

ДУ Інститут травматології та ортопедії НАМНУ
НТУУ КПІ ім. Ігоря Сікорського

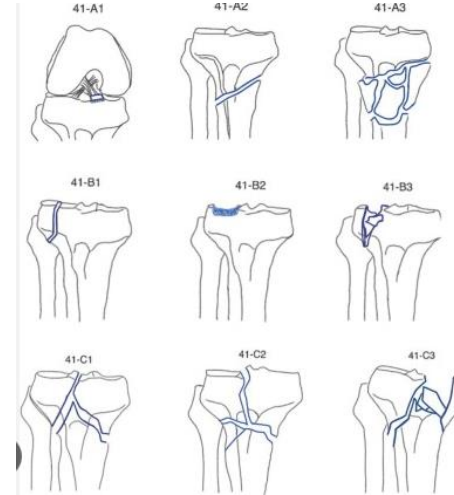
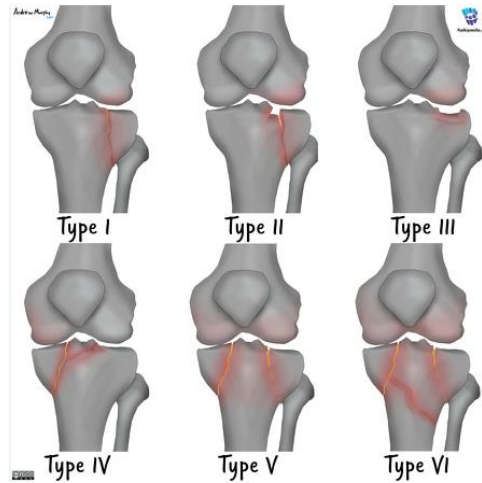
Біомеханічне моделювання нестабільності
колінного суглоба при переломах плато
великогомілкової кістки

проф. Калашніков А.В., Сивак А.М., доц. Мусієнко О.С.



- Переломи плато великогомілкової кістки – 1–2% усіх переломів, до 8% внутрішньосуглобових
- Найчастіше у віці 30–60 років
- Високий рівень супутніх пошкоджень зв'язок та менісків (30–40%)

Актуальність

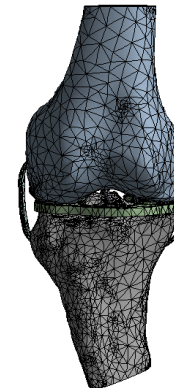
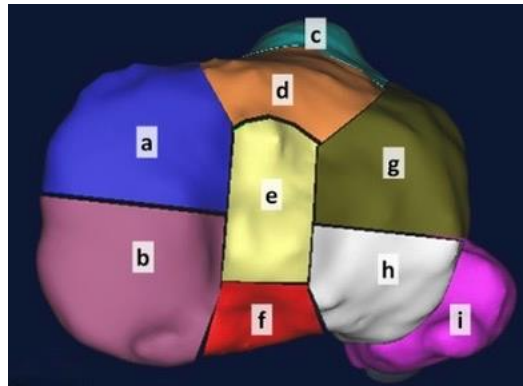


A- extra articular
A1: avulsion
A2: metaphyseal simple
A3: metaphyseal multifragmentary

B- partial articular
B1: pure split
B2: pure depression
B3: split depression

C- complete articular
C1: articular simple, metaphyseal simple
C2: articular simple, metaphyseal multifragmentary
C3: articular multifragmentary

- Традиційні класифікації (Schatzker, AO) не враховують біомеханічних аспектів та впливу зміщення фрагментів на стабільність суглоба



- Використання **9-сегментарної класифікації Luo CF** у поєднанні з **FEM-моделюванням** дозволить:
 - кількісно оцінити критичні зони перевантаження;
 - визначити клінічно значущі межі зміщення (навіть 2–3 мм);
 - обґрунтувати показання до МРТ і реконструкції стабілізуючих м'якотканинних структур;
 - сформувати персоналізований підхід до лікування

Kennedy et al., 1968

Kennedy et al., 1968

Мета:

- Одне з перших експериментальних досліджень, спрямованих на аналіз стабільності колінного суглоба при пошкодженні зв'язкового апарату та переломах проксимального відділу великогомілкової кістки.

Методика:

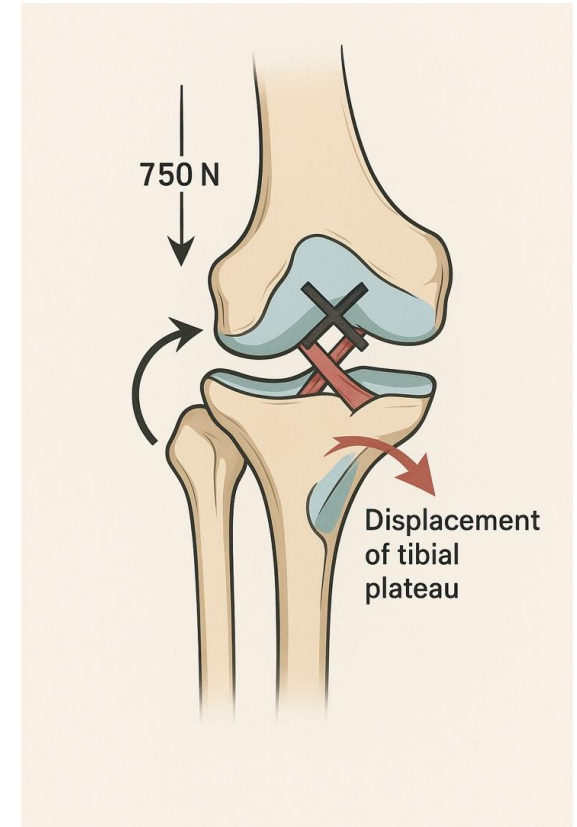
- Використовувались кадаверні зразки колінних суглобів.
- Застосовувались різні умови навантаження (осьове та ротаційне).
- Оцінювали ступінь зміщення суглобових поверхонь при пошкодженні хрестоподібних та колатеральних зв'язок.

