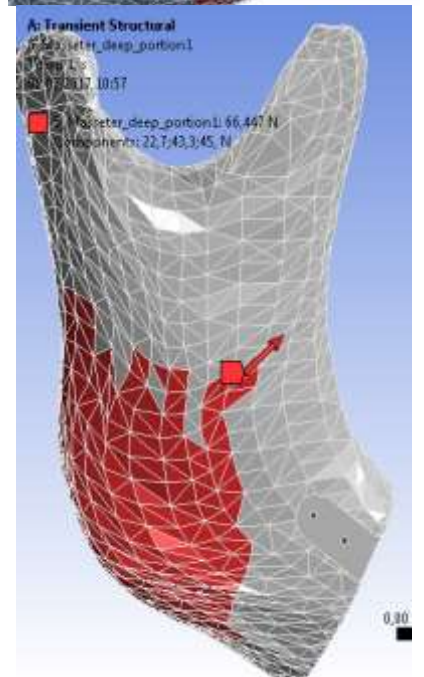
Рисунок 4 - Область дії навантажень від «Masseter superficialis»:  
 а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кистки,  
 яка далі від перелому ( $X=-22,7$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=43,3$  Н); в) сторона кистки в  
 моделі ближча до перелому ( $X=22,7$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=43,3$  Н)



а)



б)



в)

Рисунок 5 - Область дії навантажень від «Masseter deep portion»:

а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кістки, яка далі від перелому ( $X=-22,7$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=43,3$  Н); в) розташування в моделі на стороні кістки, що ближча до перелому ( $X=22,7$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=43,3$

Н)

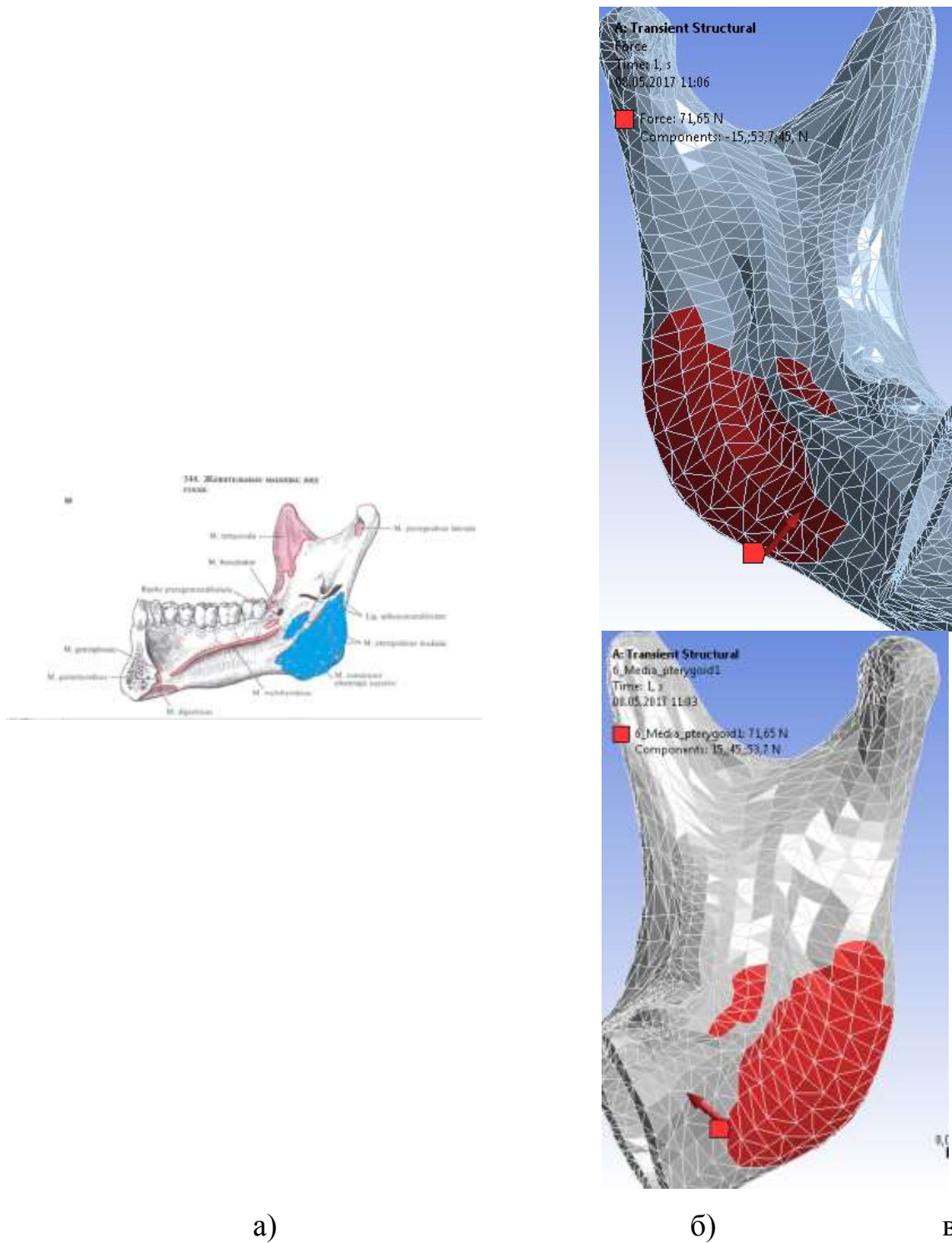


Рисунок 6 - Область дії навантажень від «Media pterygoid»:

а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кістки, яка далі від перелому ( $X=-15$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=53,7$  Н); в) розташування в моделі на стороні кістки, що ближча до перелому ( $X=15$  Н;  $Z=45$  Н;  $Y=53,7$  Н)

