

УДК: УДК6 616.728.3-009.12-007.248-001-089.28

УКПІ

№ держреєстрації 0118U003214

Інв. №

Державна установа
«Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка
Національної академії медичних наук України»

61024, м. Харків, вул. Пушкінська 80,
тел. (057) 725-14-00

ЗАТВЕРДЖУЮ
Директор ДУ «ІПХС
ім. проф. М.І.Ситенка НАМН»
д-р мед. наук, професор
М.О. Корж

2020. . .

ЗВІТ
ПРО НАУКОВО-ДОСЛІДНУ РОБОТУ

ДОСЛІДИТИ ПРИЧИНИ РОЗВИТКУ ТА УДОСКОНАЛИТИ МЕТОДИ
ПРОФІЛАКТИКИ І ЛІКУВАННЯ КОНТРАКТУР КОЛІННИХ СУГЛОБІВ
ПРИ ГОНАРТРОЗАХ, НАСЛІДКАХ ТРАВМАТИЧНИХ ПОШКОДЖЕНЬ ТА
ПІСЛЯ ОПЕРАЦІЙ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ
(остаточний)

Науковий керівник НДР
д-р мед. наук, професор

2020. 12. 11

В.А.Філіпенко

Нормоконтролер

2020. 12. 11

Л.А.Васильцова

2020

Рукопис закінчено «11» грудня 2020 р.


Результати цієї роботи розглянуто Вченою Радою ДУ «ІПХС» протокол
від «18» грудня 2020 р. № 6

СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР,
Зав. відділом патології суглобів,
д-р мед. наук, професор

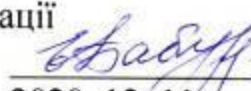

2020. 12. 11 В.А.Філіпенко
(вступ, розділ 1,
висновки)

Відповідальний виконавець:
Заст. головного лікаря,
канд. мед. наук



2020. 12. 11 О.В.Танькут
(реферат,
розділи 1, 3)

Виконавці:


Зав. відділом науково-медичної інформації
д-р мед. наук


2020. 12. 11 О.П.Бабуркіна
(розділ 1,
підрозділ 4.1)

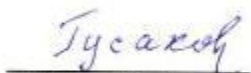
Зав. науково-організаційним відділом,
д-р мед. наук, професор


2020. 12. 11 В.О.Танькут
(розділ 1,
підрозділ 4.1)

Старш. наук. співроб.
відділу лабораторної
діагностики та імунології,
д-р вет. наук


2020. 12. 11 Д.В.Морозенко
(підрозділи 3.1, 4.1)


Наук. співроб.
відділу лабораторної
діагностики та імунології


2020. 12. 11 І.В.Гусаков
(підрозділи 3.1, 4.1)

Зав. відділу функціональної діагностики
та патофізіології,
канд. мед. наук


2020. 12. 11 І.В.Котульський
(підрозділи 3.2, 4.2)

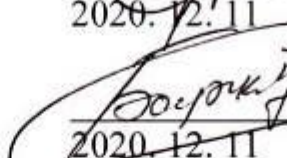
Докторант,
канд. мед. наук


2020.12.11 В.О. Мезенцев
(підрозділ 3.2)


Очний аспірант


2020.12.11 З.А. Арутюнян
(підрозділ 4.2)

Заочний аспірант


2020.12.11 О.О. Барков
(підрозділ 3.2)

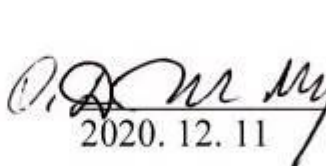
Мол. наук. співроб.
відділу функціональної діагностики
та патофізіології


2020.12.11 О.О. Корольов
(підрозділи 3.2, 4.2)


Мол. наук. співроб.
відділу функціональної діагностики
та патофізіології


2020.12.11 В.М. Піщік
(підрозділи 3.2, 4.2)

Зав. лаб. ортезування
та нових матеріалів,
канд. мед. наук


2020.12.11 О.А. Диннік
(підрозділи 3.2, 4.2)


Мол. наук співроб.
лаб. біомеханіки


2020.12.11 О.В. Ярьсько
(підрозділ 4.2)

Мол. наук. співроб.
відділу лабораторної
діагностики та імунології

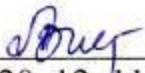

2020.12.11 О.В. Шевцова
(підрозділи 3.1, 4.1)

Відповідальний
за метрол. забезпечення,
головний метролог

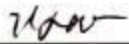

2020.11.20 Л.А. Васильцова
(метрологічна
експертиза
документації)

НАУКОВО-ДОПОМІЖНИЙ ШТАТ

Лаб. відділу лабораторної
діагностики та імунології


2020. 12. 11 Т.І.Волкова
(підрозділи 3.1, 4.1)

Технік I кат.
відділу патології суглобів

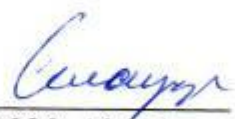

2020. 12. 11 І.В.Гуліда
(розділ 2)

Робітник з догляду за тваринами


2020. 12. 11 В.В.Горбань
(підрозділ 3.2)

ЛІКАРСЬКО-КЛІНІЧНИЙ ШТАТ

Зав. відділенням реабілітації
канд. мед. наук


2020. 12. 11

В.А.Стауде
(підрозділ 3.2)

РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 161 с., 31 табл., 77 рис., 66 джерел.

КОНТРАКТУРА, ГОНАРТРОЗ, КОЛІННИЙ СУГЛОБ, НАСЛІДКИ ТРАВМАТИЧНИХ УШКОДЖЕНЬ, КІНЦЕВО-ЕЛЕМЕНТНА МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ З ЕНДОПРОТЕЗОМ КОЛІННОГО СУГЛОБУ, ЛАБОРАТОРНІ ПОКАЗНИКИ, ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КОЛІННОГО СУГЛОБА, РЕАБІЛІТАЦІЯ.

Об'єкт дослідження – контрактури колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травматичних пошкоджень та після операцій ендопротезування.

Мета роботи – покращити результати лікування хворих з контрактурами колінних суглобів при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування на основі з'ясування причин розвитку контрактур, розробки та удосконалення методів їх профілактики та лікування.

Методи дослідження – клінічні, рентгенологічні, лабораторні, імунологічні, ультрасонографічні, електроміографічні, реовазографічні, морфологічні, гістологічні, біомеханічні, математичне моделювання, статистичні.

В роботі було досліджено рентгенанатомічні зміни колінного суглоба до та після операцій на колінному суглобі, визначено функціональний стан м'язів нижньої кінцівки після операцій ендопротезування колінного суглоба у пацієнтів з контрактурами колінного суглоба, в експерименті на кролях проведено дослідження впливу розтяжності м'язів на формування контрактур колінного суглоба, особливості метаболічних реакцій та динаміку змін лабораторних показників у пацієнтів з контрактурами колінного суглоба. На моделі нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглобу досліджено зміни напружено-деформованого стану в залежності від величини кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки, довжини ніжки ендопротезу та обраного матеріалу для пластики кісткових дефектів, що дало та можливість нормалізації напружень в ділянці «ендопротез-кістка» та покращити стабільність фіксації ендопротеза в кістковій тканині у пацієнтів з наслідками травматичних ушкоджень колінного суглоба та після операцій його ендопротезування. Розроблено методики ендопротезування та післяопераційної реабілітації у пацієнтів з контрактурами колінного суглоба. Проведено апробацію розроблених методик в клініці, доведена їх ефективність.

Умови одержання звіту: за договором. УкрІНТЕІ, 03150, м. Київ, вул. Антоновича, 180.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів	10
Вступ.....	11
1 Контрактури колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та при операціях ендопротезування	17
2 Матеріал та методи дослідження.....	21
2.1 Загальна характеристика хворих	21
2.2 Клінічні методи дослідження.....	25
2.3 Рентгенологічні методи дослідження	30
2.4 Електроміографічні дослідження	33
2.5 Експериментальні дослідження.....	34
2.6 Біохімічні дослідження.....	36
2.7 Метод математичного моделювання.....	40
2.8 Статистичні методи.....	41
3 Результати досліджень.....	43
3.1 Особливості рентгенанатомічних змін колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травм та після операцій ендопротезування.....	43
3.2 Результати електроміографічного обстеження.....	49
3.3 Результати експериментальних досліджень.....	55
3.4 Результати лабораторних досліджень.....	56
3.5 Результати досліджень із застосуванням методу математичного моделювання.....	59
3.5.1 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов відсутності кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки.....	59
3.5.2 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 25 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки.....	61

3.5.3 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 50 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки	78
3.5.4 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 75 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки	95
4 Методики хірургічного та консервативного лікування хворих з контрактурами колінного суглоба при гонатрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування.....	113
4.1 Методика хірургічного лікування контрактур колінного суглоба при травматичних ушкодженнях	113
4.2 Методика реабілітації хворих з метою профілактики або лікування контрактур колінного суглоба	117
4.2.1 Заходи, застосовувані в перші 2 місяці після операції для попередження виникнення контрактур	119
4.2.2 Заходи для попередження виникнення контрактур або їх лікування на 2 місяці після операції на колінному суглобі.....	121
5 Диференційована система консервативного та хірургічного лікування хворих з контрактурами колінного суглоба при гонатрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування.....	130
6 Апробація розроблених методик профілактики та лікування та оцінка їх ефективності	132
6.1 Апробація застосування розробленої методики при лікуванні пацієнтів з гонартрозом та контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування	132
6.2 Апробація застосування розробленої методики при лікуванні пацієнтів післяопераційними контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування	139

6.3 Апробація застосування розробленої методики хірургічного лікування хворих з контрактурами колінного суглоба після травматичних ушкоджень стегнової кістки.....	142
Висновки	145
Перелік джерел посилань	148

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ,
СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я

ГАГ – глікозаміноглікани

ЕНМГ – електронейроміографія

М-відповідь – моторна відповідь

МКЕ – метод кінцевих елементів

НДС – напружено-деформований стан

ЦК – циркулюючі імунні комплекси

ШОЕ – швидкість осідання еритроцитів

СТ – стадія

ПП – Початкове положення

ВСТУП

В загальній структурі деформуючого остеоартрозу внаслідок захворювань та травматичних пошкоджень значне місце займає гонартроз, до 33 % (Kotwal RS, Ganapathi M., John A., et al., 2016).

Окремою і до кінця не вирішеною проблемою є формування контрактур внаслідок травматичних пошкоджень колінного суглоба та при гонартрозі, які призводять до значних біомеханічних, анатомо-фізіологічних та функціональних порушень від 9 % до 13 % випадків.

Так, при гонартрозі III-IV стадії найбільш ефективним методом лікування є ендопротезування (Корж Н.А., Филиппенко В.А., Танькут В.А., 2016). Проте, одним з найбільш поширених тяжких ускладнень є розвиток контрактур у післяопераційному періоді, які сягають від 7 до 15 % (Harato K., Nagura T., Suda Y., 2017).

Дотепер відсутній єдиний підхід до профілактики, реабілітаційних заходів та лікування хворих з контрактурами колінних суглобів.

Стрімкий ріст в усіх країнах світу відсотка хворих, страждаючих на кістково-м'язову патологію, обумовив заяву Всесвітньої організації охорони здоров'я щодо декади, спрямованої на покращення якості життя населення, що хворіє на множинні захворювання кісток, суглобів і м'язів (Bone and Joint Decade, 2000-2015; Вялков А.И., Насонова В.А., 2007). В загальній структурі хвороб кістково-м'язової системи деформуючий остеоартроз займає ведуче місце, причому у 33 % випадках він уражає саме колінні суглоби (Трофимович Г.Р., Цурко В.В., Хитров Н.А., Фадиэнко Г.Р., 2003). Ендопротезування є досить ефективним і поширеним методом лікування хворих з тяжкою патологією колінних суглобів, проте проблема контрактур у післяопераційному періоді залишається невирішеною (Harato K., Nagura T., Suda Y., 2011). При цьому більшість ревізієвих операцій в зв'язку з контрактурами колінного суглоба після первинного ендопротезування виконується у перші 2 місяці після операції, тоді як через 10 років виконується менш, ніж 1 % ревізієвих операцій з приводу контрактур (Kotwal R., Ganapathi M., John A., et al., 2009).

Наукові дослідження показали, що разом зі збільшенням кількості встановлених ендопротезів колінного суглоба (наприклад, в США щорічно виконується понад 370000 операцій) зростає кількість і післяопераційних контрактур, які сягають від 5 % до 7 % випадків. Такі пацієнти потребують повторної госпіталізації для проведення реабілітаційних заходів із залученням реабілітологів, фізіотерапевтів, а в деяких випадках навіть ревізійних оперативних втручань (Kattelkamp D.V., 2015).

Для оцінки результатів ендопротезування колінного суглобу розроблено шкали, що враховують різні показники: біль, припухлість суглобу, об'єм рухів, шкитильгання, використання додаткових засобів опори, наявність блокування суглоба, хода по сходах, сидіння навприсядки та інше (Прокопов Н.Я., Мальчевський В.А., Козел Н.П., 2008). Дослідження більшості авторів (Khan R.J., Carey Smith R.L., Alakeson R., et al., 2006; Carter A.H., Sheehan E.C., Mortazavi S.M., et al., 2011) вказують на багатофакторну природу причин виникнення контрактури колінного суглоба, а саме – комбінацію механічних факторів (хибне положення компонентів ендопротеза) та анатомічних проблем (слабкість м'язів стегна чи гомілки).

Стійка розгинальна контрактура є найбільш частим ускладненням переломів діяфізу стегнової кістки та за даними різних авторів досягає 57,7 % (Дьячкова Г.В., 1985; Осадчий Д.М., и соавт., 1999; Bishop J., et al., 2012). Але після переломів стегнової кістки, які ускладнились незрощенням, остеомієлітом, дефектом кістки, відсоток пацієнтів з стійкою розгинальною контрактурою колінного суглоба значно збільшується, сягає майже 100 % (Фаддеев, Д. И., и соавт., 1991; Корнилов Н.В., и соавт., 2018).

Розгинальні контрактури колінного суглоба виникають внаслідок з'єднання суглобових та навколо-суглобових м'яких тканин між собою та стегновою кісткою, а також у зв'язку з рубцевим переродженням м'язів – фібротизацією (Blauth W., 1982; Бородин Ю.И., 2008). Обмеження рухів суглоба в результаті іммобілізації, крововиливи в м'які тканини, формування кісткової мозолі, ретракція та потовщення суглобової сумки, гіпотрофія м'язів призводять до

формування контрактури колінного суглоба (Шумада И.В., 1986; Ланда В.А., & Мещерякова Т.И., 1997). Проте роль порушення розтягнення м'язів у патогенезі формування стійких розгинальних контрактур колінного суглоба в літературі не повністю висвітлена. В останні роки для діагностики патології м'язів нижньої кінцівки, які забезпечують функцію колінного суглоба, застосовують електроміографічне дослідження (Хабилов Ф.А.; 1996; Чанцев А.В., & Распопова Е.А.; 2000; Ирисметов М.Э., 2010).

Консервативні методи лікування, навіть із застосуванням сучасних методів реабілітації, не можуть забезпечити відновлення функції суглоба при стійких розгинальних контрактурах (Мирошниченко В.Ф., 2001; Введенский Б.П., и соавт., 2005). При цьому постає необхідність вже хірургічної мобілізації колінного суглоба. Найбільш поширені операції при стійких розгинальних контрактурах є мобілізуючі колінний суглоб операції по Judet та Thompson та їх модифікацій, які спрямовані на усунення блокування суглоба фібротизованими м'якотканими структурами (Барков О.О., 2019). Однак післяопераційні результати не завжди задовольняють як лікаря так і пацієнта (Massè A., et al., 2006; Shivaprasad, M. S., et al., 2015). Причиною є ускладнення, які можуть виникати під час операції: розриви сухожилку прямого м'язу стегна, відрив власної зв'язки надколінка від горбистості великогомілкової кістки, неможливість ушивання операційної рани при зігнутому колінному суглобі, розрив надколінка та імпресійні переломи виростків стегна чи великогомілкової кістки (Judes J., 1982; Шимбарецкий А.Н., 1986; Клименко И.Г., 2013). Крім того результати оперативного втручання можуть погіршувати: крайові некрози післяопераційної рани, дислокація надколінка, вивих надколінка, зменшення сили розгиначів гомілки, не повне активне розгинання колінного суглоба, рецидиви розгинальної контрактури та гнійно-некротичні ускладнення (Dhillon M. S., et al., 2005; Lee D.H., et al., 2010; Farid Y.R., et al., 2013; Liu H.X., et al., 2014; Mahran M., et al., 2014).

У зв'язку з вище викладеним, можливо констатувати, що існуючі методики оперативного лікування потребують вдосконалення, з метою запобігання

вірогідності ускладнень, які можуть звести на нівець усі зусилля оперативного лікування.

На даний час, потребує, вирішення питання закриття дефектів капсули суглоба та відновлення стабілізаторів надколінка при виконанні операції, не розроблено методику надійної міцної фіксації широких м'язів стегна при виконанні мобілізації колінного суглоба для раннього відновлення їх функції та запобігання відставання розгинання в колінному суглобі.

Незважаючи на широке застосування різних способів профілактики та лікування контрактур колінного суглоба, інформації стосовно застосування методів лікування та профілактики для кожної причини виникнення контрактур вкрай мало. Зокрема, недостатньо вивчено питання реабілітації таких пацієнтів, так само відсутні загальноприйняті показання для використання саме даного виду лікування, що вказує на необхідність подальших досліджень з цієї проблеми.

Приведене вище свідчить про те, що відсутня єдина концепція відносно причин, що призводять до виникнення контрактур колінного суглобу при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування, а також щодо їх лікування та проведення реабілітаційних заходів в ранньому післяопераційному періоді.

Підґрунтям розробки стали результати аналізу даних літератури, досвід Інституту ім. проф. М.І.Ситенка, в якому за останні 10 років виконано біля 1000 ендопротезувань колінного суглоба, з яких приблизно 25 % випадків складають хворі з контрактурами колінного суглоба. Ретроспективний аналіз результатів ендопротезування даної групи хворих засвідчує великий процент ускладнень як в ранньому, так і пізньому післяопераційному періоді, що вказує на необхідність вивчення цієї проблеми та розробки засобів її вирішення.

Багаторічний клінічний досвід інституту свідчить, що для того щоб зменшити частоту тяжких ревізійних операцій, треба намагатися максимально відновити кістковий дефіцит дистального відділу стегнової та проксимального відділу великогомілкової кісток, прагнути до відновлення анатомічних параметрів колінного суглоба та нормалізації його м'язового балансу.

При цьому частина завдання вирішується за рахунок відновлення дефіциту кісткової тканини шляхом кісткової пластики дефектів дистального відділу стегнової та проксимального відділу великогомілкової кісток. В даний час при ендопротезуванні колінного суглоба для пластики кісткових дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки широко і ефективно використовуються структурні ауто- або алотрансплантати, кістковий цемент та аугменти.

В даному дослідженні з'ясовано рентгенанатомічні зміни колінного суглоба та функціональний стан м'язів нижньої кінцівки при формуванні контрактур, вивчено проблему пластики кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки для відновлення анатомічних параметрів колінного суглоба та нормалізації його м'язового балансу, а також розроблено диференційовані методики лікування пацієнтів з контрактурами колінного суглоба та профілактики їх виникнення при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування.

Мета НДР: Покращити результати лікування хворих з контрактурами колінних суглобів при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування на основі з'ясування причин розвитку контрактур, розробки та удосконалення методів їх профілактики та лікування.

Задачі НДР:

– За даними літератури та клінічного матеріалу ДУ «ПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» провести ретроспективний аналіз віддалених результатів лікування хворих з контрактурами колінного суглобу при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування з метою визначення основних причин їх виникнення.

– За допомогою електроміографічного дослідження вивчити стан м'язів нижньої кінцівки після ендопротезування у хворих з контрактурами колінного суглоба до та після лікування.

– В експерименті на тваринах за допомогою морфометрії м'язів стегна визначити можливі впливи розтяжності м'язів на формування контрактур колінного суглоба.

– Визначити особливості метаболічних порушень сполучної тканини та рівень маркерів запалення у хворих з контрактурами колінного суглоба при гонатрозах, наслідках травматичних пошкоджень та після операцій ендопротезування.

– Розробити математичну модель колінного суглоба після його ендопротезування та визначити напружено-деформований стан в ділянці «ендопротез – кістка» в умовах дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки з метою його оптимізації за допомогою різних типів пластики.

– Обґрунтувати та удосконалити методику хірургічного лікування хворих з контрактурами колінного суглоба при гонатрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування.

– Розробити диференційовану систему реабілітації хворих з контрактурами колінних суглобів при гонатрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування.

– На основі клініко-біомеханічних досліджень провести порівняльний аналіз лікування основної та контрольної груп хворих з метою оцінки ефективності запропонованої системи лікування та профілактики.

Проміжні звіти за даною НДР:

2018 рік – «Вивчити рентгенанатомічні зміни колінного суглоба та функціональний стан м'язів нижньої кінцівки до та після проведення операцій на колінному суглобі, вплив розтяжності м'язів на формування контрактур колінного суглоба»;

2019 рік – «Вивчити особливості метаболічних порушень сполучної тканини та рівень маркерів запалення у хворих з контрактурами колінного суглоба, дослідити зміни напружено-деформованого стану колінного суглоба в ділянці «ендопротез – кістка» в умовах ендопротезування при моделюванні різних типів дефектів».

1 КОНТРАКТУРИ У КОЛІННОМУ СУГЛОБІ ПРИ ГОНАРТРОЗАХ, НАСЛІДКАХ ТРАВМАТИЧНИХ УШКОДЖЕНЬ ТА ПРИ ОПЕРАЦІЯХ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

Контрактури колінного суглоба – це обмеження амплітуди рухів у ньому. Ступінь ураження суглоба може коливатися від невеликого обмеження до абсолютного знерухомлення. Для цієї патології характерно обмеження не тільки активних, але і пасивних рухів в коліні. Контрактура суглоба може бути тимчасовою або стійкою. Це ускладнення може виникати при захворюваннях або травмах колінного суглоба, а також після операцій ендопротезування.

Тимчасова контрактура проявляє себе при рефлекторному скороченні м'язів і утриманні суглоба в положенні, яке викликати найменший біль.

Стійка контрактура обмежує амплітуду рухів, що є результатом рубцевого стягування тканин, розташованих навколо суглоба.

При травматичних ушкодженнях ділянки колінного суглоба відбувається крововилив в суглоб та в навколо-суглобові тканини, виникають ділянки некрозу та розчавлення, а також зморщення (ретракція) фіброзних розростань, що призводить до прогресуючого обмеження рухів в суглобі [1, 2]. При переломі дистального відділу стегнової кістки відбувається облітерація верхнього завороту через те, що головки чотирьохголового м'язу стегна в своїй більшості контактують зі стегновою кісткою та травмуються.

Перша стадія формування контрактури суглоба починається відразу після операції на ньому або травми і пов'язана з внутрішньою кровотечею, що веде до розтягування капсули суглоба і набряку навколишніх тканин. Її тривалість становить від декількох хвилин до декількох годин. Спроби зігнути суглоб в стані набряку і розтягування капсули суглоба ведуть до різкого підвищення гідростатичного тиску, що викликає сильний біль і, як наслідок, рефлекторне обмеження рухів. Сильний біль провокує прагнення пацієнта зафіксувати суглоб в безболісному стані, а саме – в стані максимально можливого обсягу порожнини суглоба, при якому знижується внутрішньосуглобовий тиск.

Друга стадія формування контрактури суглоба займає від кількох годин до кількох днів. На цій стадії до набряку і розтягування капсули суглоба додається запальний процес, що викликає розширення судинного русла і проникність судинних стінок. Це, в свою чергу, веде до збільшення набряку прилеглих тканин і зниження їх еластичності. В результаті амплітуда рухів зменшується ще більше, рухи стають більш болісними.

Перша і друга стадії розвитку контрактури суглоба пов'язані зі скупченням рідини і повністю зворотні при створенні певних умов, спрямованих на зниження набряку, поліпшення кровообігу і підвищення еластичності тканин.

Третя стадія формування контрактури суглоба обумовлена утворенням сполучної тканини. Ця тканина багата судинами і за своїми властивостями знаходиться між високоорганізованим згустком крові та пухкою волокнистою сполучною тканиною. На цьому етапі рухливість суглоба обмежена не скупченням рідини, а формуванням грануляцій з утворенням щільного позаклітинного матриксу в навколосуглобових тканинах. На цій стадії відновити амплітуду руху в суглобі набагато важче, період розробки збільшується в кілька разів.

Четверта стадія формування контрактури є фіброз. При виробленні фібробластами колагенових волокон останні витісняють всі інші тканинні елементи, судини майже повністю зникають, формується рубцева тканина, що складається з пучків грубих колагенових волокон. На цій стадії повернути рухливість суглоба вкрай складно[4,5].

В залежності від причин виникнення виділяють дві великі групи контрактур суглобів: активні (нейрогенні) і пасивні (структурні). Структурні контрактури виникають при наявності чогось, що перешкоджає рухам у суглобі. Нейрогенні контрактури є наслідком порушень іннервації та розвиваються при паралічах, парезах та деяких психічних захворюваннях[6].

В залежності від локалізації обмеження всі структурні контрактури підрозділяються на:

- артрогенні – при деформаціях нижньої кінцівки та наявності кісткових дефектів в ділянці колінного суглоба;
- міогенні – при вкороченні м'язів:
- десмогенні – при утворенні сполучнотканинних рубців:
- дерматогенні – при утворенні рубців на шкірі;
- іммобілізаційні – при тривалому обмеженні рухливості.

Залежно від типу обмеження рухів у травматології та ортопедії виділяють згинальні (суглоб в положенні згинання, обмежено розгинальні рухи) і розгинальні (суглоб в положенні розгинання, обмежено згинальні рухи) контрактури. Також існують змішані контрактури, де обмежено згинальні та розгинальні рухи.

За залишковою амплітудою рухів в колінному суглобі контрактури схематично розділять на: легкого (I) ступеню — 90° – 60° ; середнього (II) ступеню — 60° – 40° ; важкого (III) ступеню – 30° – 10° ; та фіброзний анкілоз — 10° – 0° [2, 3].

Контрактури колінного суглоба являють собою одне з тяжких ускладнень при лікуванні гонартрозів, наслідків травматичних ушкоджень та після ендопротезування колінного суглоба. Запропоновано декілька методик лікування контрактур колінного суглоба [1, 2], проте недостатньо даних щодо їх ефективності.

Є спроби розподілу контрактури колінного суглоба за об'ємом рухливості та, виходячи з цього, застосовувати той чи інший спосіб лікування. Так вважають, що хворі з обмеженням рухів в колінному суглобі не більше 25 % від норми підлягають редресації в шарнірних апаратах зовнішньої фіксації або ортезах та консервативному лікуванню; хворі з обмеженням рухів в колінному суглобі понад 25 % від норми підлягають артроскопічному або відкритому релізу в поєднанні з послідовним консервативним лікуванням[7-9].

Причини виникнення контрактур колінного суглоба після ендопротезування вказують на багатофакторну природу цього ускладнення, а саме: комбінацію механічних факторів (хибне положення компонентів ендопротеза, порушення

анатомічної вісі нижньої кінцівки) та анатомічних проблем (слабкість м'язів стегна чи гомілки, наявність кісткових дефектів, утворення рубцевих тканин в післяопераційному періоді) [3].

В післяопераційному періоді при утворенні контрактури колінного суглоба використовують загальне знеболення з м'язовою релаксацією колінного суглоба для проведення редресації. Однак, в зв'язку з ускладненнями після редресації, які призводять до перипротезних переломів з виникненням нестабільності компонентів ендопротеза, запальних процесів в колінному суглобі та появи нових рубцевих тканин, що, в свою чергу, призводить до погіршення функції колінного суглоба, контрактури колінного суглоба потребують подальшого вивчення та розробки інших методів їх лікування, а також удосконалення профілактичних та реабілітаційних заходів.

Тому, проведення повноцінних експериментальних, біомеханічних, лабораторних та клінічних досліджень дасть змогу розробити і запропонувати диференційовані методи профілактики утворення та лікування контрактур колінного суглоба.

2 МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Дослідження проводили у клініці та лабораторіях ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» (Акредитаційний сертифікат від 03.04.2018 р. до 12.03.2021 р. за № 013897 серією МЗ).

Біоетика. Клінічні та експериментальні дослідження проведені згідно з національними та міжнародними вимогами з біоетики. План дослідження та відповідність його проведення сучасним вимогам біоетики ухвалені позитивними рішеннями комітету з біоетики при ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» (протокол № 164 від 18.04.2017 р.). Інформовані згоди пацієнтів на застосування нових способів хірургічного лікування (розроблених методик ендопротезування кульшового суглоба) знаходяться в їхніх історіях хвороби.

2.1. Загальна характеристика хворих

В ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проаналізовано результати лікування 280 пацієнтів з гонартрозами та після операцій ендопротезування колінного суглоба, наслідками травматичних ушкоджень, які проходили лікування у клініці ортопедичної артрології та ендопротезування з 2011 по 2018 рр. Середній вік пацієнтів склав 62 роки (від 45 років до 75 років), 96 чоловіків і 184 жінки (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Розподіл хворих за віком та статтю

Стать	Вік							Всього
	до 30	31-40	41-50	51-60	61-70	71-80	> 80	
Чоловіки	–	1	5	32	41	17	–	96
Жінки	1	3	8	60	78	33	1	184
Всього	1	4	13	92	119	50	1	280

Серед досліджених пацієнтів було виявлено 28 пацієнтів з контрактурами колінного суглоба до його ендопротезування з приводу гонартрозу. Розподіл пацієнтів з контрактурами за діагнозом показано в табл. 2.2.

Таблиця 2.2 – Розподіл пацієнтів з контрактурами колінного суглоба за діагнозом та терміном перебігу захворювання

Діагноз	Кількість випадків контрактури колінного суглоба	Середній термін перебігу захворювання (роки)
Однобічний варусний гонартроз IV ст.	13	6,3
Однобічний вальгусний гонартроз IV ст.	6	3,8
Двобічний варусний гонартроз III-IV ст.	9	5,6
Загалом:	28	3,5

Виходячи з даних, наведених в табл. 2.2, видно, що найбільшою групою пацієнтів з контрактурою колінного суглоба була група з однобічним варусним гонартрозом IV стадії. Більші терміни захворювання цих пацієнтів зумовили більш стійкі анатомічні зміни у кістково-хрящових та м'якотканинних структурах колінного суглоба, що може бути пов'язаним з утворенням контрактури у даній категорії пацієнтів.

Проведене ретроспективне рентгенологічне обстеження дало можливість з'ясувати залежність ступеню контрактури колінного суглоба від його деформації (табл. 2.3).

З табл. 2.3 видно, що серед пацієнтів з контрактурами колінного суглоба варусна деформація нижньої кінцівки є частішою за вальгусну. Також відмічається чіткий взаємозв'язок між посиленням деформації нижньої кінцівки та ступенем контрактури колінного суглоба.

В післяопераційному періоді контрактури колінного суглоба було виявлено у 24 пацієнтів, яким після операції проводили реабілітаційні заходи за розробленою методикою.

Таблиця 2.3 – Кореляція між деформацією нижньої кінцівки та ступенем контрактури колінного суглоба

Деформація нижньої кінцівки	Кількість пацієнтів за ступенем контрактури колінного суглоба		
	I ступінь контрактури	II ступінь контрактури	III ступінь контрактури
<i>Вальгус:</i>			
< 10°	2	1	–
Від 10° до 20°	–	2	1
> 20°	–	1	1
<i>Варус:</i>			
< 10°	6	2	–
Від 10° до 20°	–	6	1
> 20°	–	2	3

Також до дослідження було залучено 50 пацієнтів з травматичними ушкодженнями стегнової кістки та контрактурами колінного суглоба, які проходили лікування у відділенні травматології та ортопедії ДЗ «СМСЧ № 19 МОЗ України» м. Кропивницький, відділенні ортопедичної артрології та ендопротезування ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України», а також в відділенні КЗ «ЛШМД» м. Кропивницький та КНП «Кіровоградська обласна лікарня Кіровоградської обласної ради» в період з 2006 по 2019 рр. Після визначення стійкості контрактури колінного суглоба консервативне лікування було проведено 24 пацієнтам, 26 пацієнтам – оперативне втручання за розробленою методою. серед пацієнтів, яких прооперували через травматичне ушкодження стегнової кістки, чоловіків було 17 (65 %), жінок – 9 (35 %), середній вік склав (43± 14) років (діапазон від 18 років до 83 років). Більшість пацієнтів з контрактурами були працездатного віку (84 %).

Консервативне лікування контрактур колінного суглоба після травматичних ушкоджень виконували шляхом проведення ін'єкцій фармакологічних препаратів у місце визначеного анатомічного розташування навколо-суглобових слизових сумок та суглобову порожнину, що сприяє зменшенню жорсткості та розм'якшенню сполучно-тканинних вузлів чи внутрішньо-суглобових спайок.

Для введення в вище зазначені місця використовували комбіновану суміш ліків – місцевий анестетик, глюкокортикоїдний препарат та ферментний препарат, які дозволяють послабити напруження патологічних новоутворених сполучно-тканинних з'єднань в зоні блокування та збільшити їх розтяжність (кеналог 40 – 1 мл, лідаза 64 Од – 1 амп., новокаїн 0,5 % – 15 мл – 20мл). Ці препарати при поєднанні не вступають в реакцію між собою, тому можуть поєднуватись в одній суміші.

Також виявлялись місця «зв'язування» рухів в колінному суглобі при виконанні серії згинань-розгинань в колінному суглобі та пальпації вузлів «натяжіння-напруження» навколо суглоба та по ходу сухожилків і м'язів розгиначів гомілки, в які теж вводили препарати.

В день виконання ін'єкції фізичні навантаження обмежують. З наступного дня після ін'єкції фізичні та механічні навантаження, відновлюючи рухи в колінному суглобі, збільшують. При збільшенні об'єму рухів в колінному суглобі, повторно вводили препарат через 7 днів, попередньо аналогічно визначаючи нове місце введення препарату. Періодично відстежували зміни об'єму рухів в колінному суглобі. При позитивній динаміці, 2-3-х введень препарату, процедуру виконували до максимально можливого відновлення згинання в колінному суглобі. Відсутність позитивної динаміки або у разі зміни об'єму рухів в колінному суглобі не більше ніж на 5° – 10° протягом 2-3 тижнів вказувало на те, що контрактура колінного суглоба є стійкою та потребує оперативного лікування.

Оскільки спайки можуть розділяти порожнину колінного суглоба на кілька окремих порожнин та заважати проходженню ліків у всі відділи та завороти колінного суглоба, препарати вводили з обох боків (латерально та медіально від надколінка). Для цього використовували більшу ін'єкційну голку довжиною від

7 см до 9 см, та вводили її паралельно, відступивши 1 см від краю власної зв'язки надколінка з обох боків в сагітальній площині. Розробку рухів після ін'єкції виконували за допомогою спеціальних пристроїв (механотерапія) та мануально, шляхом згинання-розгинання. Відсутність позитивної динаміки відновлення рухів в колінному суглобі, слугувала критерієм визначення показів до оперативного втручання та відновлення рухливості в колінному суглобі хірургічним способом.

2.2 Клінічні методи дослідження

Клінічне обстеження хворих здійснювали за загальновідомими та широко розповсюдженими методиками дослідження ортопедичних хворих [10]. При цьому враховувались скарги, анамнез хвороби і життя хворого, а також можливості об'єктивного методу дослідження.

Вимірювання рухливості в колінних суглобах у пацієнтів проводили за загальновідомим нейтральним нуль-перетинаючим методом.

Цей метод вимірювання являє собою надійний спосіб визначення амплітуди рухів в суглобах та її документування; він відрізняється від інших методів вимірювання логічною побудовою, дає швидке орієнтування і можливість порівняння з результатами попередніх досліджень.

Нейтральний нуль-перетинаючий метод вимірювання набув поширення і в більшості розвинених країн рекомендований як кращий та основний.

Найзручніше користуватися при вимірюванні обсягу рухів в суглобах кутоміром з обтяженою стрілкою, але можна вимірювати і будь-яким іншим гоніометром. При вимірі кутоміром з обтяженою стрілкою лікар однією рукою утримує кутомір на рухомому сегменті кінцівки, а другою – відтворює у хворого досліджуваний рух.

При реєстрації амплітуди рухів в суглобі за нейтральним нуль-перетинаючим методом записують результати вимірювання трьома цифрами виходячи з нульового положення: спершу фіксують кут крайньої позиції в одному напрямку, потім проходження через нейтральне положення позначають як нуль і, нарешті, записують кут кінцевої позиції протилежного напрямку руху.

У колінному суглобі в нормі можливі рухи в межах: розгинання 0° , згинання від 120 до 140° . Існує незначне перерозгинання – до 10° .

Функціональний стан колінного суглоба у пацієнтів з гонартрозом оцінювали за допомогою анкети, яка містить форми оцінки колінного суглоба («IKDC subjective knee evaluation form») за шкалою «IKDC Score» [<https://www.orthotoolkit.com/ikdc>]. Пацієнти заповнювали анкети до та після лікування. Вигляд анкети представлено на рис. 2.1 та 2.2.

Всім пацієнтам з післятравматичними ушкодженнями стегнової кістки проводили опитування за шкалою Lysholm Knee Scoring Scale (LKSS) (табл. 2.4).

Анкета	
ПІБ _____	
Діагноз _____	
Операція _____	
Дата заповнення _____ → Вік _____ → Дата операції _____	
1. Наскільки Ви можете бути активні, не відчуваючи значного болю в коліні?	
<input type="checkbox"/> Дуже енергійні дії, такі як стрибки або поворот, як в баскетболі або футболі	
<input type="checkbox"/> Енергійні види діяльності, такі як важка фізична робота, катання на лижах або теніс	
<input type="checkbox"/> Помірні дії, такі як помірна фізична праця, біг або біг підтюпцем	
<input type="checkbox"/> Легка активність, така як ходьба, робота по дому або робота у дворі	
<input type="checkbox"/> Неможливо виконувати будь-що з вищезазначеного через біль у коліні	
2. Протягом останніх 4 тижнів, або після початку Вашої хвороби, як часто ви відчували біль?	
ніколи <input type="checkbox"/> 0 д <input type="checkbox"/> 1 д <input type="checkbox"/> 2 д <input type="checkbox"/> 3 д <input type="checkbox"/> 4 д <input type="checkbox"/> 5 д <input type="checkbox"/> 6 д <input type="checkbox"/> 7 д <input type="checkbox"/> 8 д <input type="checkbox"/> 9 д <input type="checkbox"/> 10 д постійно	
3. Якщо у вас є біль, наскільки він важкий?	
немає болю <input type="checkbox"/> 0 д <input type="checkbox"/> 1 д <input type="checkbox"/> 2 д <input type="checkbox"/> 3 д <input type="checkbox"/> 4 д <input type="checkbox"/> 5 д <input type="checkbox"/> 6 д <input type="checkbox"/> 7 д <input type="checkbox"/> 8 д <input type="checkbox"/> 9 д <input type="checkbox"/> 10 д дуже сильний	
4. Протягом останніх 4 тижнів, або після початку Вашої хвороби, наскільки жорстким або опухлим було ваше коліно?	
<input type="checkbox"/> Анітрохія	
<input type="checkbox"/> Злегка	
<input type="checkbox"/> Середня	
<input type="checkbox"/> Сильна	
<input type="checkbox"/> Надзвичайна	
5. Максимальний рівень Вашої активності, після якого не виникає значного набряку в колінному суглобі?	
<input type="checkbox"/> Дуже енергійні дії, такі як стрибки або поворот, як в баскетболі або футболі	
<input type="checkbox"/> Енергійні види діяльності, такі як важка фізична робота, катання на лижах або теніс	
<input type="checkbox"/> Помірні дії, такі як помірна фізична праця, біг або біг підтюпцем	
<input type="checkbox"/> Легка активність, така як ходьба, робота по дому або робота у дворі	
<input type="checkbox"/> Неможливо виконувати будь-що з вищезазначеного через біль у коліні	
6. За останні 4 тижні, або після початку Вашої хвороби, чи був «блок» або «заклинювання» в колінному суглобі?	
<input type="checkbox"/> Так	
<input type="checkbox"/> Ні	

Рисунок 2.1 – Перша сторінка форми оцінки колінного суглоба («IKDC subjective knee evaluation form») за шкалою «IKDC Score».