Основні результати:

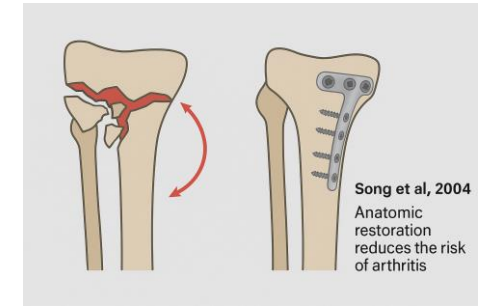
- Було показано, що стабільність колінного суглоба значною мірою залежить від цілісності передньої та задньої хрестоподібних зв'язок.
- При їх пошкодженні навіть незначне навантаження призводило до аномальних зсувів у плато великогомілкової кістки.
- Автори зробили висновок, що **зміщення фрагментів без урахування ушкоджень зв'язок не відображає реальної клінічної нестабільності.**

Значення:

- Це дослідження стало одним із фундаментальних, адже вперше експериментально підтвердило **критичну роль зв'язкового апарату** у стабільності колінного суглоба при переломах проксимального відділу великогомілкової кістки.



Song et al., 2004



Song et al., 2004

Мета:

• Дослідити результати лікування складних переломів плато великогомілкової кістки з урахуванням анатомічних особливостей та типу пошкодження.

Методика:

- Клінічне дослідження на групі пацієнтів з багатоуламковими та складними переломами.
- Використовувались хірургічні методи з відкритою репозицією та внутрішньою фіксацією (ORIF).
- Оцінювались функціональні результати та частота ускладнень.

Основні результати:

- Автори підкреслили важливість анатомічного відновлення суглобової поверхні навіть при багатоосколкових переломах.
- Було показано, що точна репозиція і стабільна фіксація значно зменшують ризик післятравматичного артрозу.
- Незадовільні результати пов'язувались переважно з недооцінкою супутніх ушкоджень м'яких тканин.

Значення:

• Дослідження стало підтвердженням, що **анатомічна реконструкція плато та врахування супутніх ушкоджень** є ключем до успішного лікування та збереження функції колінного суглоба.

Gardner et al., 2005

Gardner et al., 2005

Мета:

- Вивчити біомеханіку переломів плато великогомілкової кістки, зокрема роль латеральної колони у стабільності.

Методика:

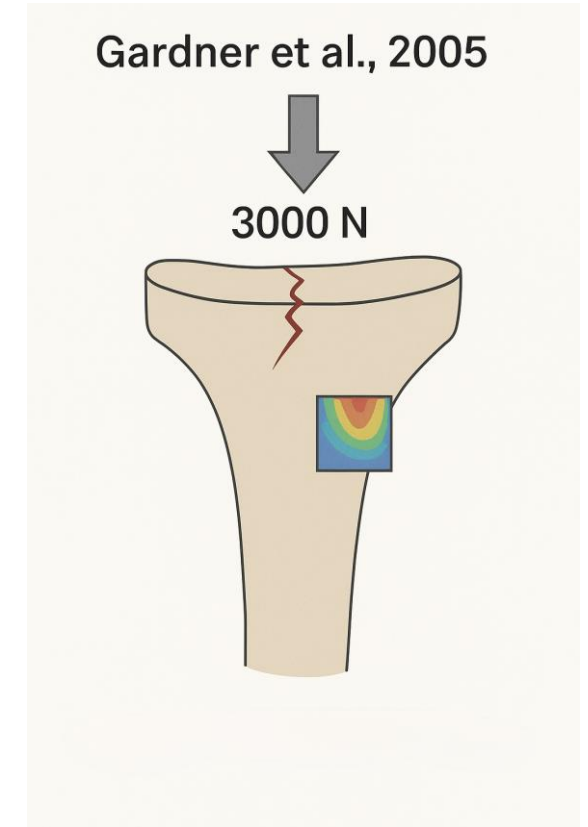
- Використано спрощені геометричні моделі плато (без урахування усіх анатомічних структур).
- Експериментально відтворювались переломи латерального плато.
- Навантаження прикладалося осьово, оцінювалися деформації та стабільність.

Основні результати:

- Підтверджено критичне значення латеральної колони у підтримці стабільності суглоба.
- Встановлено, що навіть мінімальне зміщення латерального сегмента призводить до перевантаження меніска.
- Обмеження: надмірно спрощена геометрія моделі, що не відображає реальної складності анатомії.

Значення:

- Дослідження заклало основу для подальших біомеханічних робіт, але підкреслило необхідність створення **більш реалістичних моделей**, що враховують не тільки кісткові структури, а й зв'язки та меніски.



Peña et al., 2006

Peña et al., 2006

Мета:

• Дослідити вплив пошкоджень латерального меніска на розподіл навантажень у колінному суглобі за допомогою комп'ютерного моделювання.

Методика:

- Використано 3D-комп'ютерну модель колінного суглоба.
- Симульовано ушкодження латерального меніска при різних сценаріях навантаження.
- Аналізувались зміни контактних сил і площі контакту в суглобі.

Основні результати:

- Втрата латерального меніска призводила до суттєвого зростання навантаження на латеральний виросток стегнової кістки.
- Зменшувалася площа контакту, що призводило до перевантаження хряща.
- Було показано, що навіть часткові пошкодження меніска значно впливають на біомеханіку колінного суглоба.

Значення:

• Це дослідження підтвердило **ключову роль латерального меніска** у збереженні стабільності й рівномірного розподілу навантажень у коліні.



Frosch et al., 2013

Frosch et al., 2013

Мета:

• Дослідити статичну стійкість колінного суглоба при переломах плато великогомілкової кістки залежно від величини зміщення фрагментів.

Методика:

- Експерименти проведені на кадаверних моделях.
- Відтворювались різні типи переломів плато із поступовим зміщенням фрагментів.
- Вимірювалась стійкість суглоба при максимальному навантаженні.

Основні результати:

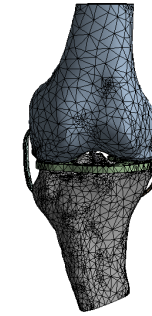
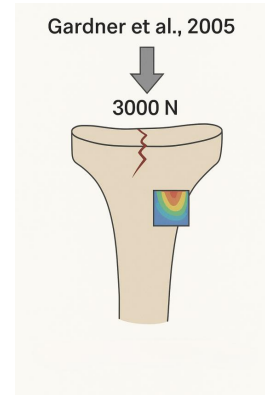
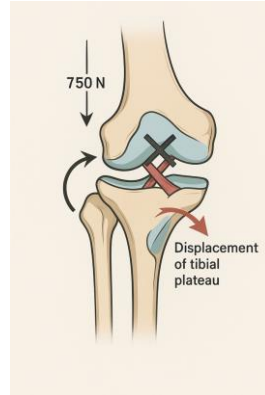
- Встановлено критичні межі зміщення (приблизно 2–3 мм), після яких різко зростає нестабільність.
- Показано, що навіть невелике зміщення значно знижує несучу здатність суглоба.
- Автори підкреслили, що корекція зміщення має принципове значення для відновлення стабільності.