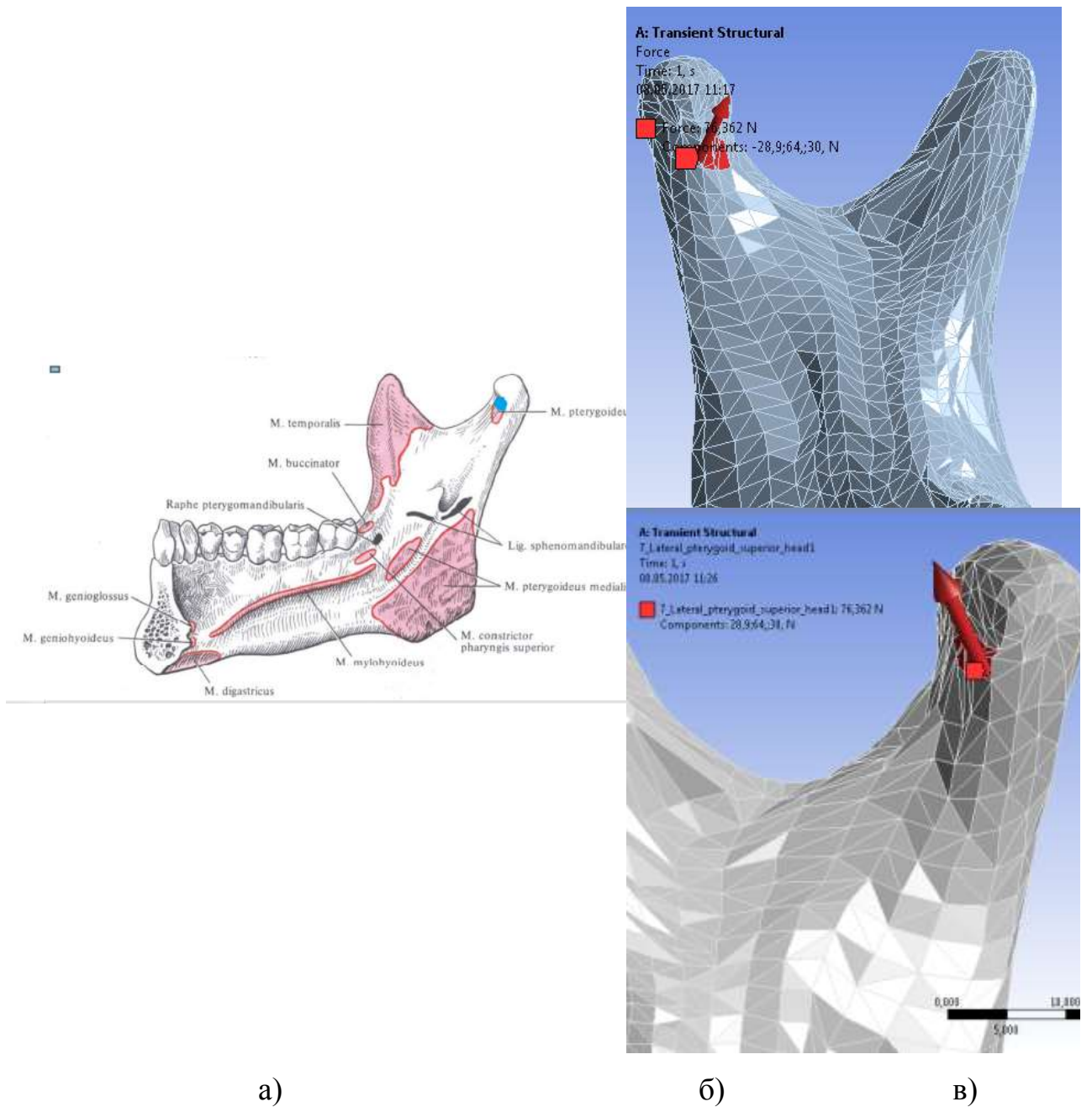
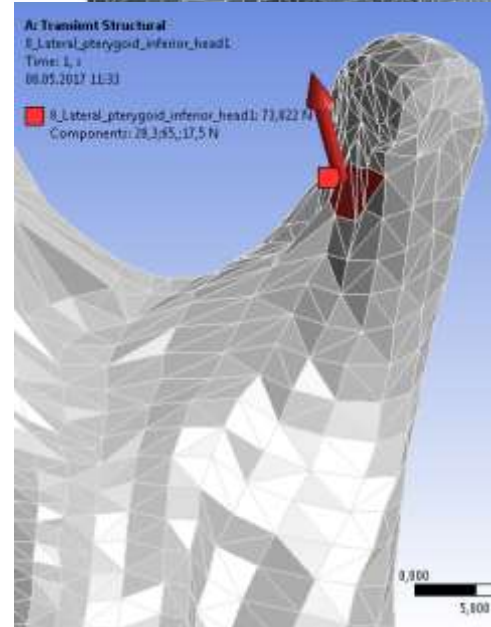
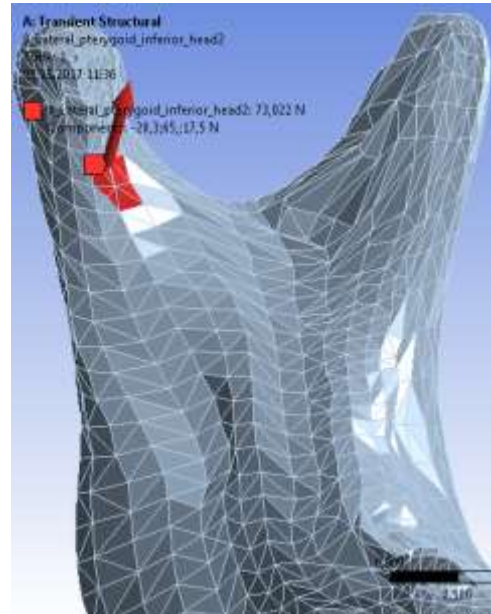
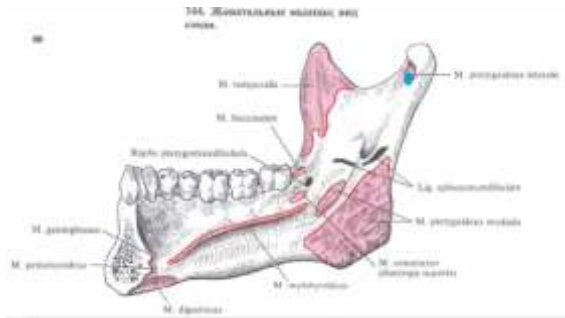


Рисунок 7 - Область дії навантажень від «Lateral pterygoid superior head»:  
 а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кістки, яка далі від перелому ( $X=-28,9$  Н;  $Z=30$  Н;  $Y=64$  Н); в) розташування в моделі на стороні кістки, що ближча до перелому ( $X=28,9$  Н;  $Z=30$  Н;  $Y=64$  Н)



а)

б)

в)

Рисунок 8 - Область дії навантажень від «Lateral pterygoid inferior head»:  
 а) анатомічне розташування; б) розташування в моделі на стороні кістки,  
 яка далі від перелому ( $X=-28,3$  Н;  $Z=17,5$  Н;  $Y=65$  Н); в) розташування в  
 моделі на стороні кістки, що ближча до перелому ( $X=28,3$  Н;  $Z=17,5$  Н;  $Y=65$

Н)



Необхідно відмітити, що для врахування навантаження від попередньо затяжки винтів скористаємось налаштуванням Boltpretention, яка задається на тіло винту та має значення 25 Н.

### 1.3 Визначення закріплення нижньої щелепи

Як вказувалось раніше, будемо розглядати перемелення їжі на стороні протилежній до перелому. Щелепу будемо закріплювати в трьох місцях, з врахуванням її реальних переміщень при жуванні на одній із сторін, розглянемо окремо кожне з них (розташування систем координат відносно яких закріплюється щелепа та ступені вільності вказано на рисунках 9-11):

- сторона на якій перемелюється їжа - закріплення типу «Remotedisplacement», система координат вводиться на найбільш виступаючій частині головки нижньої щелепи, як вказано на рисунку 9, відносно введеної системи координат задаються наступні ступені вільності: обертання навколо осей X та Y, переміщення вздовж осі координат X;

- балансувальна сторона - закріплення типу «Remotedisplacement», система координат вводиться на найбільш виступаючій частині головки нижньої щелепи, що розташована ближче до перелому, як вказано на рисунку 10, відносно введеної системи координат задаються наступні ступені вільності: обертання навколо осей X та Y;

- місце укусу - закріплення типу «Elasticssupport», для використання якого необхідно задати значення жорсткості жувального комка, [8] це значення 2000 Н/мм<sup>2</sup>.

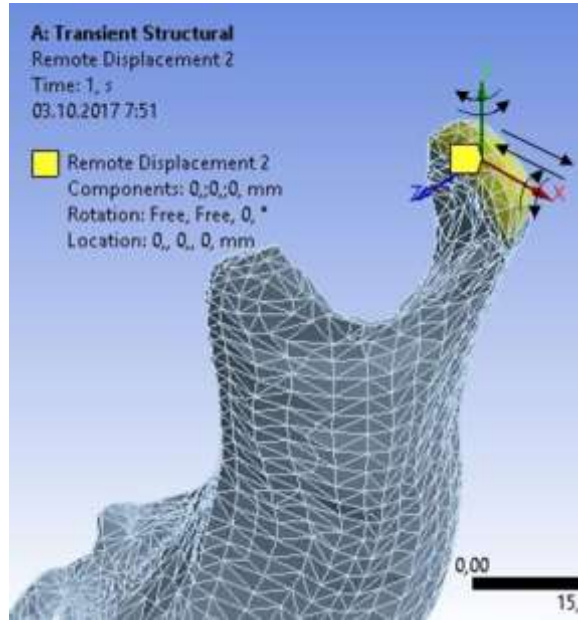


Рисунок 9 - Розташування системи координат та ступені вільності відносно неї на стороні на якій перемелюється їжа