7. Максимальний рівень Вашої активності, після якого не виникає «заклинювання» в колінному суглобі?¶

Дуже енергійні дії, такі як стрибки або поворот, як в баскетболі або футболі ¶

Енергійні види діяльності, такі як важка фізична робота, катання на лижах або теніс ¶

Помірні дії, такі як помірна фізична праця, біг або біг підтюпцем ¶

Легка активність, така як ходьба, робота по дому або робота у дворі ¶

Неможливо виконувати будь-що з вищезазначеного через біль у коліні ¶

8. Який найвищий рівень фізичної активності, який Ви можете витримувати регулярно?¶

Дуже енергійні дії, такі як стрибки або поворот, як в баскетболі або футболі ¶

Енергійні види діяльності, такі як важка фізична робота, катання на лижах або теніс ¶

Помірні дії, такі як помірна фізична праця, біг або біг підтюпцем ¶

Легка активність, така як ходьба, робота по дому або робота у дворі ¶

Неможливо виконувати будь-що з вищезазначеного через біль у коліні ¶

9. Як Ваше коліно впливає на Вашу здатність:¶

Йти вгору по сходах	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Йти вниз по сходах	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Встати на коліна	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Присісти	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Сидіти, зігнувши коліно	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Піднятися зі стільця	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Бігти по прямій	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Стрибати на місці	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо
Швидко зупинитися і швидко починати рух	<input type="checkbox"/> Не складно	<input type="checkbox"/> Трохи важко	<input type="checkbox"/> Помірні труднощі	<input type="checkbox"/> Вкрай важко	<input type="checkbox"/> Неможливо

10. Як би ви оцінили функцію свого коліна за шкалою від 0 до 10, при цьому 10 – нормальна, відмінна функція, а 0 – нездатність виконувати будь-які з ваших звичайних повсякденних занять, які можуть включати в себе спорт?¶

Функція до захворювання¶

Не вдається виконати	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6	<input type="checkbox"/> 7	<input type="checkbox"/> 8	<input type="checkbox"/> 9	<input type="checkbox"/> 10	Без обмежень
----------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	-----------------------------	--------------

Функція на теперішній час¶

Не вдається виконати	<input type="checkbox"/> 0	<input type="checkbox"/> 1	<input type="checkbox"/> 2	<input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 4	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6	<input type="checkbox"/> 7	<input type="checkbox"/> 8	<input type="checkbox"/> 9	<input type="checkbox"/> 10	Без обмежень
----------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	----------------------------	-----------------------------	--------------

Рисунок 2.2 – Друга сторінка форми оцінки колінного суглоба («IKDC subjective knee evaluation form») за шкалою «IKDC Score».

Таблиця 2.4 – Шкала LKSS підрахунку балів для оцінювання стану колінного суглоба

Показник	Бали
1	2
Кульгавість	
Немає	5
Періодична або незначна	3
Значна або постійна	0
Опороздатність	
Повна	5
Тростина або милиці	3
Вагове навантаження неможливе	0
Ходьба вгору сходами	
Без проблем	10
Незначно утруднена	6
Можлива по одній сходинці	2
Неможлива або можлива зі значним зусиллям	0
Можливість повністю присісти	
Без проблем	5
Незначно утруднена	4
Можливо до 90°	2
Неможливо	0
Нестійкість	
Немає нестійкості	25
Зрідка нестійкість під час атлетичних або інших значних фізичних навантажень	20
Часто нестійкість під час атлетичних або інших значних фізичних навантажень	15
Нестійкість подеколи за звичайної руховій активності	10
Нестійкість часто при буденній руховій активності	5
Нестійкість під час кожного кроку	0
Набряк суглоба	
Немає	10
Виникає в разі значних фізичних навантажень	6
Виникає під час буденних навантажень	2
Постійний	0

Продовження таблиці 2.4

1	2
Біль	
Немає	25
Іноді під час тяжких фізичних навантажень	20
Часто за умов тяжких фізичних навантажень	15
Після довготривалої ходьби	10
Після ходьби менш ніж 2 км	5
Постійний	0
Блокада суглоба	
Немає	15
Псевдоблокада «чіпляння»	10
Зрідка	6
Часто	2
Блок на момент обстеження	0
Інтерпретація суми балів	
Відмінно	95–100
Добре	84–94
Задовільно	65–83
Незадовільно	0–64

2.3 Рентгенологічні методи дослідження

Дослідження проводили у клініці ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» (акредитаційний сертифікат МЗ № 013897, дійсний до 12 березня 2021 р.).

Для виконання даної роботи та аналізу нами були використані рентгенограми, телерентгенограми та цифрові рентгенограми нижньої кінцівки та колінного суглоба у прямій проекції, стоячи з навантаженням, та колінного суглоба у бічній проекції.

Отримання даних рентгенограм виконувалось за допомогою рентгенодіагностичних апаратів: цифрова рентгенографічна і флюороскопічна система OPERA T-90 сех (GMM Italiya) та Silhofette VR – стаціонарний рентген апарат (USA).

В ході аналізу ми враховували наступні рентгенанатомічні показники: стан суглобової щілини, стан замикальних пластинок, наявність кісткових дефектів в ділянці колінного суглоба, ступінь деформації довгих кісток нижньої кінцівки на рівні колінного суглоба, наявність металокопункції в ділянці колінного суглоба, якщо металокопункція існує – стабільна вона чи ні, чи є резорбція кісткової тканини навколо неї, чи є її міграція?

Існує достатня кількість класифікацій кісткових дефектів, які використовують під час первинного та ревізійного ендопротезування колінного суглоба. Ми використовували найбільш зручну, що знайшла широке клінічне та наукове застосування, класифікацію AORI, розроблену G.A. Engh в Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI США, 1997) [7]. Класифікація заснована на передопераційній рентгенологічній оцінці стану кісток з допомогою попередньо заданих критеріїв. Відповідно до цієї класифікації виділяють чотири типи дефектів стегнової або великогомілкової кісток:

1 тип – невеликі дефекти (кістка є незмінною в метафізі, і є незначні дефекти, які можуть бути до 10 мм за шириною та / або глибиною);

2А тип – пошкоджена губчаста кістка, кістка протилежного виростка залишається незмінною (дефекти є більшими 10 мм за шириною та / або глибиною);

2В тип – симетрична втрата кісткової маси з залученням обох виростків або плато;

3 тип – масивні дефекти з пошкодженням губчастої і кортикальної кістки.

Під час аналізу рентгенограм нижньої кінцівки оцінювали кутові параметри колінного суглоба за методикою MAD-тест (Mechanical Axis Deviation – відхилення механічної осі), запропонованою D. Paley, яка дозволяє визначити локалізацію (вершину) і ступінь деформації (рис. 2.1) [4, 5].

Запропонована методика передбачає визначення наступних показників (рис. 2.1):

– mLDFA – латеральний кут нахилу суглобової поверхні дистального епіфіза стегнової кістки по відношенню до механічної осі нижньої кінцівки, в нормі складає 88° (від 85° до 90°);

– mMPFA – медіальний кут нахилу суглобової поверхні проксимального епіфіза великогомілкової кістки по відношенню до механічної осі нижньої кінцівки, в нормі становить 87° (від 85° до 90°);

– MAD (механічне відхилення осей) – показник відхилення механічної осі від центру колінного суглоба), в нормі – $(4,1 \pm 4)$ мм (рис. 2.3).

При збільшенні відхилення параметрів LDFA за межі $(88 \pm 3)^\circ$, та MPFA за межі $(88 \pm 3)^\circ$ збільшується ступінь деформації нижньої кінцівки на рівні колінного суглоба.

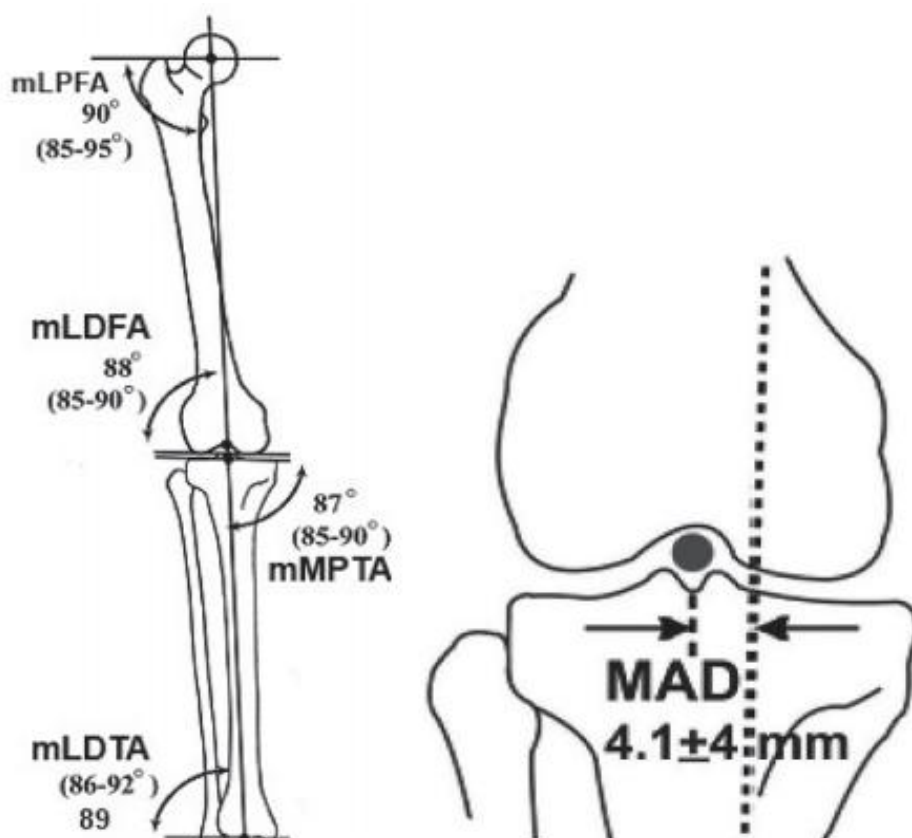


Рисунок 2.3 – Схема оцінки деформації колінного суглоба за D. Paley.

Після визначення кутових параметрів орієнтації суглобових поверхонь по відношенню до механічної осі нижньої кінцівки визначали ступінь її деформації.

2.4 Електроміографічні дослідження

Було проведено обстеження м'язів згиначів та розгиначів стегна у 8 пацієнтів з одnobічними контрактурами колінного суглоба після операції його ендопротезування та проведення реабілітаційних заходів на прооперованій та протилежній здоровій кінцівках, з них було 3 пацієнта (37,5 %) з правобічним гонартрозом, з лівобічним – 2 пацієнта (25 %), з двобічним гонартрозом – 3 пацієнта (37,5 %).

В стані максимальної довільної напруги реєстрували біоелектричну активність білатерально на наступних м'язах: *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius*. Одноразові поверхневі електроди з клейкою базою "Skintact Rt-34" розташовували в проєкціях відповідних рухових точок м'язів. Міжелектродна відстань складала 25 мм. Реєстрували сигнали на чотирьохканальному електроміографі «НЕЙРО-МВП» виробництва ТОВ «Нейрософт». Обробку поверхневої міограми виконували з використанням пакетів програмного забезпечення "НЕЙРО-МВП", зокрема, пакету турно-амплітудного аналізу міограм за Віллісоном.

Для отриманих міограм замірювали наступні показники: максимальну амплітуду (розмах) кривої в мікрвольтах, середню амплітуду турнів в мікрвольтах, середню частоту турнів та розраховували сумарну амплітуду за одну секунду в мілівольтах.

Статистичний аналіз проводили за допомогою непараметричного Т-критерію Вілкоксона, який застосовується для аналізу показників, одержаних в двох різних умовах на одній і тій же вибірці. Критерій дозволяє встановити вираженість змін в позитивному або негативному напрямках. Для кількісної оцінки зв'язку між ЕМГ показниками використовували коефіцієнт рангової кореляції Спірмена, який адекватний в непараметричних методах оцінки зв'язку між явищами.

2.5 Експериментальні дослідження

Дослідження проводили в атестованій лабораторії морфології сполучної тканини (Свідоцтво про відповідність системи вимірювань вимогам ДСТУ ISO 10012:2005 № 01-0021/2019, від «08» лютого 2019 р).

Дослідження виконано на 12 безпородних кроликах віком від 1,5 до 2 років, вагою від 2 до 2,5 кг, яких утримували в умовах сільськогосподарських закладів. Препарати було поділено на 2 групи: 6 препаратів із змодельованою травмою стегнової кістки та 6 препаратів інтактних кісток. Роботу з тваринами проведено відповідно до принципів «Європейської конвенції про захист хребетних тварин, яких використовують в експериментальних та інших наукових цілях» та положеннями Закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження».

Моделювання травми стегнової кістки. Після оброблення операційного поля розчином кутасепта протягом 1 хв, виконували знеболювання розчином новокаїну 0,5 % (10 мл). За допомогою свердла діаметром 1,5 мм проводили перкутанне свердління стегнової кістки через усі коркові шари на межі середньої та нижньої третин у сагітальній площині (спереду назад). При цьому ушкоджували м'язи – розгиначі гомілки (прямий і проміжний широкий). Маніпуляція закінчувалась обробленням місць проколу розчином кутасепту та накладанням асептичної пов'язки. Імобілізацію травмованих кінцівок не виконували. У процесі експерименту всі тварини перебували в однакових умовах.

Кроликам контрольної групи хірургічне втручання не виконували.

Евтаназію тварин здійснювали шляхом внутрішньовенного або внутрішньочеревного введення розчину фенобарбіталу (100 мг/кг) через 3 і 5 тижнів після операції.

Матеріали проміжного широкого м'язу стегна досліджуваних тварин було передано для подальшого гістологічного вивчення в лабораторію морфології сполучної тканини (Свідоцтво про відповідність системи вимірювань вимогам ДСТУ ISO 10012:2005 № 01-0021/2019, від «08» лютого 2019 р).

Для гістологічного дослідження структури клітин та міжклітинної речовини виділяли м'які тканини на рівні ушкодження кістки, а саме – проміжний широкий м'яз стегна. Матеріал готували для гістологічного аналізу: фіксували в 10 %

формаліні, проводили по спиртах концентрації від 50° до 96° та заливали в парафін. Для проводки матеріалу використовували термостат ТС-80, № 4438, витяжну шафу. Зрізи виготовляли на санному мікротомі «Reichert», забарвлювали гематоксиліном і еозином, а також пікрофуксином за Ван-Гізоном [6]. Аналізували матеріал під світловим мікроскопом Olympus BX63 (Japan), фотографували за допомогою цифрової камери DP73 (Olympus) із використанням програмного забезпечення «CellSensDimension 1.8.1» (2013).

Біомеханічні дослідження проводили в атестованій лабораторії біомеханіки (Свідоцтво про відповідність системи вимірювань вимогам ДСТУ ISO 10012:2005 № 01-0143/2019, від «05» листопада 2019 р).

Для оцінювання еластичності (розтяжності) чотириголового м'яза стегна й окремо його головки (широкого м'яза стегна) використовували метрологічну сталеву лінійку ГОСТ 427-75, голки (які слугували мітками та були фіксовані в сухожилках біля верхнього полюсу надколінка та в сухожилках у місцях початку головок досліджуваного м'яза).

Довжину м'яза вимірювали в початковому стані, після відсічення від горбистості гомілкової кістки та при максимально можливому згинанні колінного суглобу (рис. 2.4). Також аналізували величину максимально можливого кута згинання колінного суглобу інтактних та оперованих препаратів.

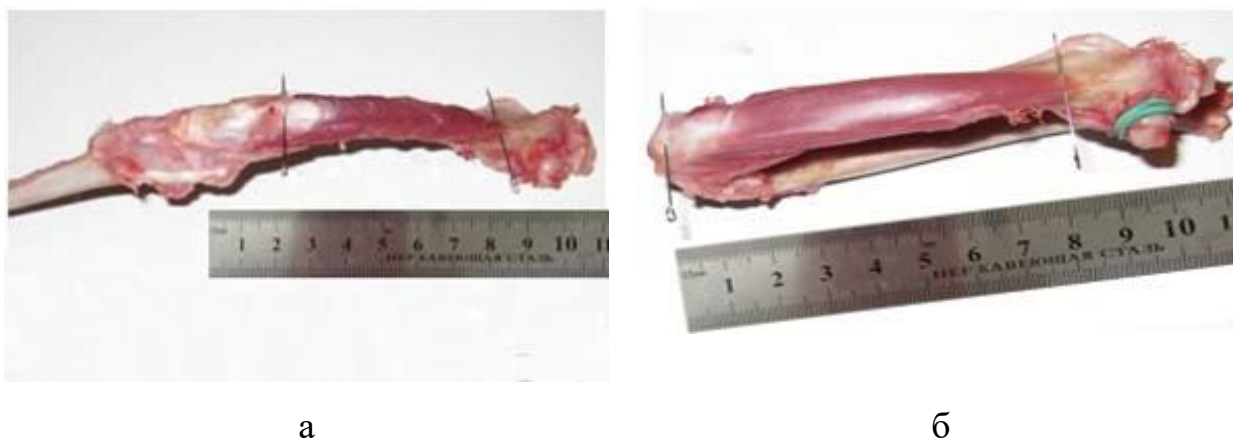


Рисунок 2.4 – Препарат виділеного проміжного широкого м'яза стегна з встановленими голками-мітками в проксимальному кінці та над надколінком у положенні розгинання (а) та згинання (б) в колінному суглобі.

2.6 Біохімічні дослідження

Виконано на базі відділів патології суглобів та лабораторної діагностики та імунології ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» у 2019 р. (Свідоцтво про відповідність системи вимірювань вимогам ДСТУ ISO 10012:2005 № 01-0018/2019, від «08» лютого 2019 р). До дослідження було залучено дві групи пацієнтів: перша група – це 14 пацієнтів, у яких не було контрактур до та після операції ендопротезування колінного суглоба, друга група – це 14 пацієнтів з контрактурами колінного суглоба в до та через 2 місяця після операції ендопротезування колінного суглоба. Дослідження показників проводили до ендопротезування колінного суглоба, через 2 місяця після операції до проведення реабілітаційних заходів та через 14 днів після реабілітації. Контрольна група складалась з 14 пацієнтів з гонартрозом III-IV ст., у яких не було контрактур колінного суглоба. Кров для дослідження відбиралась у пацієнтів натщесерце. В сироватці крові визначали вміст глікопротеїнів, хондроїтинсульфатів, активність лужної та кислої фосфатаз, загального кальцію за методом Nemeth – Csoka у модифікації Л.І. Слущького [33-35]. Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ) визначали за допомогою методу Панченкова [36]. Статистичний аналіз даних проводили за допомогою непараметричного критерію Вілкоксона із розрахунками медіани (Me) і процентилів (25 % та 75 %) [37, 38].

2.7. Метод математичного моделювання

Дослідження проводили в лабораторії біомеханіки (Свідоцтво про відповідність системи вимірювань вимогам ДСТУ ISO 10012:2005 № 01-0143/2019, від «5» листопада 2019 р). В лабораторії біомеханіки ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України" було проведено вивчення напружено-деформованого стану моделі нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглобу в залежності від величини дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки, довжини ніжки ендопротезу та матеріалу, яким заповнений дефект.

Для вирішення поставленого завдання було побудовано базову кінцево-елементну математичну модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглобу. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 2.5.



Рисунок 2.5 – Кінцево-елементна модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба:

а – вигляд у фронтальній площині;

б – вигляд в сагітальній площині;

в – колінний суглоб з ендопротезом.

На базовій моделі моделювали дефект проксимального відділу великогомілкової кістки трьох розмірів: 25; 50; 75 % від площі опорної поверхні ендопротеза. Моделі великогомілкової кістки з дефектами різних розмірів наведено на рис. 2.6.



Рисунок 2.6 – Варіанти дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки:

а – без дефекту;

б – дефект 25 %;

в – дефект 50 %;

г – дефект 75 %.

Для кожного розміру дефекту моделювали стандартний ендопротез та з посилюючою ніжкою різної довжини: коротка (50 мм) та довга (100 мм). Моделі ендопротезів з ніжками різної довжини наведено на рис. 2.7.

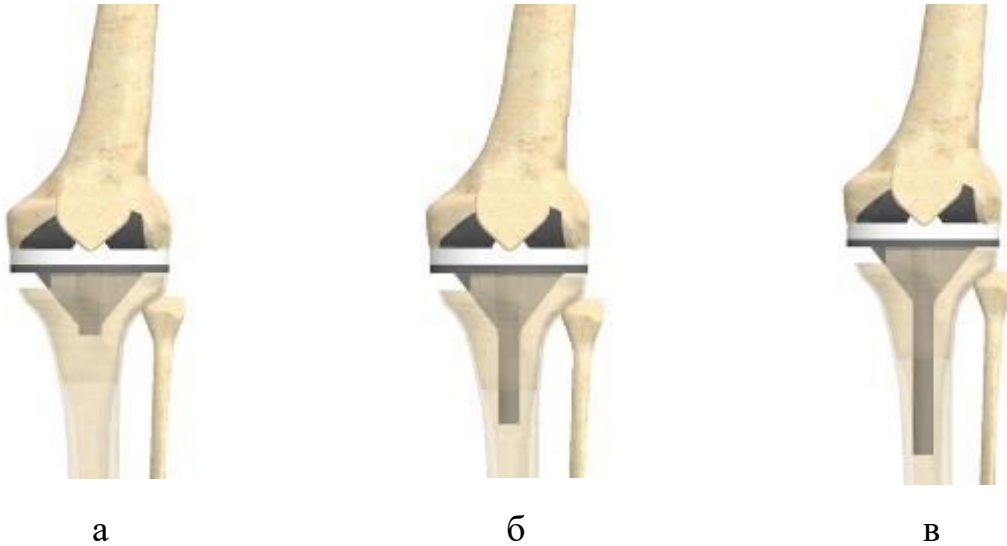


Рисунок 2.7 – Варіанти довжини ніжки ендопротеза: а – без ніжки;
б – коротка;
в – довга.

На всіх моделях вивчали варіанти заповнення дефектів трьома різними матеріалами: кісткові чіпси, кістковий цемент та пористий тантал. Модель з дефектом, заміщеним штучним матеріалом, наведено на рис. 2.8.



Рисунок 2.8 – Модель з дефектом, який заміщений штучним матеріалом.

Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, хрящ) для математичного моделювання обрано за даними літератури [38-44]. Дані, щодо механічних властивостей кісткових чіпсів було отримано під час проведення відповідного експерименту, виконаного в лабораторії біомеханіки ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України". Матеріал елементів ендопротезу - титан. Матеріал вкладишу ендопротеза – надвисокомолекулярний поліетилен. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [45]. При моделюванні використовували такі характеристики: E – модуль пружності (модуль Юнга), ν - коефіцієнт Пуассона. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведено в табл. 2.6.

Таблиця 2.6 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Характеристики Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан ВТ-16	110000	0,20
Тантал	186000	0,33
Цемент	2300	0,35
Чіпси	13,8	0,30

Для навантаження моделі моделювали вагу тіла при одноопорному стоянні, для чого до головки стегнової кістки прикладали розподілену силу величиною 1100 Н, а до великого вертлюга прикладали силу дії м'язів, що відводять стегно, величиною 540 Н [41-44, 46]. Опорна поверхня стопи моделі мала жорстке закріплення. Схему навантаження моделі наведено на рис. 2.9.

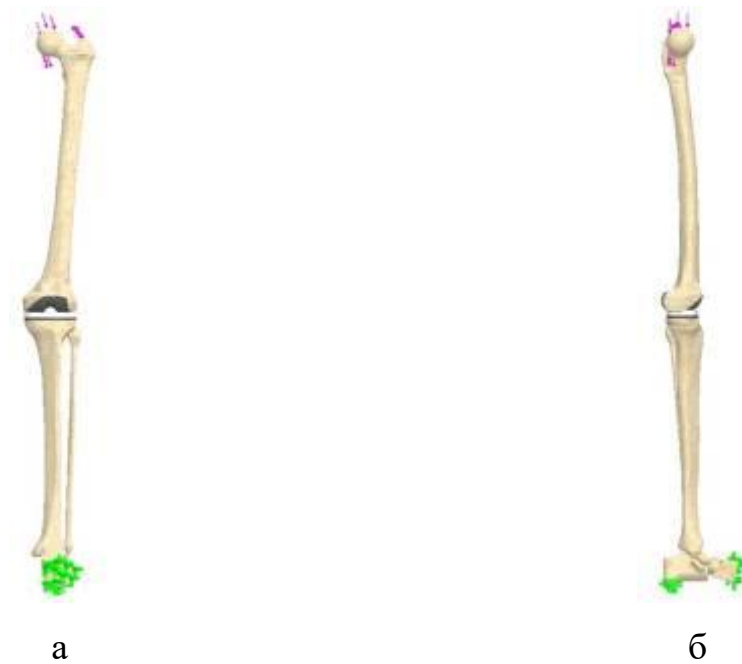


Рисунок 2.9 – Схема навантаження моделі:

а – вигляд у фронтальній площині;

б – вигляд у сагітальній площині.

Величини максимальних напружень фіксували в чотирьох зонах на великогомілковій кістці під опорною поверхнею ендопротезу та від однієї до трьох точок на ніжці ендопротеза, в залежності від її довжини. Схему розташування контрольних точок наведено на рис. 2.10.



Рисунок 2.10 – Схема розташування контрольних точок:

а – на великогомілковій кістці;

б – на ендопротезі.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [28].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [47].

2.8 Статистичні методи

Статистичний аналіз морфологічних даних був виконаний з використанням описової статистики, перевірки нормальності розподілу та порівняння середніх значень та використання програми Microsoft Office Excel 2003. Цифрові дані представлені як $M \pm m$. Різницю вважали статистично значимою за умови $P < 0,05$.

Показники оцінки параметрів кісткової тканини навколо імплантата були проаналізовані за характером розподілу за критерієм Колмогорова-Смирнова з подальшою параметричною статистичною обробкою. Оцінка показників кореляції Пірсона була використана для перевірки співвідношення між серіями експерименту із застосуванням статистичного пакету Excel. Рівень значущості $P = 0,05$.

При біомеханічному дослідженні для обґрунтування вибору методик статистичного аналізу дані були перевірені на відповідність нормальному розподілу за одновибірковим критерієм Колмогорова-Смирнова. Отримані експериментальні дані були оброблені методами описової статистики з розрахунком середнього (M) значення та стандартного відхилення (SD). Для порівняння міцності кісток використовували тести для порівняння середніх. Для порівняння міцності парних кісток (оперова – інтактна) одної тварини використовували Т-тест для парних вибірок, для порівняння міцності кісток груп з різними типами імплантатів – однофакторний дисперсійний аналіз з апостеріорним тестом для множинних порівнянь Дункана, для порівняння

міцності нормальних і остеопоротичних оперованих кісток при застосуванні однакових імплантатів – Т-тест для незалежних вибірок.

Аналіз проводили в пакеті SPSS 20.0 [42].

Статистичний аналіз біохімічних даних був здійснений за допомогою програмних пакетів Microsoft Excel XP та Statsoft Statistica 6.0. Порівняння груп пацієнтів проводили за параметричним критерієм Стьюдента, порівняння груп хворих у динаміці – за непараметричним критерієм Вілкоксона із визначенням медіани (Me) та процентилів (%25 – %75) [43].

Статистичний аналіз функціональних результатів використання запропонованих методик виконували через дисперсійний аналізу (ANOVA) та із застосуванням апостеріорного тесту Дункана.

3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Особливості рентгенанатомічних змін колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травм та після операцій ендопротезування

Під час проведення рентгенологічних досліджень ми розподілили пацієнтів за ступенем дефекту (AORI) та його локалізацією (дистальний відділ стегнової кістки та/або проксимальний відділ великогомілкової кістки).

Пацієнтів було розподілено на 4 групи за наявністю та локалізацією кісткових дефектів ділянки суглобової поверхні колінного суглоба. Комбінований дефект колінного суглоба (великогомілкової та стегнової кісток) було виявлено у 5 пацієнтів, дефект проксимального відділу великогомілкової кістки – у 133 пацієнтів, дефект дистального відділу стегнової кістки – у 7 пацієнтів, відсутність кісткових дефектів – у 135 пацієнтів.

Розподілення хворих за ступенем дефекту надано в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Особливості рентгенографічних змін у хворих при гонартрозах

№ п/п	Параметр	Кількість пацієнтів			
		За ступенем дефектів за AORI			Загалом
		1	2	3	
1.	Комбінований дефект колінного суглоба (стегнової та великогомілкової кісток)	–	2	3	5
2.	Дефект проксимального відділу великогомілкової кістки	28	78	27	133
3.	Дефект дистального відділу стегнової кістки	2	2	3	7
4.	Кісткові дефекти відсутні	–	–	–	135
Загалом:					280

З табл. 3.1 видно, що у більшості досліджуваних пацієнтів (133) дефекти локалізовано у проксимальному відділі великогомілкової кістки.

Наступним етапом було проаналізовано дані рентгенографічних досліджень пацієнтів з кістковими дефектами колінного суглоба (145 пацієнтів). Було виявлено, що більшість з них мали варусну деформацію нижньої кінцівки на рівні колінного суглоба.

Розподілення хворих за ступенем деформації нижньої кінцівки показано у табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Ступінь деформації нижньої кінцівки у хворих з гонартрозом в залежності від величини кісткового дефекту

Ступінь деформації	Кількість пацієнтів			Загалом
	Ступінь кісткового дефекта за AORI			
	1	2	3	
до 10 градусів	46	22	–	68
10-20 градусів	2	56	3	61
більше 20 градусів	–	6	10	16
Загалом:	48	84	13	145

З таблиці 3.2 видно, що ступінь деформації нижньої кінцівки збільшується при зростанні ступеню кісткового дефекта. Наприклад, пацієнти з деформацією понад 20 градусів мали 2 та 3 ступені дефекту за AORI. Це свідчить, що ступінь кісткового дефекту та ступінь деформації нижньої кінцівки взаємопов'язані.

Серед досліджуваних – 28 пацієнтів з контрактурами колінного суглоба в доопераційному періоді. Тип контрактури та їх середні величини при різних нозологічних формах наведено в табл. 3.3.

З табл. 3.3 видно, що більшість контрактур були згинально-розгинальними (16 випадків), а контрактури з найбільшим обмеженням рухів у колінному суглобі були при вальгусному гонартрозі IV ст. (об'єм рухів 65°).

Таблиця 3.3 – Розподіл пацієнтів з контрактурою колінного суглоба за типом та ступенем обмеження рухів

Діагноз	Середній об'єм рухів в колінному суглобі	Тип контрактури		
		згинальні	розгинальні	змішані
Однобічний варусний гонартроз IV ст.	70°	3	5	5
Однобічний вальгусний гонартроз IV ст.	65°	1	–	5
Двобічний варусний гонартроз III-IV ст.	70°	2	1	6
Загалом:		6	6	16

3.2 Результати електроміографічного обстеження

За допомогою поверхневої міографії оцінювали величину м'язового зусилля розгиначів і згиначів стегна. Больовий синдром, як правило, викликає рефлекторне зниження м'язової напруги, що виявляється в зниженні біоелектричної активності стегнових м'язів кінцівки з патологічним процесом.

В умовах наявності контрактури колінного суглоба знижується частота слідування біопотенціалів, міограма набуває «редукованої» спрощеної структури в порівнянні із здоровим м'язом (рис. 3.1), що свідчить про зменшення кількості активних рухових одиниць і про розвиток денерваційних процесів.

При розвитку розгинальної контрактури відбувається зближення ділянок кріплення розгиначів і віддалення місць кріплення згиначів, що відповідно призводить до розтягування двоголового м'яза стегна і вкорочення головок чотириголового м'яза. При згинальній контрактурі, навпроти, спостерігається вкорочення двоголового м'яза і розтягування чотириголового м'яза стегна.

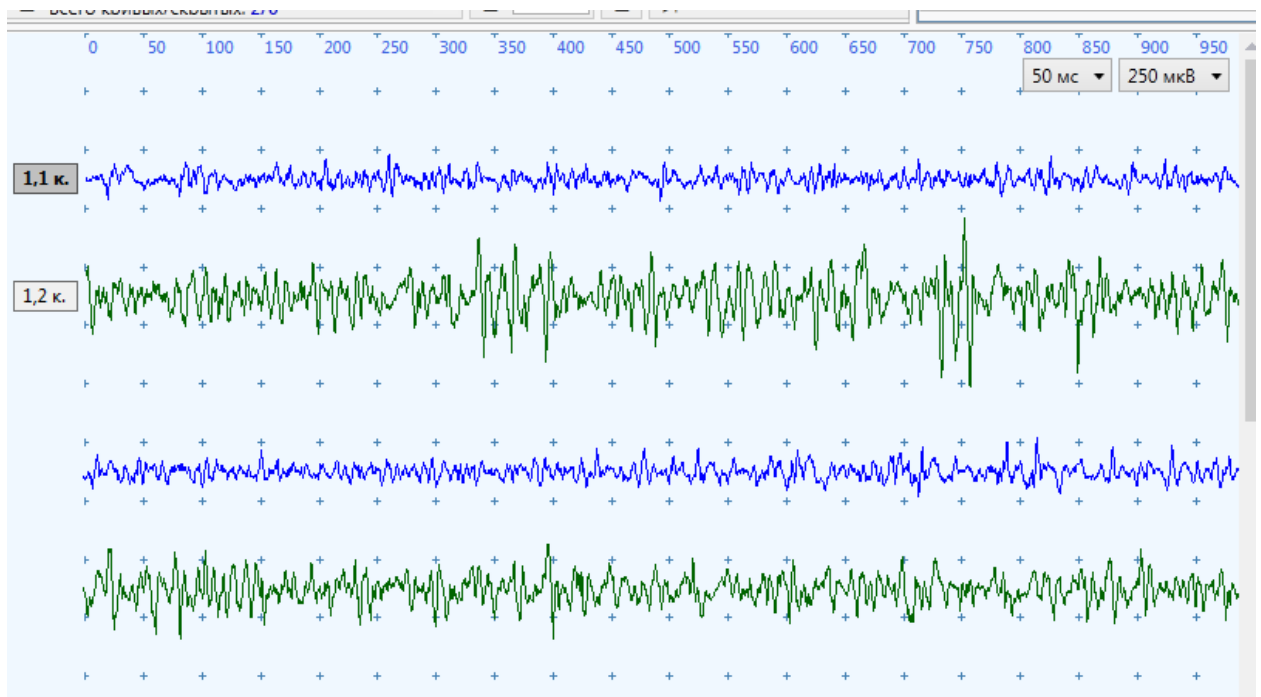


Рисунок 3.1 – Поверхнева електроміограма m. rectus femoris пацієнтки У. з контрактурою правого колінного суглоба, з вираженим больовим синдромом, порушенням функції ходи (1- хвора кінцівка, 2-здора).

У всіх пацієнтів спостерігали комбіновані згинально-розгинальні контрактури, тому розтягнення і вкорочення окремих м'язів було відносним і не настільки явним. Проте, обмеження рухливості колінного суглоба обмежує функцію повільних м'язових волокон, які інервуються повільними мотонейронами.

За даними Персон Р.С. (1985) повільні мотонейрони першими рекрутуються при довільному напруженні і забезпечують постійну напругу м'язів 50 % від максимальної, тому при реєстрації ЕМГ спостереження піддається саме цей пул мотонейронів [8].

Найбільш грубі порушення міограми у вигляді «редукування» структури відзначалися в парі м'язів «двоголовий / латеральний широкий м'яз стегна» і незначні – в парі «передній великогомілковий / литковий м'яз» (рис. 3.2).

Грубі зміни в латеральному широкому м'язі стегна і незначні в передньому великогомілковому м'язі підкреслюють значення фактору довжини

імобілізованого м'яза, бо саме при переважанні розгинального компонента контрактури *m. vastus lateralis femoris* знаходиться в дещо скороченому положенні, а довжина *m. tibialis anterior* при цьому не змінюється.

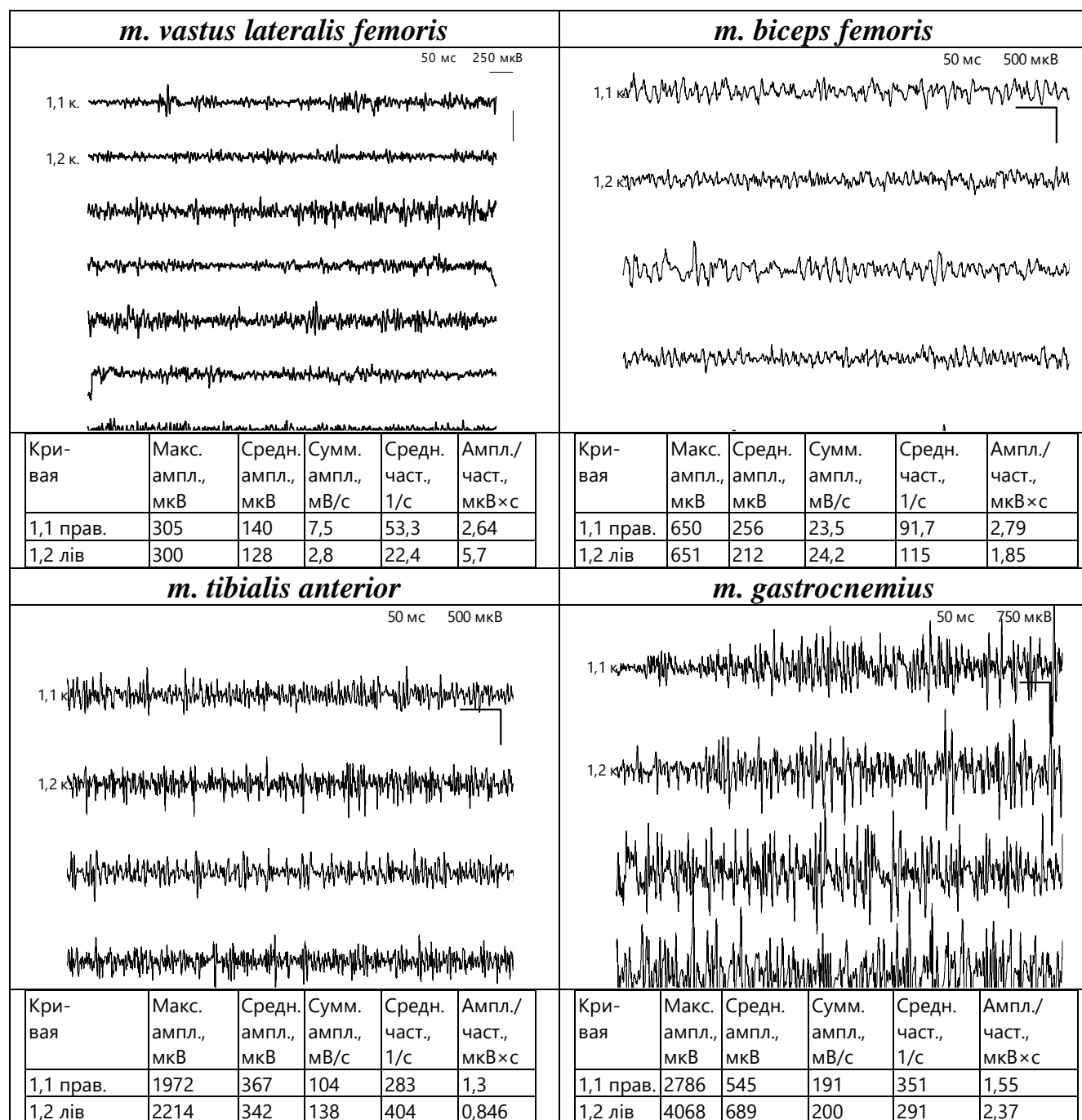


Рисунок 3.2 – Редукція структури міограми в м'язах стегна, довжина яких змінюється у разі контрактури колінного суглоба, та інтактних м'язів гомілки.