Значення:

• Це дослідження стало важливим доказом необхідності точного відновлення анатомії суглобової поверхні навіть при «незначних» зміщеннях, і лягло в основу сучасних підходів до хірургічного лікування переломів плато.

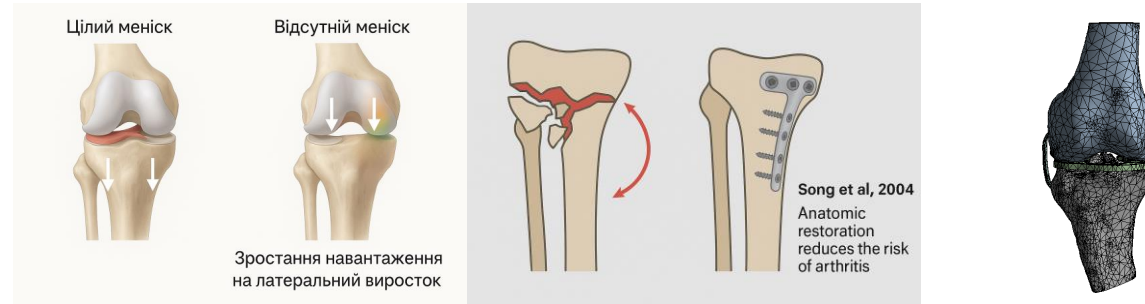


Порівняння: FEM vs кадаверні дослідження



Критерій	Kennedy et al., 1968	Gardner et al., 2005	Frosch et al., 2013	Наша FEM-модель
Тип дослідження	Кадаверне	Кадаверне	Кадаверне	FEM-моделювання
Фокус	Класифікація	Стабілізація	Анатомія доступу	Біомеханіка
Оцінка напружень	Немає	Немає	Немає	Є
Врахування зв'язок	Немає	Частково	Частково	Повне
Клінічна значущість	Обмежена	Помірна	Висока	Висока
Можливість варіацій	Обмежена	Обмежена	Обмежена	Висока

Огляд попередніх досліджень стабільності колінного суглоба



Критерій	Peña et al. (2006)	Song et al. (2004)	Наша модель
Тип коліна	Здорове	Здорове	ПВВБК (переломи плато)
Ціль	Повна поведінка менісків+зв'язок	Напруження в ACL	Прогноз нестабільності при переломах
Унікальність	Попереднє напруження зв'язок	ACL-анатомічне моделювання	Сегментарний аналіз Luo CF
Результати	75% сили → ACL	Стрес у передньо-медіальній ACL	>25 МПа в AL/PL, показання до пластики
Застосування	Базова біомеханіка	Хірургічна оптимізація ACL	Клінічне планування втручань

Порівняння FEM та комерційних моделей

Обмеження комерційних моделей (що вони не можуть)

Simpleware + ANSYS

- Так, вони дають реалістичну сітку й чисельний аналіз.
- ❌ Але: це «чорний ящик» → дослідник працює у готовій системі, без можливості гнучко змінювати алгоритм побудови сегментів (наприклад, 9-сегментарна схема Luo).

Materialise Mimics

- Дуже сильна в обробці КТ/МРТ.
- ❌ Але: її мета — створення пацієнт-специфічних 3D-моделей і підготовка до 3D-друку, а не аналіз навантажень.
- Тобто Mimics = відмінний «конструктор», але для біомеханіки все одно потрібен ANSYS/ABAQUS.