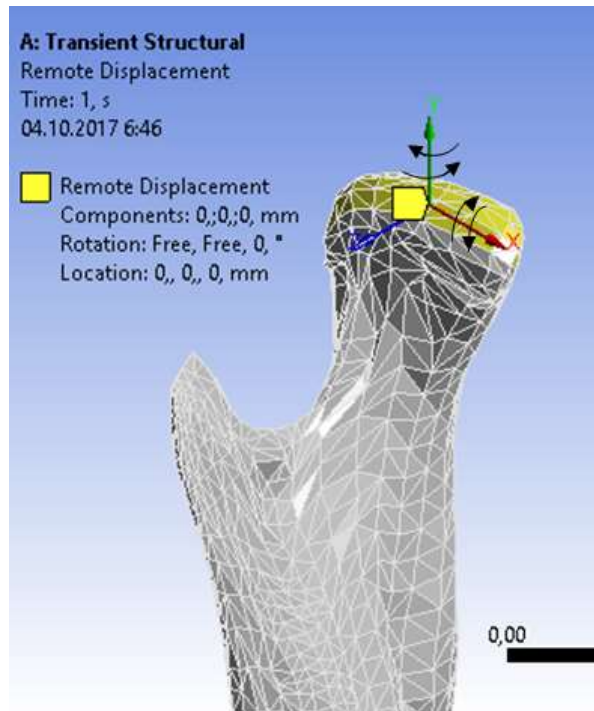


Рисунок 10 - Розташування системи координат та ступені вільності відносно неї на стороні, що ближче до перелому

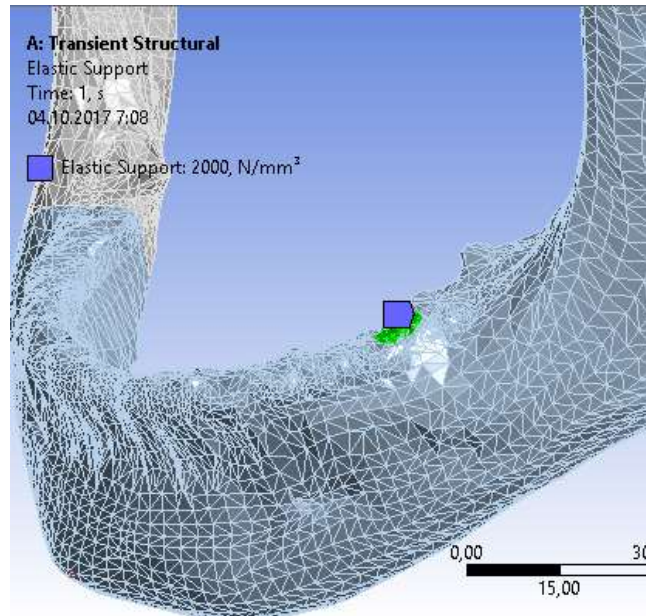


Рисунок 11 - Закріплення в місці де перемелюється їжа

#### 1.4 Визначення типів контактів

Важливим етапом для вирішення даної задачі є визначення налаштувань та типів контакту. В ANSYS наявно п'ять моделей контактної взаємодії, порівняння найважливіших характеристик яких наведено в таблиці 1 [9].

Враховуючи характеристики наведені нижче визначимось з типами контакту та їх налаштування для наступних поверхонь: дві частини кістки, кістка – пластина, винти – пластина. Враховуючи, що реальні контакти вказаних поверхонь допускають розділення, проковзування та між ними є тертя обираємо тип контакту «Frictional».

Після вибору типу контакту не менш важливим є визначення поведінки контактної пари, що впливає на час вирішення задачі. Наявно три типи поведінки контактних поверхонь [10]:

- asymmetric – асиметричний контакт. Використовується у випадку, якщо поведінка контактної пари відома, наприклад одне тіло має більшу твердість ніж інше, більш тверде тіло повинно визначатись як «target». Така поведінка обирається для наступних поверхонь: кістка (contact) – пластина (target);

- symmetric – симетричний контакт. Використовуються у випадку, якщо поведінка контактної пари не відома, в даному випадку не важливо яка

поверхня буде обрана «target», а яка «contact». З точки зору тривалості розрахунку є більш затратним ніж асиметричний контакт. Наприклад: тіла мають однакову твердість, а саме контактна пара кістка–кістка, винти–пластина.

- autoasymmetric – асиметричний контакт для якого вирішувач автоматично обирає відповідну контактну поверхню.

Таблиця 1 – Порівняльна таблиця основних характеристик моделей контактної взаємодії поверхонь поєднаних деталей

Моделі контакту	Типи контакту	Кількість ітерацій для отримання розв'язання	Допустимі розділення поверхонь (NormalBehavior)	Допустимість проковзування поверхонь (TangentialBehavior)
Bonded	Лінійні	Одна ітерація	Не допускається	Не допускається
No Separation				Допускається
Rough	Не лінійні	Декілька ітерацій	Допускається	Не допускається
Frictionless				Допускається
Frictional				Допускається

Ще одним важливим налаштуванням є вибір методу розв'язання, в таблиці 2 наведені деякі переваги і недоліки кожного методу. Як видно з таблиці найбільш оптимальним для застосування є метод AugmentedLagrange, який забезпечить стабільність та швидкість розв'язання задачі та добру точність напружень в контактних парах.

Для цього вирішувача необхідно задавати контактну жорсткість, під якою слід розуміти жорсткість пружних елементів, що додає ANSYS для зв'язку між тілами. Значення жорсткості розраховується програмою самостійно в залежності від властивостей матеріалу деформуємих елементів, але користувач при проблемах із збіжністю може масштабувати його множенням на коефіцієнт, але це може вплинути на точність розв'язання. У випадку даної задачі залишаємо його рівним одиниці.

Таблиця 2 – Переваги і недоліки методів розв'язання контакту

Pure Penalty		Augmented Lagrange		Normal Lagrange		MPC	
+	Гарна сходимість (декілька рівноважних ітерацій)	-	Можливо з'явиться необхідність додаткових рівноважних ітерацій якщо проникнення має велике значення	-	Можливо з'явиться необхідність в додаткових ітераціях якщо наявні коливання	+	Гарна сходимість (декілька рівноважних ітерацій)
-	Чутливий до введення параметру нормальної контактної жорсткості		Низька чутливість до параметру нормальної контактної жорсткості	+	Немає необхідності в параметрі контактної жорсткості	+	Немає необхідності в параметрі контактної жорсткості
-	Контактна проникність наявна і не контролюється		Контактна проникність наявна але контролюється до певного ступеня	+	Завжди проникність близька до нуля	+	Не допускається проникність
+	Можна використовувати для будь якого типу контакту	+	Можна використовувати для будь якого типу контакту	+	Можна використовувати для будь якого типу контакту	-	Можна використовувати тільки тип контакту Bonded
+	Можливо використання обох типів вирішувача	+	Можливо використання обох типів вирішувача	-	Можливе використання тільки направленою вирішувача	+	Можливо використання обох типів вирішувача
+	Доступні симетричні та не симетричні типи контактів	+	Доступні симетричні та не симетричні типи контактів		Тільки асиметричний тип контакту		Тільки асиметричний тип контакту
+	Визначення контакту в інтегральних точках	+	Визначення контакту в інтегральних точках		Визначення контакту тільки у вузлах		Визначення контакту тільки у вузлах

Для підвищення точності вирішення задачі встановимо оновлення контактної жорсткості на кожній рівноважній ітерації в середині підкроку, що буде проводитись умови найменшої проникненості між тілами.

Необхідно відмітити, що при побудові геометричних моделей тіл, що контактують найчастіше не забезпечується точне сполучення необхідних поверхонь або ребер, а особливо у випадку даної задачі (контакт між пластиною та кісткою). В цьому випадку в процесі вирішення задачі ANSYS може «загубити контакт» та видати помилку, пов'язану з тим що одне тіло рухається як абсолютно тверде. В ряді випадків початковою умовою контакту є наявність певного зазору або натягу, які необхідно змодельовати шляхом зміщення контактуючих частин тіла.