Значні зміни в повільних волокнах латерального широкого м'яза стегна, в умовах тривалої контрактури призводять до стійких змін структури і функції м'язів, тому боротьба з міогенним компонентом розгинальної контрактури колінного суглоба виявляється досить складною. Денерваційні процеси в розгиначах стегна супроводжуються появою потенціалів фібриляцій в спокої.

Нейрогенний компонент комбінованої контрактури мав місце у 2 пацієнтів, про що свідчили зниження амплітуди моторної відповіді на прямому м'язі стегна при стимуляції стегнового нерву, збільшення латентного періоду М-відповіді (час проведення імпульсу від точки стимуляції до переднього фронту хвилі М-відповіді (рис. 3.3), гіпотрофія м'язів передньої поверхні стегна. Результати ЕНМГ вказували на наявність аксонального ураження n. femoralis.

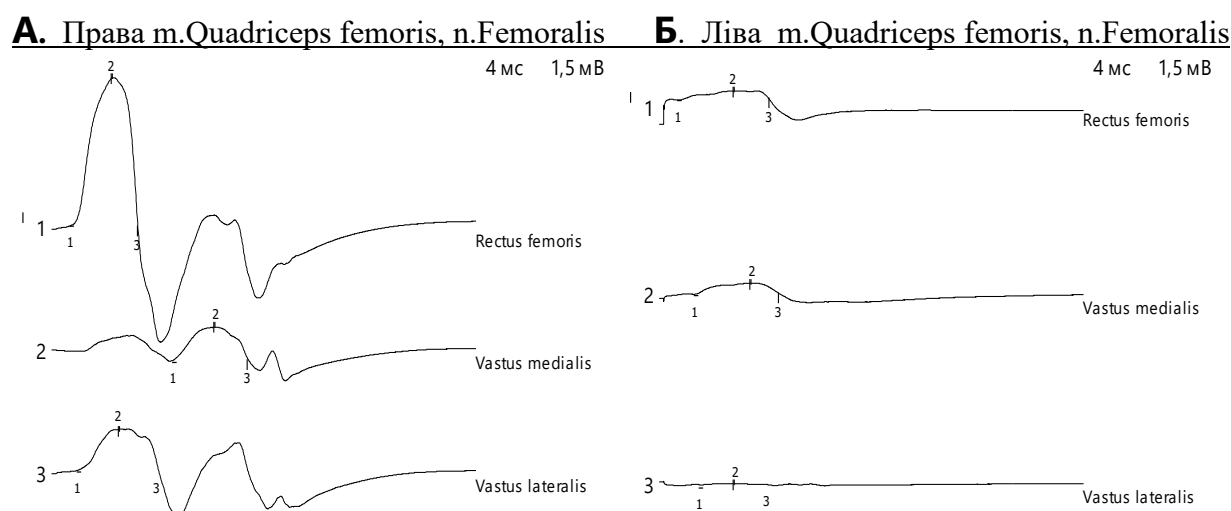


Рисунок 3.3 – А.-нормальні моторні відповіді чотириголового м'яза стегна; Б.-знижені моторні відповіді, ознаки аксональної невропатії стегнового нерву.

При контрольному нейрофізіологічному дослідженні цих хворих через 3 місяці відзначено підвищення показників м'язової активності прямого м'яза стегна на 50 % і зменшення тривалості латентних періодів, тобто провідності імпульсу по n. femoralis (з 4,5 мс до 3,7 мс), що свідчило про позитивну динаміку ЕНМГ-даних і відновлення функціональної активності передньої групи м'язів стегна.

Пацієнтам проводили ЕМГ в динаміці: до і після проведення курсу реабілітаційних заходів .

У групі з двобічним гонартрозом спостерігали позитивну динаміку показників ЕМГ. Звертає на себе увагу факт, що більш високі показники відзначені на *m. vastus medialis* і *m. vastus lateralis* в порівнянні з *m. rectus femoris* (табл. 3.5). Середня амплітуда біопотенціалів на *m. rectus femoris* збільшилася на від 17 % до 18 % (правий-лівий бік відповідно), а на *m. vastus medialis* – на від 29 % до 35 %, і на *m. vastus lateralis* – на від 19 % до 31 %. У групі згиначів стегна також відзначалася позитивна динаміка у вигляді збільшення всіх показників ЕМГ: максимальна амплітуда збільшилася на від 26 % до 35 %, середня амплітуда біопотенціалів на від 26 % до 33 %, а частота на від 12 % до 19 %.

Таблиця 3.4 – Результати електроміографічного дослідження згиначів та розгиначів стегна в динаміці реабілітації у пацієнтів з двобічними контрактурами колінного суглоба

	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.
Показник електро-міограми	Макс. ампл., мкВ	Макс. ампл., мкВ	Серед. ампл., мкВ	Серед. ампл., мкВ	Сум. ампл., мВ/с	Сум. ампл., мВ/с	Середн. част., 1/с	Середн. част., 1/с	Ампл./ част., мкВ/с	Ампл./ част., мкВ/с
<i>m. rectus femoris</i>										
До	527,25 ±66,54	554,38 ±155,67	179,13 ±9,20	182,38 ±28,24	26,83 ±5,47	24,05 ±8,20	142,43 ±23,96	110,71 ±26,14	1,58 ±0,33	11,18 ±9,39
Після	714,0 ±61,56	702,75 ±148,7	215,00 ±13,82	222,25 ±30,38	38,85 ±4,21	38,03 ±8,27	181,13 ±16,08	158,84 ±20,85	1,29 ±0,21	1,58 ±0,27
<i>m. vastus lateralis</i>										
До	592,88 ±180,67	531,25 ±142,50	188,00 ±31,06	179,75 ±23,18	32,18 ±14,88	22,44 ±8,51	125,45 ±41,36	100,10 ±29,91	2,64 ±0,67	22,08 ±13,55
Після	960,13 ±225,66	731,63 ±207,49	274,13 ±44,50	221,75 ±38,73	61,75 ±21,17	38,09 ±14,34	177,60 ±46,82	139,29 ±29,90	3,35 ±1,44	2,02 ±0,43
<i>m. vastus medialis</i>										
До	437,75 ±101,85	366,29 ±134,07	141,50 ±36,04	126,00 ±36,16	21,75 ±8,22	16,75 ±10,00	102,81 ±31,34	74,06 ±33,10	1,23 ±0,35	4,31 ±2,49
Після	585,63 ±115,55	564,50 ±155,49	199,63 ±22,38	194,75 ±36,29	28,89 ±9,52	27,74 ±10,54	121,98 ±32,05	118,33 ±26,23	3,61 ±1,74	2,26 ±0,57
<i>m. biceps femoris</i>										
До	675,13 ±191,82	788,88 ±238,19	186,13 ±44,80	206,63 ±51,90	43,53 ±14,14	51,46 ±14,23	163,33 ±46,33	180,88 ±41,47	0,98 ±0,26	0,84 ±0,20
Після	1036,00 ±236,78	1016,38 ±251,86	279,50 ±37,93	278,38 ±51,42	62,20 ±14,04	58,33 ±11,60	200,76 ±34,59	204,74 ±16,50	1,71 ±0,34	1,39 ±0,24

Найбільша динаміка частоти біопотенціалів спостерігається на *m. vastus lateralis* від 28 % до 29 %, що свідчить про залучення більшої кількості рухових одиниць. А на *m. biceps femoris* частота збільшилася лише на від 12 % до 19 %, в той час як середня амплітуда збільшилася на від 26 % до 33 %. Ці дані можуть свідчити про збереження пулу активних РО, і про збільшення середньої амплітуди за рахунок сумації біопотенціалів.

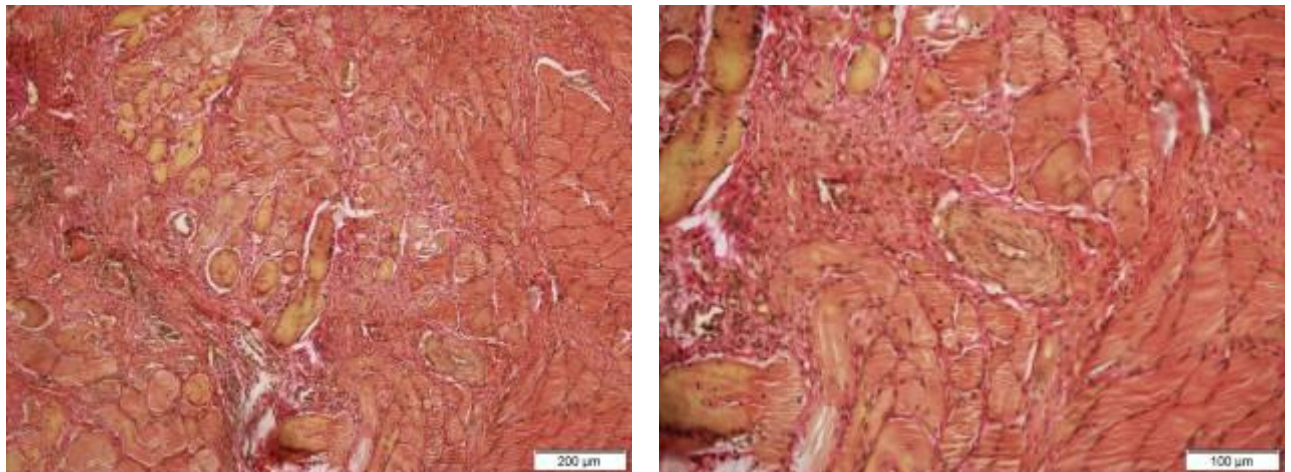
Таким чином, було проаналізовано динаміку показників міограми на хворій та здоровій кінцівках в групах однобічного гонартрозу. В групі з лівобічним гонартрозом спостерігали збільшення показників ліворуч, а з правобічним-праворуч (табл. 3.5).

Таблиця 3.5 – Результати попарних порівнянь показників електроміограми м'язів стегна в динаміці реабілітації у пацієнтів з контрактурами колінного суглоба

	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.	Прав.	Лів.
Показник електро-міограми	Макс. ампл., %	Макс. ампл., %	Серед. ампл., %	Серед. ампл., %	Сум. ампл., %	Сум. ампл., %	Середн. част., %	Середн. част., %	Ампл./ част., %	Ампл./ част., %
<i>m. rectus femoris</i>										
Лівобічний	22%	51%	8%	30%	12%	82%	4%	75%	5%	-178%
Двобічний	41%	25%	27%	16%	56%	43%	40%	32%	-22%	-24%
Правобічний	70%	61%	44%	46%	91%	68%	84%	40%	-245%	10%
<i>m. vastus lateralis</i>										
Лівобічний	5%	-178%	11%	-44%	31%	-11%	43%	-38%	18%	-24%
Двобічний	-22%	-24%	53%	62%	43%	42%	70%	61%	47%	33%
Правобічний	-245%	10%	9%	-20%	16%	-8%	78%	-10%	74%	-2%
<i>m. vastus medialis</i>										
Лівобічний	16%	11%	13%	45%	-2%	18%	-6%	91%	-4%	88%
Двобічний	-7%	13%	53%	35%	40%	14%	68%	32%	47%	21%
Правобічний	-221%	-6%	53%	75%	100%	43%	100%	96%	100%	93%
<i>m. biceps femoris</i>										
Лівобічний	2%	-582%	9%	9%	5%	8%	1%	3%	-5%	-5%
Двобічний	48%	40%	79%	48%	61%	45%	85%	30%	60%	-29%
Правобічний	80%	-3%	4%	31%	-2%	18%	19%	40%	20%	26%

3.3 Результати експериментальних досліджень

Гістологічні особливості проміжного широкого м'яза стегна після травмування стегнової кістки вивчали через *3 тижні* після травми поблизу кістки. Спостерігали зміни структурної організації м'язової тканини, що були пов'язані, насамперед, із розростанням сполучної тканини різного ступеня зрілості, яка заміщувала м'язові волокна. Новоутворена сполучна тканина характеризувалась наявністю значної кількості клітин з великою щільністю, кровоносних капілярів різного діаметру. Також виявляли судини зі звуженими просвітами та потовщеними стінками, що свідчить про порушення кровопостачання (рис. 3.4).



а

б

Рисунок 3.4 — Ділянка проміжного широкого м'яза стегна, прилеглого до кістки: а) розростання сполучної тканини з високою щільністю клітин, деструктивні порушення м'язових волокон; б) фрагмент рис. 1 а, судини різного діаметру в сполучній тканині, ознаки воскоподібного некрозу м'язових волокон. 3 тижні після операції. Пікрофуксин за Ван-Гізоном.

М'язові волокна, які містилися між ділянками сполучної тканини, розташовувалися хаотично та були з вираженими деструктивними порушеннями: з нерівномірно забарвленою саркоплазмою, її гомогенізацією, ознаками некротичних змін у вигляді воскоподібного некрозу (набухання волокон і набуття жовтувато-зеленкуватого забарвлення в разі використання

пікрофуксина за Ван-Гізона). На поперечних зрізах такі волокна були потовщеними, мали округлу форму, сплющені пікнотичні ядра, які часто мігрували до центру волокна, що відображує деструктивні зміни саркоплазми.

На відстані від зони травматичного ушкодження (у середньому $(968,88 \pm 43,68)$ мкм) м'язові волокна здебільшого мали структуру, характерну для норми, тобто чітко визначали поперечну смугастість на поздовжніх зрізах, збереження полігональної форми і периферичного розташування ядер – на поперечних. Забарвлення саркоплазми було рівномірним, ознак набряку не виявлено (рис. 3.5).

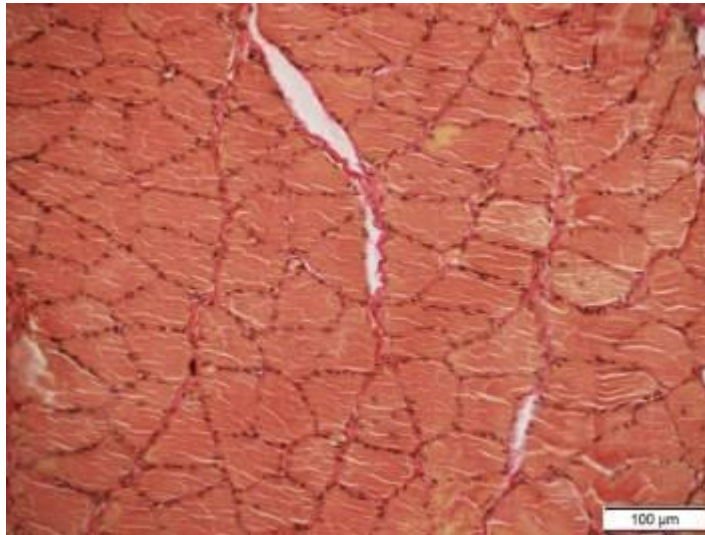
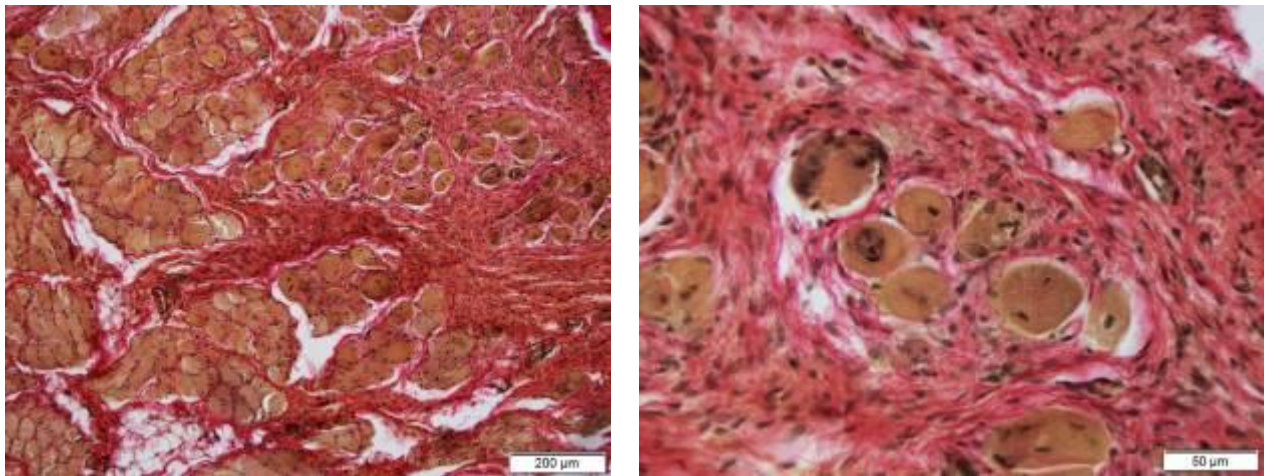


Рисунок 3.5 — Фрагмент проміжного широкого м'яза стегна на відстані від кістки: збереження характерної для норми будови. 3 тижні після операції. Пікрофуксин за Ван-Гізоном.

Через 5 тижнів після травми поблизу кістки спостерігали ділянки переважно щільної сполучної тканини, організованої пучками колагенових волокон, між якими містилися фібробласти витягнутої форми. Серед неї відмічено залишки м'язової тканини, яка була представлена деструктивно зміненими м'язовими волокнами, відокремленими одне від одного тяжами сполучної тканини (рис. 3.6).

На відстані від кістки ($702,65 \pm 84,40$) мкм ділянки сполучної тканини зменшувалися. Вона розросталася в перимізії. Проте м'язові волокна на цих ділянках характеризувалися наявністю деструктивних змін – втрачали полігональну форму на поперечних зрізах, містили сплюснені пікнотичні ядра, в деяких випадках зміщені до середини волокна. Крім того, визначали невеличкі ділянки, де м'язові волокна були заміщені жировою тканиною, що відповідає жировій дистрофії (рис. 3.6 а).

Як і під час попереднього спостереження, на відстані від зони травми на деяких волокнах спостерігали гіперплазію ядер, що відображує перебіг репаративного процесу (рис. 3.7).



а

б

Рисунок 3.6 — Ділянка проміжного широкого м'яза стегна: а) розростання сполучної тканини поблизу кістки та в перимізії на відстані від неї, території жирової тканини, деструктивні порушення м'язових волокон; б) фрагмент рис. 3 а, деструкція м'язових волокон із заміщенням їх сполучною тканиною. 5 тижнів після операції. Пікрофуксин за Ван-Гізеном.

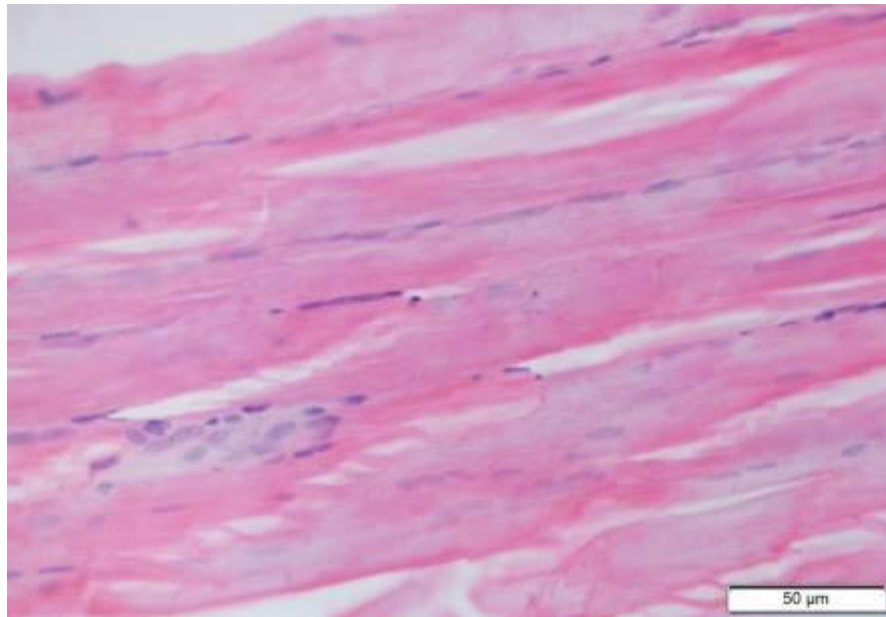


Рисунок 3.7 — Фрагмент проміжного широкого м'яза стегна на відстані від кістки. Чітко простежується поперечна смугастість. Осередки гіперплазії ядер. 5 тижнів після операції. Гематоксилін та еозин.

Таким чином, незважаючи на те, що скелетний м'яз є структурою з високими адаптаційними можливостями [9], у результаті гістологічного дослідження встановлено, що через 3 і 5 тижнів після травмування стегнової кістки кроликів структура проміжного широкого м'яза стегна порушується: у ньому виявлено значні ділянки сполучної тканини, яка заміщує м'язові волокна. Із перебігом часу (5 тижнів) визначено й ознаки жирової дистрофії. Така перебудова м'яза призводить до зменшення м'язової маси, порушення механічних і скорочувальних властивостей і, відповідно, загальної функції.

Результати експериментального дослідження зміни довжини чотириголового м'яза стегна кролів при згинанні колінного суглоба на пошкодженій та інтактній кінцівках наведені в табл. 3.6.

Було доведено, що довжина чотириголового м'яза стегна на інтактній кінцівці тварини (при розігнутому колінному суглобі – 0°) в середньому становить $(6,5 \pm 0,1)$ см. При згинанні колінного суглобу довжина м'яза збільшилася в середньому до $(9,5 \pm 0,2)$ см.

Таблиця 3.6 – Результати експериментальних досліджень зміни довжини чотириголового м'яза стегна при згинанні колінного суглобу

Кістка	Довжина м'яза, см		Максимальний кут згинання, градуси
	0°	Мах	
Інтактна	6,5±0,1	9,5±0,2	129±4
Оперована	6,5±0,1	8,2±0,2	90±4
Статистична значущість різниці (t, p)	t=-,720 p=0,511	t=8,561 p=0,001	t=11,477 p=0,010

На травмованій кінцівці довжина м'яза при розігнутому колінному суглобі становила також (6,5±0,1) см і статистично не відрізнялась (p=0,511) від інтактного. При згинанні колінного суглоба було виявлено порушення розтягнення чотириголового м'яза стегна, яке проявлялося зменшенням подовження м'яза до (8,2±0,2) см, що було статистично значущо (p=0,001) відрізнялось від інтактних препаратів. Наочно порівняти значення величин подовження чотириголового м'язу стегна кролів між травмованими та інтактними кінцівками можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 3.8.

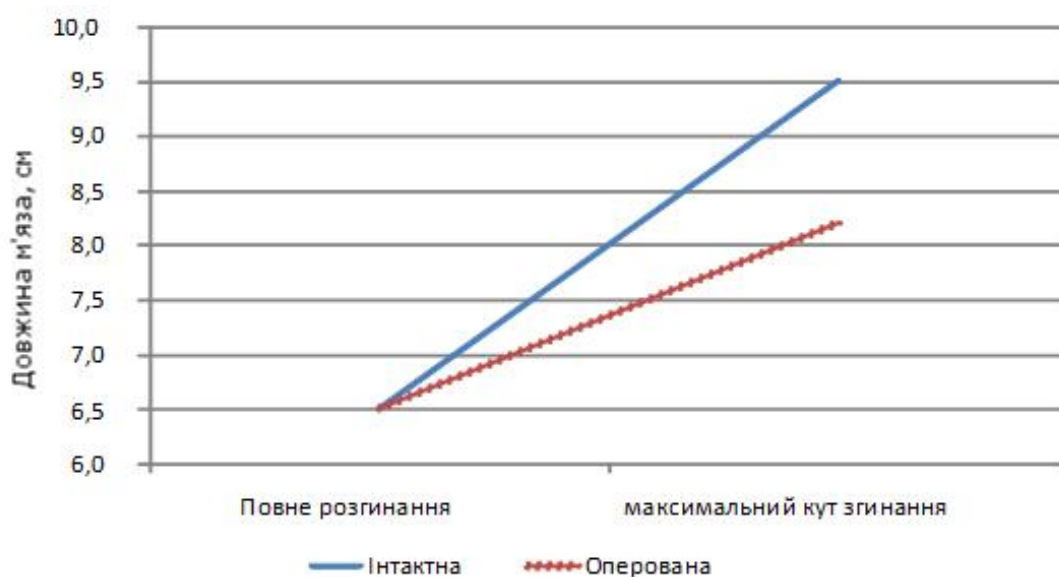


Рисунок 3.8 – Діаграма зміни довжини чотириголового м'яза стегна при згинанні колінного суглобу.

Максимальне згинання колінного суглобу інтактних препаратів в середньому становило $(129\pm 4)^\circ$, а максимальний кут згинання на оперованій кінцівці становив $(90\pm 4)^\circ$, що було статистично значущо ($p=0,010$) менше, ніж кут згинання інтактного суглоба. Різниця величини максимального кута згинання інтактних та оперованих суглобів наведена на діаграмі (рис. 3.9).

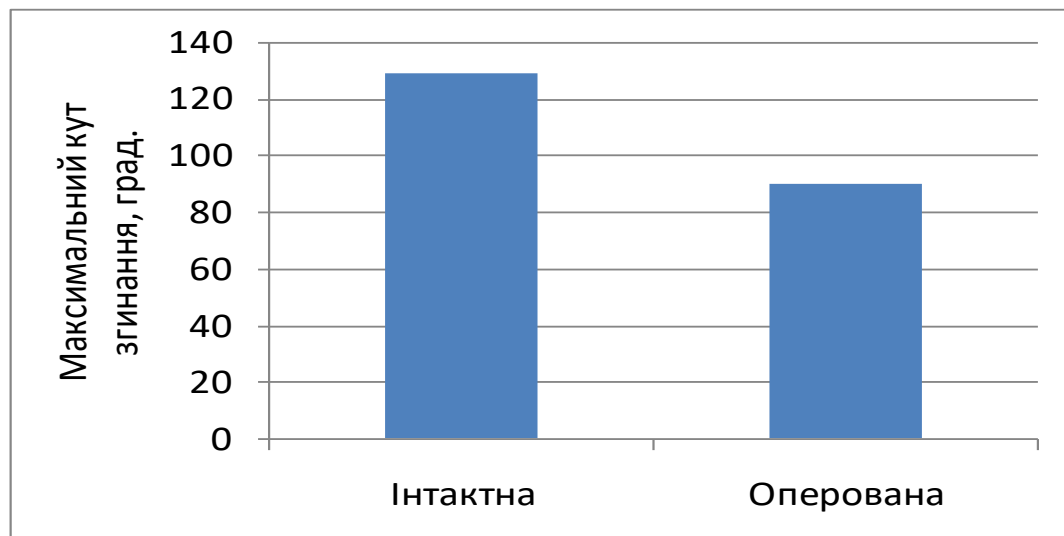


Рисунок 3.9 – Діаграма величини максимального кута згинання інтактних та оперованих суглобів.

Таким чином, в результаті експериментального дослідження було доведено, що травмування чотириголового м'яза стегна призводить до статистично значущого ($p=0,001$) зменшення його подовження при згинанні у порівнянні з інтактними препаратами. Це, в свою чергу, призводить до значущого ($p=0,010$) обмеження обсягу рухів в колінному суглобі до $(90\pm 4)^\circ$.

3.4 Результати біохімічних досліджень

У першій групі хворих на гонартроз IV стадії після ендопротезування без ускладнень динаміка вмісту глікопротеїнів вказувала на зменшення активності запального процесу через 2 місяці після проведення оперативного втручання, проте показник не досягнув рівня контрольної групи. Це характеризується зниженням вмісту глікопротеїнів у сироватці крові на 22,2 % порівняно з показником до лікування (табл. 3.7).

Таблиця 3.7 – Динаміка лабораторних показників крові у хворих на гонартроз IV стадії після ендопротезування без ускладнень (n=14)

Показники	Хворі на гонартроз IV стадії		Контрольна група, n=14
	До лікування	Через 2 місяці після операції	
Глікопротеїни, г/л	0,90 0,86 – 0,91	0,77 ¹⁾²⁾ 0,75 – 0,79	0,57 0,40 – 0,72
Хондроїтинсульфати, г/л	0,168 0,163 – 0,170	0,140 ¹⁾²⁾ 0,137 – 0,142	0,074 0,055 – 0,098
Лужна фосфатаза, U/L	337,0 330,5 – 344,3	283,5 ²⁾ 278,0 – 306,5	187,0 110,0 – 285,0
Кисла фосфатаза, U/L	3,75 3,10 – 3,98	3,35 3,05 – 3,88	3,20 2,70 – 3,85
Кальцій загальний, ммоль/л	2,50 2,40 – 2,50	2,40 2,33 – 2,50	2,45 2,35 – 2,60
ШОЕ, мм/годину	15,0 13,0 – 15,0	9,0 ¹⁾²⁾ 7,0 – 10,0	5,0 3,0 – 7,0

1) – вірогідно $p < 0.05$ порівняно з показником контрольної групи;

2) – вірогідно $p < 0.05$ порівняно з показником до лікування.

Глікопротеїни є універсальними маркерами запалення у діагностиці захворювань, зокрема тих патологій, які супроводжуються деструкцією сполучної тканини. При цьому вміст хондроїтинсульфатів зменшився на 16,7 %, що свідчить про уповільнення катаболізму протеогліканів сполучної тканини уражених колінних суглобів. Порушення обміну протеогліканів зумовлено запально-регенеративними процесами в кістковій тканині після оперативного втручання, інтенсивність катаболічних процесів зменшилась через 2 місяці після операції. Це віддзеркалювалось у зменшенні активності ферменту лужної фосфатази за рахунок кісткового ізоферменту, який міститься у кістковій тканині. Активність кислої фосфатази та вміст загального кальцію не змінювались. Зниження ШОЕ через 2 місяці після лікування на 40 % свідчить підтверджувало зменшення запалення за місцем оперативного втручання. У даній групі хворих через 2 місяці після операції не спостерігалось ускладнень у вигляді контрактур.

У другій групі хворих на гонартроз IV стадії після лікування вміст глікопротеїнів і хондроїтинсульфатів залишався підвищеним на рівні показника до лікування. При цьому активність лужної фосфатази знизилась на 30,1 %, кислої фосфатази – на 23,5 % порівняно з показником до лікування. Вміст в крові загального кальцію не змінювався. Показник ШОЕ через 2 місяця після оперативного втручання збільшився на 78,6 %. Така динаміка лабораторних показників крові супроводжувалась присутністю ускладнень у вигляді контрактур (табл. 3.8).

Таблиця 3.8 – Динаміка лабораторних показників крові у хворих на гонартроз IV стадії після ендопротезування із ускладненнями у вигляді контрактури (n=14)

Показники	Хворі на гонартроз IV стадії			Контрольна група, n=14
	До лікування	Через 2 місяця після операції	Через 14 днів після реабілітації	
Глікопротеїни, г/л	1,22 ¹⁾ 1,16 – 1,26	1,28 ¹⁾ 1,07 – 1,37	0,78 ¹⁾²⁾³⁾ 0,75 – 0,81	0,57 0,40 – 0,72
Хондроїтин-сульфати, г/л	0,219 ¹⁾ 0,213–0,229	0,193 ¹⁾²⁾ 0,188 – 0,202	0,128 ¹⁾²⁾³⁾ 0,123–0,133	0,074 0,055–0,098
Лужна фосфатаза, U/L	452,0 ¹⁾ 434,0–467,5	316,1 ¹⁾²⁾ 303,5–327,0	319,7 ¹⁾²⁾ 306,9–330,6	187,0 110,0–285,0
Кисла фосфатаза, U/L	8,1 ¹⁾ 7,3 – 8,6	6,2 ¹⁾²⁾ 5,5 – 6,6	4,8 ¹⁾²⁾³⁾ 4,3 – 5,2	3,20 2,70 – 3,85
Кальцій загальний, ммоль/л	2,4 2,3 – 2,5	2,4 2,4 – 2,5	2,5 2,4 – 2,5	2,45 2,35 – 2,60
ШОЕ, мм/годину	14,0 ¹⁾ 12,0 – 16,0	25,0 ¹⁾ 19,0 – 32,0	9,0 ³⁾ 6,0 – 16,0	5,0 3,0 – 7,0

1) – вірогідно $p < 0.05$ порівняно з показником контрольної групи;

2) – вірогідно $p < 0.05$ порівняно з показником до лікування;

3) – вірогідно $p < 0.05$ порівняно з показником після операції.

У зв'язку з присутністю контрактур хворим другої групи було призначено реабілітаційні заходи на термін 14 днів. Через 14 днів реабілітації вміст в крові

глікопротеїнів знизився на 39,1 %, хондроїтинсульфатів – на 33,4 % порівняно з показниками через 2 місяця після операції. Активність лужної фосфатази не змінилась порівняно з показником через 2 місяці після операції, активність кислої фосфатази – знизилась на 29,0 %, ШОЕ – у 2,8 рази. Вміст загального кальцію залишався незмінним як до лікування, так і через 2 місяці після лікування та через 14 днів після реабілітації (табл. 3.10).

Таким чином, динаміка біохімічних показників метаболізму сполучної тканини та ШОЕ у групах хворих на гонартроз після оперативного втручання відрізнялась залежно від присутності ускладнень у вигляді контрактур. Це дозволяє застосовувати дані показники у якості маркерів для прогнозування розвитку ускладнень у вигляді контрактур та підтверджує ефективність реабілітаційних заходів.

3.5 Результати досліджень із застосуванням методу математичного моделювання

3.5.1 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов відсутності кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки

Першим етапом роботи було дослідження напружено-деформованого стану моделі нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглобу без дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки. Розподіл напружень в моделі наведено на рис. 3.10.

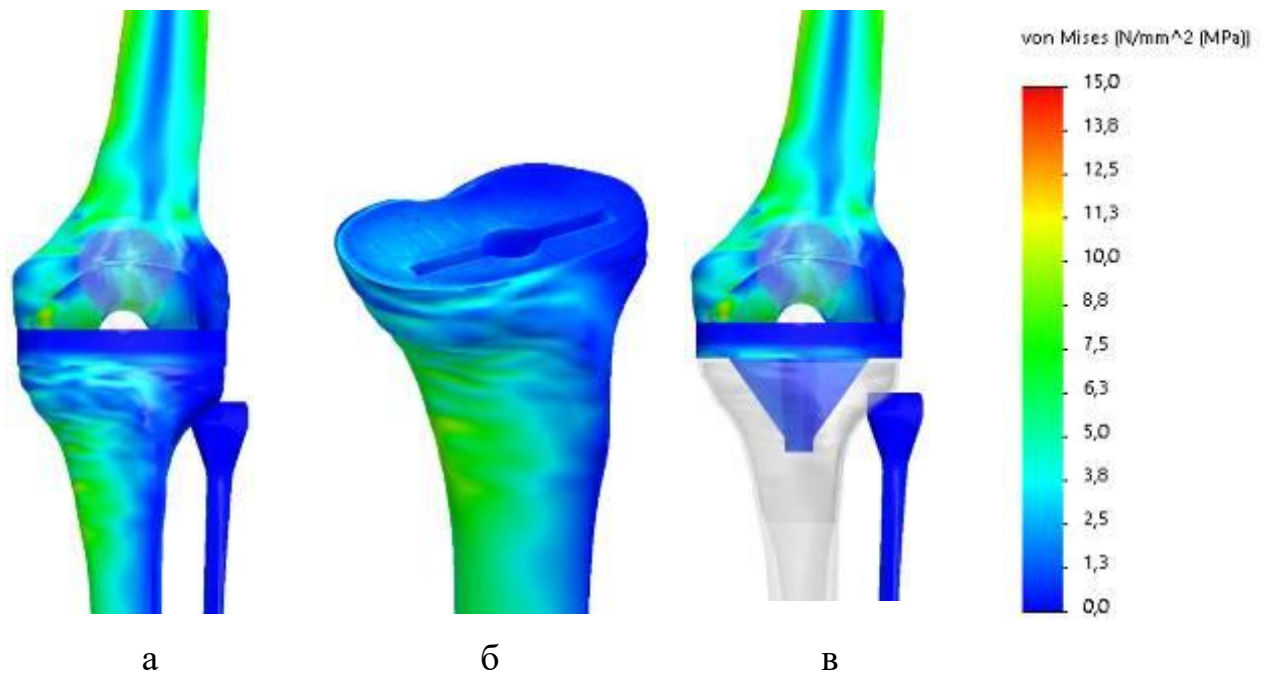


Рисунок 3.10 - Розподіл напружень в моделі без дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки.

Як видно з рис. 3.10 при відсутності кісткових дефектів напруження в ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки розподіляються досить рівномірно. Дані про абсолютні величини напружень в контрольних точках моделі наведено в табл. 3.9.

Таблиця 3.9 – Величини напружень в контрольних точках моделі без дефекту великогомілкової кістки

Контрольні точки	Напруження, МПа
1	3,3
2	2,7
3	1,4
4	1,0

Результати моделювання показали, що при відсутності дефекту у великогомілкової кістці напруження в моделі не перевищують значення 3,3 МПа. Наочно порівняти величини напружень в контрольних точках моделі без дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки можна за допомогою діаграми, яку наведено на рис. 3.11.

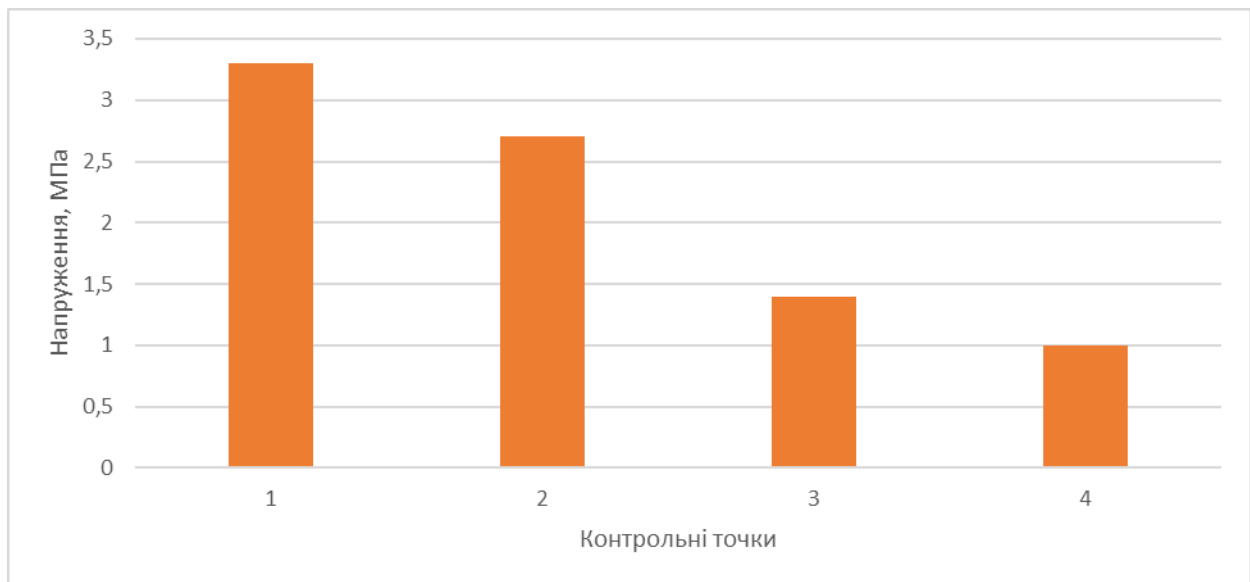


Рисунок 3.11 - Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі без дефекту в ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки.

З рис. 3.11 видно, що при відсутності кісткових дефектів, максимальні напруження виникають під передньою (3,3 МПа) та задньою (2,7 МПа) частинами великогомілкового компоненту ендопротеза. Навколо зони фіксації ніжки до нього та на ребрах жорсткості ендопротеза напруження є значно нижчими – 1,4 МПа та 1,0 МПа, відповідно.

3.5.2 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 25 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки

Наступним етапом роботи вивчали розподіл напружень в моделях з 25 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки.

На рис. 3.12 показано напружено-деформований стан на моделі нижньої кінцівки з 25 % дефектом ділянки проксимального відділу великогомілкової кістки та ендопротезом без ніжки.