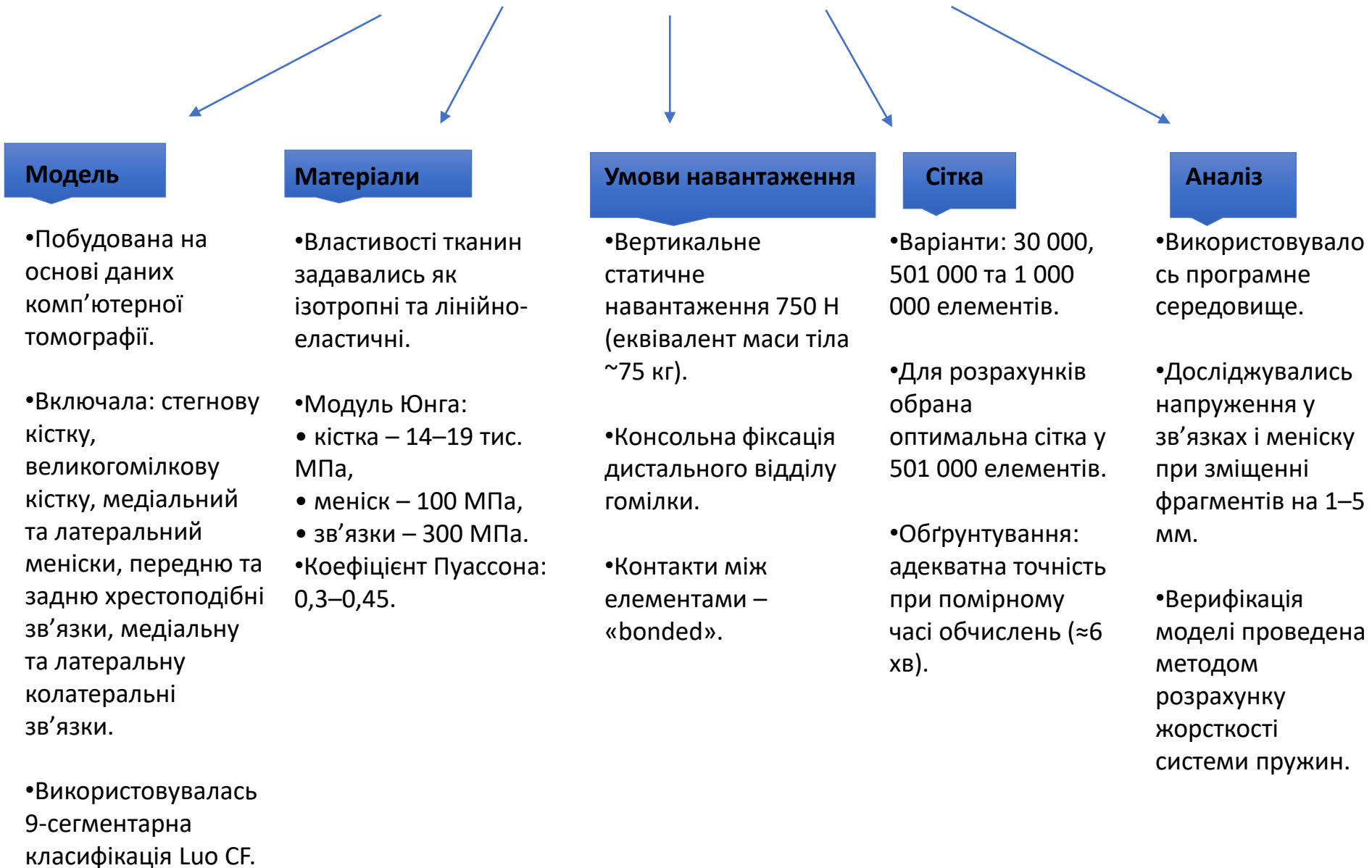
AnyBody

- Добре працює для аналізу рухів і навантажень у динаміці.
- ❌ Але: не підходить для аналізу локальних переломів і мікронавантажень у меніску/зв'язках.

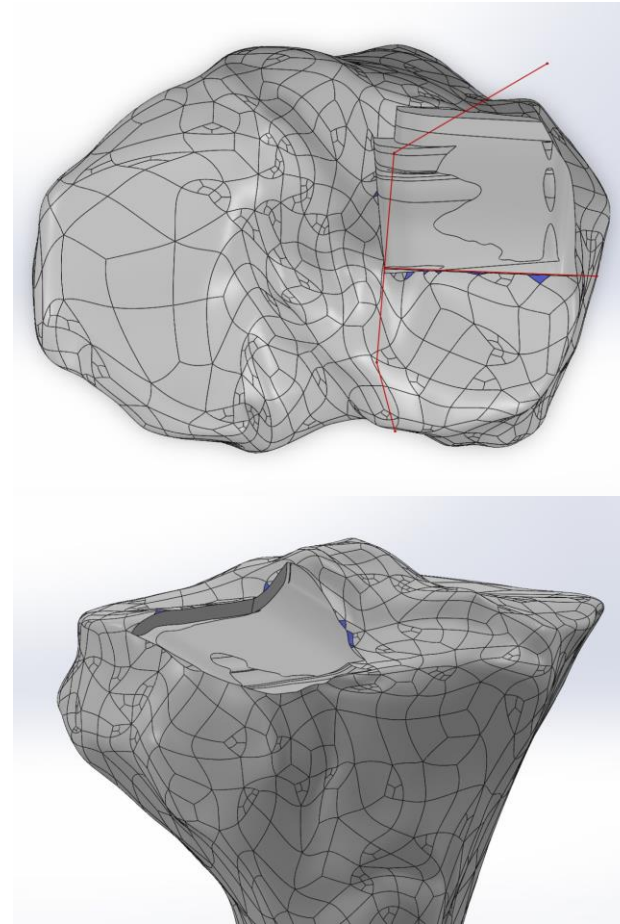
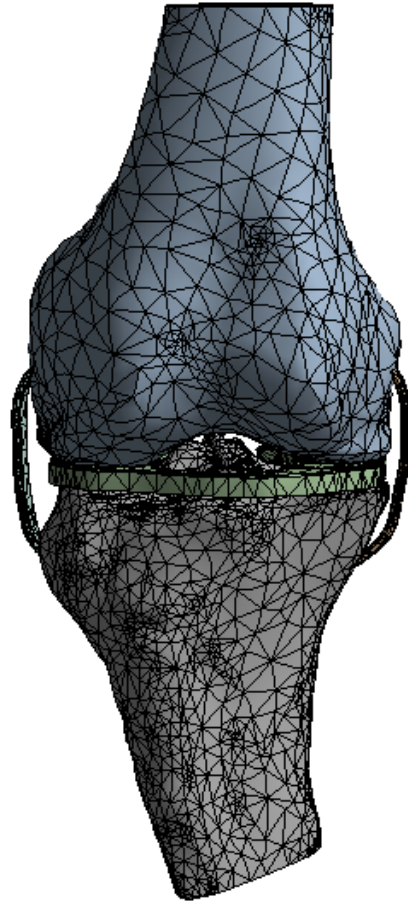
◆ **Що може наше дослідження, а комерційні пакети — ні**

- ✅ Ми використали **9-сегментарну класифікацію Luo CF** і адаптували її під FEM-модель → цього немає «з коробки» у жодному комерційному пакеті.
- ✅ Ми визначили **критичні зони та пороги зміщення (2–3 мм)**, які прямо пов'язуються з **клінічною нестабільністю** → це клінічне застосування, а не просто цифри.
- ✅ Ми створили модель, де **можна варіювати сегмент і зміщення (1–5 мм)** → більшість комерційних пакетів дають готову геометрію, але не мають алгоритму під конкретну класифікацію переломів.
- ✅ Наш підхід дозволяє **обґрунтувати показання до МРТ/реконструкції** залежно від біомеханічних критеріїв → цього не робить жодна стандартна програма.