Параметр `InterfaceTreatment` дозволяє виконати налаштування початкової взаємодії контактної пари, в даному випадку цільові та контактні поверхні всіх тіл лише дотикаються, тому для ігнорування будь якого проникнення та зазору використовуємо налаштування `AdjustToTouch`.

Отже всі налаштування, що використовуються в задачі для контактів кістка - кістка, кістка – пластина, винти – пластина зведені до таблиці 3.

Необхідно відмітити, що особливу увагу необхідно приділити моделюванню взаємодії між кісткою та винтами, в ANSYS можна виділити 3 головні підходи до моделювання різьбових з'єднань [13] розглянемо переваги та недоліки кожного з них:

1) різь створюється зі всіма геометричними особливостями в 3D - дана модель при достатньо якісній та детальній скінчено елементній сітці дає найточніші результати, але вона є найбільш обчислювально затратною;

2) використання віртуальної різі – винт являє собою циліндричне тіло на якому виділена поверхня з різзю, вона моделюється віртуально, дана методика має назву `bolthead`, він визначається на основі всіх геометричних характеристик різі. В порівнянні з першим методом обчислювальні затрати знижуються в 10 разів;

Таблиця 3 – Налаштування, що використовуються для контактів кістка - кістка, кістка – пластина, винти – пластина

Контакти		
кістка-кістка	кістка - пластина	винти – пластина
Контактна поверхня		
кістка	кістка	винти
Цільова поверхня		
кістка	пластина	пластина
Тип контакту		
Frictional	Frictional	Frictional
Коефіцієнт тертя		
0,5 [11]	0,3 [11]	0,15 [12]
Поведінка контакту		
Symmetric	Asymmetric	Symmetric
Метод описання контакту		
Augmented Lagrange	Augmented Lagrange	Augmented Lagrange
Контактна жорсткість		
1	1	1
Розрахунок контактної жорсткості		
Each Iteration	Each Iteration	Each Iteration
InterfaceTreatment		
AdjusttoTouch	AdjusttoTouch	AdjusttoTouch

3) контакт у вигляді різі замінюється на закріплення - screw joint, точність розрахунку напружень та жорсткості такої контактної пари найнижча.

Враховуючи все вищевказане обираємо другий метод, який має добру точність та не високу затрату обчислювальних потужностей, для використання даного підходу необхідно задавати наступні параметри різі: крок, середній діаметр, кут при вершині, кількість заходів та напрямок витків.

Для визначення даних параметрів брався винт, що зазвичай використовується, вимірювався його крок за допомогою щупів, зовнішній діаметр вимірювався за допомогою мікрометра.

Отримані результати зведені та інші налаштування контактів зведені до таблиці 4.

Необхідно відмітити, що для зменшення часу розрахунку такої різі ANSYS дозволяє використовувати тип контакту Bonded, але на даному етапі дана функція доступна тільки в бета режимі, тому за рекомендаціями необхідно обов'язково порівнювати отримані результати з вирішенням цієї ж задачі з типом контакту Frictional або з експериментом. Тому для подальшого використання даної бета функції проведемо моделювання цими двома способами.

Таблиця 4 - Налаштування контакту кістка - винт

Контакт	кістка - винт	
Контактна поверхня	кістка	
Цільова поверхня	винт	
Тип контакту	Frictional	Bonded
Коефіцієнт тертя	0,3	-
Поведінка контакту	Asymmetric	Asymmetric
Метод описання контакту	Augmented Lagrange	MPC
Контактна жорсткість	1	10
Розрахунок контактної жорсткості	Each Iteration	Never
Interface Treatment	Adjust to Touch	-
Contact geometry correction	Bolt thread	
Вісь обертання	Автоматичне визначення	
Середній діаметр, мм	1,838	
Крок різі, мм	0,25	
Кут при вершині, °	60	
Тип різі	однозахідна	
Напрямок витків	вправо	

Після налаштування всіх контактів наступним етапом є побудова скінчено елементної розрахункової сітки.

Як видно з рисунку 1 розрахункова геометрія має складну форму тому для покращення побудови сітки необхідно використовувати такі її глобальні налаштування:



- розмірна функція - curvature;
- згладжування - середнє;
- щільність - середня.

Важливим налаштуванням для геометрії, яка має таку складну форму є наявність або відсутність середнього вузлу на стороні елемента, ті елементи які мають ці вузли мають більш вищий порядок і в зв'язку з складністю геометрії, незважаючи на підвищення ресурсозатратності такого розрахунку, використовуємо елементи з наявними серединними вузлами.

Після налаштування всіх контактів та побудови розрахункової сітки перед розрахунком перевірялась їх коректність, як було видно з Contacttool всі контакти працюють правильно.

### **1.5 Побудова розрахункової сітки**

Як видно з рисунку 1 розрахункова геометрія має складну форму тому для покращення побудови сітки необхідно використовувати такі її глобальні налаштування:

- розмірна функція - curvature;
- згладжування - середнє;
- щільність - середня.

Важливим налаштуванням для геометрії, яка має таку складну форму є наявність або відсутність середнього вузлу на стороні елемента, ті елементи які мають ці вузли мають більш вищий порядок і в зв'язку з складністю геометрії, незважаючи на підвищення ресурсозатратності такого розрахунку, використовуємо елементи з наявними серединними вузлами, за це відповідає налаштування Kert.

Для кращого побудови сітки в зоні контакту та пластині користувались методом Sweep, який дозволяє побудувати структуровану розрахункову сітку, в налаштування обиралась кількість елементів по ширині пластини, вона складала 5, та по довжині тіла болта, вона складала 250.

Після налаштування всіх контактів та побудови розрахункової сітки перед розрахунком перевірялась кількість точок, що знаходяться в контакті, як було видно з Contacttool всі контакти працюють правильно.

## 1.6 Налаштування вирішувача

Для забезпечення стабільності вирішення задачі, використовуємо наступний підхід, а саме навантаження силами по частинам, задача буде вирішуватись у 55 кроків (час кінця розрахунку 0,84 с). Нижче наведена таблиця 5 в якій вказано за скільки кроків проходить навантаження кожною силою та якої величини цей часовий крок. Дане розбиття було зроблено зі стабільності вирішення задачі. Сили прикладаються по лінійному закону.

Таблиця 5 - Особливості навантаження

Назва сили	Кількість кроків за які прикладається	Розмір часового кроку, с	Час кінця прикладання сили, с
2. Temporalis media portion	5	0,024	0,12
3. Temporalis posterior portion	5	0,024	0,24
4. Masseter superficialas	10	0,012	0,36
5. Masseter deep portion	10	0,012	0,48
6. Media pterygoid	10	0,012	0,60
7. Lateral pterygoid superior head	10	0,012	0,72
8. Lateral pterygoid inferior head	5	0,024	0,84

Для забезпечення збіжності навіть за умови, що крок по часу виявиться надто великим встановлюємо автоматичний часовий підкрок, який розділить головний крок на частини. Визначення такого автоматичного часового підкроку проводимо визначенням їх максимальної кількості, в даному випадку 15.

Обираємо ітеративний вирішувач з розрахунку на наявні обчислювальні потужності.

Ще одним додатковим налаштуванням для стабільності вирішення є введення слабких пружин, їх пружність залишаємо контролювати програмі.

Для зменшення файлів результатів та з розрахунку на те, що суттєво змінюватись вони будуть після повного навантаження саме в ці моменти встановлюємо запис

## 2 ПОРІВНЯННЯ ДВОХ РОЗРОБЛЕНИХ МЕТОДІВ РОЗРАХУНКУ

В розділі 1 були проаналізовані методики моделювання контактної взаємодії пружних тіл, з умови точності та швидкості отримання результатів визначені два найбільш оптимальні способи розрахунку напруженого деформованого стану пластини, що скріплює кістку в місці перелому. Ці два способи принципово відрізняються способами моделювання різьбового з'єднання винт-кістка, перший заснований на нелінійному типі контакту, що має назву «Frictional» (напруження та переміщення визначаються за ітераційною процедурою), другий - на лінійному, що має назву «Bonded» (напруження та переміщення визначаються одну ітерацію).