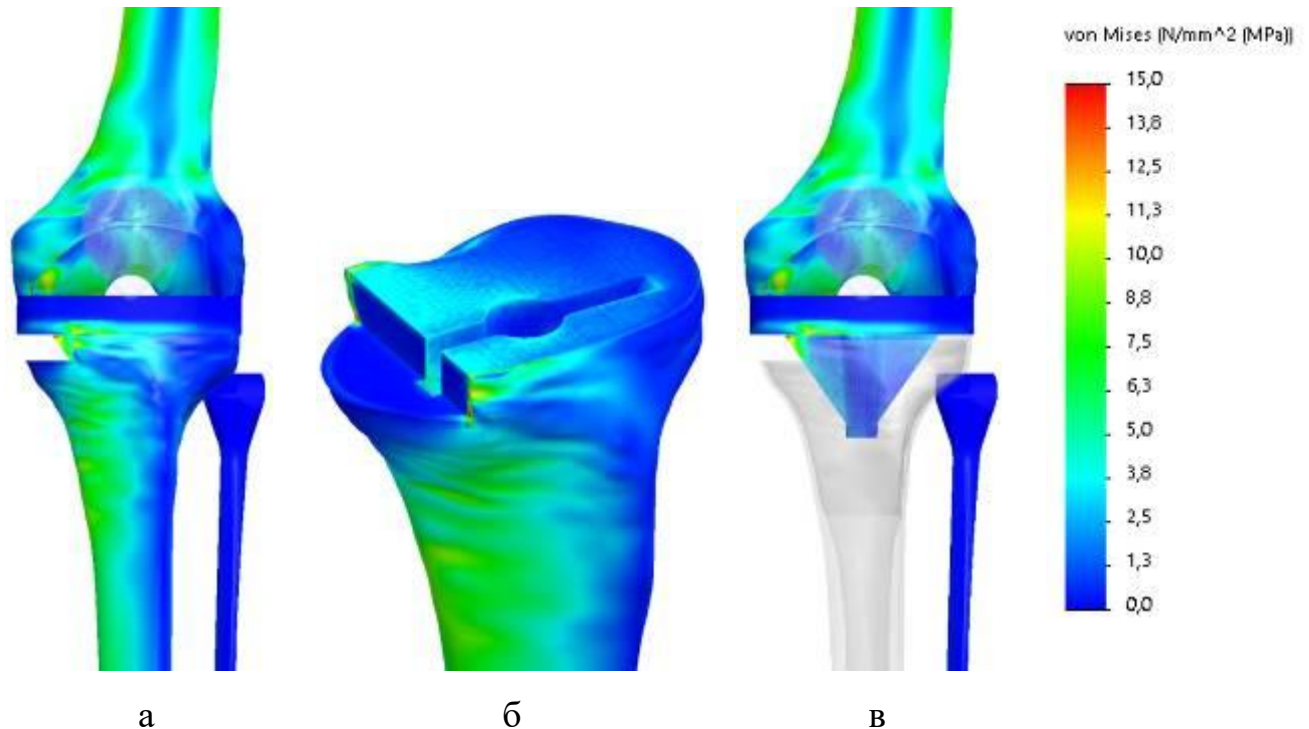


Рисунок 3.12 - Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом в ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки та ендопротезом без ніжки.

Наявність дефекту в ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки величиною 25 % від опорної поверхні ендопротеза призводить до підвищення величин напружень в усіх контрольних точках моделі. Максимальні значення напружень спостерігаються під передньою та задньою ділянками великогомілкового компоненту ендопротеза на краю дефекту – 11,2 МПа, 11,7 МПа, відповідно. Напруження навколо ребер жорсткості в зоні дефекту вдвічі нижчі і спостерігаються в межах від 4,5 МПа до 4,9 МПа. Напруження у місці фіксації ніжки до великогомілкового компоненту ендопротеза складають 3,3 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки та ендопротезом з короткою ніжкою можна спостерігати на рис. 3.13.

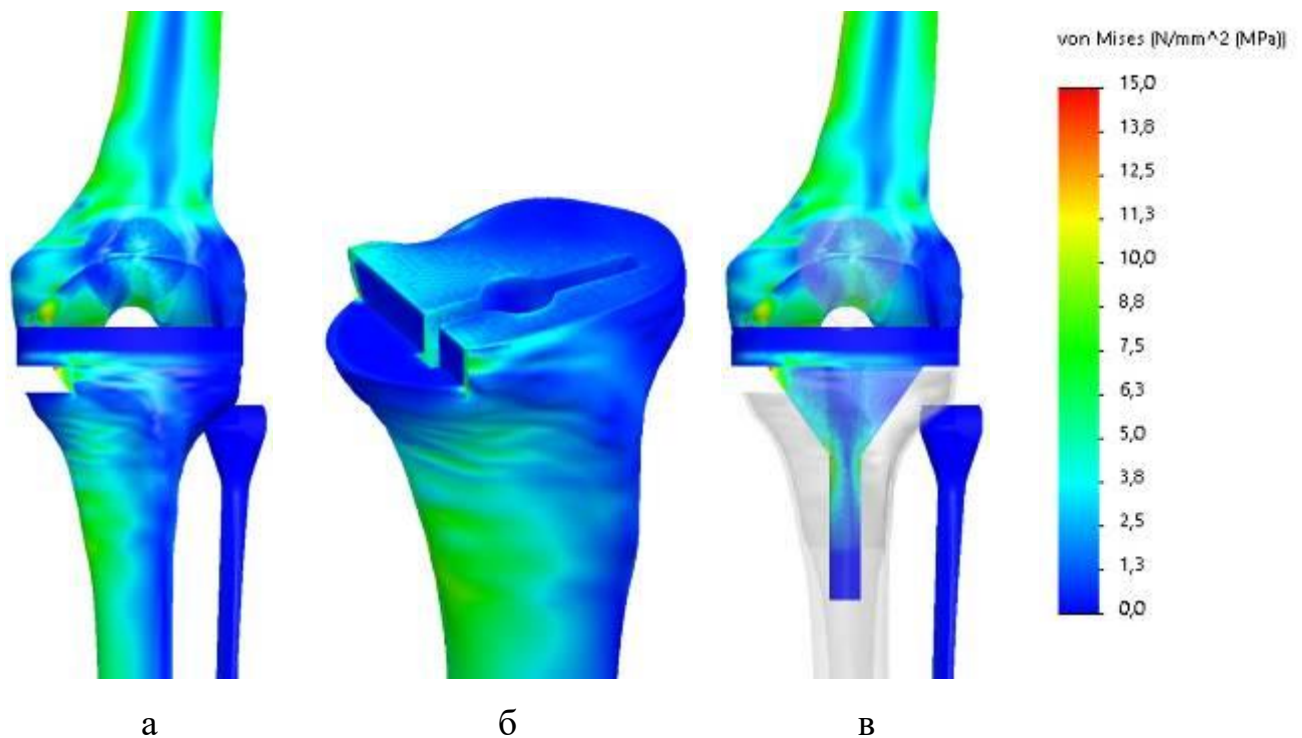


Рисунок 3.13 - Розподіл напружень в моделі з 25% дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки та ендопротезом з короткою ніжкою.

Використання ніжки ендопротезу короткої довжини дозволяє знизити величини напружень під великогомілковим компонентом ендопротезу до 8,3 МПа та 7,7 МПа під задньою та передньою ділянками великогомілкового компонента, відповідно. Навколо ребра жорсткості в ділянці дефекту напруження знижуються до величини 3,1 МПа. Це відбувається внаслідок того, що додаткові навантаження бере на себе ніжка ендопротеза, напруження в якій зростають до 15,3 МПа у місці її фіксації до великогомілкового компонента ендопротеза та 3,3 МПа на її нижній частині.

Використання довгої ніжки також змінює розподіл напружень в моделі. На рис. 3.14 показано напружено-деформований стан моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з довгою ніжкою.

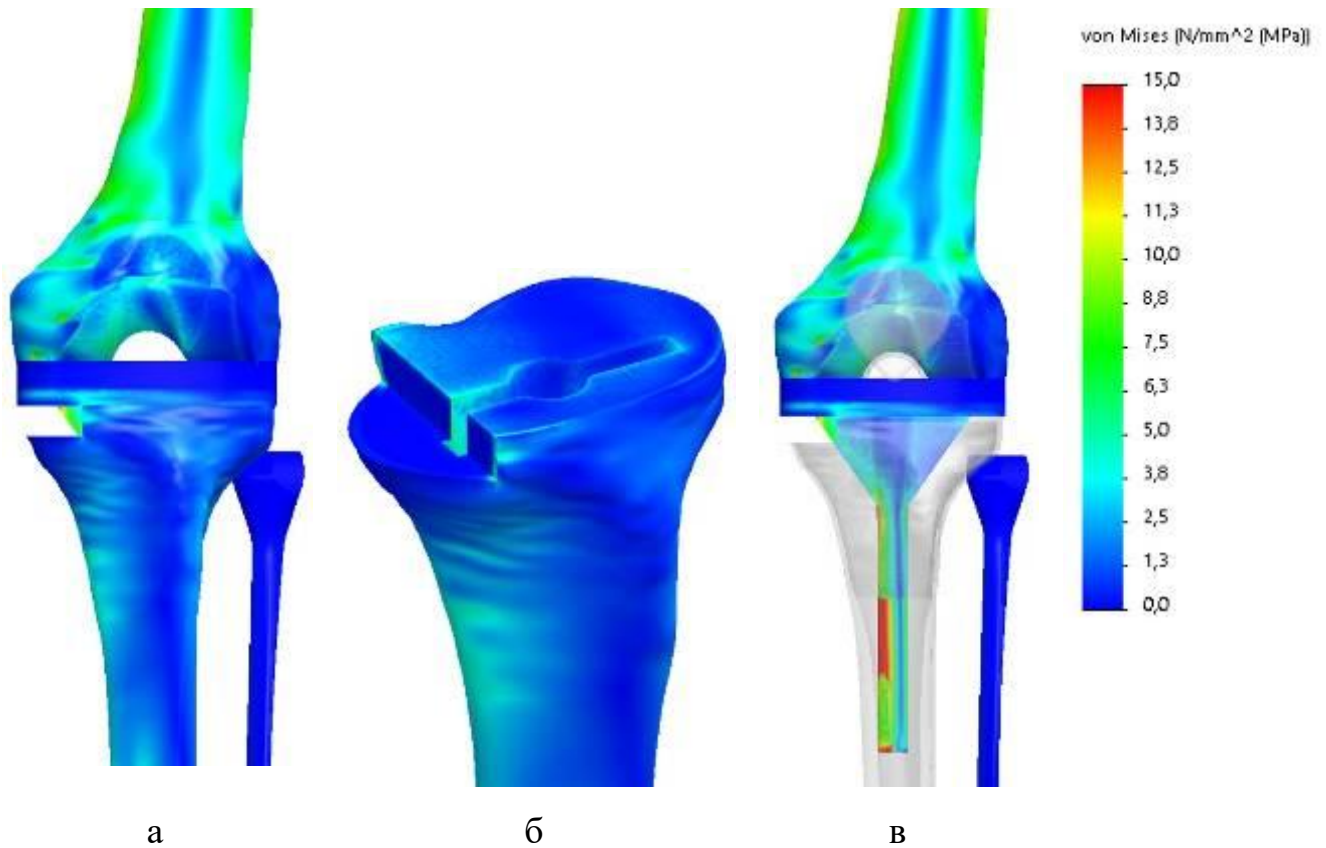


Рисунок 3.14 - Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з довгою нішкою.

Подальше подовження ніжки ендопротеза дозволяє ще знизити рівень напружень під опорними елементами його великогомілкового компоненту до значень від 3,0 МПа до 5,0 МПа. В цей же час напруження в ніжці зростають до 15,6 МПа у місці її фіксації до великогомілкового компоненту, до 21,3 МПа – в середній частині та до 16,2 МПа – на її нижній частині.

Данні про величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза наведено в табл. 3.10.

Таблиця 3.10 - Величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка ніжка	Довга ніжка
1	11,2	7,7	4,5
2	11,7	8,3	5,0
3	4,9	3,1	3,0
4	4,5	3,1	3,0
5	3,3	15,8	15,6
6		3,9	21,3
7			16,2

Більш детально порівняти величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 3.15.

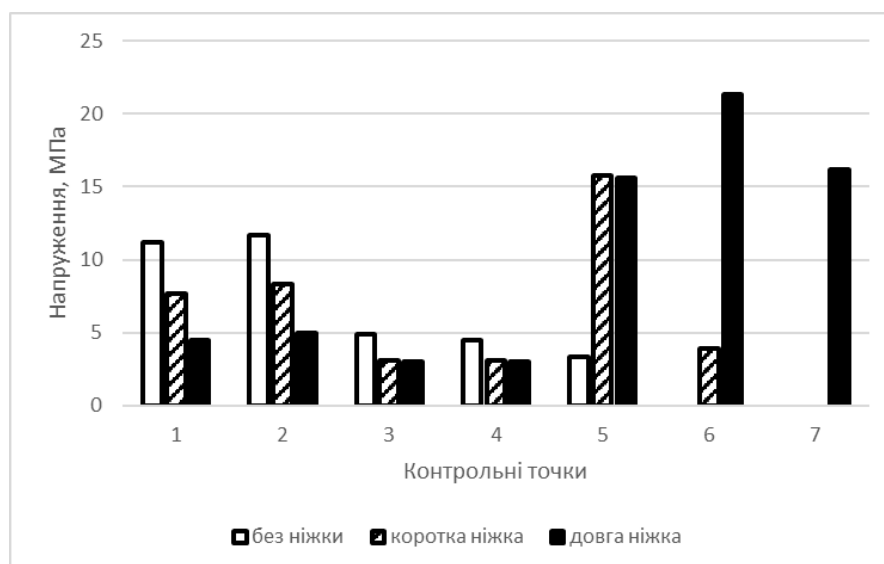


Рисунок 3.15 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Проведені дослідження дозволяють стверджувати, що наявність дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки величиною 25 % від площі опорної поверхні призводить до підвищення напружень під опорними елементами ендопротеза саме на межі дефекту. Величина напружень під опорними елементами ендопротезу на межі дефекту знижується із збільшенням довжини ніжки ендопротезу, але на самій ніжці рівень напружень різко зростає зі збільшенням її довжини, що можна пояснити подовженням важеля сили, яка діє на ендопротез.

Розглянемо, як впливає факт заповнення дефекту в ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза імплантатами з різних матеріалів. Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки наведено на рис. 3.16.

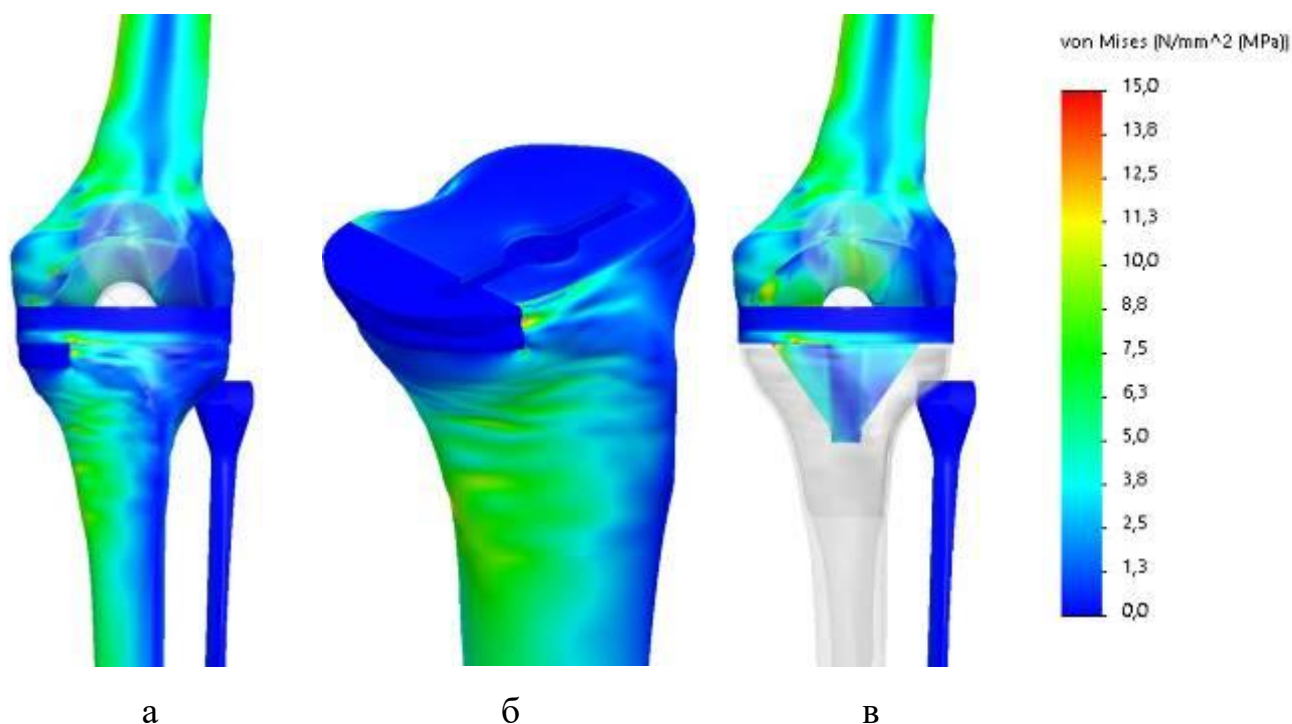


Рисунок 3.16 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

Використання кісткових чіпсів для заповнення 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки при використанні ендопротезу без ніжки приводить до зниження напружень в усіх контрольних точках моделі, в порівнянні з моделлю без заповнення дефекту. Винятком залишається точка на передньому краю дефекту, де величина напружень зберігається на рівні 11,7 МПа.

Розподіл напружено-деформованого стану в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки представлено на рис. 3.17.

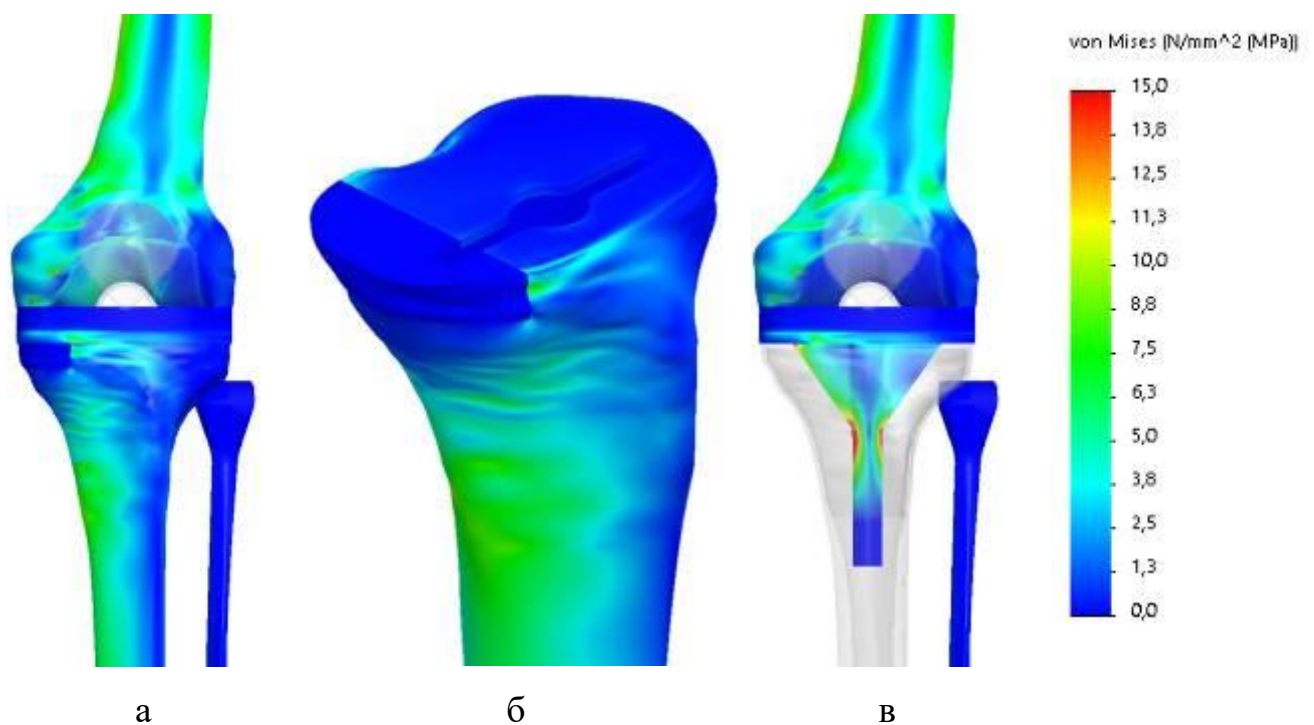


Рисунок 3.17 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки.

Заповнення 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки кістковими чіпсами в поєднанні із ніжкою короткої довжини дозволяє ще більше знизити рівень напружень в великогомілкової кістці, зокрема й на передньому зрізі дефекту до 7,4 МПа. Винятком є зона біля місця фіксації ніжки до великогомілкового компонента ендопротеза, де величина

напружень зростає від 0,7 МПа при використанні ендопротеза без ніжки до 1,2 МПа при використанні ніжки короткої довжини. Це пов'язано з підвищенням рівня напружень до 21,0 МПа саме в верхній частині ніжки ендопротеза.

Розподілу напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом на довгій ніжці можна побачити на рис. 3.18.

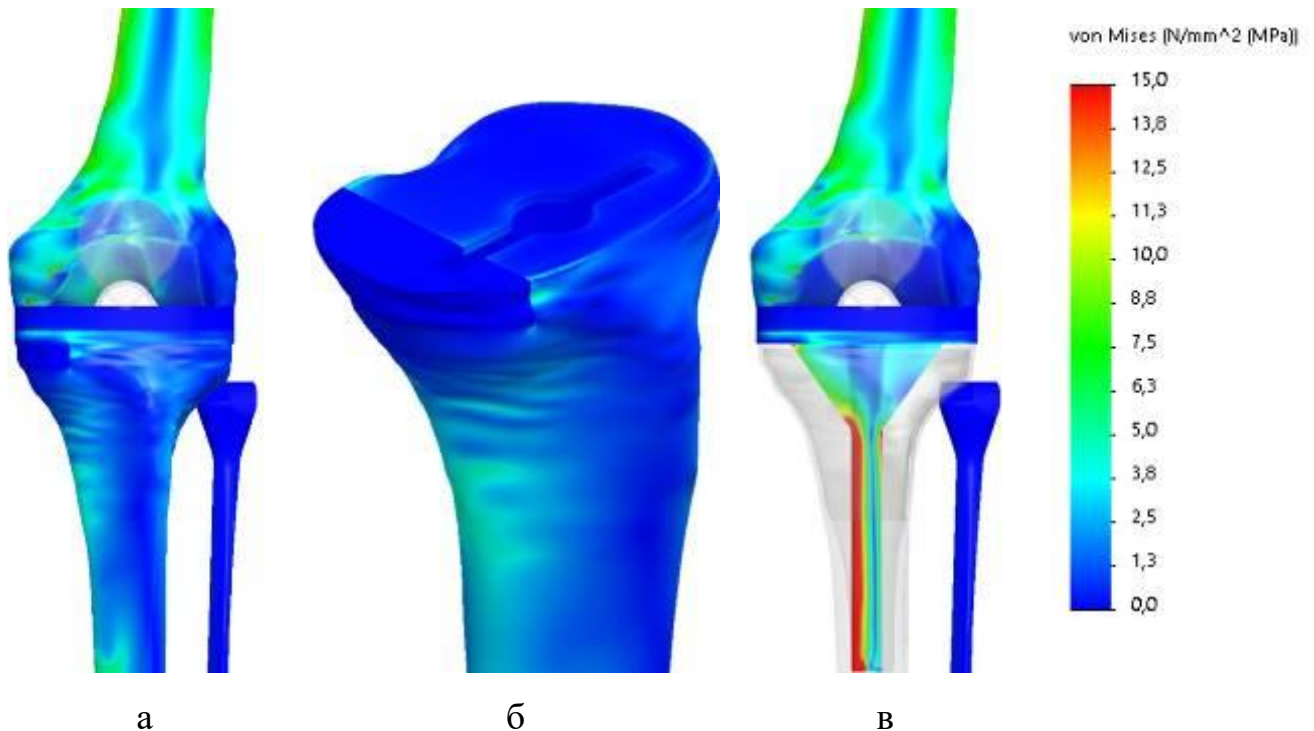


Рисунок 3.18 – Розподілу напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з довгою ніжкою.

Подальше збільшення довжини ніжки ендопротеза при заповненні кістковими чіпсами 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки дозволяє ще більше знизити рівень напружень в кістковій тканині до 4,9 МПа за рахунок його зростання до 32,6 МПа в ніжці ендопротеза.

Абсолютні значення величин напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза зведені до табл. 3.11.

Таблиця 3.11 - Величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка ніжка	Довга ніжка
1	11,7	7,4	4,9
2	7,6	6,4	4,6
3	0,7	1,2	1,8
4	1,3	1,0	0,4
5	2,4	21,0	32,6
6		3,1	21,0
7			17,6

Більш детально порівняти рівень напружень в контрольних точках моделі з 25% дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 3.19.

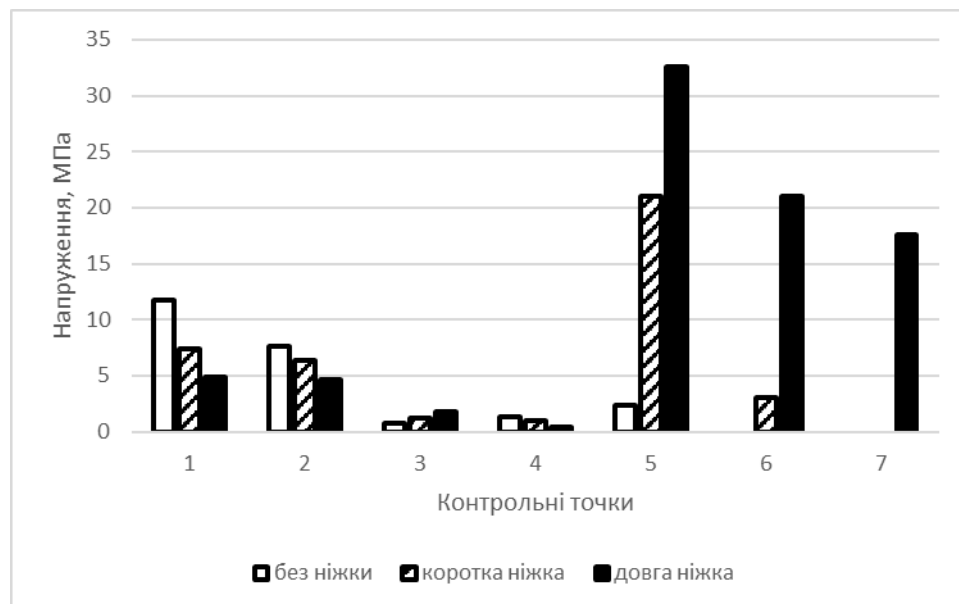


Рисунок 3.19 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Таким чином, можна зробити висновок про те, що використання кісткових чіпсів для заповнення дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 25 % опорної поверхні дозволяє знизити величини напружень в кістковій тканині. Використання та збільшення довжини ніжки ендопротеза в цій ситуації дає додатковий ефект зниження величини напружень в кістковій тканині проксимального відділу великогомілкової кістки.

На рис. 3.20 наведено розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки.

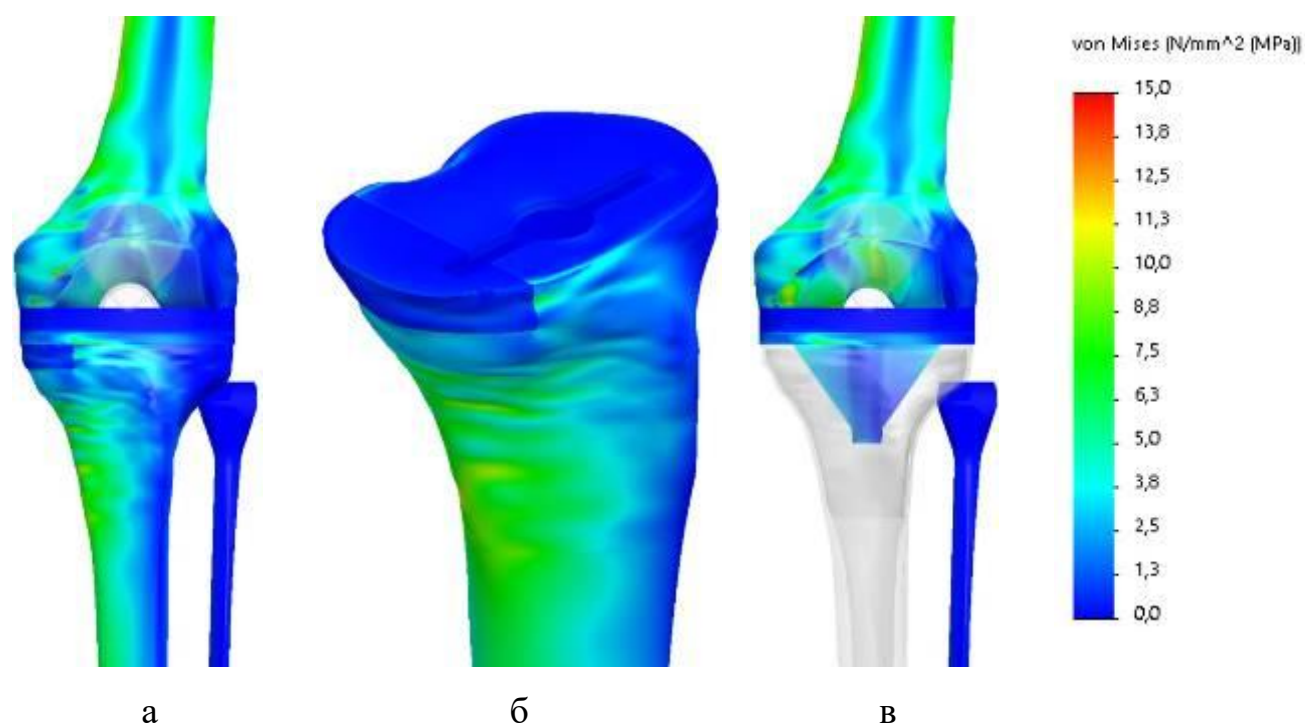


Рисунок 3.20 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки.

Заповнення кістковим цементом дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 25 % опорної поверхні в поєднанні з ендопротезом без ніжки дозволяє знизити рівень напружень в кістковій тканині абсолютно во всіх контрольних точках моделі в порівнянні з моделлю без

заповнення дефекту. Максимальне значення 6,9 МПа величини напружень спостерігається на передньому зрізі дефекту.

Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки наведено на рис. 3.21.

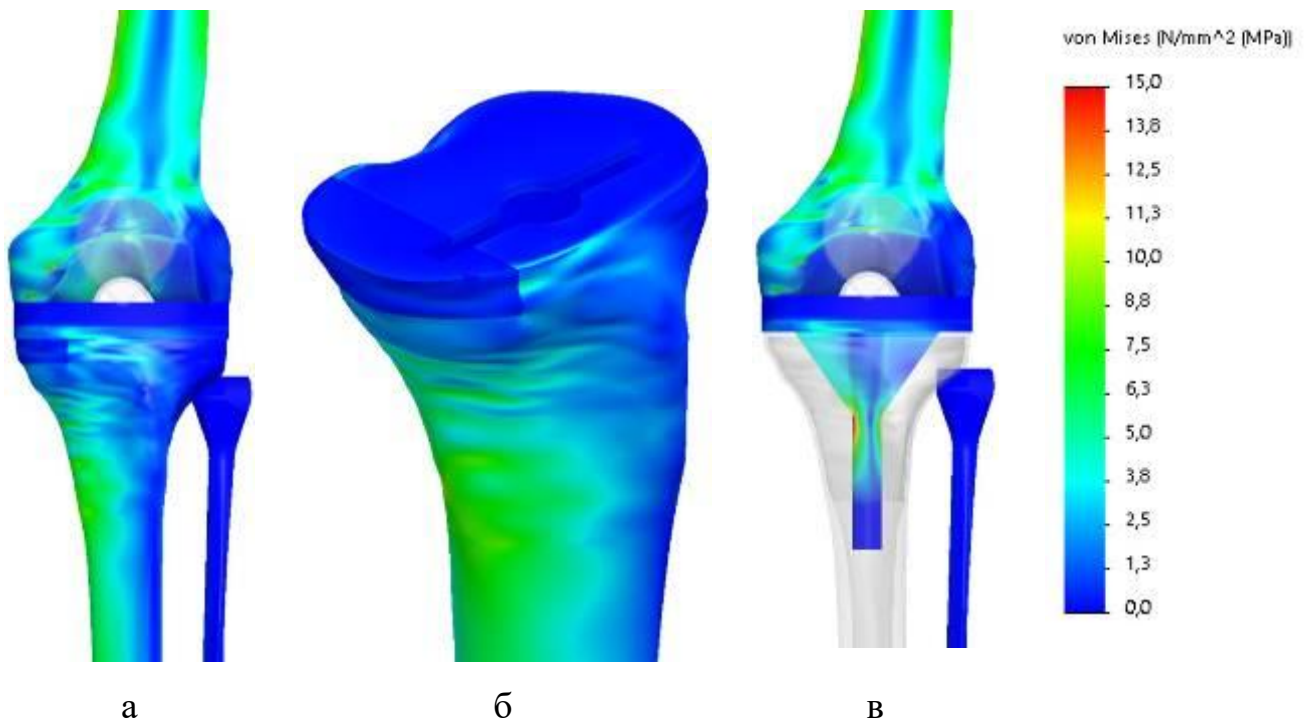


Рисунок 3.21 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки.

Використання ніжки короткої довжини з заповненням кістковим цементом 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки дозволяє ще більше знизити рівень механічних напружень в кістковій тканині до максимального значення 4,2 МПа. При цьому підвищення величини напружень ніжки в ділянці її фіксації до великогомілкового компоненту ендопротезу незначне, від 0,4 МПа – при використанні ендопротеза без ніжки до 0,5 МПа – при короткій довжині. Отже, величина напружень в верхній частині ніжки зростає до 18,1 МПа.

Розподіл напружено-деформованого стану в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом на довгій ніжці наведено на рис. 3.22.

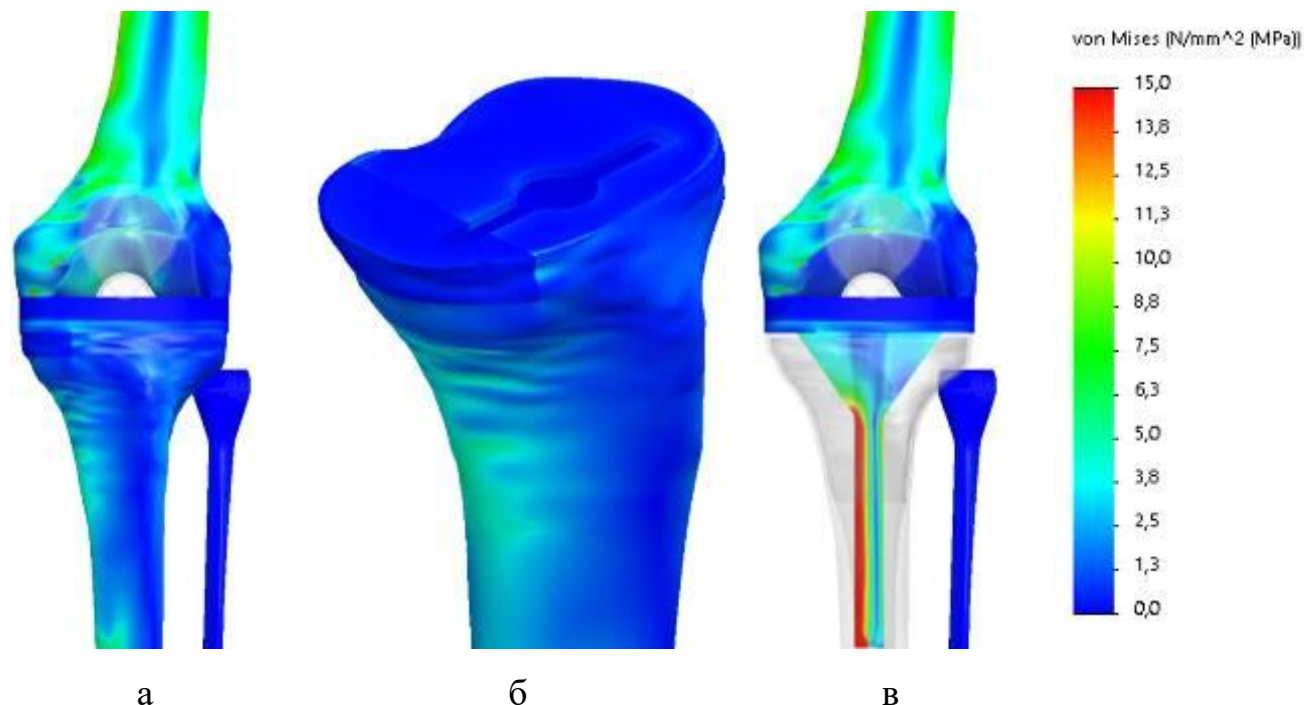


Рисунок 3.22 – Розподілу напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з довгою ніжкою.

Використання довгої ніжки сумісно із заповненням кістковим цементом 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки дозволяє знизити рівень механічних напружень в кістковій тканині до максимального значення 2,9 МПа. При цьому рівень напружень на ніжці ендопротезу не перевищує значення 24,3 МПа, що значно менше ніж в аналогічній ситуації при заповненні дефекту кістковими чіпсами.

Дані про абсолютні величини механічних напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза наведено в табл. 3.12.

Таблиця 3.12 - Величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка ніжка	Довга ніжка
1	6,9	4,2	2,9
2	2,2	2,5	1,4
3	0,4	0,5	1,1
4	0,1	0,1	0,1
5	1,0	18,1	24,3
6		2,2	20,4
7			17,9

Більш детально порівняння величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза показує діаграма, яка наведена на рис. 3.23.

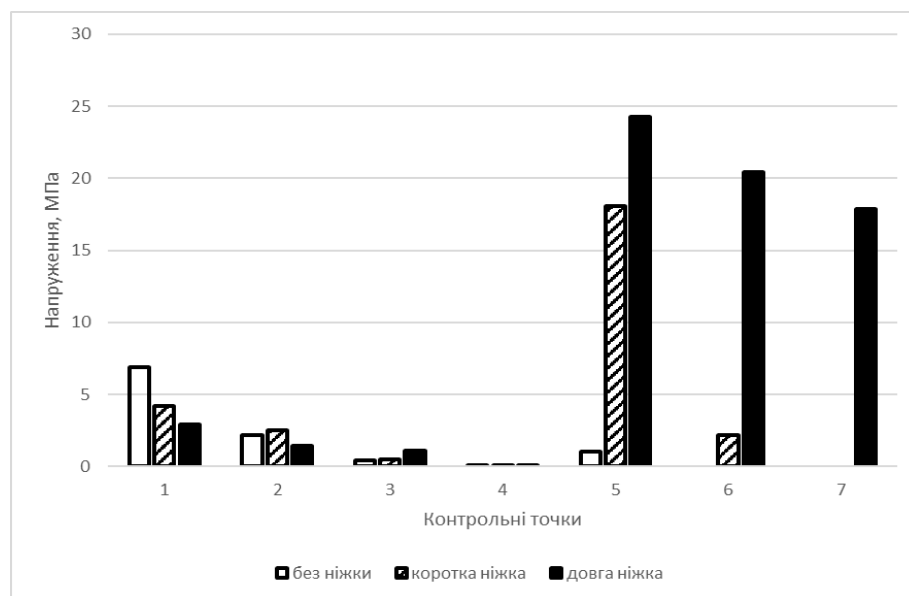


Рисунок 3.23 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротезу.

Результати проведеного дослідження дозволяють зробити висновок, що використання кісткового цементу для заповнення дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 25 % площі опорної поверхні дозволяє досягти більш низького рівня напружень в моделі у порівнянні з заповненням дефекту кістковими чіпсами, незалежно від наявності ніжки ендопротеза та її довжини.