Методика FEM-моделювання



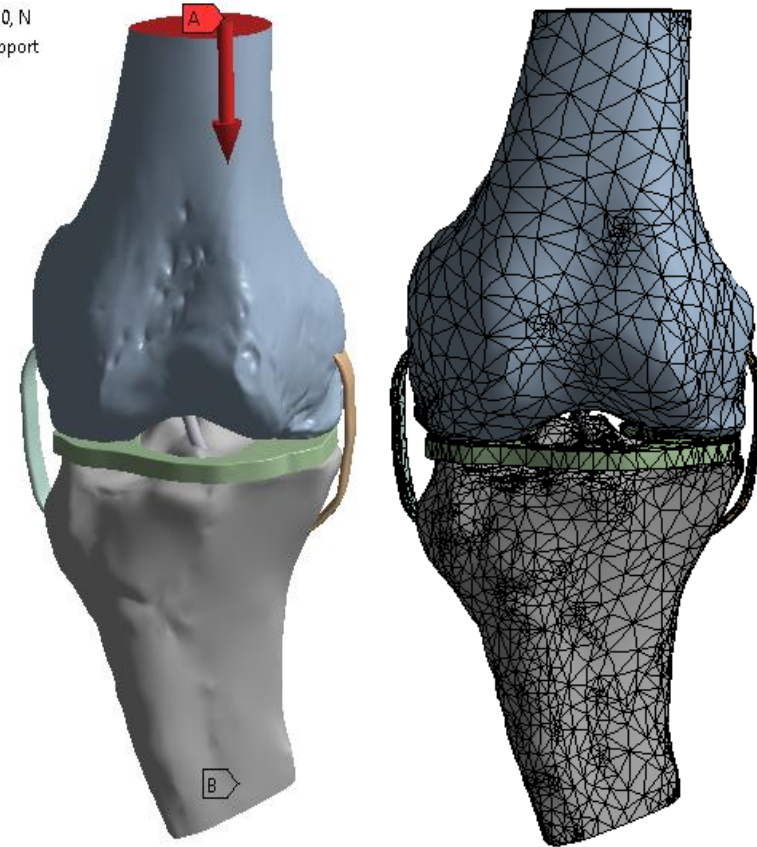
Модель



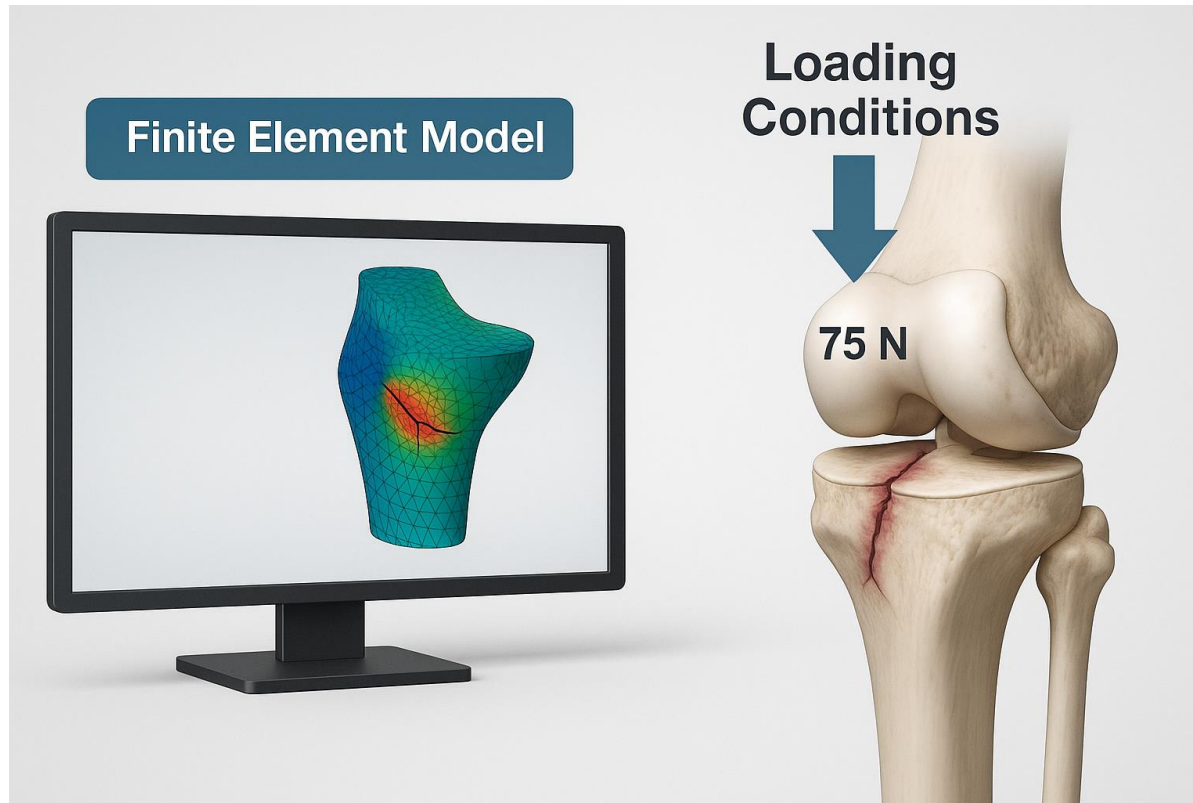
Механічні характеристики та граничні умови

	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуасона, μ	Густина кг/м ³
Гомілкова кістка	14800	0,3	2000
Стегнова кістка	19100	0,3	2100
Меніск	100	0,45	1400
Зв'язки	300	0,45	1100

A Force: 750, N
B Fixed Support

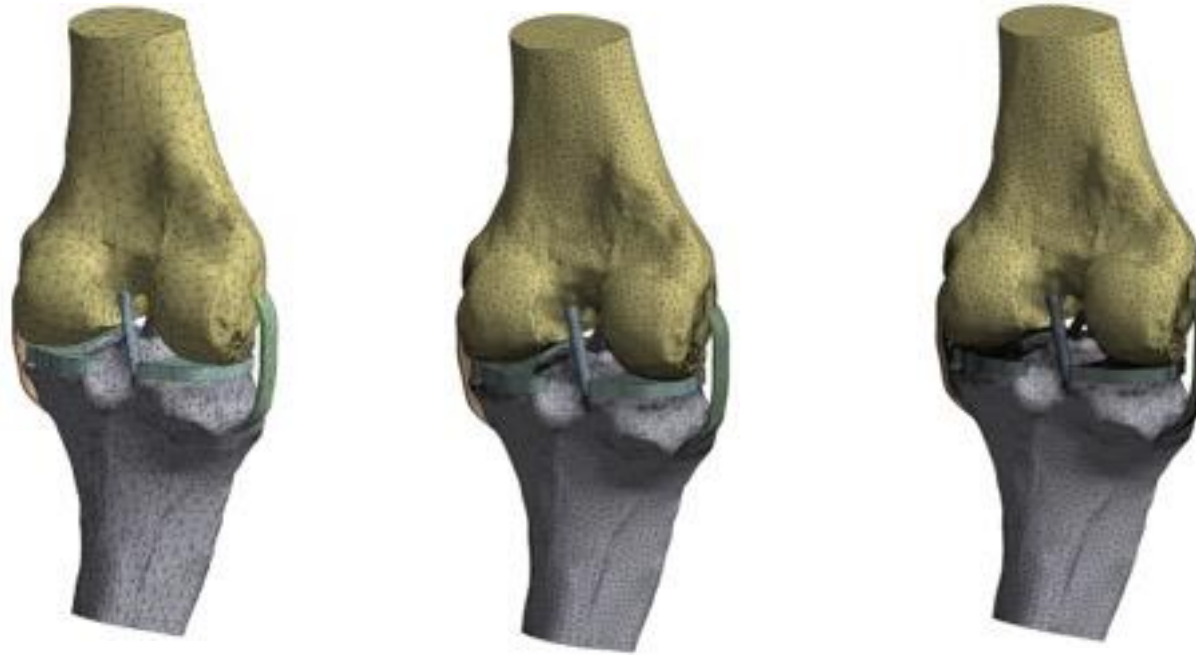


Умови навантаження



- Вертикальне статичне навантаження 750 N (еквівалент маси тіла ~75 кг).
- Консольна фіксація дистального відділу гомілки.
- Контакти між елементами – «bonded».