Всі налаштування, які вказувались для розв'язання задачі вказано в 1 розділі. Порівнювати ці два методики будемо за такими показниками, як швидкість вирішення задачі та точність отриманих результатів.

Перший метод («Frictional»), оскільки це не лінійний тип контакту, який вирішується за ітераційною процедурою звичайно, що має значний час розрахунку. При використанні кластеру, що має 64 ГБ та 32 ядра цей час складає дві доби. На рисунку 12 наведено скріншот таблиці значень максимальних напружень, що виникають в пластині в залежності від діючого навантаження, що прикладалось за лінійним законом так, як вказано в таблиці 5.

Другий метод («Bonded»), оскільки цей метод являється лінійним і вирішується за одну ітерацію швидкість розрахунку зменшується, але за рекомендаціями наведеними в [13] при його використанні для різьбових з'єднань необхідно кожен раз проводити перевірку отриманих даних оскільки дана функція доступна лише в бета режимі. При використанні кластеру, що має 64 ГБ та 32 ядра цей час складає 6 годин. На рисунку 12 наведено скріншот таблиці значень максимальних напружень, що виникають

в пластині в залежності від діючого навантаження, що прикладалось за лінійним законом так, як вказано в таблиці 5

	Time [s]	Minimum [MPa]	Maximum [MPa]
1	2,4e-002	2,2638e-003	8,4475
2	4,8e-002	6,6053e-003	16,848
3	7,2e-002	1,1589e-002	25,268
4	9,6e-002	1,4718e-002	33,69
5	0,12	2,0824e-002	42,078
6	0,144	3,2994e-002	46,993
7	0,168	2,9346e-002	56,262
8	0,192	1,6554e-002	65,438
9	0,216	3,944e-002	76,977
10	0,24	4,3165e-002	97,058
11	0,257	3,6636e-002	110,8
12	0,274	3,5028e-002	123,29
13	0,291	3,9709e-002	135,83
14	0,308	4,6941e-002	148,05
15	0,325	5,8414e-002	160,36
16	0,342	6,0115e-002	172,45
17	0,36	6,1657e-002	185,44

Рисунок 11 - Скрішот таблиці максимальних значень внутрішніх напружень, що виникають в пластині під час її навантаження, отриманих за першим методом

Tabular Data			
	Time [s]	Minimum [MPa]	Maximum [MPa]
1	2,4e-002	8,6827e-003	9,1289
2	4,8e-002	2,0106e-002	18,159
3	7,2e-002	1,9947e-002	27,208
4	9,6e-002	3,9586e-002	36,57
5	0,12	2,9558e-002	45,244
6	0,144	2,9962e-002	54,426
7	0,168	6,5456e-002	65,113
8	0,192	6,3e-002	73,738
9	0,216	5,5443e-002	81,062
10	0,24	0,10841	93,991
11	0,257	5,252e-002	106,53
12	0,274	4,0758e-002	118,07
13	0,291	5,58e-002	129,34
14	0,308	6,2685e-002	140,78
15	0,325	6,8e-002	152,78
16	0,342	6,3133e-002	164,58
17	0,36	6,1619e-002	177,49

Metric (mm, t, N, s, mV, mA) Degrees

Рисунок 12 - Скрішот таблиці максимальних значень внутрішніх напружень, що виникають в пластині під час її навантаження, отриманих за другим методом

Знайдемо в процентному відношенні похибку обчислень отриманих за другим методом, за формуло 1, обчислені значення наведені в таблиці 6.

$$\Delta = \frac{P_2 - P_1}{P_2} \cdot 100\%, \quad (1)$$

де  $P_2$  - внутрішні напруження, що виникають в пластині, під дією навантаження, розраховані за другим методом;

$P_1$  - внутрішні напруження, що виникають в пластині, під дією навантаження, розраховані за першим методом.

Таблиця 6 - Похибка обчислень внутрішніх напружень отриманих за другим методом

Номер кроку	Час, с	Похибка обчислень, %
1	0,024	7,7
2	0,048	7,7
3	0,072	7,0
4	0,096	7,9
5	0,12	6,9
6	0,144	13,6
7	0,168	13,6
8	0,192	11,2
9	0,216	5,1
10	0,24	3,2
11	0,257	4,0
12	0,274	4,4
13	0,291	4,8
14	0,308	5,2
15	0,325	5,0
16	0,342	4,8
17	0,36	4,5

Як видно з таблиці 6 відхилення значень внутрішнього напруження, що виникають в пластині не перевищують 15%, а отже використання другого методу є не тільки скорочує час розрахунків в 8 разів, а і є достатньо точним при отриманні результатів.

Отже для проведення подальшої оптимізації пластини, будемо використовувати другий метод моделювання, цю оптимізацію можна провести з використанням модулю програмного комплексу ANSYS Shape Optimization.

### 3 АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ РОЗРАХУНКУ

В даному розділі розглядаються результати моделювання з використанням першого методу, який використовує лінійний тип контакту між кісткою та гвинтом для моделювання різьбового з'єднання.

#### 3.1 Пряма пластина

На рисунку 13 вказане переміщення точок розрахункової моделі, як видно дві частини кістки зміщені одна відносно одної, за допомогою програмного комплексу визначаємо цю відстань, яка має максимальне значення рівне 0,75 мм, ця область більш детально наведена на рисунку 14.

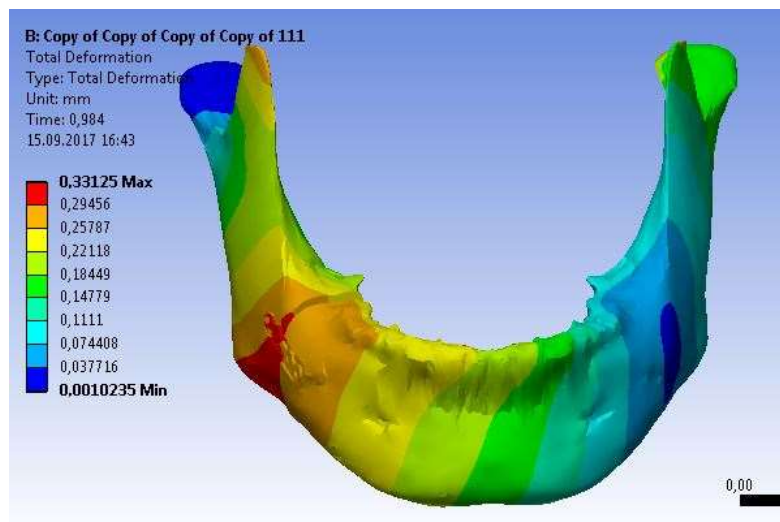


Рисунок 13- Переміщення точок розрахункової моделі



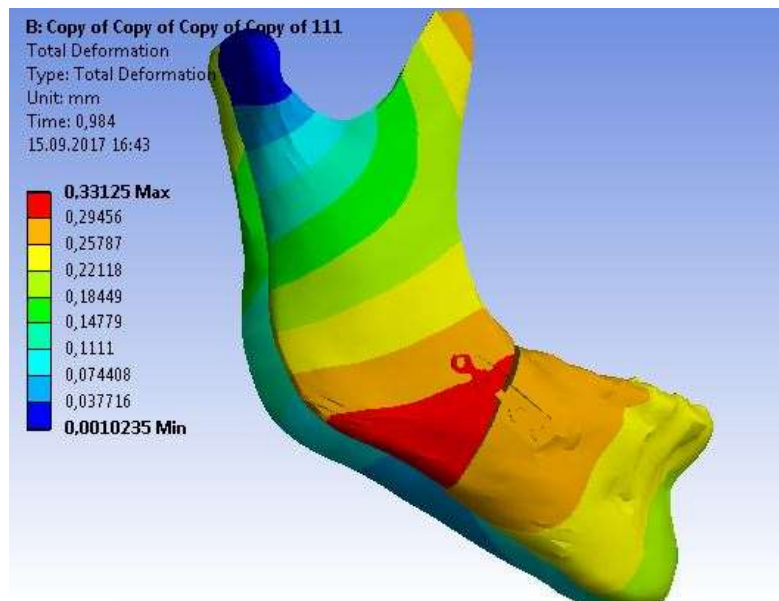


Рисунок 14 - Збільшена область переміщення щелепи

Як видно з рисунків 14, 15 дві частини зміщуються не тільки по осі Z (нерівномірно), а й по осі X в бік від'ємного її напрямку.