На рис. 3.24 наведено картину розподілу напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки.

Величини напружень в контрольних точках на великогомілковій кістці не перевищують значення 1,5 МПа, виняток складає передній зріз дефекту, де рівень напружень зростає до величини 13,8 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки наведено на рис. 3.25.

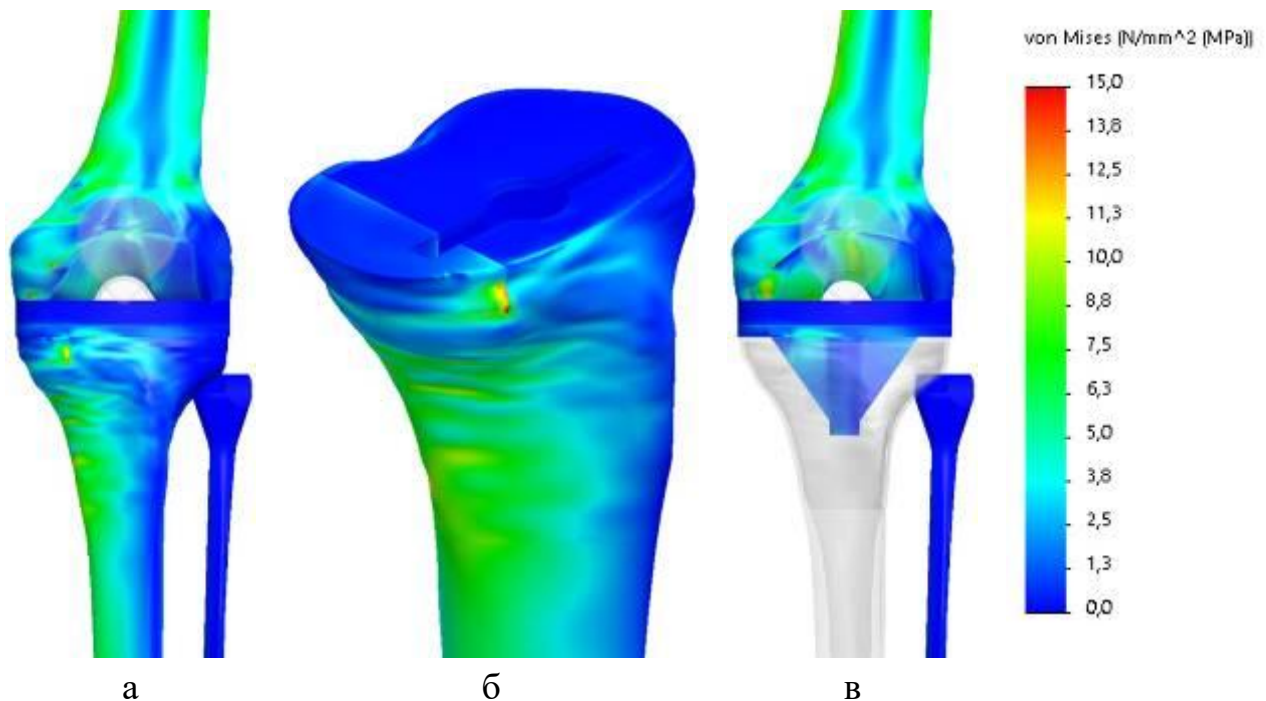


Рисунок 3.24 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки.

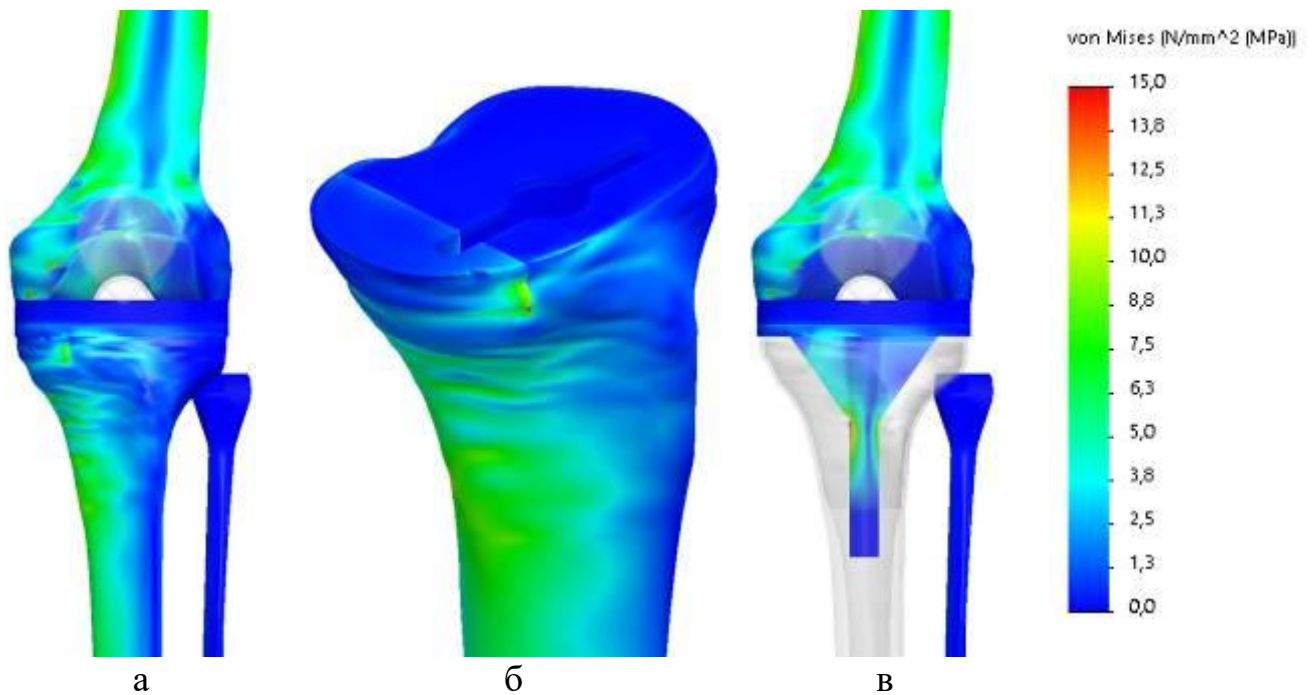


Рисунок 3.25 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою довжиною ніжки.

Використання ніжки ендопротеза короткої довжини дозволяє усунути проблему перенапруження ділянки переднього зрізу дефекту і знизити значення механічних напружень в цій зоні до величини 6,3 МПа. Також знижуються напруження в усіх інших контрольних точках великогомілкової кістки, зокрема й навколо основи ніжки ендопротеза до 0,2 МПа. Максимальні напруження на ніжці ендопротеза спостерігаються на рівні 14,1 МПа, що є більш низькими показниками напруження у порівнянні з використанням інших матеріалів для заповнення дефекту (цемент або кісткові чіпси).

Напружено-деформований стан моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом на довгій ніжці можна спостерігати на рис. 3.26.

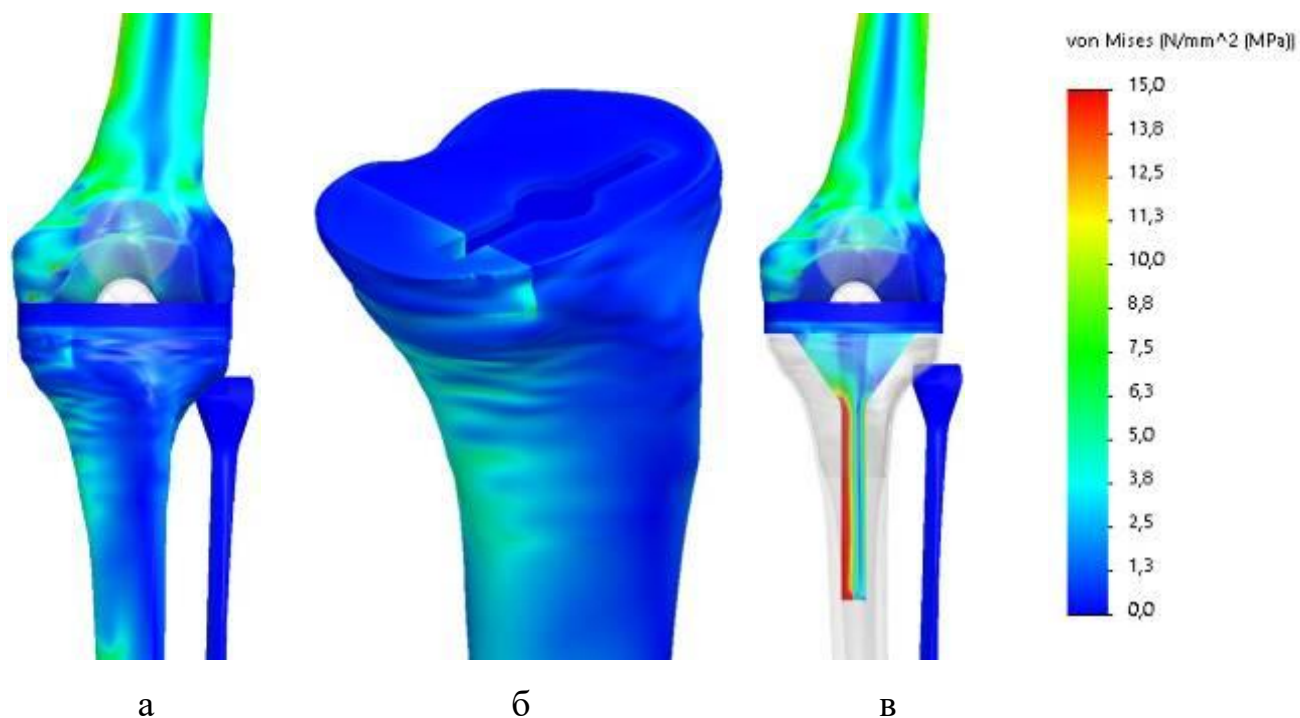


Рисунок 3.26 – Розподіл напружень в моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з довгою ніжкою.

При заміщенні 25 % дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки танталовим імплантатом довга ніжка ендопротеза бере на себе значну частину навантаження, в результаті чого величини напружень на неї набувають максимального значення 27,2 МПа. Отже, це дозволяє знизити рівень напружень в кістковій тканині до величини 3,1 МПа на передньому зрізі дефекту, в інших контрольних точках рівень механічних напружень не перевищує значень 0,4 МПа.

Дані про абсолютні величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заміщеним танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротезу наведено в табл. 3.13.

Таблиця 3.13 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка ніжка	Довга ніжка
1	13,8	6,3	3,1
2	1,5	1,1	0,3
3	1,1	0,2	0,4
4	0,1	0,1	0,1
5	0,7	14,1	27,2
6		2,8	19,7
7			18,5

На рис. 3.27 представлено величини напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

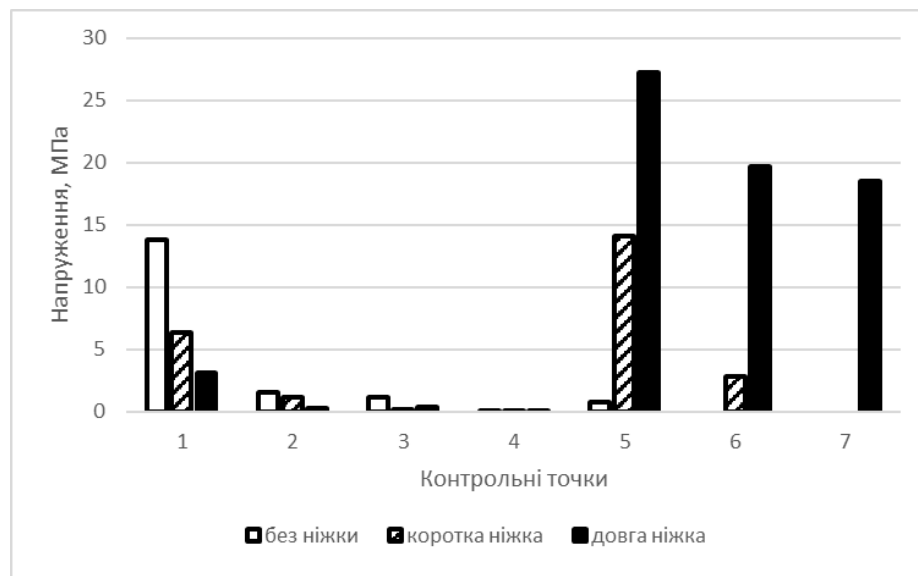


Рисунок 3.27 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 25 % дефектом у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Проведені дослідження дозволяють зробити висновок про те, що імплантат з танталу при заповненні дефекту у ділянці проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 25 % від площі опорної поверхні в комбінації з короткою ніжкою ендопротеза дозволяє знизити рівень напружень в кістковій тканині ефективніше за цемент та кісткові чіпси. Але найбільш ефективним варіантом з точки зору розподілу напружень в моделі є використання ендопротезу з довгою або середньою довжиною ніжки із заміщенням дефекту кістковим цементом.

3.5.3 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 50 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки

Наступним етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі нижньої кінцівки з дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза колінного суглоба. Картину розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом без ніжки наведено на рис. 3.28.

Наявність дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза приводить до перерозподілу напружень в кістковій тканині в порівнянні з моделлю із 25 % дефектом. Так, при використанні ендопротеза без ніжки знижується рівень напружень на задньому зрізі дефекту до 6,2 МПа та навколо місця фіксації ніжки ендопротезу до 1,0 МПа. Навпаки, зростають величини напружень навколо ребра жорсткості ендопротезу – до 8,1 МПа та саме у місці фіксації ніжки ендопротезу – до 6,9 МПа. Максимальна величина напружень на передньому зрізі дефекту залишається на тому ж рівні, що і в моделі з дефектом 25 %, і складає 11,1 МПа.

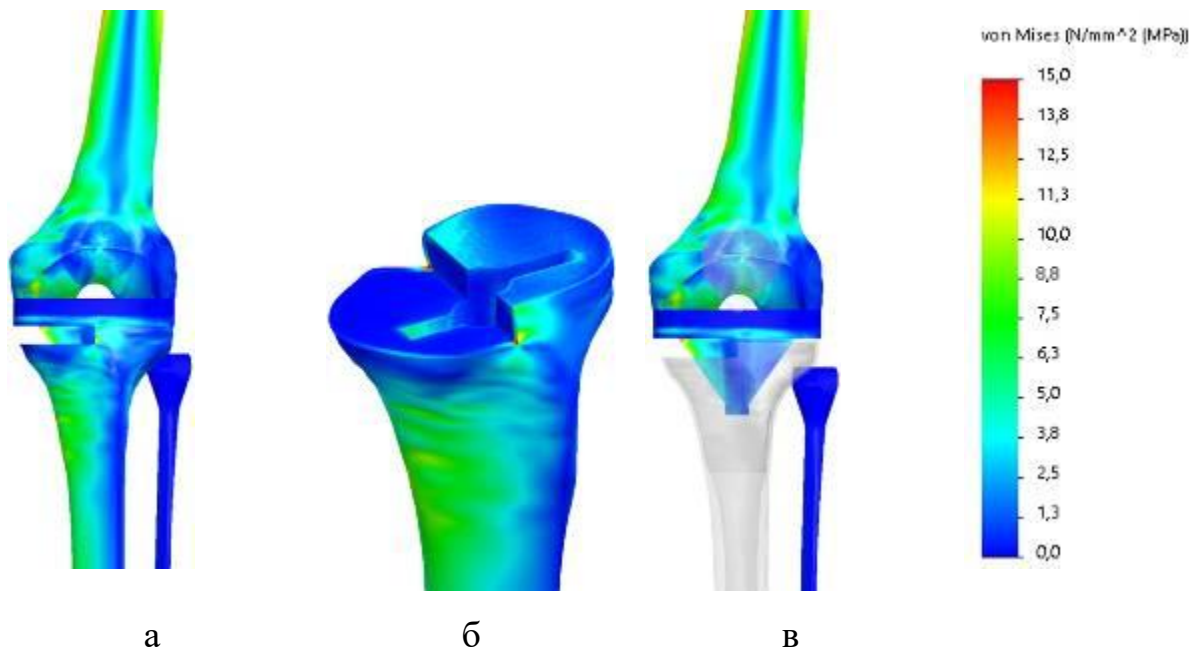


Рисунок 3.28 – Картина розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом без ніжки

Напружено-деформований стан моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки і ендопротезом на короткій ніжці зображений на рис. 3.29.

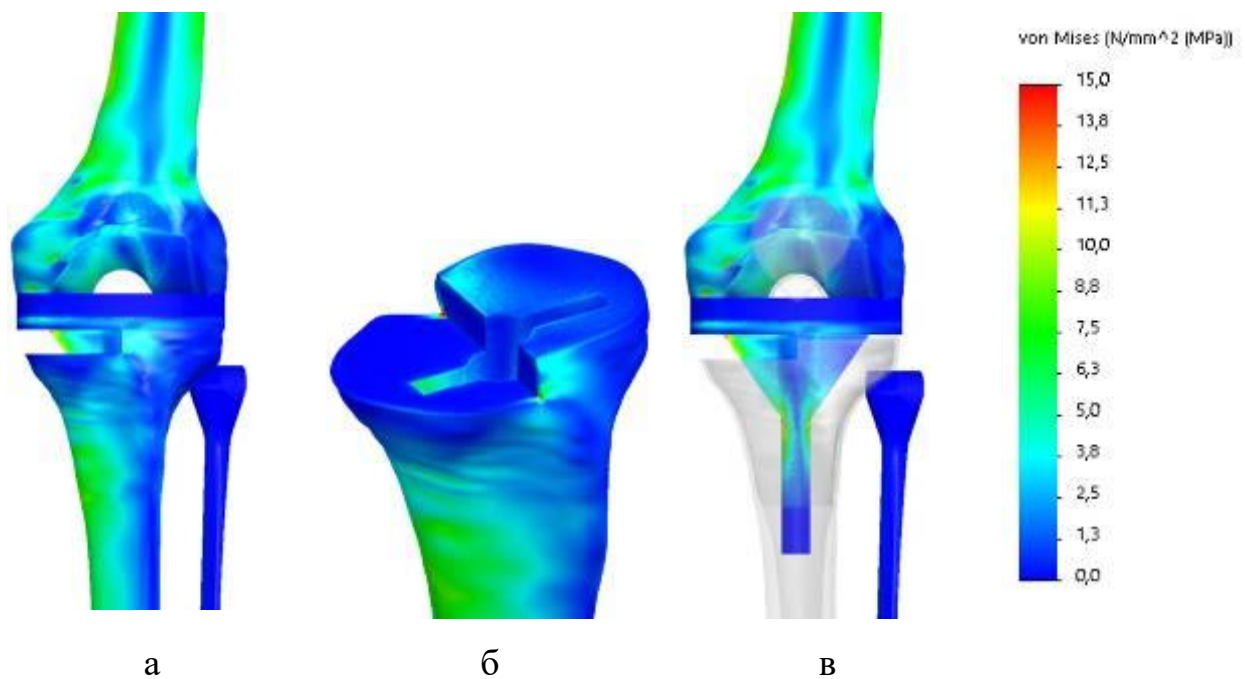


Рисунок 3.29 – Картина розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки і ендопротезом на короткій ніжці.

Використання ніжки короткої довжини при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки величиною 50 % опорної поверхні ендопротеза дозволяє знизити рівень механічних напружень во всіх контрольних точках на великогомілкової кістки, але характер їх розподілу залишається аналогічним, як в моделі ендопротеза без ніжки. Найбільш навантаженою залишається зона навколо ребра жорсткості ендопротеза, де величина напружень набуває значення 7,1 МПа. Мінімальні значення напружень 1,0 МПа виявляються навколо основи ніжки ендопротеза. Зникає різниця між величинами напружень на передньому 5,7 МПа та задньому 5,0 МПа зрізах дефекту великогомілкової кістки. Основне навантаження бере на себе ніжка ендопротеза, отже на неї визначаються напруження максимальної величини 18,3 МПа.

Розглянути характер розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом на довгій ніжці дозволяє її зображення, представлене на рис 3.30.

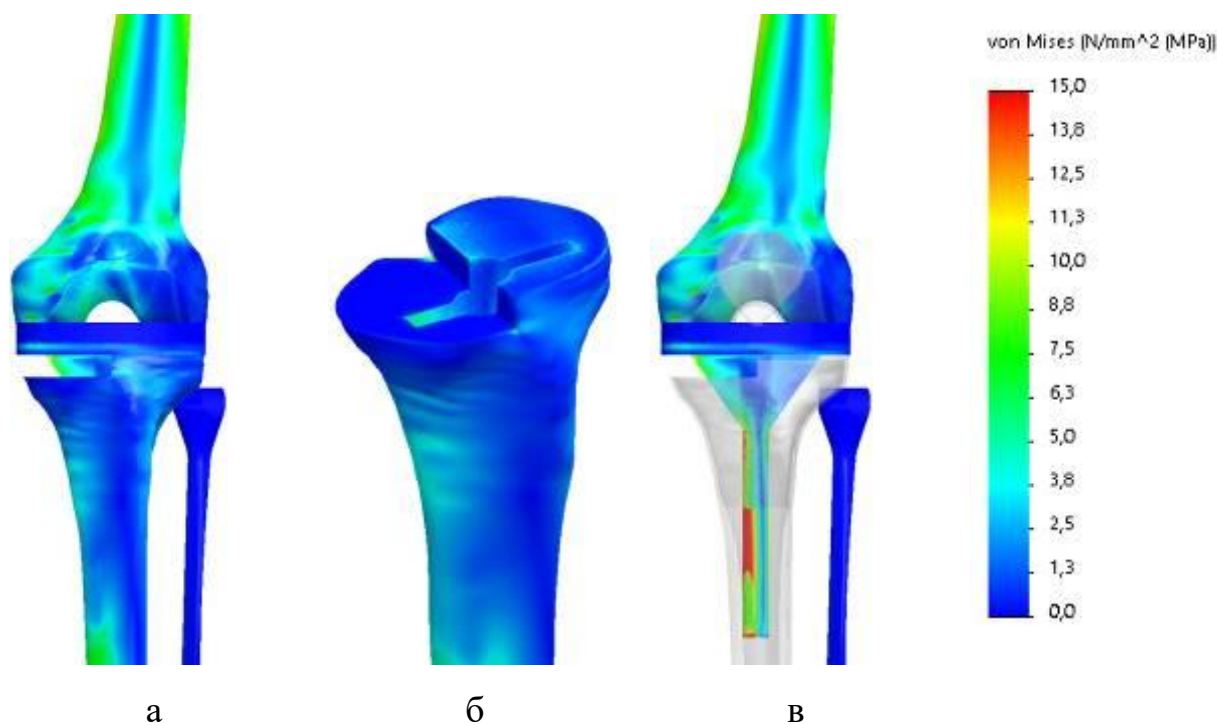


Рисунок 3.30 – Картина розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом на довгій ніжці.

Збільшення довжини ніжки ендопротеза до максимальної довжини в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки веде до подальшого зниження величин напружень в кістки, але розподіл цих напружень змінюється. Найбільш навантаженою зоною залишається ділянка навколо ребра жорсткості ендопротеза, величина напружень в якій зберігається на рівні 6,4 МПа. Спостерігається перерозподіл навантажень з переднього краю, де напруження знижуються до величини 2,0 МПа, до заднього краю, де величини напружень не опускаються нижче позначки 3,2 МПа. Це відбувається за рахунок зростання рівня напружень на ніжці ендопротеза до 18,3 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, в залежності від довжини ніжки ендопротезу зведено до табл. 3.14.

Таблиця 3.14 - Величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	11,1	5,7	2,0
2	6,2	5,0	3,2
3	1,0	1,0	1,0
4	8,1	7,1	6,4
5	6,9	18,3	17,5
6		4,4	22,1
7			16,2

Більш детально порівняти рівень напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротезу дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 3.31.

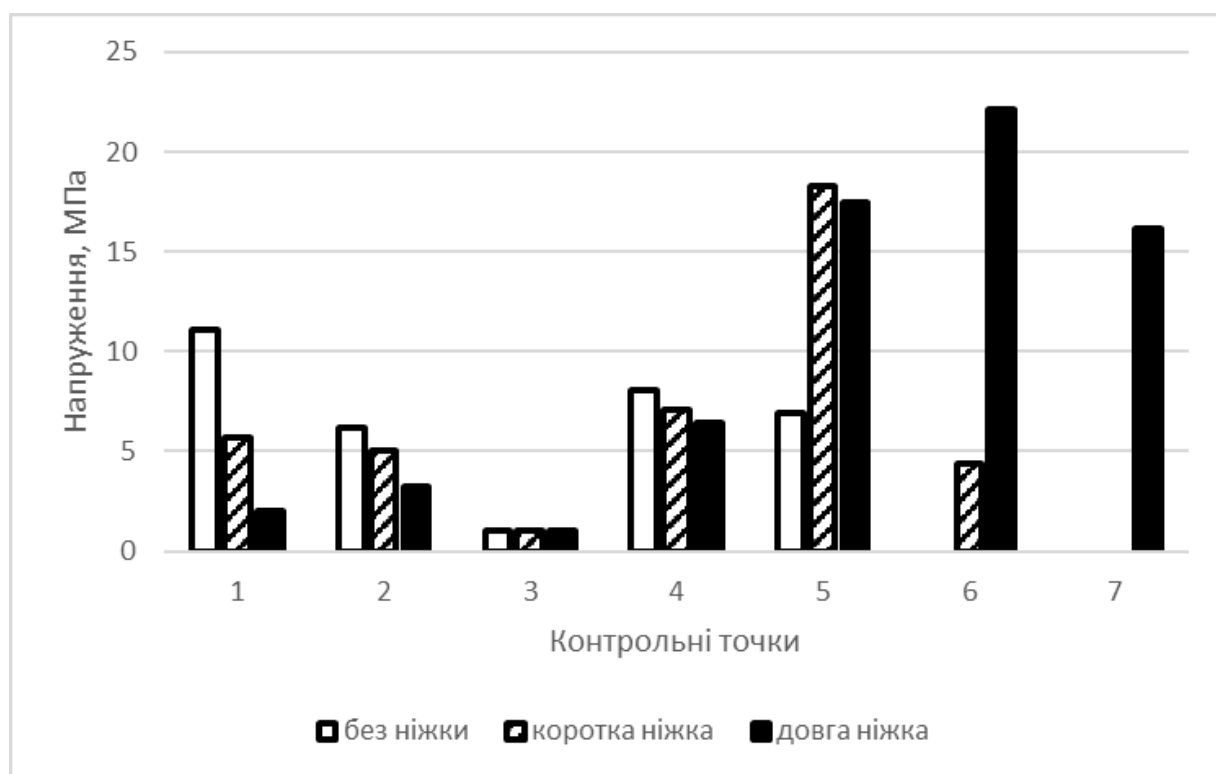


Рисунок 3.31 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротезу.

Проведене дослідження дозволяє говорити про те, що при наявності дефекту розміром 50 % від опорної площі ендопротезу зміщує зону максимальних навантажень на ребро жорсткості ендопротеза, розташоване в зоні дефекту. Це відбувається в результаті того, що ребро жорсткості залишається єдиною точкою опори в зоні дефекту.

На рис. 3.32 представлено розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

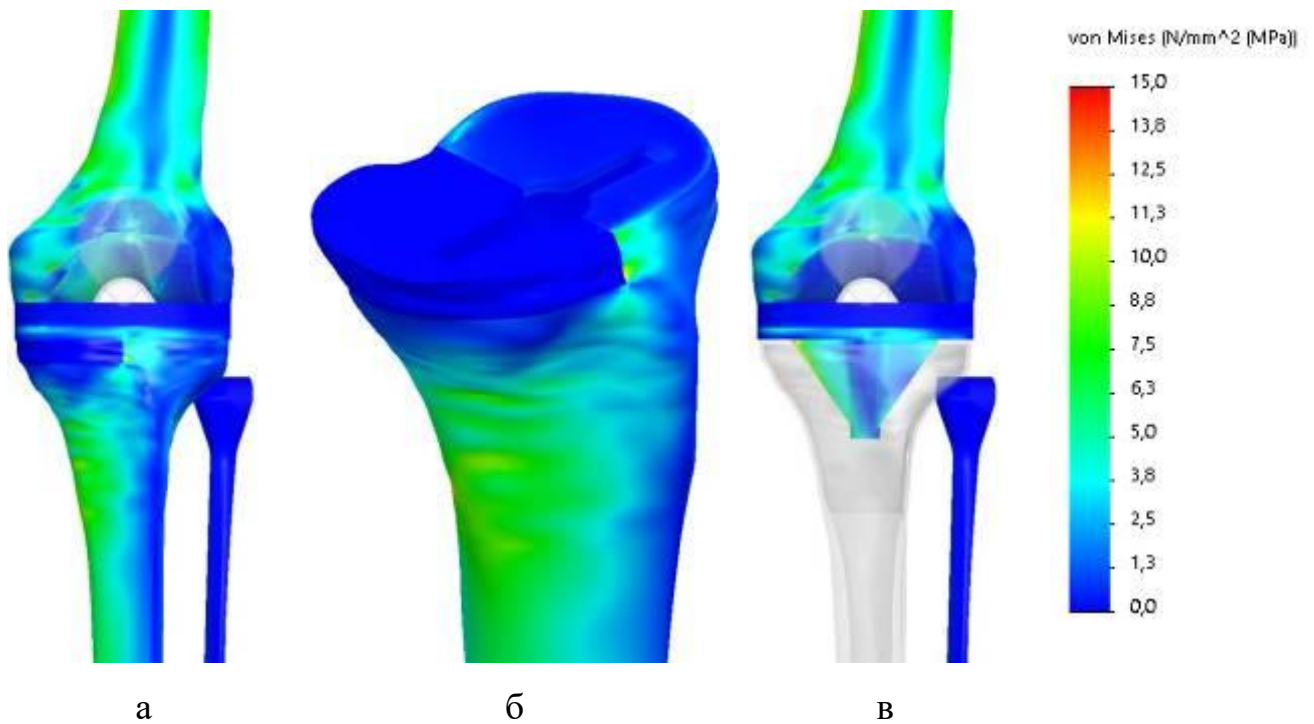


Рисунок 3.32 - Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

При заповненні 50 %-го дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки кістковими чіпсами, та встановленні ендопротеза колінного суглоба без ніжки, спостерігається зниження рівня величин напружень по задньому зрізу дефекту до 3,2 МПа та навколо ребра жорсткості ендопротезу – до 1,4 МПа, в порівнянні з моделлю без заповнення дефекту. Максимальні напруження на передньому зрізі дефекту великогомілкової кістки залишаються на теж самому рівні і складають 11,1 МПа. Отже, величина напружень в зоні фіксації ніжки ендопротеза має тенденцію до росту і визначається на рівні 10,7 МПа.

Спостерігати розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з короткою ніжкою можна на рис. 3.33.

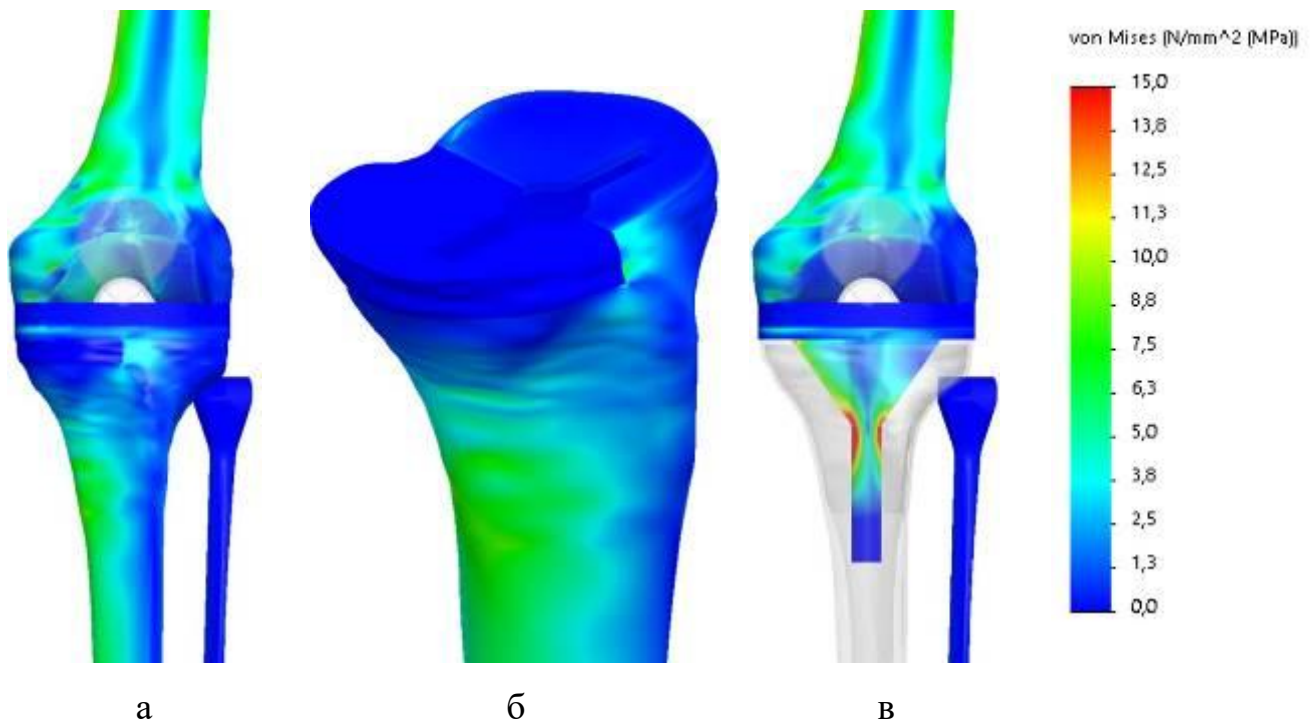


Рисунок 3.33 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з короткою ніжкою.

Використання ендопротеза колінного суглоба з короткою ніжкою в комбінації з заповненням кістковими чіпсами 50 %-го дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки веде до зниження рівня величин напружень во всіх контрольних точках на кістковій тканині, зокрема на передньому зрізі дефекту – до 6,5 МПа. При цьому напруження на ніжці ендопротезу зростають до рівня 26,1 МПа.

Напружено-деформований стан моделі з 50 % дефектом великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з довгою ніжкою можна спостерігати на рис. 3.34.

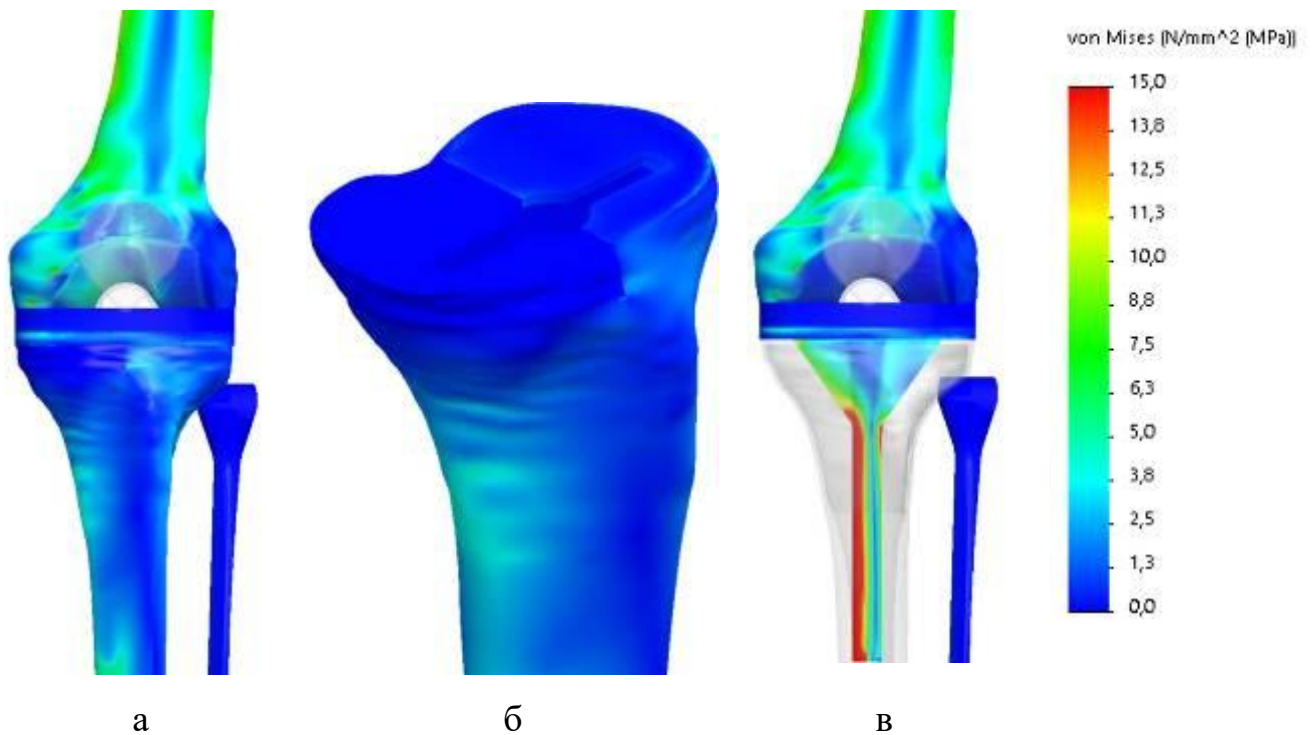


Рисунок 3.34 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з довгою ніжною.

Подовження ніжки ендопротезу до довжини 100 мм при заповненні 50 %-го дефекту кістковими чіпсами веде до ще більшого зменшення величин напружень на опорній поверхні великогомілкової кістки, де їх максимальне значення (на передньому зрізі дефекту) не перевищує 2,0 МПа. Отже, на ніжці ендопротезу напруження надалі зростають і сягають значення 29,0 МПа, що також відображається на величині напружень в кістковій тканині навколо зони фіксації ніжки ендопротеза, де вона зростає до 1,2 МПа.

Дані про максимальні величини механічних напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза наведені в табл. 3.15.

Таблиця 3.15 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	11,1	6,5	2,0
2	3,4	2,4	0,7
3	1,0	0,4	1,2
4	1,4	0,9	0,5
5	10,7	26,1	29,0
6		3,8	22,1
7			17,5

Наочно порівняти рівень величин напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза, можна за допомогою діаграми, яку наведено на рис. 3.35.

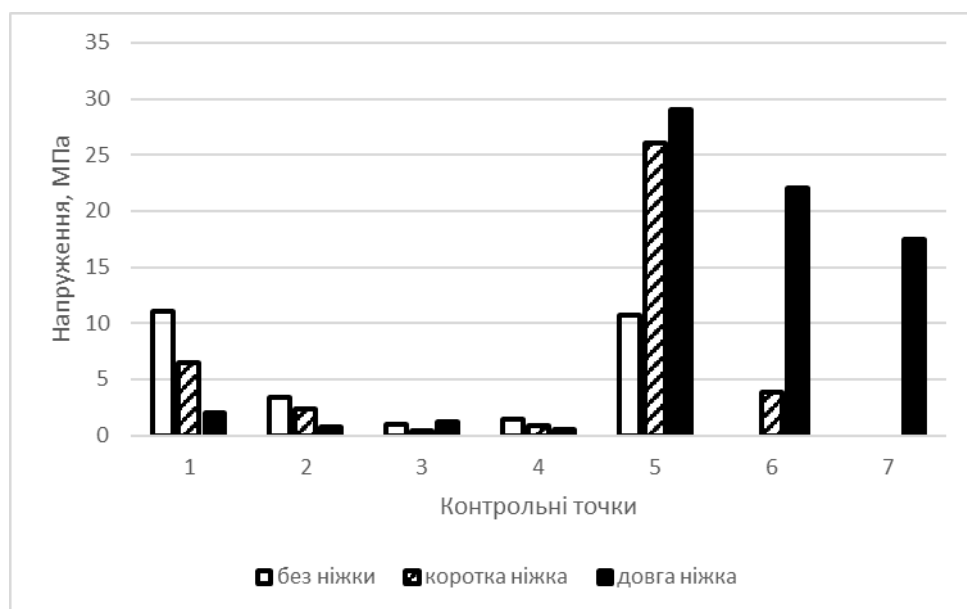


Рисунок 3.35 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Як бачимо, загальна тенденція зменшення величин напружень в кістковій тканині та підвищення їх саме в ніжці зі збільшенням довжини ніжки ендопротеза зберігається й в даному випадку.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки, який наведено на рис. 3.36.