Чому 501 тис. елементів

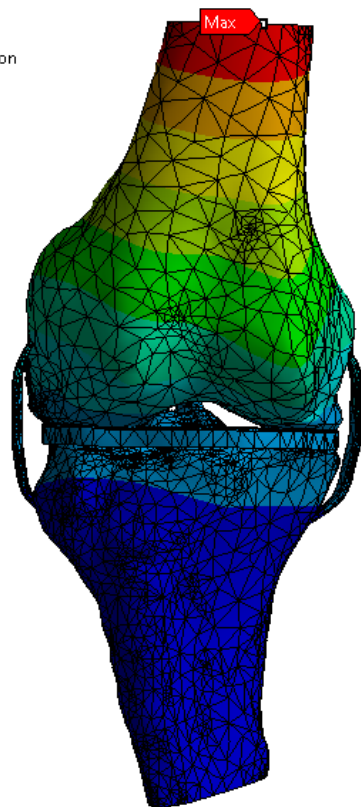


- • 30 тис. – зниження напружень
- • 1 млн – час $\uparrow$ у 4 рази, точність +10%
- • 501 тис. – оптимальний баланс (точність + швидкість = 6 хв)
- Практично придатна для клініки

Аналіз моделей

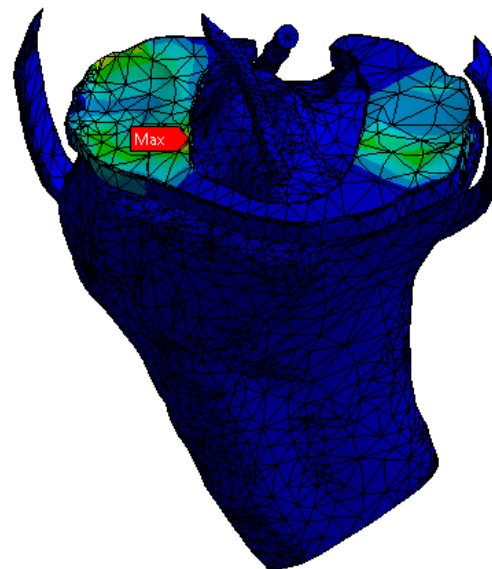
F: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1

1,0524 Max
0,93546
0,81852
0,70159
0,58466
0,46773
0,3508
0,23386
0,11693
0 Min



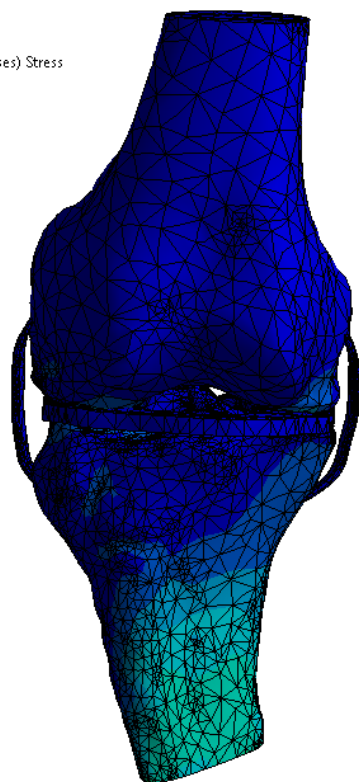
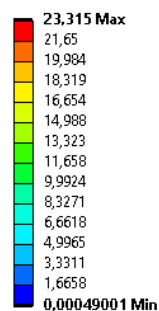
F: Static Structural
Equivalent Elastic Strain
Type: Equivalent Elastic Strain
Unit: mm/mm
Time: 1

0,046364 Max
0,041213
0,036061
0,03091
0,025758
0,020607
0,015455
0,010304
0,0051526
1,1193e-6 Min

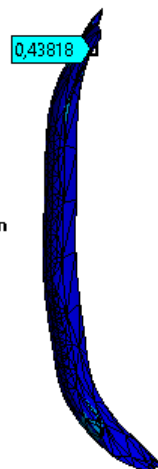
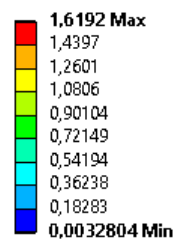


Аналіз моделей

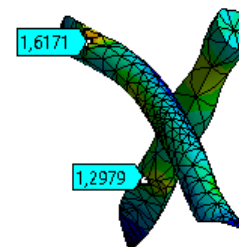
F: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1



Напруження в моделі без перелому



0,43818



1,6171

1,2979



0,54837

Напруження в зв'язках моделі

Аналіз моделей

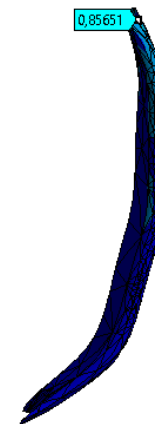
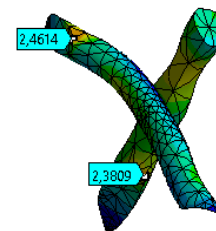
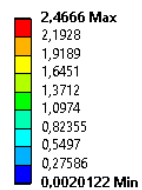
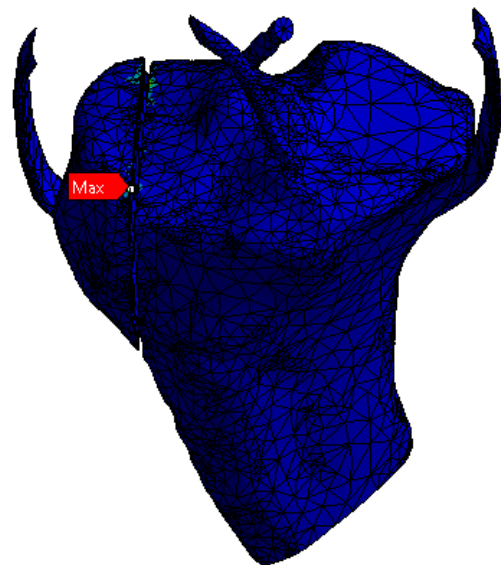
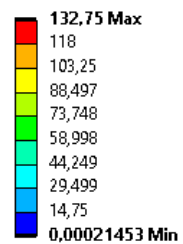
G: Static Structural