За допомогою Contacttool покажемо, які саме частини кістки знаходяться в контакті, а отже на яку саме частину виникає найбільший тиск між контактуючими поверхнями, результат наведений на рисунку 15.

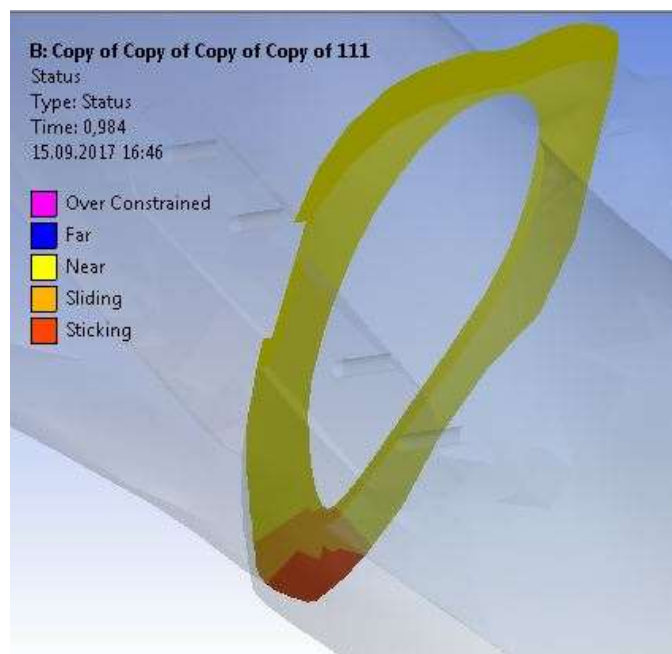


Рисунок 15 - Область контакту двох частин кісток

Як видно з рисунку 15 дві частини кістки контактують в нижній частині, а отже найбільший тиск буде виникати саме на цю частину кістки.

На рисунку 16 вказаний розподіл напружень, що виникає в пластині.

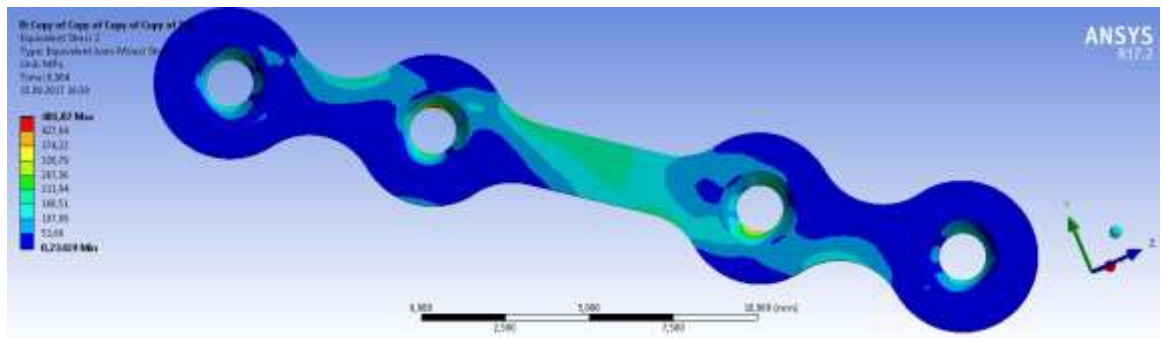


Рисунок 16 - Розподіл напружень по пластині

Як видно з рисунку найбільше напруження, що виникає в пластині складає 481 МПа, дане напруження менше від межі текучості, а отже при знятті навантаження пластина буде повертатись в своє початкове положення.

На рисунку 17 наведена збільшена в 100 разів деформація пластини, значення деформації в легенді вказано в м.



Рисунок 17 - Деформація пластини збільшена в 100 разів

Як видно з рисунку пластинка здебільшого працює на згин відносно площини YOZ, або в поперечному напрямку.

На рисунку 18 видно, що дві частини щелипи повертаються одна відносно одної на кут 9,6 хвилин.



Рисунок 18 - Поворот пластин

### 3.2 Y - пластина

На рисунку 19 наведена конструкція та розміри Y - пластини.

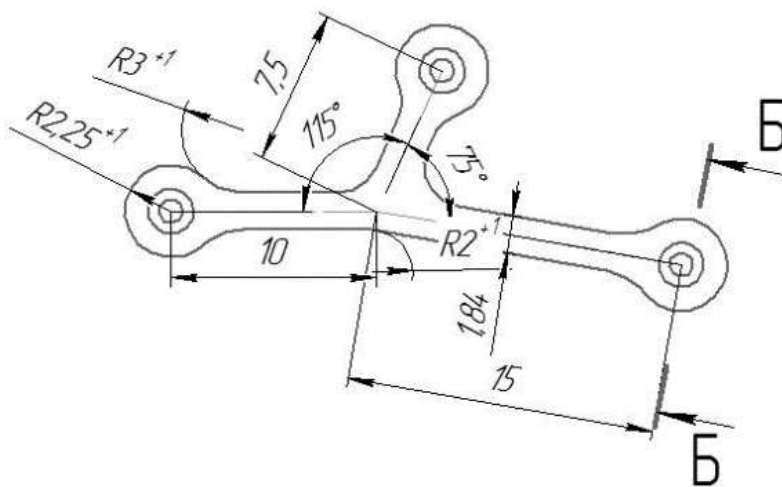


Рисунок 19 - Конструкція та розміри Y - пластини

На рисунку 20 наведе розташування Y - пластини в місці перелому. Навантажень, закріплень, налаштування вирішувача та контактів проводились згідно з вказаним вище алгоритмом.

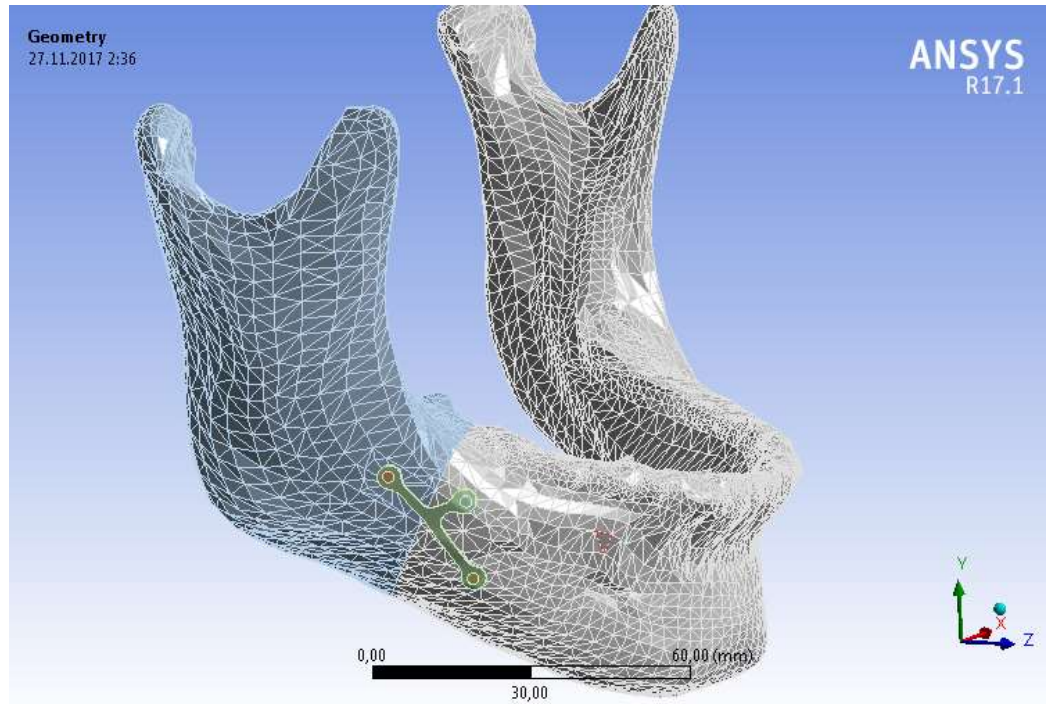


Рисунок 20 - Розташування Y - пластини в місці перелому

На рисунку 21 вказане переміщення точок розрахункової моделі, як видно дві частини кістки зміщені одна відносно одної, за допомогою програмного комплексу визначаємо цю відстань, яка має максимальне значення рівне 0,15 мм, ця область більш детально наведена на рисунку 22 (деформація наведена в масштабі 1:20).