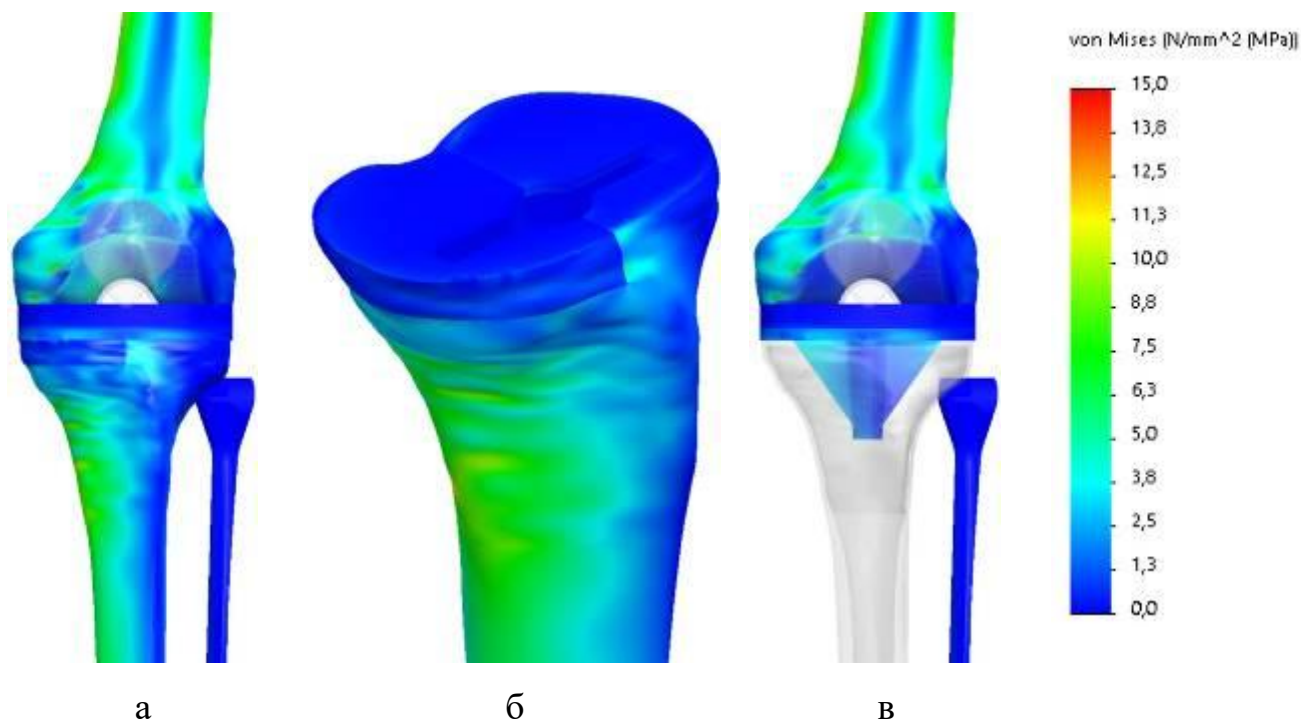


Рисунок 3.36 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки.

Так як цемент має більш високий модуль пружності в порівнянні з кістковими чіпсами, то його використання для заповнення дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки величиною 50 % від площі опорній поверхні ендопротеза дозволяє вдвічі, в порівнянні з моделлю без заповнення дефекту, знизити рівень напружень в кістковій тканині навіть при використанні ендопротеза колінного суглоба без ніжки. Так максимальна величина напружень спостерігається на передньому зрізі дефекту, де не

перевищує позначки 5,8 МПа. В інших контрольних точках цей показник опускається за межі 1,0 МПа. Величина напружень в ділянці фіксації ніжки ендопротеза знижується до рівня 4,7 МПа.

Спостерігати картину розподілу напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з короткою нішкою, можна на рис. 3.37.

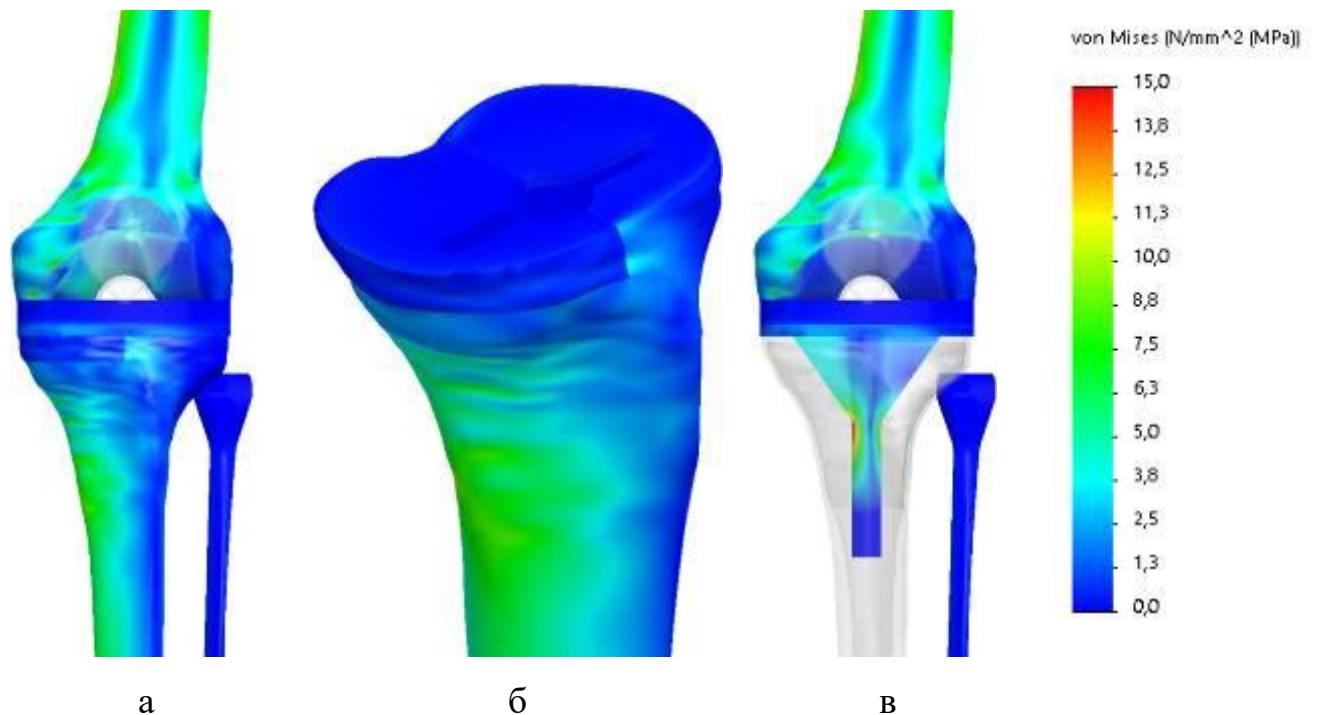


Рисунок 3.37 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з короткою нішкою.

Використання ендопротеза з нішкою короткої довжини сумісно із заповненням кістковим цементом 50 % дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки, практично, не відображається на розподілі напружень в моделі. Найбільш помітною зміною є зниження величини напружень на передньому зрізі дефекту до 4,3 МПа та підвищення рівня напружень в зоні фіксації ніжки ендопротезу до значення 17,1 МПа.

Напружено деформований стан моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом на довгій ніжці відображений на рис. 3.38.

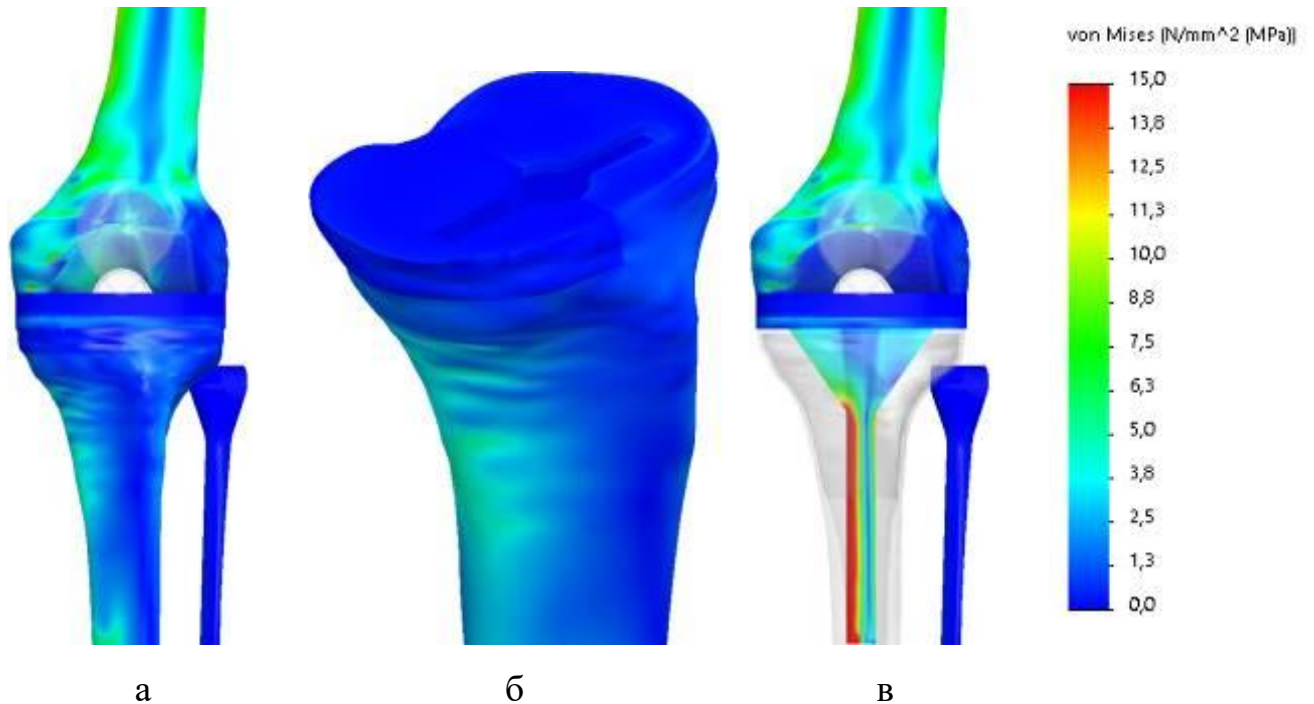


Рисунок 3.38 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з довгою ніжною.

Використання цементу в якості заповнювача 50 %-го дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки в поєднанні з ендопротезом на довгій ніжці дозволяє знизити рівень механічних напружень в контрольних точках на кістковій тканині моделі до значень, що не виходять за межі 1,0 МПа. Отже, на самій навантаженій ділянці моделі, якою є передній зріз дефекту, величина напружень визначається на рівні 0,8 МПа. За це приходиться розраховуватись підвищенням рівня напружень саме на ніжці ендопротезу до рівня в 22,7 МПа.

Вивчати абсолютні величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротезу, можна за даними, що наведені в табл. 3.16.

Таблиця 3.16 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	5,8	4,3	0,8
2	0,8	0,7	0,2
3	0,7	0,6	0,6
4	0,1	0,1	0,1
5	4,7	17,1	22,7
6		2,6	20,9
7			17,7

Діаграма, яка наведена на рис. 3.39, дозволяє наочно порівняти величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротезу.

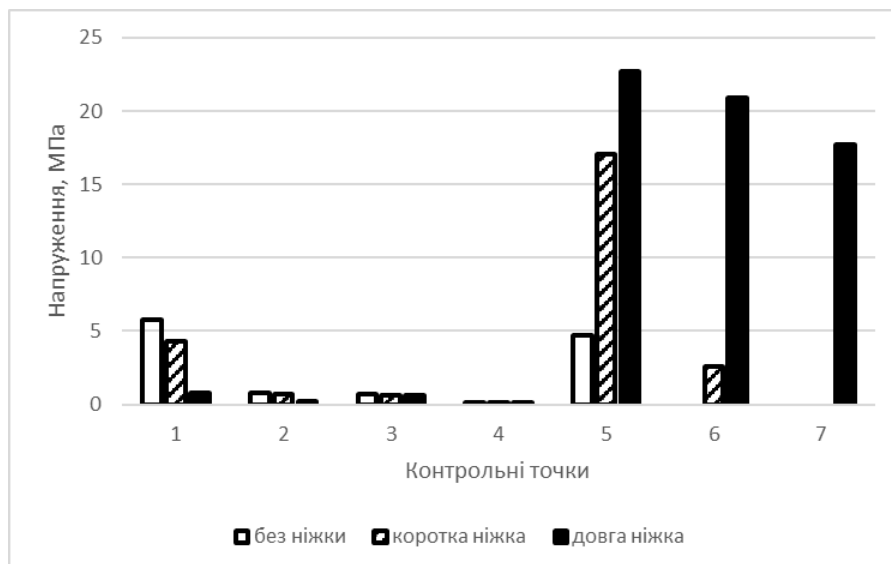


Рисунок 3.39 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Як показали проведені дослідження, при заповненні цементом 50 % дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки найбільш ефективним, с точки зору зниження величини напружень в кістковій тканині, є його поєднання з ендопротезом колінного суглоба на довгій ніжці.

Розподіл механічних напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки наведено на рис. 3.40.

Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в поєднанні з ендопротезом без ніжки, практично не відрізняється від аналогічної в моделі із заповненням дефекту кістковим цементом. Традиційно, максимальна величина напружень визначається на передньому зрізі дефекту, де набуває значення 6,0 МПа. В інших контрольних точках на великогомілковій кістці значення величин напружень не перевищують рівня 0,4 МПа. На ніжці ендопротеза максимальна величина напружень спостерігається на рівні 3,4 МПа.

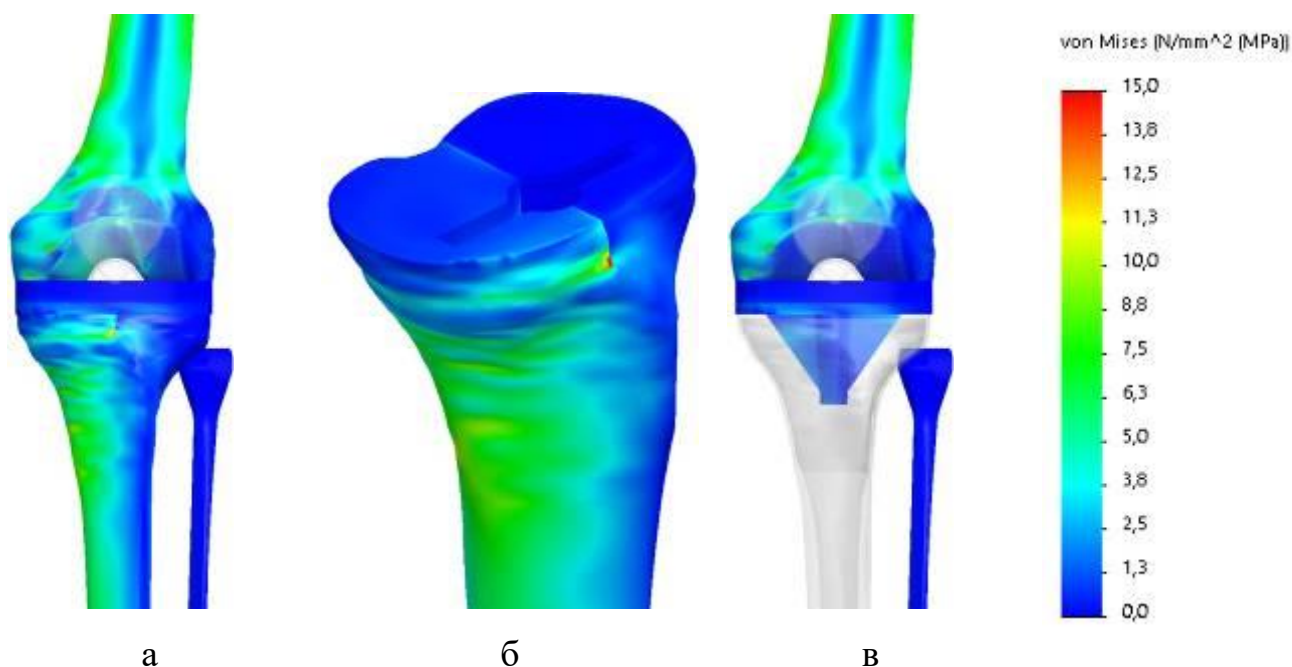


Рисунок 3.40 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки.

Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою нішкою наведено на рис. 3.41.

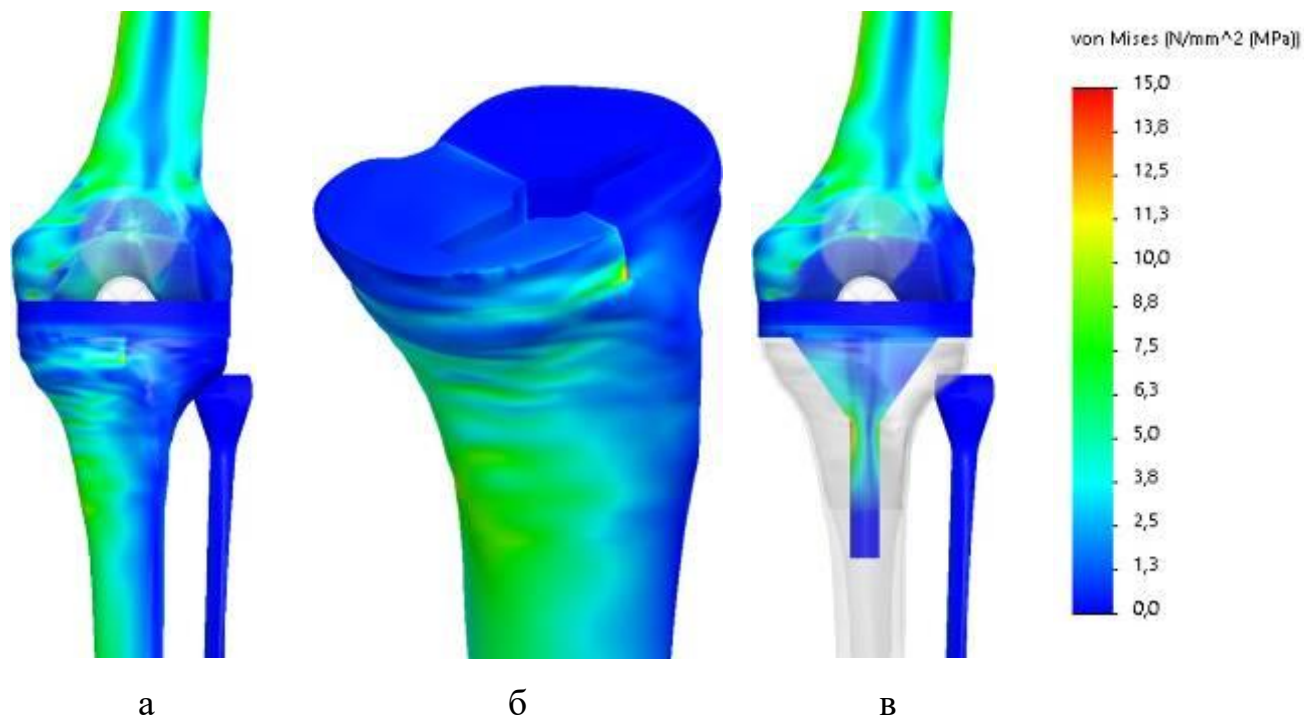


Рисунок 3.41 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою нішкою.

При використанні ендопротеза колінного суглоба з нішкою короткої довжини в комбінації з заповненням 50%-го дефекту великогомілкової кістки танталовим імплантатом рівень напружень в кістковій тканині падає до позначки 0,1 МПа, виняток складає передній зріз дефекту, де величина напружень визначається на рівні 3,7 МПа. Напруження на ніжці ендопротеза зростають до значення 14,8 МПа, що нижче ніж при використанні цементу в якості заповнювача.

Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з довгою нішкою, показано на рис. 3.42.

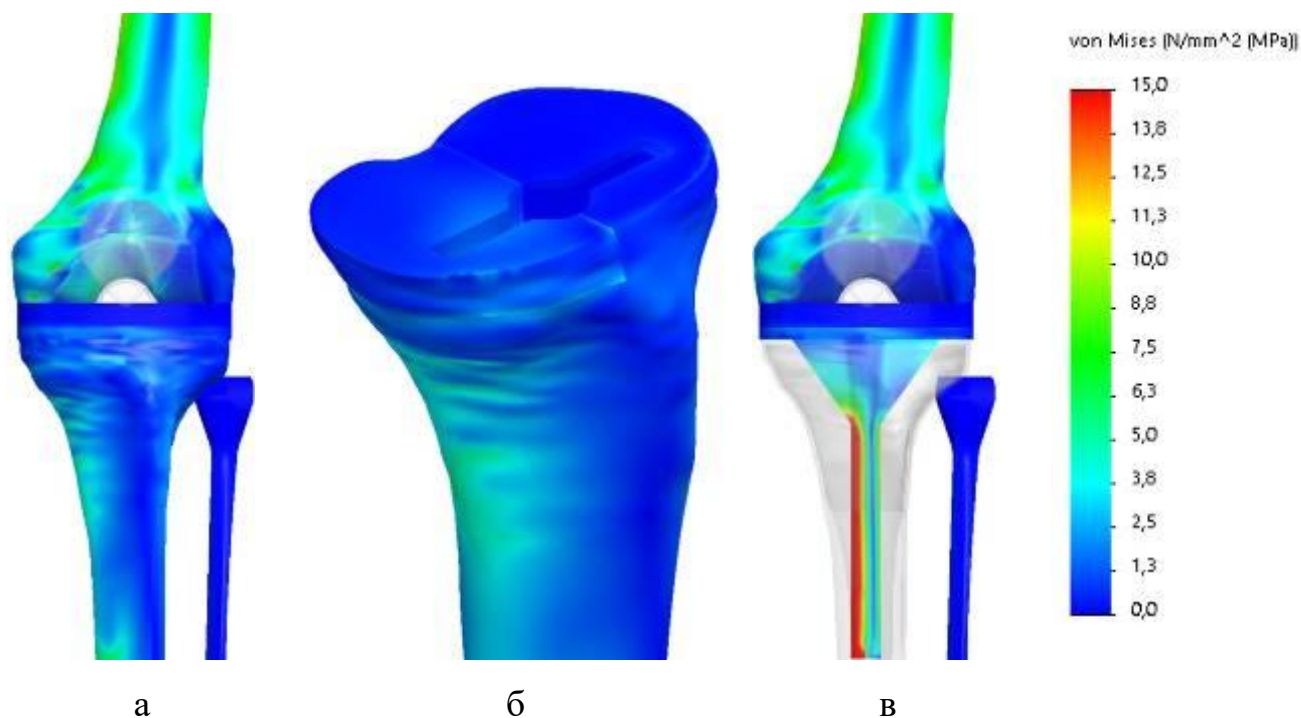


Рисунок 3.42 – Розподіл напружень в моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з довгою ніжною.

Ендопротез колінного суглоба з довгою ніжною в поєднанні з танталовим імплантатом при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза дозволяє знизити максимальну величину напружень на передньому зрізі дефекту до позначки 1,1 МПа. Зайве навантаження сприймає на себе ніжка ендопротеза, на якій напруження підвищуються до рівня 21,5 МПа в її верхній частині та до значення 20,3 МПа, 20,4 МПа в середній та нижній частинах, відповідно.

Дані про максимальні величини механічних напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза наведено в табл. 3.17.

Таблиця 3.17 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	6,0	3,7	1,1
2	0,4	0,1	0,2
3	0,1	0,1	0,1
4	0,1	0,1	0,1
5	3,4	14,8	21,5
6		3,2	20,3
7			20,4

Для наочного уявлення про величини напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза була побудована діаграма, яка наведена на рис. 3.43.

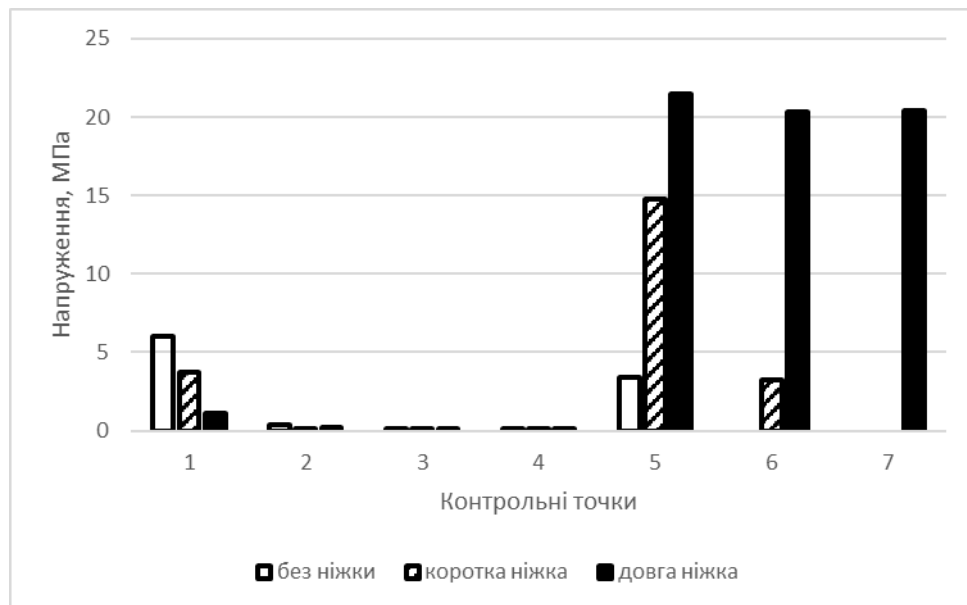


Рисунок 3.43 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 50 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Проведені дослідження показали, що при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза найбільш ефективними варіантами, з точки зору розподілу напружень в кістковій тканині, є комбінації ендопротеза на довгій ніжці із заповненням дефекту кістковим цементом або заповнення дефекту танталовим імплантатом в поєднанні з ендопротезом з короткою або довгою ніжками.

3.5.4 Розподіл напружень в моделі колінного суглоба за умов 75 % кісткового дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки

Розглянемо, як веде себе модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 75 % від площі опорної поверхні ендопротеза.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом без ніжки наведено на рис. 3.44.

Проведене моделювання показало, що при наявності значного кісткового дефекту під опорною поверхнею ендопротеза колінного суглобу не викликає напружень значної величини (максимум 1,5 МПа) в кістковій тканині, по причині відсутності опори під ендопротезом. В реальності ендопротез повинен перекинутись на бік дефекту. Єдиною точкою опори з боку дефекту є ребро жорсткості ендопротезу, в наслідок чого зона максимальних напружень визначається саме навколо нього. Максимальна величина напружень на цієї ділянці сягає значення 9,6 МПа.

На рис. 3.45 можна розглянути розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з короткою ніжкою.

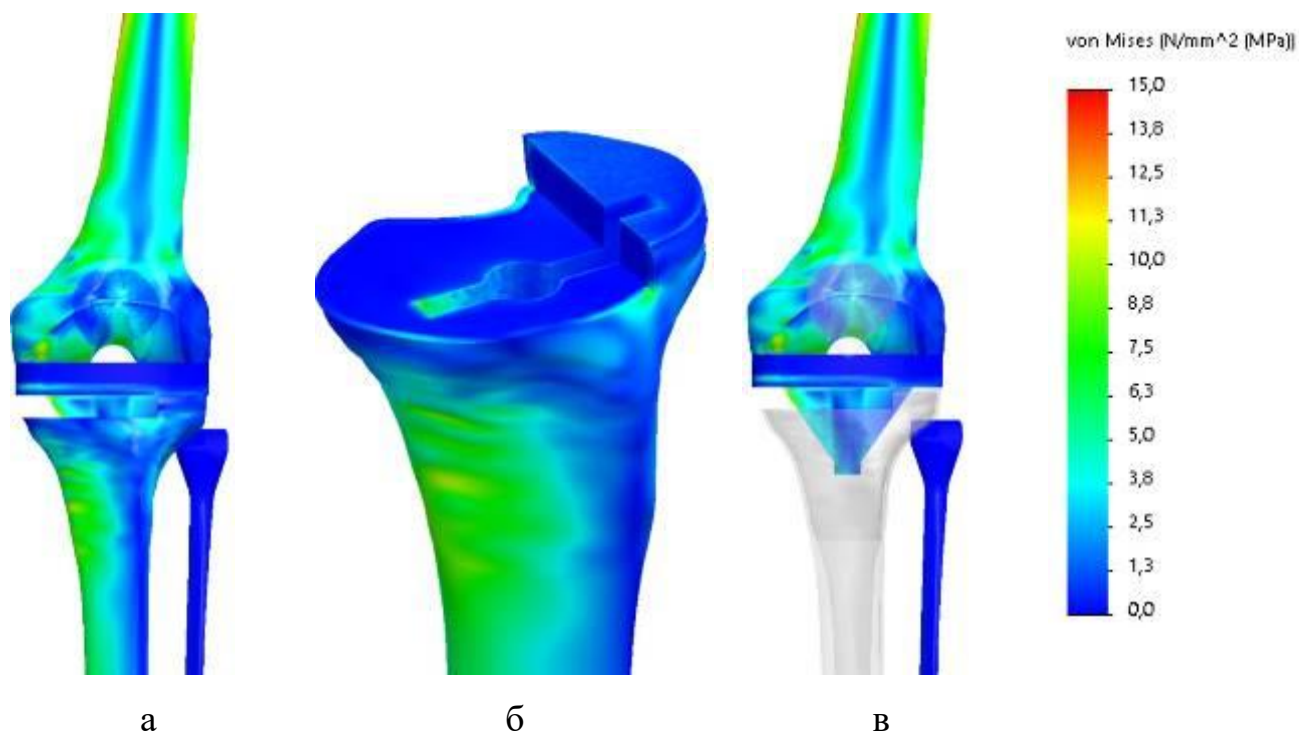


Рисунок 3.44 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом без ніжки.

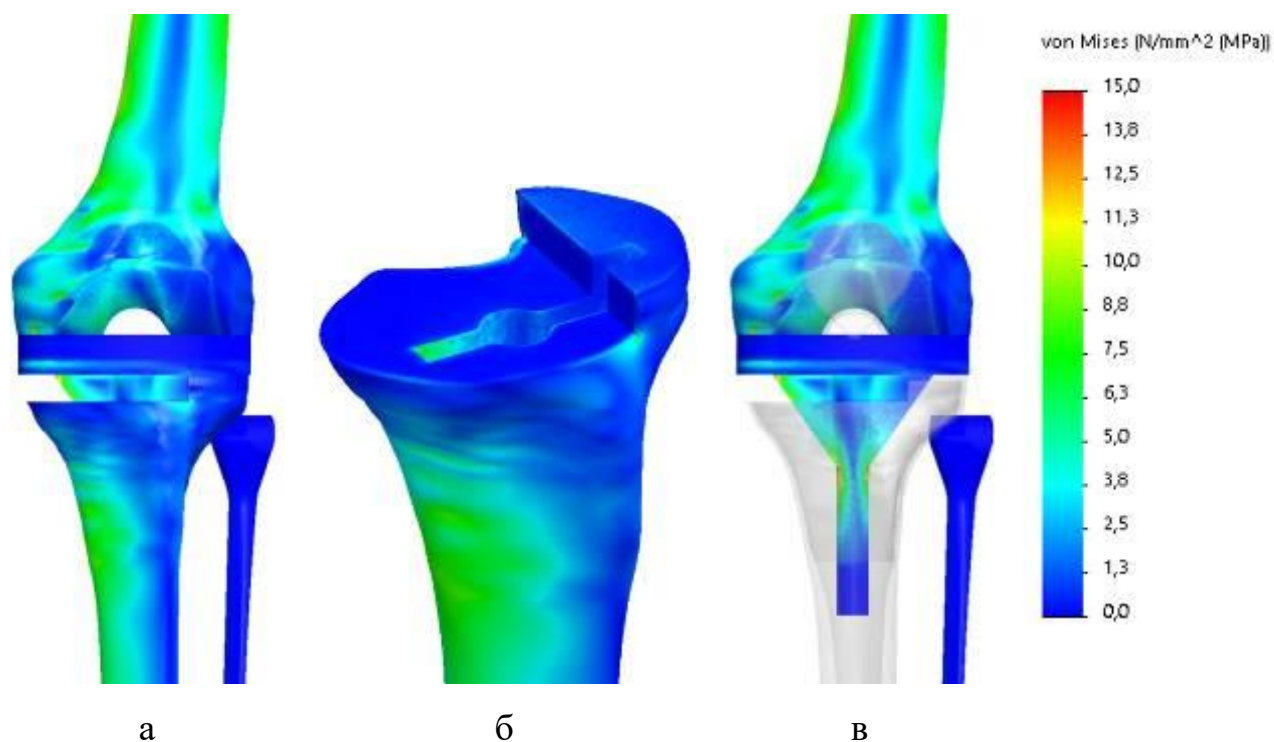


Рисунок 3.45 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з короткою ніжкою.

Використання ендопротеза з ніжкою короткої довжини при наявності 75 %-го дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки не викликає значних змін напружено деформованого стану моделі. Спостерігається незначне зниження величини напружень навколо ребра жорсткості ендопротеза збоку дефекту до значення 7,6 МПа. В інших контрольних точках на великогомілковій кістці величини напружень зберігаються на тому ж рівні, що і в моделі з ендопротезом без ніжки. Але напруження на ніжці ендопротеза зростають до рівня 19,7 МПа.

Картину розподілу напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з довгою ніжкою наведено на рис. 3.46.

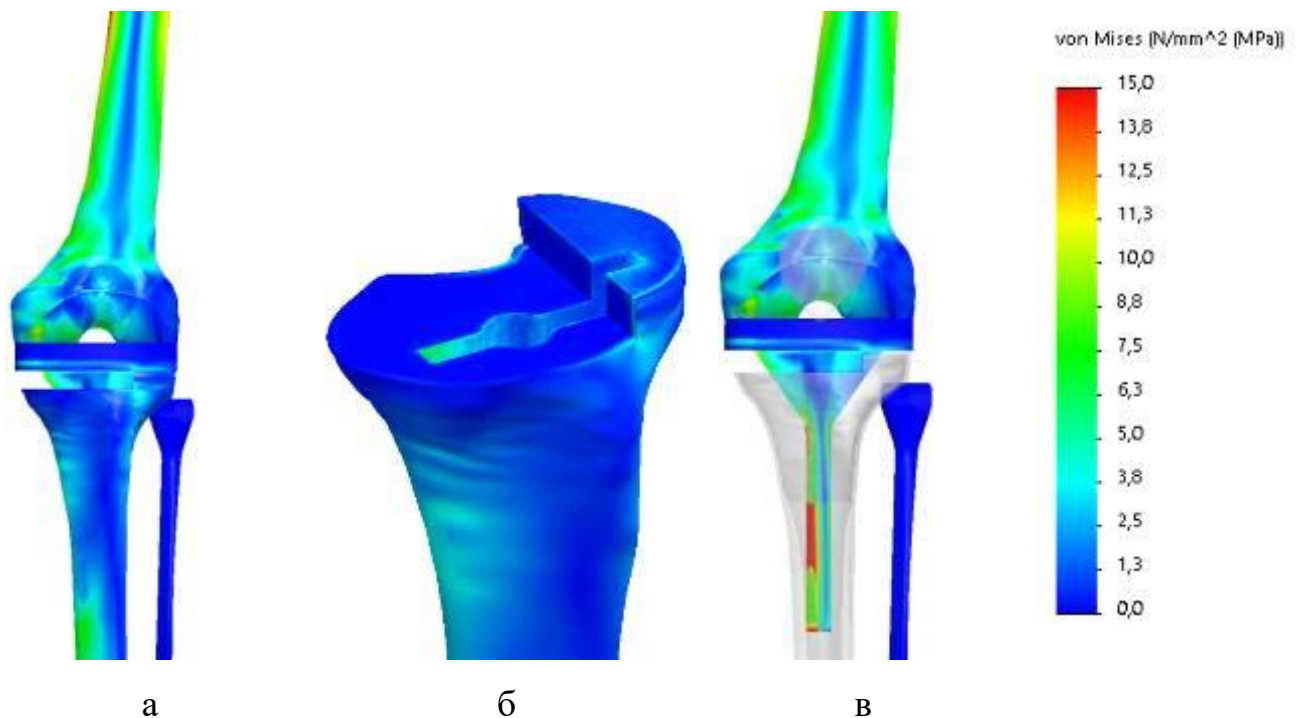


Рисунок 3.46 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки і ендопротезом з довгою ніжкою.

Використання ендопротеза з довгою ніжкою при наявності значних дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза, практично не змінює картину розподілу напружень в порівнянні з моделлю з короткою ніжкою. Можна відмітити зниження величини

напружень навколо ребра жорсткості до 7,3 МПа. Єдиною помітною зміною можна вважати підвищення максимального рівня напружень на ніжці ендопротеза до 22,5 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, в залежності від довжини ніжки ендопротеза, наведені в табл. 3.18.

Таблиця 3.18 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	1,3	1,0	1,0
2	1,5	1,4	1,4
3	0,7	0,6	0,5
4	9,6	7,6	7,3
5	3,7	19,7	22,4
6		4,6	22,5
7			19,8

Більш детально порівняти величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза дозволяє діаграма, яку наведено на рис. 3.47.

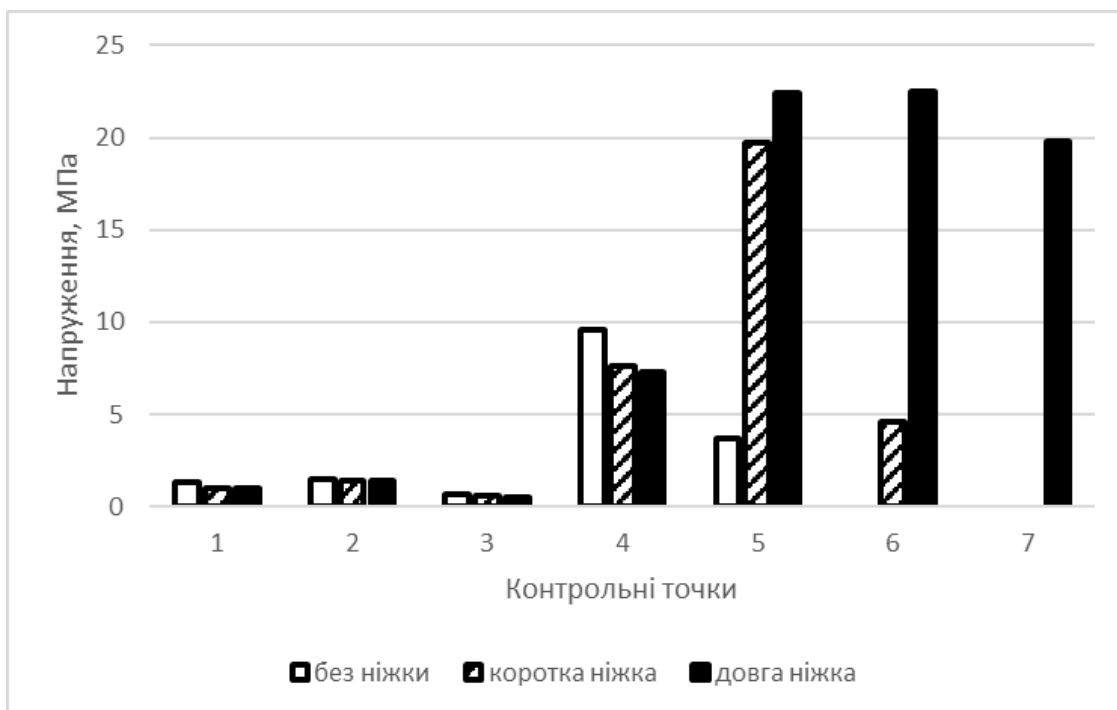


Рисунок 3.47 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Результати дослідження показали, що при наявності значних дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки під опорною площиною ендопротеза не викликає значних напружень в кістковій тканині з причини, практично повної відсутності опори. Єдиною точкою опори залишається ребро жорсткості ендопротеза, в наслідок чого, саме навколо нього спостерігається концентрація механічних напружень.