Equivalent Stress

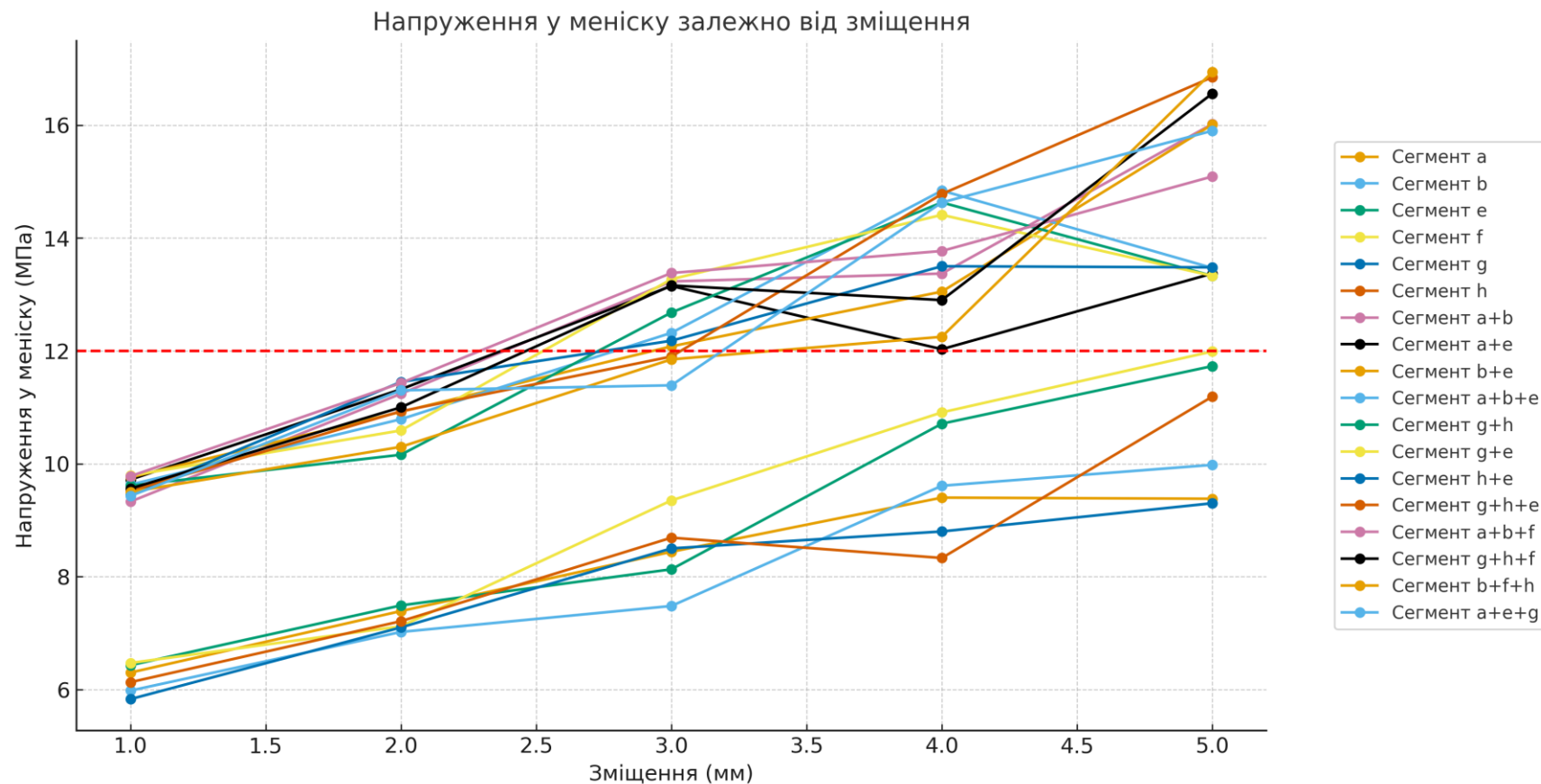
Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