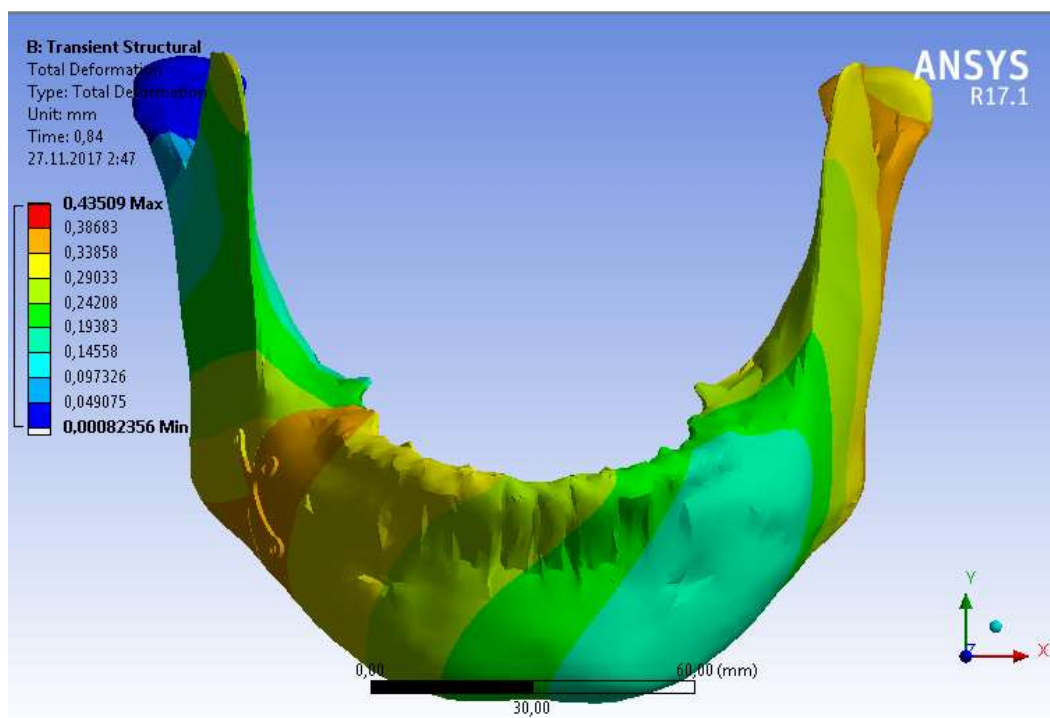


Рисунок 20- Переміщення точок розрахункової моделі

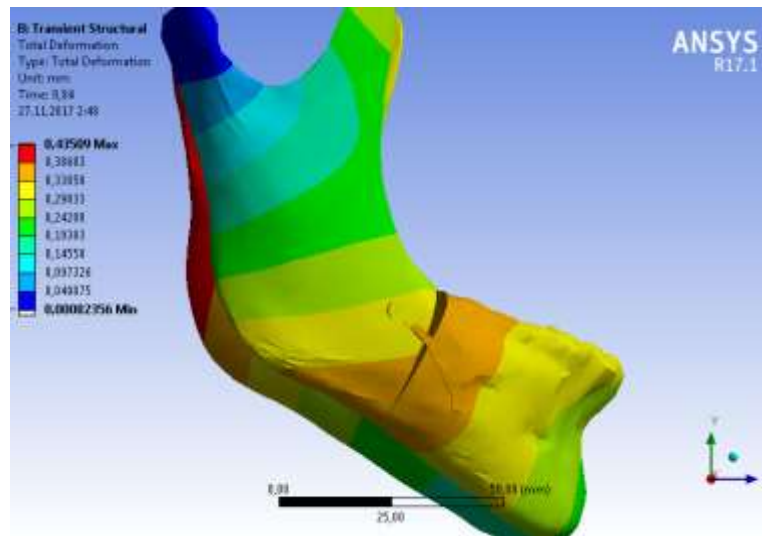


Рисунок 21 - Збільшена область переміщення щелепи

Як видно з рисунків 20, 21 дві частини зміщуються не тільки по осі Z (нерівномірно), а й по осі X в бік від'ємного її напрямку.

За допомогою Contact tool покажемо, які саме частини кістки знаходяться в контакті, а отже на яку саме частину виникає найбільший тиск між контактуючими поверхнями, результат наведений на рисунку 22.

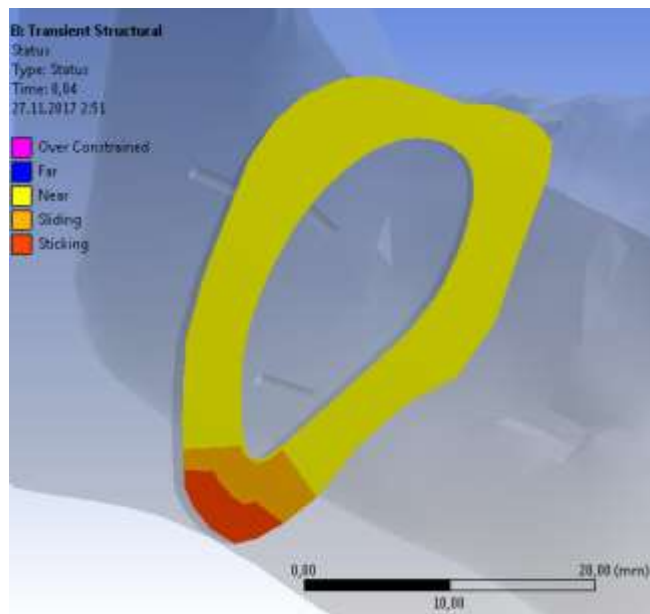


Рисунок 22 - Область контакту двох частин кісток

Як видно з рисунку 22 дві частини кістки контактують в нижній частині, а отже найбільший тиск буде виникати саме на цю частину кістки.

Порівнюючи два рисунка 22 та 15 можна зробити висновок, що Y - пластина дає більш жорстке закріплення обох частин щелепи.

На рисунку 23 вказаний розподіл напружень, що виникає в пластині.