Розглянемо, як впливає пластика великих дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки різними матеріалами на напружено-деформований стан моделі.

На рис. 3.48 наведено розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

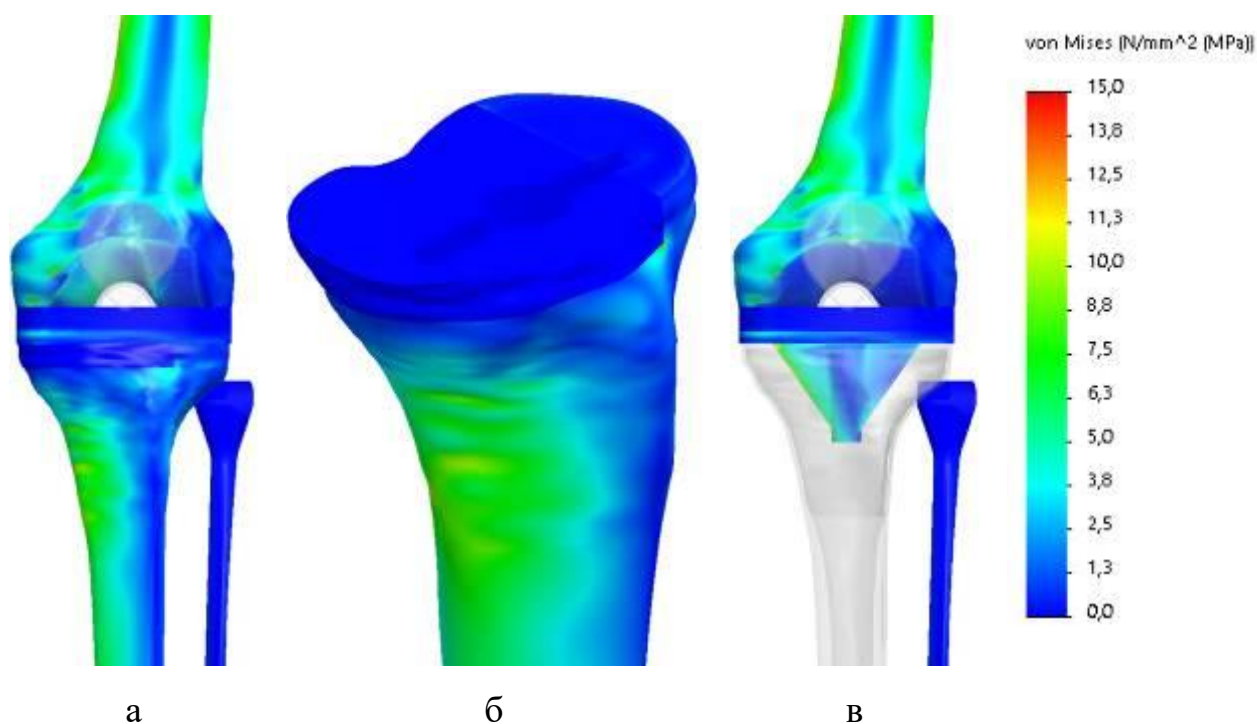


Рисунок 3.48 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

Пластика великого дефекту створює опору під ендопротезом, тому використання для цього кісткових чіпсів призводить до підвищення рівня напружень во всіх контрольних точках моделі, в порівнянні з моделлю без заповнення дефекту. При цьому зона максимальних напружень повертається до переднього зрізу дефекту, де напруження набувають значення 8,2 МПа. Напруження навколо ребра жорсткості ендопротеза знижуються до позначки 2,1 МПа, а навколо зони фіксації ніжки ендопротеза зростають до величини 10,1 МПа.

Зміни напружено-деформованого стану моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з короткою ніжки, наведено на рис. 3.49.

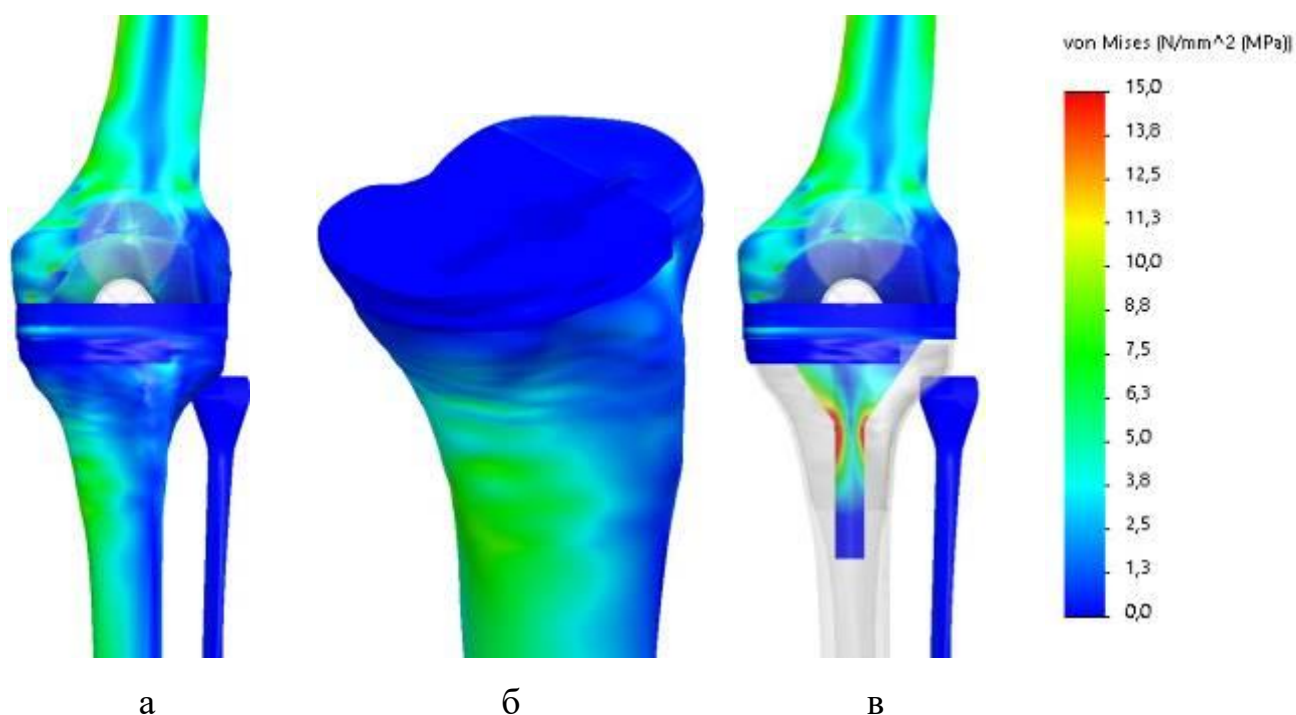


Рисунок 3.49 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом без ніжки.

Поєднання пластики великого дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки кістковими чіпсами з встановленням ендопротезу колінного суглоба з ніжкою короткої довжини приводить до зниження величини напружень во всіх контрольних точках на великогомілковій кістці, в порівнянні з моделлю з ендопротезом без ніжки. Виняток складає задній зріз дефекту, де величина напружень зростає до позначки 2,1 МПа. Зона максимальних напружень залишається на передньому зрізі дефекту з максимальною величиною напружень 6,2 МПа. Величина напружень на ніжці ендопротеза, при цьому, сягає позначки 31,4 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з довгою ніжкою наведено на рис. 3.50.

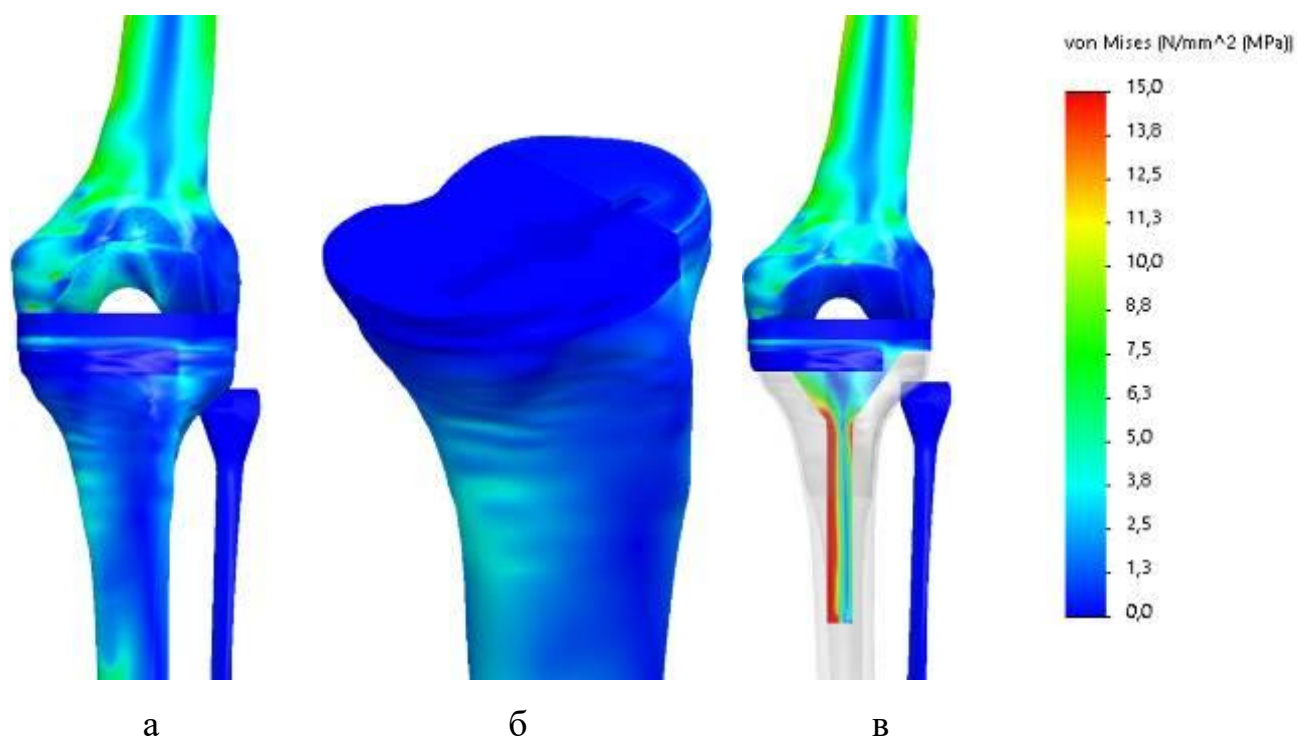


Рисунок 3.50 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, і ендопротезом з довгою ніжною.

Використання ендопротезу з довгою ніжною дозволяє вдвічі знизити величину напружень до 3,2 МПа на передньому зрізі дефекту, в порівнянні з моделлю з короткою ніжною. При цьому напруження на ніжці мають тенденція до незначного зростання до 33,3 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротезу, наведено в табл. 3.19.

Провести наочне порівняння величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза, допоможе діаграма, яку наведено на рис. 3.51.

Таблиця 3.19 - Величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	8,2	6,2	3,2
2	1,5	2,1	0,3
3	0,2	0,2	0,5
4	2,1	1,2	0,7
5	10,1	31,4	33,3
6		4,2	21,5
7			18,3

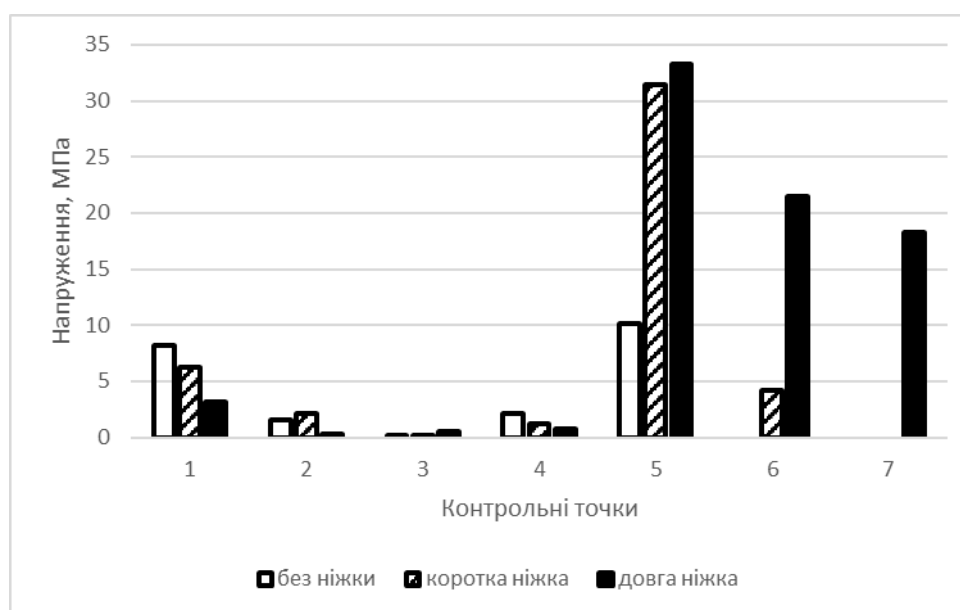


Рисунок 3.51 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

За результатами проведеного моделювання можна зробити висновок про те, що пластика великого дефекту великогомілкової кістки кістковими чіпсами

дозволяє відновити опору під ендопротезом, в наслідок чого підвищується рівень напружень в кістковій тканині. Знизити цей рівень напружень можна шляхом використання довгої ніжки ендопротеза.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки, наведено на рис. 3.52.

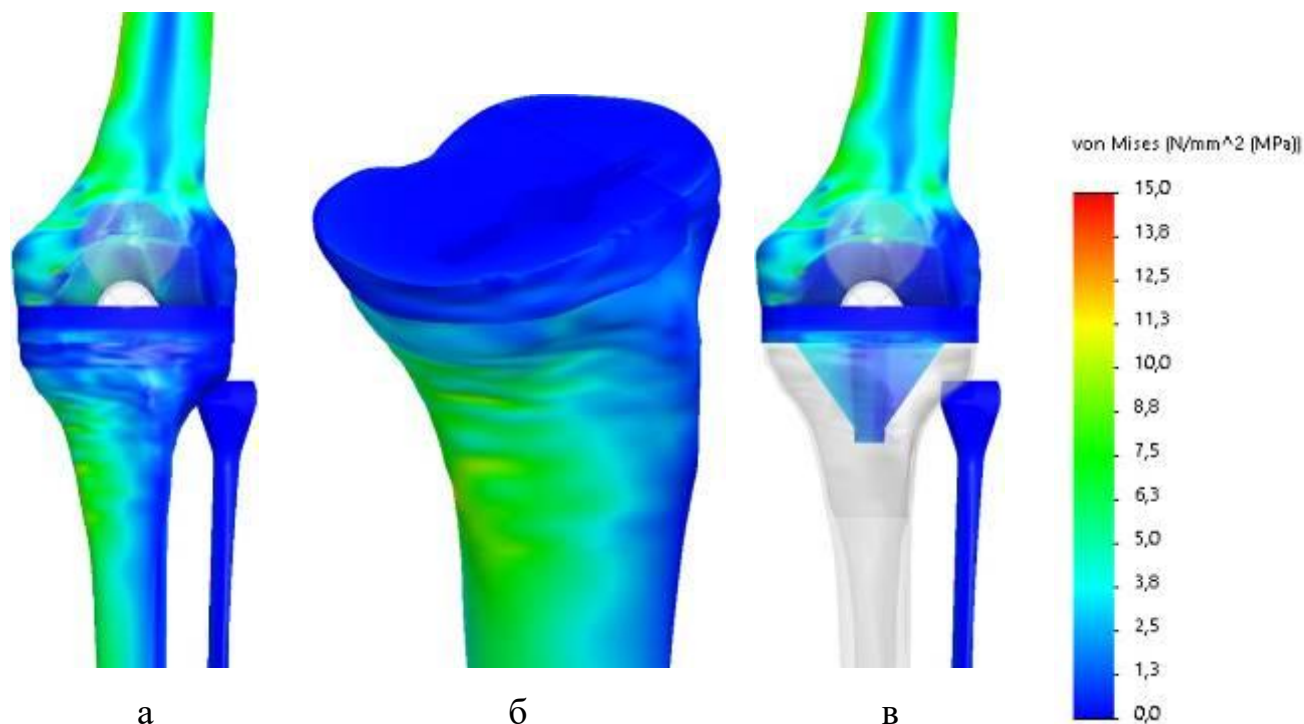


Рисунок 3.52 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом без ніжки.

Більш високий модуль пружності кісткового цементу, в порівнянні з кістковими чіпсами, дозволяє зберегти низький рівень напружень у проксимальному відділі великогомілкової кістки при пластиці великого кісткового дефекту, навіть при використанні ендопротеза без ніжки. Максимальний рівень напружень, при цьому, спостерігається на передньому зрізі дефекту, і не перевищує значення 2,2 МПа. В інших контрольних точках на

великогомілкової кістці величини напружень визначаються в межах від 0,1 МПа до 0,2 МПа. В зоні фіксації ніжки ендопротеза величини напружень спостерігаються на рівні 4,7 МПа.

Зміни напружено-деформованого стану моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з короткою ніжкою наведено на рис. 3.53.

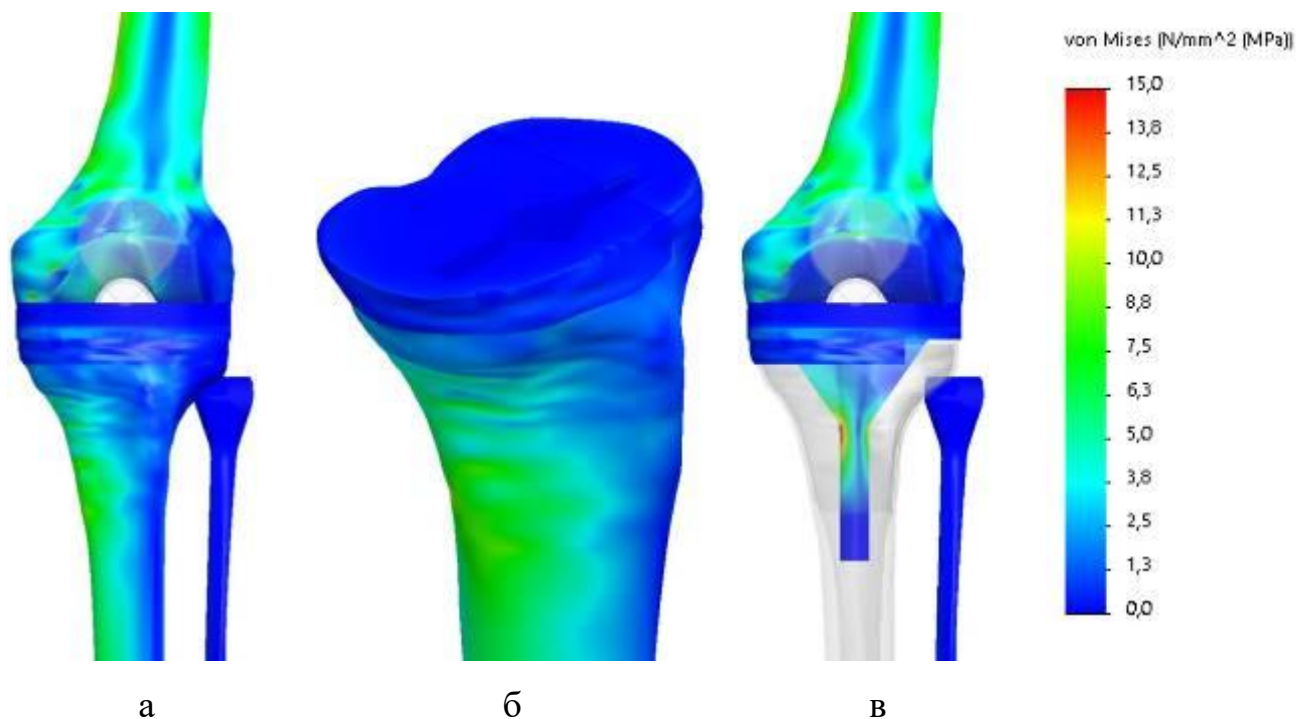


Рисунок 3.53 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом короткою ніжкою.

Використання ендопротезу колінного суглоба з короткою ніжкою в поєднанні з пластикою великого дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки кістковим цементом не приводить до значної зміни картини напружено деформованого стану моделі в порівнянні з моделлю з ендопротезом без ніжки. Максимальне значення напружень на передньому зрізі дефекту зменшується тільки до 1,9 МПа. Найбільш помітна зміна у величинах

напружень спостерігається на ніжці ендопротеза, де вони зростають до значення 16,8 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом на довгій ніжці, наведено на рис. 3.54.

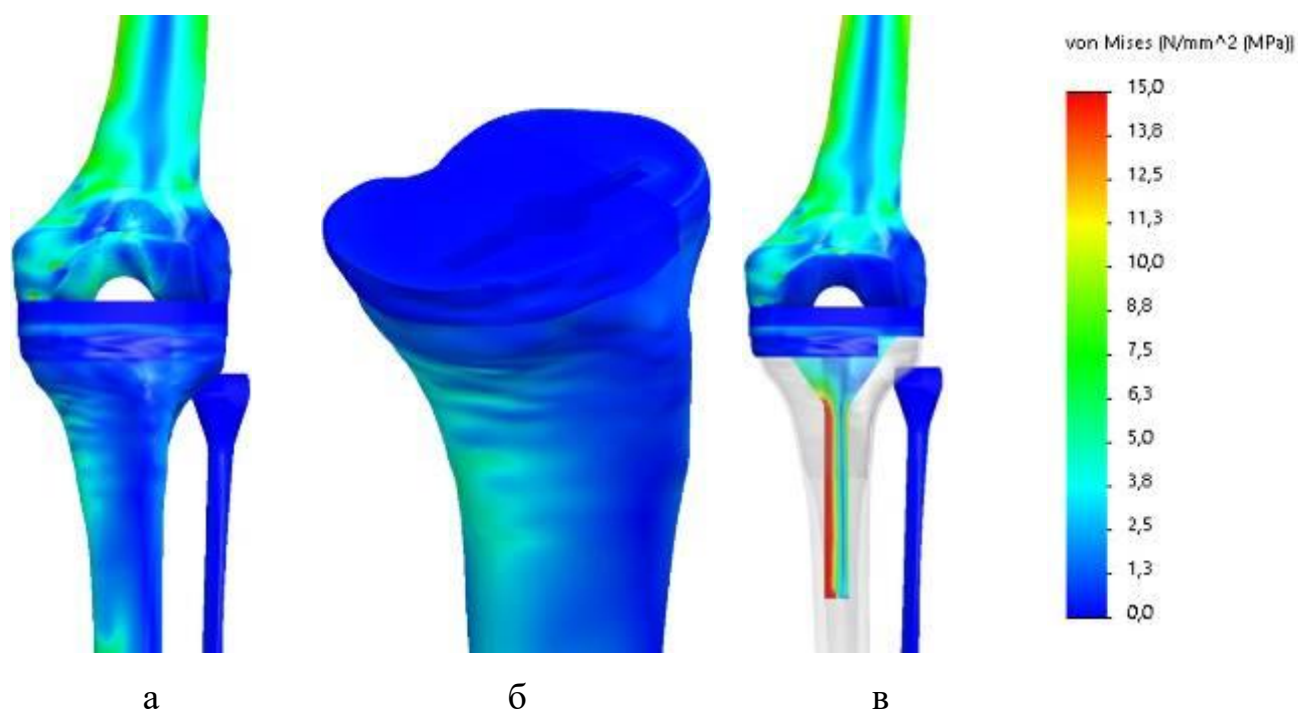


Рисунок 3.54 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, і ендопротезом з довгою ніжкою.

Використання ендопротеза з довгою ніжкою, також, не веде до значних змін у величинах напружень в великогомілковій кістці. Так, максимальна величина напружень на передньому зрізі дефекту знижується до 1,3 МПа. Напруження на ніжці ендопротеза підвищуються до позначки 25,2 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза, наведено в табл. 3.20.

Таблиця 3.20 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	2,2	1,9	1,3
2	0,2	0,5	0,4
3	0,1	0,2	0,3
4	0,1	0,1	0,1
5	4,7	16,8	25,2
6		3,9	20,6
7			19,0

Більш детальне уявлення про рівень величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза дозволяє отримати діаграма, яку наведено на рис. 3.55.

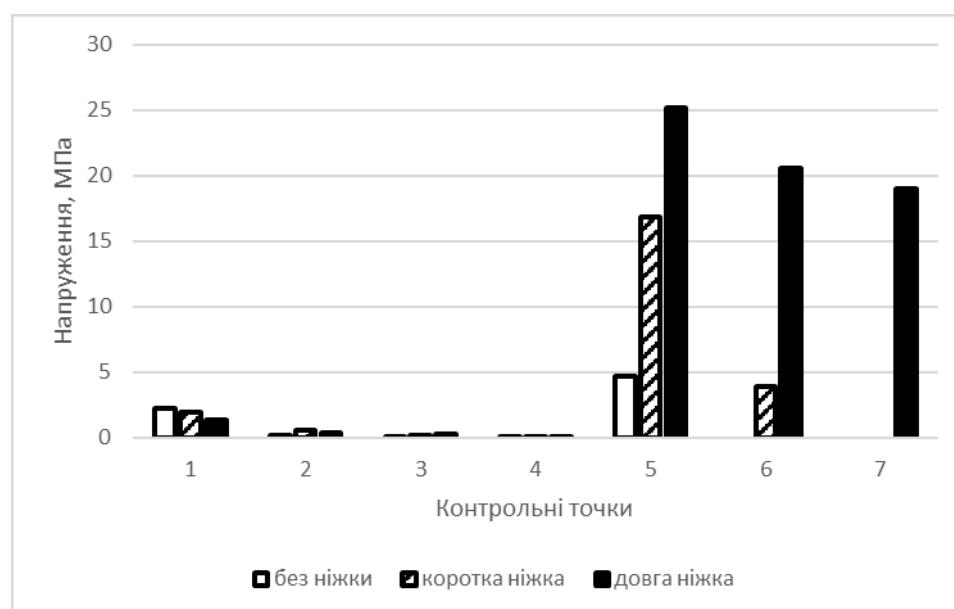


Рисунок 3.55 - Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Таким чином, використання кісткового цементу для пластики великих дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза колінного суглоба дозволяє значно знизити рівень напружень в кістковій тканині в порівнянні з моделлю, де пластика виконувалась кістковими чіпсами.

На рис. 3.56 наведено картину напружено-деформованого стану моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки.

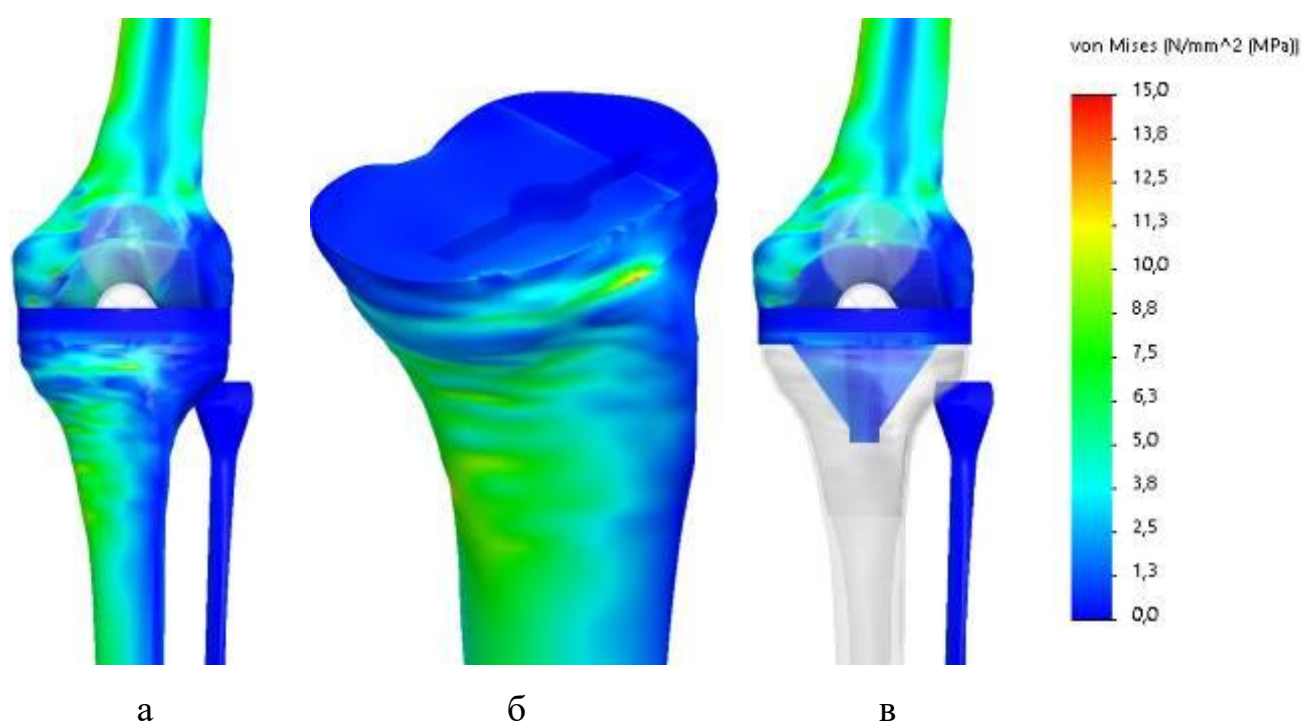


Рисунок 3.56 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом без ніжки.

Використання танталових імплантатів для пластики великих дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки дозволяє забезпечити опору для ендопротеза колінного суглоба, та рівномірно розподілити напруження в кістковій тканині. Так, при використанні ендопротеза без ніжки рівень напружень у великогомілковій кістці не перевищує 0,1 МПа, практично во всіх контрольних

точках. Виняток складає передній зріз дефекту, де максимальне значення напружень визначається на позначці 2,2 МПа. Максимальні значення напружень в зоні фіксації ніжки ендопротеза, також виявляється незначним, і визначається на позначці 1,7 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою ніжкою, наведено на рис. 3.57.

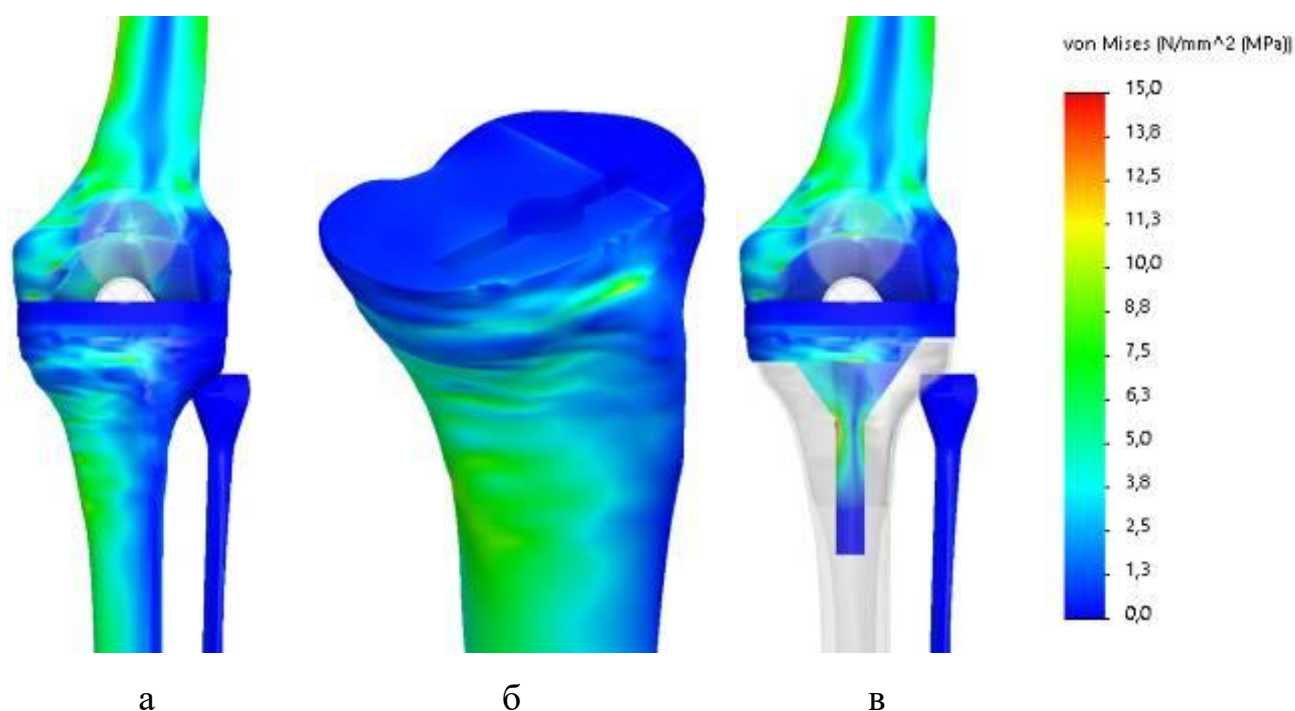


Рисунок 3.57 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з короткою ніжкою.

Ніжка ендопротеза короткого розміру в комбінації з пластиною великого дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки танталовими імплантатами дозволяє ще більше знизити рівень максимальних напружень до 0,6 МПа, при відносно невеликому підвищенні рівня напружень на ніжці ендопротеза – до 11,1 МПа.

Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з довгою ніжною, наведено на рис. 3.58.

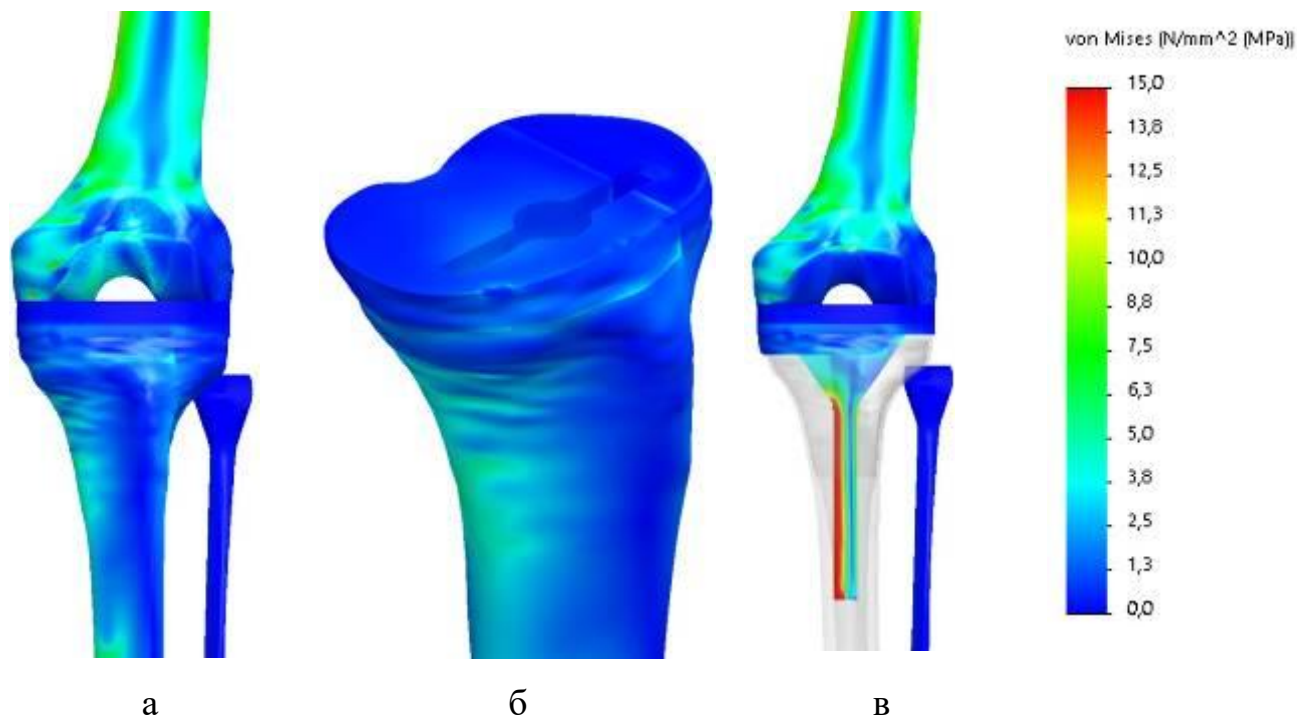


Рисунок 3.58 – Розподіл напружень в моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезом з довгою ніжною.

Ендопротез на довгій ніжці з виконанням пластики танталовими імплантатами – ідеальне рішення при наявності великих дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза.

Дані про величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза, наведено на табл. 3.21.

Таблиця 3.21 – Величини напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Без ніжки	Коротка	Довга
1	2,2	0,6	0,3
2	0,1	0,1	0,1
3	0,1	0,1	0,1
4	0,1	0,1	0,1
5	1,7	11,1	22,2
6		3,9	20,7
7			19,0

Порівняння величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, із заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза наведено на рис. 3.59.

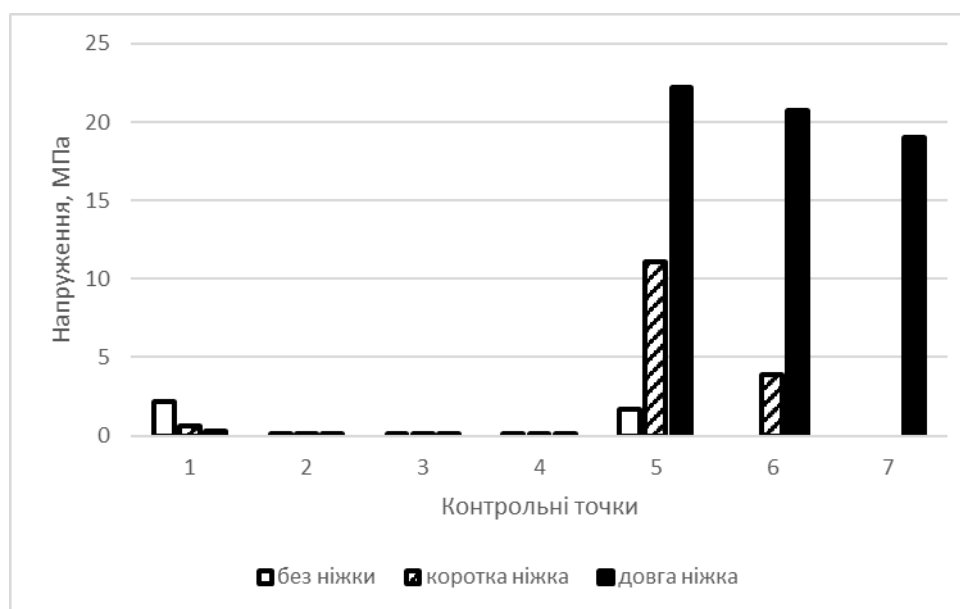


Рисунок 3.59 – Діаграма величин напружень в контрольних точках моделі з 75 % дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, в залежності від довжини ніжки ендопротеза.

Таким чином, результати проведеного дослідження показали, що ідеальним

рішенням, з точки зору розподілу напружень в кістковій тканині, при ендопротезуванні колінного суглобу з великим дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки є використання ендопротеза з довгою ніжкою в поєднанні з пластикою дефекту танталовими імплантатами..