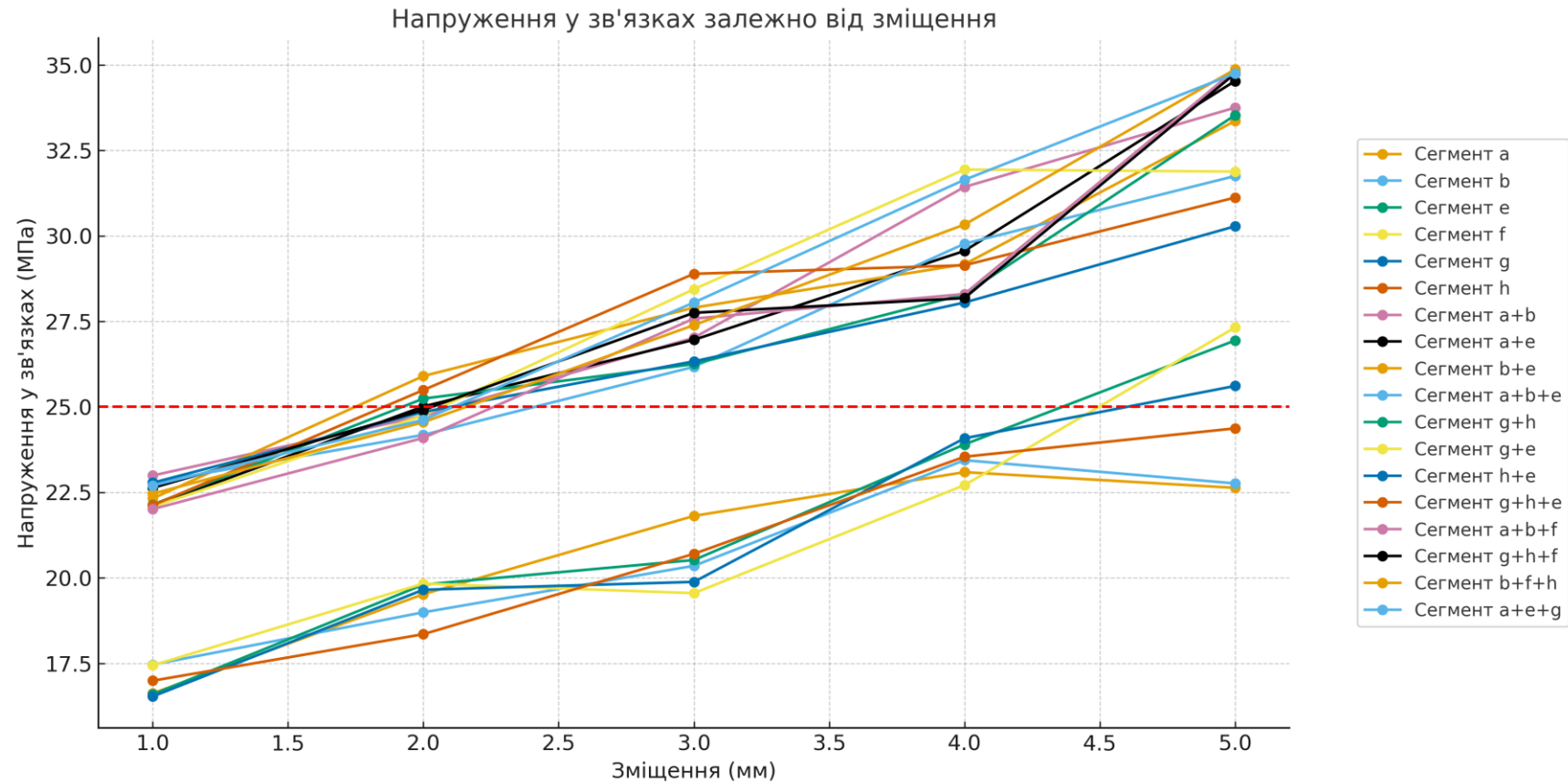
Time: 1



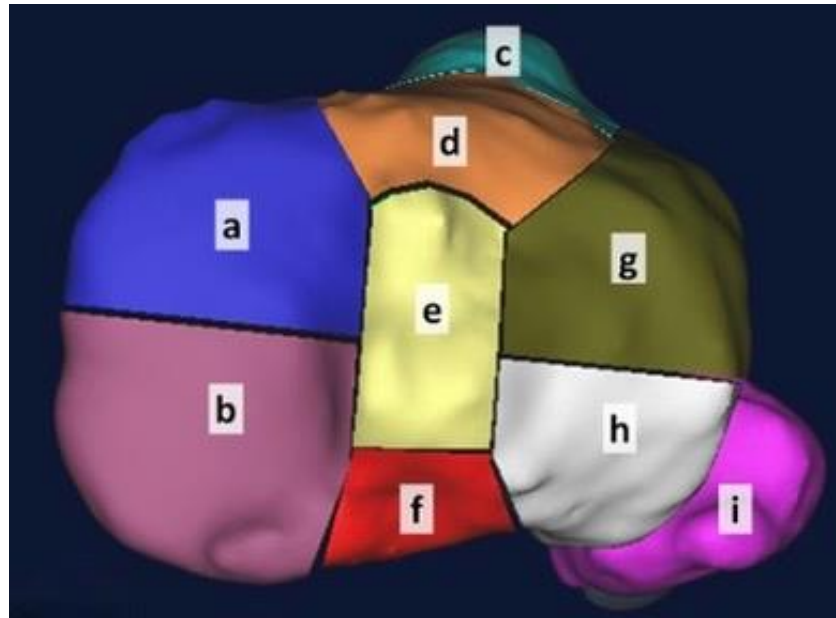
Критичні межі напруження у меніска



Критичні межі напруження у зв'язках



Результати



Сегменти (за Luo)	Зв'язки (критично >25 МПа)	Меніск (критично >12 МПа)	Клінічне значення
a, b (медіальні)	>23–25 МПа при зміщенні ≥ 4 мм	8–10 МПа (середній ризик)	Ризик для МКЗ , можливе перевантаження заднього рогу медіального меніска
e (центральної)	20–24 МПа при зміщенні ≥ 4 мм	9–11 МПа	Середній ризик; у комбінаціях $\rightarrow$ перевантаження ПКЗ/ЗКЗ
f (центрально-задній)	>25 МПа при зміщенні ≥ 4 мм	>12 МПа	Критично для ЗКЗ та заднього рогу медіального меніска
g, h (латеральні)	>30–35 МПа вже при зміщенні ≥ 3 мм	>12–15 МПа	Найкритичніші: ризик для ПКЗ та латерального меніска навіть при 2–3 мм зміщення
Комбіновані (g+h, b+f+h, g+h+f)	>34–35 МПа	>15 МПа	Найнебезпечніші: одночасне перевантаження ПКЗ, ЗКЗ, меніска ; навіть 2 мм = клінічно критично

Висновки

- Висновки

1. **FEM-моделювання** є ефективним методом аналізу біомеханіки переломів проксимального відділу великогомілкової кістки та оцінки впливу на м'якотканинні стабілізатори (зв'язки, меніски).
2. На відміну від попередніх досліджень (Kennedy, Gardner, Frosch, Peña, Song), які або базувалися на кадаверних моделях, або давали лише загальні уявлення про стабільність, наше дослідження дозволило отримати **кількісні значення критичних напружень** та прив'язати їх до конкретних сегментів.
3. Встановлено, що навіть **зміщення 2–3 мм** у певних сегментах (особливо g+h та b+f+h) призводить до перевищення критичних порогів у зв'язках та меніску, що має безпосереднє клінічне значення.
4. Отримані результати дають можливість **прогнозувати ризик посттравматичної нестабільності** ще на етапі діагностики, уточнювати покази до МРТ і визначати оптимальну тактику лікування.
5. FEM-аналіз формує основу для **персоналізованого та диференційованого підходу**, коли вибір між консервативним веденням, одноетапним або відтермінованим втручанням ґрунтується на біомеханічних даних.
6. Таким чином, наше дослідження є **наступним кроком у розвитку концепції лікування переломів плато ВГК**, що інтегрує морфологічні класифікації (Schatzker, AO, Luo) з біомеханічним прогнозуванням.

Дякую за увагу