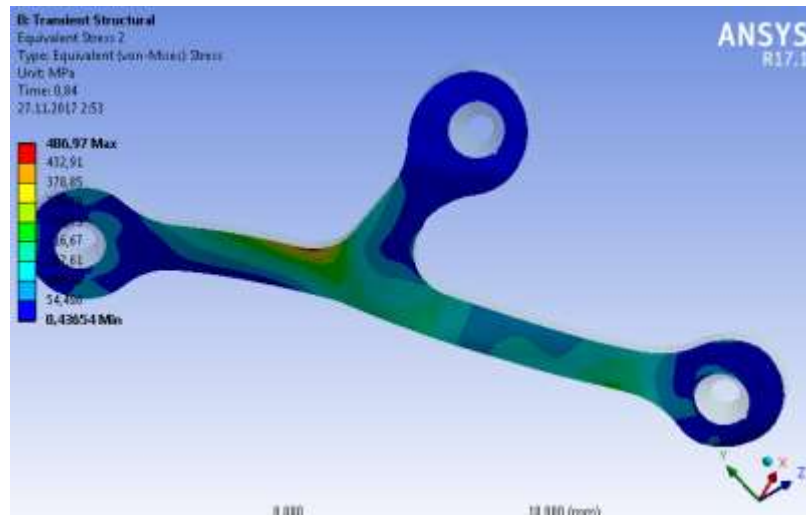


Рисунок 23 - Розподіл напружень по пластині

Як видно з рисунку 23 найбільше напруження, що виникає в пластині складає 487 МПа, дане напруження менше від межі текучості, а отже при знятті навантаження пластина буде повертатись в своє початкове положення.

На рисунку 24 наведена збільшена в 100 разів деформація пластини, значення деформації в легенді вказано в мм.

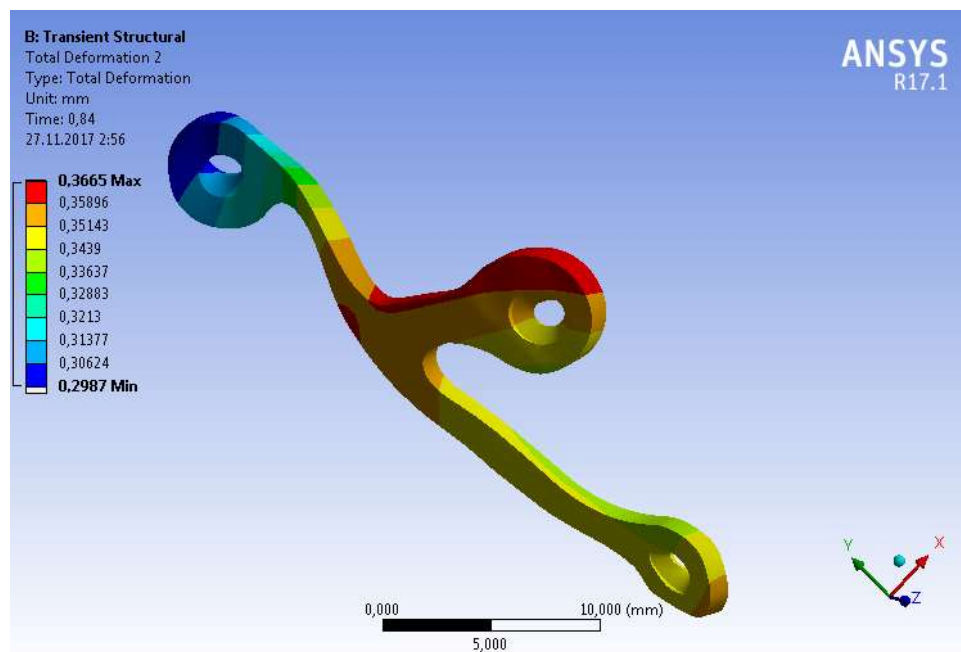


Рисунок 23 - Деформація пластини збільшена в 100 разів

Як видно з рисунку  $Y$  - пластина здебільшого працює на згин відносно площини  $YOZ$ , або в поперечному напрямку, також на зріз в місці концентрації найбільших напружень.

## ВИСНОВКИ

1. Були проаналізовані методики моделювання контактної взаємодії пружних тіл, з умови точності та швидкості отримання результатів визначені два найбільш оптимальні способи розрахунку напруженого деформованого стану пластини, що скріплює кістку в місці перелому. Ці два способи принципово відрізняються способами моделювання різьбового з'єднання винт-кістка, перший заснований на нелінійному типі контакту (напруження та переміщення визначаються за ітераційною процедурою), другий - на лінійному (напруження та переміщення визначаються одну ітерацію).

2. Після порівняння розроблених методів було визначено, що другий метод дає результати, похибка яких відносно першого не перевищує 15%, а отже розрахунки проводяться з достатньою точністю, та швидше ніж за першим методом в 8 разів.

3. Максимальне напруження на плоску пластину складає 481 МПа, що не перевищує межу текучості, але як видно з розподілу напружень є зони з недовантажені, а отже можна зменшити кількість металу для пластини.

4. Максимальне напруження на Y - пластину складає 487 МПа, що не перевищує межу текучості, але як видно з розподілу напружень є зони з недовантажені, а отже можна зменшити кількість металу для пластини.

5. Необхідно відмітити, що обидва розглянуті види пластини мають практично однакові значення максимальних напружень, але враховуючи, що найбільший зазор між двома частинами щелепи у випадку використання прямої пластини становить 0,75 мм, а у випадку Y - пластини 0,15 мм можна зробити висновок, що друга розглянута пластина забезпечує більшу жорсткість закріплення обох частин, а отже у цьому випадку перелом буде краще заживлюватись. Також Y - пластина забезпечує більшу площину контакту в нижній частині щелепи ніж варіант з прямою пластиною.



## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Ахтямов И.Ф., Кривошапко Г.В. Кривошапко С.В. Отдалённые результаты реабилитации больных после оперативного лечения внутрисуставных переломов области коленного сустава // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2002. № 2 .С. 42–46. 2.
2. Ахтямов И.Ф., Колесников М.А. Лечение посттравматических гонартрозов с помощью заднестабилизированныхэндопротезов коленного сустава. / Повреждения при дорожно-транспортных происшествиях и их последствия: нерешённые вопросы, ошибки и осложнения. М., 2011. С. 104–105.
3. Багиров А.Б. Лечение больных с внутрисуставными переломами длинных трубчатых костей нижних конечностей, профилактика деформирующего артроза: автореф. дис. ... д-ра. мед. наук. М., 1993. 28 с.
4. Заворыкин Д.И. Оперативное лечение переломов плато большеберцовой кости // Лечение сочетанных травм и заболеваний конечностей. Тезисы докладов Всероссийской юбилейной научно-практической конференции. М., 2003. С. 117–118.
5. Маттис Э.Р. Система оценки исходов переломов костей опорно-двигательного аппарата и их последствий: автореф. дисс. ... д-ра мед. наук. М., 1985. 29 с.
6. Паньков И.О., Рябчиков И.В., Емелин А.Л. Современные аспекты лечения полифрагментарныхимпрессионно-компрессионных переломов мыщелков большеберцовой кости / Современные технологии в травматологии и ортопедии. СПб., 2010. С. 56–57.
7. Плоткин Я.Г., Петрова А.А., Гаврилов Е.В. Переломы мыщелков большеберцовой кости. / Повреждения при дорожно-транспортных происшествиях и их последствия: нерешённые вопросы, ошибки и осложнения. М., 2011. С. 38–39.

8. Соколов В.А., Бялик В.И., Такиев А.Т. Бояршинова О.И. Оперативное лечение переломов дистального отдела бедра у пострадавших с сочетанной и множественной травмой // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2004, №.1.

9. Eberhard H.J., Schier H., Dittel K.K. A new dynamic angel-adapted device – an innovative method for stabilizing proximal fractures of the femur // Congress of the European federat of national associations of orthopaedics and traumatology.

10. Barcelona. April 24–27. 1997. P. 190. 10. Neushen F. Die extensionsbehandlung der Ober – und Unterschenkelbrüche auf physiologishanatomisher Grundlage // Brun's Britz. 1998. Bd. 57. S. 616.

11. T.P. Ruedi, W.M. Murphy, AO Principles of Fracture Management // Thieme Verlag. (2001). – 864 P.

12. Krettek, C. Prinzipien der intramedullären Knochenbruchstabilisierung. Teil 1: Operationstechnik // Unfallchirurg (2001).-Band 104 – S. 639 – 653. 3. Kenneth, D. Johnson Femoral Shaft Fractures // Skeletal Trauma. – Saunders (1992). – P.1525-1641.