4 МЕТОДИКИ ХІРУРГІЧНОГО ТА КОНСЕРВАТИВНОГО ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ З КОНТРАКТУРАМИ КОЛІННОГО СУГЛОБА ПРИ ГОНАТРОЗАХ, НАСЛІДКАХ ТРАВМАТИЧНИХ УШКОДЖЕНЬ ТА ПІСЛЯ ОПЕРАЦІЙ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

4.1 Методика хірургічного лікування контрактур колінного суглоба при травматичних ушкодженнях

Існуючі операції, мобілізуючі колінний суглоб, дозволяють відновити його рухомість. Але після розтину капсули колінного суглоба та після згинання в колінному суглобі виникають дефекти капсули суглоба. При парapatеллярному розтині капсули колінного суглоба розсікаються також *lig. patellofemoralis*, *lig. meniskopatellaris*, *lig. patellotibialis retinaculum patellae medialis et lateralis*, які тісно пов'язані з капсулою колінного суглоба та утримують (стабілізують) надколінок при рухах.

Виникненню дефектів капсули колінного суглоба сприяє зниження еластичності та розтяжності м'язів розгиначів гомілки, капсули суглоба та оточуючих її структур, а також еліпсоїдна форма виростків стегнової кістки. Розмір дефектів (ширина), що виникають, відповідає величині різниці радіусів еліпсу виростків стегнової кістки, а також величині зміщення *tractus iliotibialis m. sartorius* при згинанні в колінному суглобі до 90° в нормі. Утворені дефекти біля надколінка можуть бути однією з причин незадовільних результатів. Таким чином, нами була відмічена потреба у розробці методу оперативного лікування стійких розгинальних контрактур колінного суглоба, який дозволить ефективно компенсувати інтраопераційні пошкодження анатомічних структур, надійно з'єднати розсічені сухожилки та забезпечить зменшення незадовільних результатів хірургічного лікування.

Одним з можливих варіантів рішення цієї задачі являється використання власної фасції стегна для заміщення дефектів капсули суглоба (патент України № 108263) [63].

Техніка операції. Шкіру і підшкірну клітковину розрізали по передній поверхні колінного суглоба та нижньої третини стегна S-подібним розрізом, клапоті препарували та відводили в сторони. Розсікали спайки в препателлярній сумці та виконували артротомію по обидва боки надколінка бічними поздовжніми парапателлярними розрізами. Відокремлювали *m. vastus lateralis et medialis* від надколінка Роз'єднували спайки в верхньому завороті колінного суглоба та під надколінком, між виростками стегнової та великогомілкової кісток. Рубцево-змінений *m. vastus intermedius* видаляли. Роз'єднували спайки в синовіальних сумках під *tractus iliotibialis* і сухожилком *m. sartorius*. Після цього виконували згинання в колінному суглобі до 90° і більше. При цьому утворюються овальні дефекти капсули колінного суглоба шириною до 2 см (рис. 4.1 а, б).

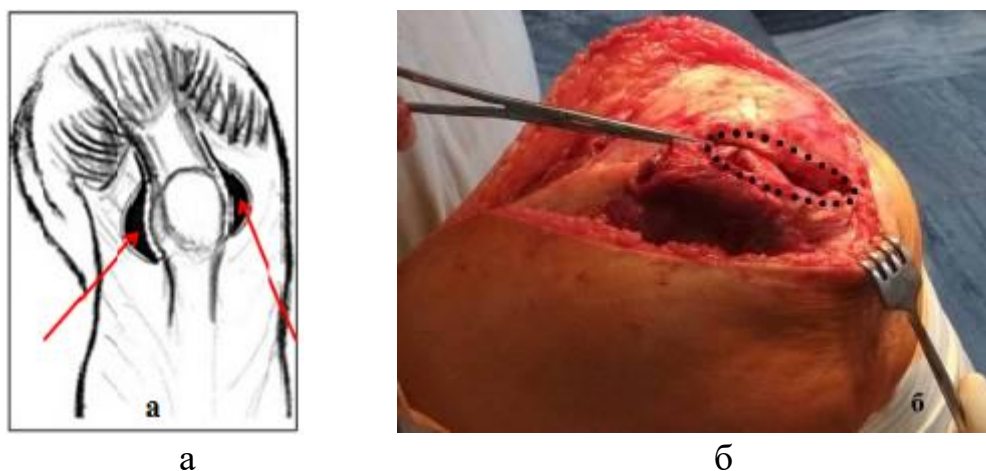


Рисунок 4.1 – Дефекти капсули колінного суглоба: а) схема овальних дефектів капсули колінного суглоба які виникають після артротомії та згинання у колінному суглобі при СРККС; б) інтраопераційне фото появи дефектів капсули колінного суглоба після артротомії та згинання у колінному суглобі при СРККС.

Оскільки операційна рана зашивається в положенні згинання в колінному суглобі, то для заміщення дефектів ми викроювали овальні (відповідно дефекту) клапти власної фасції стегна над надколінком, попередньо прошиваючи їх вузловими швами по краю парапателлярних розрізів з боку надколінка, таким чином з'єднавши її з частиною капсули колінного суглоба, що залишається з'єднаною з надколінком (рис. 4.2 а, б).

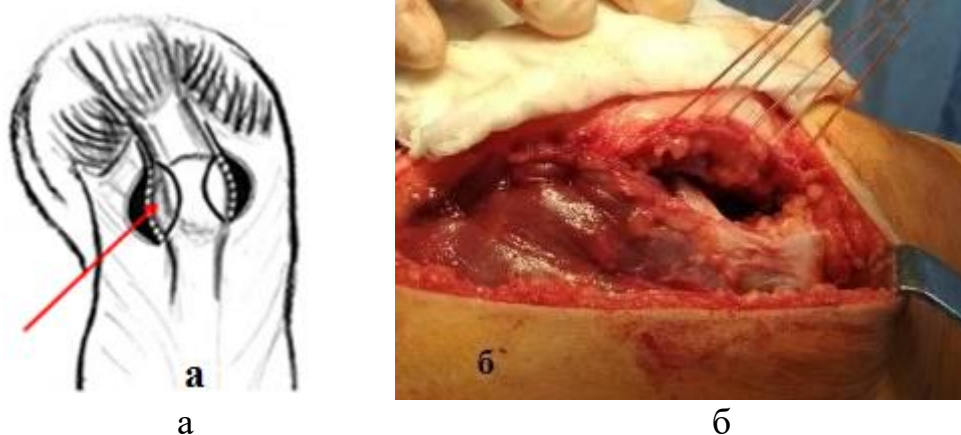


Рисунок 4.2 – Схема (а) та інтраопераційне фото прошивання (б) власної фасції стегна та капсули колінного по краю парapatелярного розрізу з боку надколінка.

Потім клапоті відвертали на 180° , при цьому вони закривали утворені дефекти капсули, їх підшивали вузловими швами до протилежного краю розсіченої капсули колінного суглоба. Таким чином усували утворені дефекти капсули колінного суглоба (рис. 4.3 а-в). Відсічені *m. vastus medialis et lateralis* підшивали до сухожилку *m. rectus femoris* також за розробленою нами новою методикою (Патент України № 115828 від 26.12.2017р.) [64].

Відсічені сухожилки *m. vastus medialis et lateralis*, після згинання в колінному суглобі до 90° (у зв'язку із певною фібротизацією їх) зміщуються проксимально відносно надколінка на 2–3 см. Відновлення з'єднання цих сухожилків з сухожилком *m. rectus femoris* виконували в положенні згинання в колінному суглобі до 90° . Для цього в сухожилку прямого м'язу стегна по боковим поверхням у фронтальній площині виконували прорізи в товщі сухожилку, довжиною відповідно ширині сухожилків широких м'язів стегна. За допомогою адаптаційних швів, кінці сухожилків широких м'язів стегна заводили в прорізи в сухожилку прямого м'яза стегна та попередньо фіксували ними (рис. 4.4 а, б; 4.5 а, б).

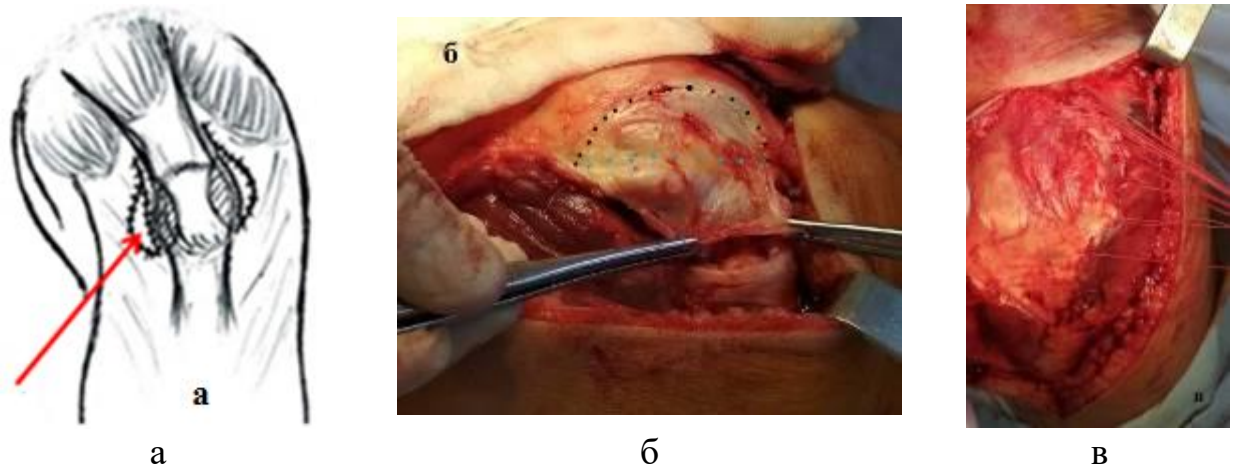


Рисунок 4.3. – Схема (а) та інтраопераційне фото (б) відвертання клапотів фасції стегна на 180° та закривання утворених дефектів капсули шляхом їх підшивання вузловими швами до протилежного краю розсіченої капсули колінного суглоба та зшивання фасції стегна з капсулою КС (в).

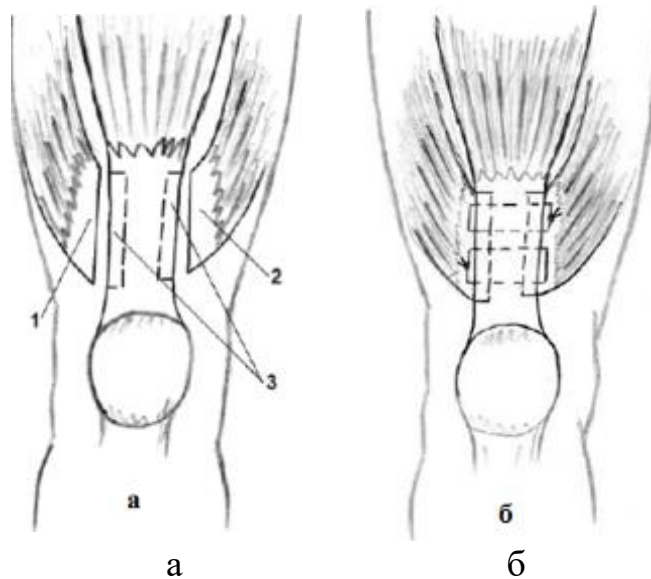


Рисунок 4.4. – Схема операції з'єднання сухожилків: а) 1–2 відсічені сухожилки *m. vastus medialis et lateralis*; 3– прорізи в товщі сухожилку по боковим поверхням сухожилку *m. rectus femoris* у фронтальній площині; б) занурення кінців сухожилків *m. vastus medialis et lateralis* за допомогою П-подібних адаптаційних швів в прорізи в сухожилку *m. rectus femoris*.

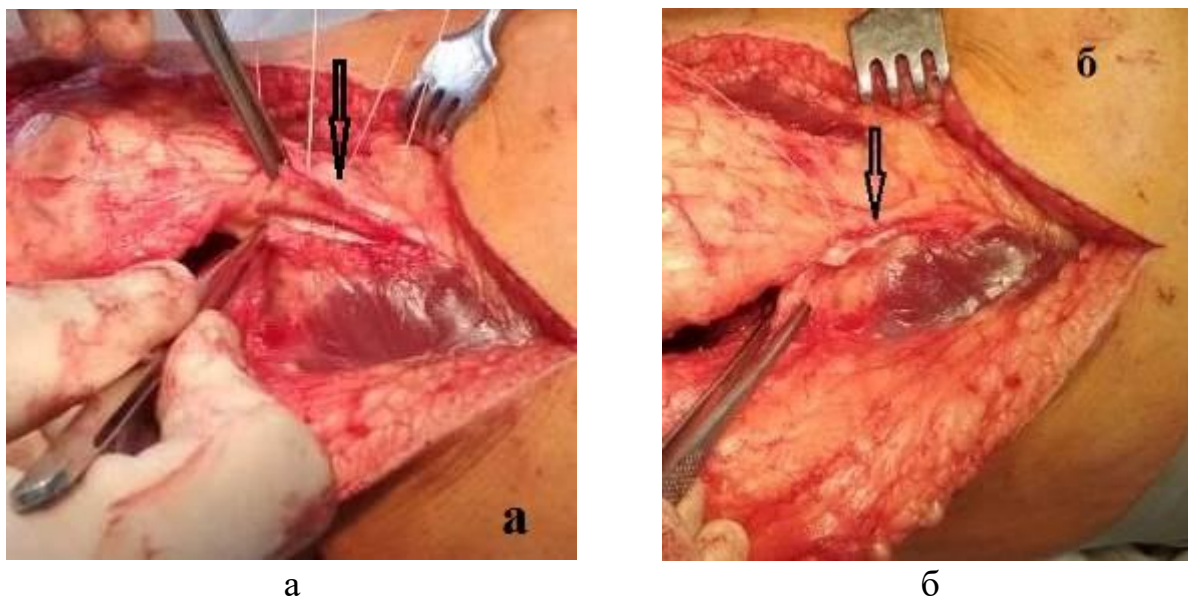
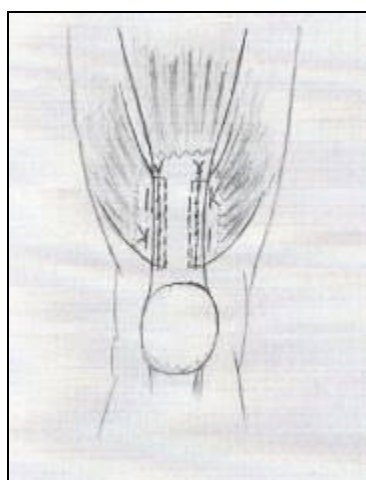
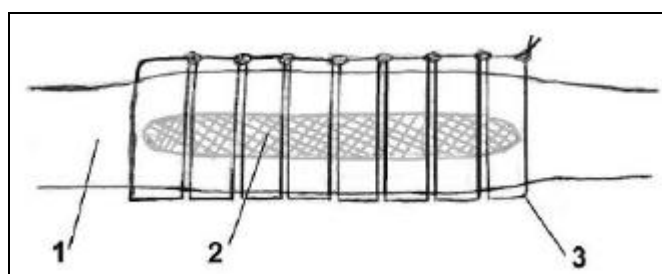


Рисунок 4.5 – Інтраопераційне фото з'єднання сухожилків: а – відсічений сухожилок *m. vastus lateralis* заводиться в проріз сухожилку *m. rectus femoris* за допомогою П-подібних адаптаційних швів; б – остаточне зшивання сухожилків за допомогою безперервного шва.

Після цього сухожилки з'єднували між собою за допомогою безперервно-вузлового шва (рис. 4.6).



а



б

Рисунок 4.6 – Схема остаточного з'єднання сухожилків за допомогою безперервного шва у фронтальній та сагітальній площині: 1 – сухожилок *m. rectus femoris*, 2 – занурений сухожилок широкого м'язу стегна, 3 – безперервний вузловий шов).

У такий спосіб сухожилки з'єднувались більш щільно та з більшою площею контакту між собою ніж при простому з'єднанні «кінець в бік» вузловими швами (рис. 4.7).

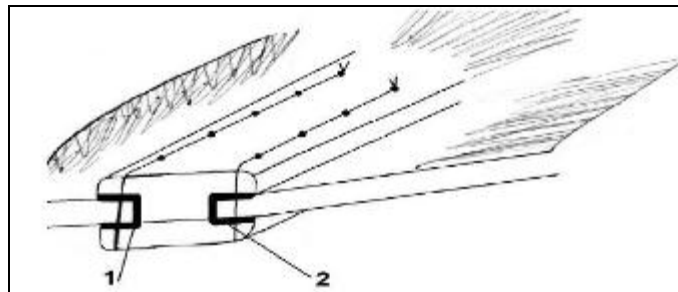


Рисунок 4.7 – Схема з'єднання сухожилків *m. vastus medialis et lateralis* з сухожилком *m. rectus femoris*, жирним виділено збільшена площа контакту сухожилків після їх зшивання (1, 2).

Інші розсічені під час операції тканини зшивали. Після операції колінний суглоб фіксували тимчасово в гіпсовій лонгеті в положенні згинання до 90° на протязі 2–3 тижнів. Для виконання рухів в колінному суглобі наступного дня після операції, гіпсова лонгета знімалась. Це виконувалось 1–2 рази на добу на протязі 15–20 хвилин з послідуочим поступовим збільшенням часу на розробку рухів та збільшенням кількості процедур.

4.2 Методика реабілітації хворих з метою профілактики або лікування контрактур колінного суглоба

Враховуючи те, що для хворих із контрактурами колінного суглоба притаманні значні порушення м'язово-зв'язкового апарата, вкорочення ураженої кінцівки внаслідок варусної або вальгусної деформації, яка зазвичай дорівнює в більшості випадків від 2 см до 3 см, нами розроблено й апробовано методику відновлювального лікування хворих з контрактурами колінного суглоба після операції.

4.2.1 Заходи, застосовувані в перші 2 місяці після операції для попередження виникнення контрактур

Виходячи з вищенаведеного аналізу причин виникнення контрактур ми розробили наступні заходи їх профілактики в найближчі 2 місяці після операції. Ці заходи виконуються впродовж післяопераційного періоду в стаціонарі.

На першу добу пацієнт починає переведення обох нижніх кінцівок з положення 80° - 90° згинання колінних суглобів і кульшових суглобів поперемінно в положення повного розгинання 0° , а також ізометричні скорочення квадрицепса оперованої кінцівки.

На другу добу після операції починаються пасивні рухи у колінному суглобі за допомогою пневматичного апарату 95° - 120° в залежності від типу ендопротеза, електростимуляція чотириголового м'яза на протязі 10 діб, а також активні вправи із залученням реабілітолога:

активні розгинально-згинальні рухи стопами по 30 разів кожні 2 години протягом дня: положення – лежачи на спині, ноги випрямлені в колінних суглобах, під стопами - валик із згорнутого банного рушника або щільна подушка; потягніть носки стоп на себе і затримайте напругу м'язів на 3 секунди; випряміть носки стоп, максимально напружуючи литкові м'язи протягом 3 секунд;

довільне напруження передньої і задньої групи м'язів стегна протягом 5 секунд від 10 разів до 15 разів кожні 2 години протягом дня: положення - лежачи на спині, ноги випрямлені в колінних суглобах; напружте передню групу м'язів стегон і утримуйте максимальну напругу протягом 5 секунд, потім розслабтеся; у тому ж положенні напружте задню групу м'язів стегон і сідничні м'язи, притискаючи п'яти до ліжка і піднімаючи таз на ліктях; утримайте напругу протягом 5 секунд, потім розслабтеся;

дихальна гімнастика: підняти випрямлені руки над головою і зробити глибокий вдих, затримати подих на 3 секунди, потім опустити руки вниз, роблячи форсований видих; виконувати вправу від 10 разів до 15 разів кожні 2 години протягом дня; надування гумового кульки або м'яча – 3-4 рази на день.

Також на другу добу признаються фізіотерапевтичні процедури: масаж - лімфодренаж, електростимуляція м'язів стегна, магнітотерапія, ультразвук.

Почати ходу по сходах за допомогою милиць на третю добу.

Також на третю добу необхідно почати виконувати наступні вправи:

активне згинання і пасивне розгинання в колінному суглобі до відчуття болю від 10 разів до 15 разів кожні 2 години: положення - лежачи на спині, нога випрямлена; притисніть п'яту до ліжка і згинайте ногу в коліні до відчуття легкого болю, ковзаючи п'ятою по поверхні; допомагайте собі руками із захопленням за нижню третину стегна; утримуєте досягнуте згинання протягом 5 секунд; потім розслабте м'язи і повільно випрямите ногу, не відриваючи п'яту від поверхні;

піднімання прямої ноги у висячому положенні в положенні лежачи або, якщо Ви не можете зробити це, стоячи від 10 разів до 15 разів 2-3 рази в день: положення - лежачи на спині, нога випрямлена в коліні; потягніть стопу на себе і напружте передню групу м'язів стегна; повільно підіймайте пряму ногу приблизно від 15 см до 30 см від підлоги і утримуйте її у висячому положенні 5 секунд; потім повільно опустіть її на підлогу і розслабтеся. Або: положення - стоячи біля стіни; підтримайте себе рукою і повільно підіймайте випрямлену в коліні ногу приблизно від 15 см до 30 см від підлоги; утримайте її у висячому положенні від 3 секунд до 5 секунд, потім повільно опустіть її в початкове положення;

повне пасивне розгинання в колінному суглобі по 15 хвилин 1-2 рази на день: положення - сидячи на стільці, оперована нога лежить на другому стільці; розслабте м'язи і натисніть руками зверху на коліно, намагаючись повністю випрямити ногу в коліні; утримайте навантаження від 10 секунд до 20 секунд, потім відпустіть тиск. Повторюйте натискання від 10 разів до 15 разів протягом 15 хвилин. Вправу виконуйте в кінці циклу занять.

4.2.2 Заходи для попередження виникнення контрактур або їх лікування за 2 місяці після операції на колінному суглобі

Вправи виконують двічі на день протягом декількох місяців, до повного відновлення функції в колінному суглобі (рис. 4.8).

Під час виконання всіх вправ пацієнтам пропонували активно використовувати напруження чотириголового м'язу стегна, що дозволяє збільшити активність *m. gluteus maximus* та *m. biceps femoris*.

Також в обох групах пацієнти використовували вправи на профілактику тромбоемболічних ускладнень, але ми не враховували їх в нашому дослідженні тому що вони не мали значення. Спочатку надаємо вправи з використанням фітболу (рис. 4.8).



а

Початкове положення (ПП) – лежачи на спині, ноги – на фітболі, руки уздовж тулуба. Підняти таз догори, намагаючись вирівняти тулуб. Вправа виконується від 5 разів до 10 разів.



б

Рисунок 4.8 – Вправи реабілітаційного комплексу із фітболом.



В



Г

ПП – лежачи на спині, ноги – на фітболі, руки вздовж тулуба. Підняти таз догори, та утримувати його в цьому положенні впродовж вправи.

Праву ногу підняти на 50 градусів. Повернутися в ПП.

Те ж саме виконати лівою ногою.

Вправа виконується від 5 разів до 10 разів.



Д

ПП – лежачи на спині, ноги – на фітболі, руки уздовж тулуба. Підкочувати фітбол до сидниць, згинаючи ноги в колінних суглобах. Вправа виконується від 5 разів до 10 разів.



Е



Ж

ПП – стоячи навколішки, спираючись передпліччями на фітбол. Підкотити фітбол до колінних суглобів. Вправа виконується 5-10 разів



З



И

ПП – лежачи спиною на фітболі, ноги зігнуті у колінних суглобах. Відкочувати фітбол вперед та назад, ліворуч та праворуч.

Вправа виконується 5-10 разів.



К

ПП – лежачи животом на фітболі, Підіймати по чергово праву та ліву ноги.

Вправа виконується від 5 до 10 разів.



Л



М



Н

ПП – лежачи животом на фітболі, Підіймати по чергово праву та ліву руки.

Вправа виконується від 8 до 10 разів.



о



п

ПП – лежачи животом на фітболі, Підіймати одночасно праву ногу та праву руку. Повернутися в П.П.

Те ж саме виконати лівою ногою та лівою рукою. Вправа виконується від 8 до 10 разів.

Рисунок 4.8; аркуш 4

Наступні вправи із балансувальною півсферою, фітнес-гумкою підставкою (рис. 4.9).



а

ПП – стоячи на півсфері утримувати рівновагу.

Вправа виконується 5 хвилин.



б

в

г

ПП – стоячи на півсфері. Присісти до кута 145° - 150° . Повернутися в ПП. Вправа виконується від 5 до 10 разів.

Рисунок 4.9 – Вправи реабілітаційного комплексу із балансувальною півсферою, фітнес-гумкою та підставкою.



д

е



ж

з



и

к

ПП – стоячи однією ногою на півсфері, іншою – на підставці, утримувати рівновагу. Переносити поступово вагу тіла з однієї ноги на іншу. Вправа виконується від 8 до 10 разів.

Те ж саме повторити з іншого боку.

ПП – стоячи на підставці. Зробити крок в бік, спираючись правою ногою праворуч від підставки. Повернутися в п.п. Те ж саме – в інший бік. Вправа виконується від 8 до 10 разів.

ПП – ноги фіксовані фітнес-гумкою. Йти перед дзеркалом, імітуючи широку ходу, із напівзігнутими колінами. Вправа виконується від 5 до 10 хвилин.

Рисунок 4.9; аркуш 2

На рис. 4.10 представлено реабілітаційні вправи на ліжку.



а

ПП – лежачи на правому боці, праву руку підкласти під голову, праву ногу зігнуто в коліні. Ліву ногу відвести на 30° догори. Повернутися в ПП.

Вправа виконується від 8 до 10 разів.

Те ж саме повторити з іншого боку.



б

ПП - лежачи на боці, ноги зігнуті в колінних суглобах. Виконати відведення лівої ноги в бік 50 разів.

Те ж саме повторити з іншого боку.

Рисунок 4.10 - Вправи реабілітаційного комплексу на ліжку.

На рис. 4.11. представлено реабілітаційні вправи, що виконуються стоячи.



а

б

ПП – стоячи. Зробити крок назад лівою ногою та зігнути її у колінному суглобі. Повернутися в ПП. Те ж саме повторити іншою ногою.

Вправа виконується 10 разів.

Рисунок 4.11 – Реабілітаційні вправи, що виконуються стоячи.



д



е



ж



з

ПП – стоячи перед дзеркалом. Відвести ногу в сторону на 30° . Повернутися в п.п. Те ж саме повторити іншою ногою. Вправа виконується 10 разів.

ПП – стоячи правим боком біля стіни. Підняти коліно правої ноги під кутом 30° та тиснути стегном на стіну впродовж 10 секунд. Повернутися в п.п. Те ж саме повторити іншою ногою. Вправа виконується 10 разів.

ПП – стоячи перед дзеркалом. Перенести вагу тіла на одну ногу, другу максимально зігнути у колінному суглобі. Повернутися в п.п. Те ж саме повторити іншою ногою. Вправа виконується 10 разів.

ПП – стоячи перед дзеркалом. Присісти до кута 90° . Повернутися в п.п. Вправа виконується 10 разів.



И

К



Л

М



Н

ПП – стоячи перед дзеркалом. Зігнути праву ногу у колінному суглобі. Утримувати рівновагу впродовж 30 секунд. Повернутися в ПП. Повторити з іншою ногою.

ПП – стоячи перед дзеркалом. Підняти ногу вбік під кутом 30° , утримуючи рівновагу. Рухи ногою вбік, вперед та назад, 6 разів. Повернутися в ПП. Повторити з іншою ногою.

Рисунок 4.11, аркуш 3



о

Ходьба по лінії впродовж 5 хвилин.



п

Ходьба з максимальним підняттям ніг, згинаючи в колінних суглобах 5 хвилин.



р

Ходьба сходами 3 хвилини.

Рисунок 4.11, аркуш 3

Під час виконання всіх вправ пацієнтам пропонували активно використовувати напруження *m. quadriceps femoris*, що дозволяє збільшити його активність.

Також пацієнти використовували вправи на профілактику тромбоемболічних ускладнень, але ми не враховували їх в нашому дослідженні, тому що вони не мали значення для відновлення функції колінного суглоба.

5 ДИФЕРЕНЦІЙОВАНА СИСТЕМА КОНСЕРВАТИВНОГО ТА ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ З КОНТРАКТУРАМИ КОЛІННОГО СУГЛОБА ПРИ ГОНАТРОЗАХ, НАСЛІДКАХ ТРАВМАТИЧНИХ УШКОДЖЕНЬ ТА ПІСЛЯ ОПЕРАЦІЙ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

Враховуючи дані проведених досліджень пацієнтів з контрактурами колінного суглоба ми розробили методики хірургічного лікування та реабілітації, схему застосування яких показано на рис. 5.1.

З рис. 5.1 видно, що при гонартрозах III-IV ст. у пацієнтів з дефектами проксимального відділу великогомілкової кістки та контрактурами колінного суглоба використовуються розроблені методики його ендопротезування, при яких виконують пластику кісткових дефектів та застосовують ніжки великогомілкового компонента ендопротеза різної довжини, залежно від розміру кісткового дефекта. Після ендопротезування такі пацієнти дотримують розробленої методики реабілітації.

Для пацієнтів, яким виконано ендопротезування колінного суглоба без кісткової пластики, також застосовують розроблені реабілітаційні заходи як для лікування, так і для профілактики утворення контрактур колінного суглоба.

Пацієнти, які мали контрактури колінного суглоба в результаті травматичних ушкоджень, підлягають розробленому нами дослідженню щодо визначення стійкості контрактури колінного суглоба «Патент № 132107» [65], в результаті якого приймається рішення про проведення консервативного або хірургічного лікування контрактур.

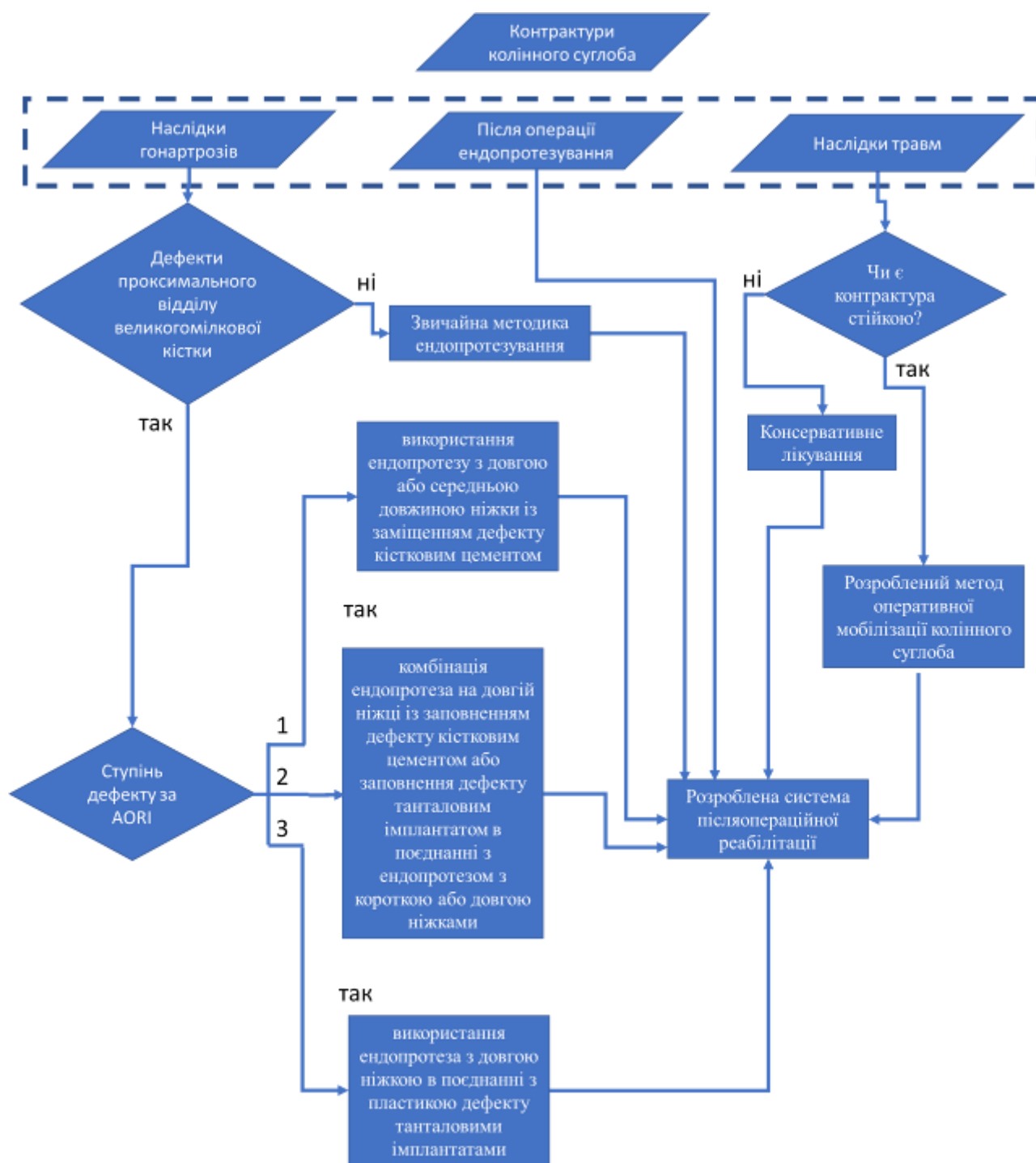


Рисунок 5.1 – Схема застосування розроблених методик хірургічного та консервативного лікування пацієнтів з контрактурами колінного суглоба.

6 АПРОБАЦІЯ РОЗРОБЛЕНИХ МЕТОДИК ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ТА ОЦІНКА ЇХ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Апробація застосування розробленої методики при лікуванні пацієнтів з гонартрозом та контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування

Розроблену схему лікування було застосовано у 28 пацієнтів з контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування (основна група). Контрольна група містила 28 пацієнтів без контрактури колінного суглоба, яким було виконано ендопротезування з приводу гонартрозу. Результати використання розроблених методик оцінювали до операції та після проведення реабілітації за шкалою «IKDC Score» (табл. 6.1).

За шкалою «IKDC Score» відповіді на кожен пункт оцінюються з використанням порядкового методу, а отже 0 балів присвоюється відповідям, які представляють найнижчий рівень функції або найвищий рівень симптомів. Наприклад, відповіді на питання 1, щодо найвищого рівня активності без значного болю, оцінюють наступним шляхом: 0 балів надають відповіді «Неможливо виконати будь-які з перерахованих вище дій через біль у коліні», 4 бали надають відповіді «Дуже напружені заняття, такі як стрибки або повороти, як в баскетболі або футболі». Для пункту 2, який пов'язаний з частотою болю за останні 4 тижні, відповіді оцінюються в зворотному порядку, так що відповіді «Постійно» присвоюється оцінка 0, а «Ніколи» - 10 балів. Для пункту 3, відповіді оцінюються в зворотньому порядку, так що «Найгірша біль, яку тільки можна уявити» отримує оцінку 0, а «Немає болю» - 10. В останній затвердженій версії шкали усі елементи тепер мають мінімальну оцінку 0 (наприклад, від 0 до 10).

Розрахунок за шкалою IKDC виконується шляхом підсумовування балів за окремими пунктами і подальшого перетворення оцінки в шкалу від 0 до 100. Відповідь на пункт 10а «Функція до початку захворювання колінного суглоба» не включено в загальний рахунок. Для розрахунку потрібно скласти бали по

кожному питанню і розділити отримане значення на максимально можливий бал, який становить 87.

Більш висока оцінка відображає вищий рівень функції колінного суглоба та більш низький рівень симптомів. Оцінка 100 інтерпретується як відсутність обмежень у повсякденному житті або спорті і відсутність симптомів.

Таблиця 6.1 – Результати застосування розроблених методик за шкалою IKDC

Параметр	Основна група (n=28)		Контрольна група (n=28)	
	До лікування	Після реабілітації (2 міс.)	До лікування	Через 2 міс. після лікування
Середнє значення, M±SD	23,0±11,3 ¹⁾	59,0±14,7 ²⁾	25,9±10,5 ¹⁾	61,5±15,1 ²⁾

¹⁾ - вірогідність відмінностей показників функції колінного суглоба у пацієнтів до лікування в основній та контрольній групах $p < 0.05$;

²⁾ - вірогідність відмінностей показників функції колінного суглоба у пацієнтів до та після лікування $p > 0.05$.

З табл. 6.1 видно, що між функціональним станом колінного суглоба до операції у двох груп пацієнтів є статистично значуща різниця ($p < 0.05$), з чого можна зробити висновок, що при порівняно низькому рівні функції колінного суглоба у пацієнтів обох груп до лікування у пацієнтів з контрактурами до ендопротезування функціональний стан шкалою IKDC був статистично значущо нижчим в порівнянні з контрольною групою.

На ранніх етапах після ендопротезування у більшості хворих спостерігали наявність як згинальних, та і розгинальних контрактур. Після проведення реабілітаційних заходів у хворих значно збільшився обсяг рухів у колінному суглобі, контрактури зменшилися.

Результати дослідження обсягу рухів у колінних суглобах хворих з контрактурами після ендопротезування до та після лікування наведені в табл. 6.2.

Таблиця 6.2 – Обсяг рухів у колінних суглобах після ендопротезування у хворих до та після лікування

	Етап спостереження	Обсяг рухів у колінному суглобі
Extension (розгинальна контрактура)	До лікування	106±4 (згинання) 35÷75
	Після лікування	117±3 70÷80
	Ст.значущість різниці	11±2 t=-15,388; p=0,001
Flexion (згинальна контрактура)	До лікування	72±7 60÷85
	Після лікування	88±4 85÷95
	Ст.значущість різниці	16±5 t=-10,602; p=0,001
	Ст.значущість різниці	27±6 t=-15,388; p=0,001

Вимірювання рухів у колінному суглобі на етапі спостереження через 2 міс після ендопротезування, показав, що у хворих, які пройшли реабілітацію стан колінного суглоба значно покращився: розгинальна контрактура з $(106\pm 4)^\circ$ статистично значущо ($t=-15,388$; $p=0,001$) зменшилася до $(117\pm 3)^\circ$, тобто на $(11\pm 2)^\circ$.

Аналогічні зміни спостерігалися і для зміни згинальної контрактури. У хворих після реабілітації кут згинання з $(72\pm 7)^\circ$ значущо ($t=-10,602$; $p=0,001$) збільшився на $(16\pm 5)^\circ$ і став в середньому $(88\pm 4)^\circ$.

Відповідно, зі зменшенням контрактур зростає обсяг рухів у колінному суглобі, так у хворих після реабілітації відмічали збільшення обсягу рухів до $(85\pm 4)^\circ$.

Клінічний приклад 1

Пацієнт К., 64 роки, історія хвороби № 94521. Діагноз: лівобічний варусний гонартроз IV ст., кістковий дефект медіального виростку великогомілкової кістки I ст. за AORI (рис. 6.1 а, б), контрактура колінного суглоба при надходженні в стаціонар II ст. ($0^{\circ}/20^{\circ}/85^{\circ}$). У пацієнта – варусна деформація лівої нижньої кінцівки I ст. Деформація за Paley: $mLDFA = 93^{\circ}$, $mMPTA = 82^{\circ}$. Функція колінного суглоба за шкалою IKDS 19 балів. Виконано тотальне цементне ендопротезування лівого колінного суглоба ендопротезом з короткою великогомілковою нішкою, пластика дефекта медіального виростку великогомілкової кістки за допомогою кісткового цементу (рис. 6.3 в, г). В післяопераційному періоді проведено реабілітаційні заходи, обсяг рухів у колінному суглобі складає $0^{\circ}/0^{\circ}/115^{\circ}$, кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 89^{\circ}$, $mMPTA = 86^{\circ}$, функція колінного суглоба за шкалою IKDS склала 48 балів. Рентгенограми колінного суглоба через 5 років після операції показано на рис. 6.1 (д, е).



Рисунок 6.1. – Рентгенограми пацієнта К., 64 роки, історія хвороби № 94521, до (а, б), після (в, г) та через 5 років після операції (д, е).

Клінічний приклад 2

Пацієнт Т., 71 рік, історія хвороби № 94868. Діагноз: лівобічний варусний гонартроз IV ст. Кістковий дефект медіального виростку великогомілкової кістки 2b ст. за AORI (рис. 6.2 а, б). Контрактура колінного суглоба при надходженні в стаціонар II ст. ($0^{\circ}/20^{\circ}/75^{\circ}$). У пацієнта – варусна деформація лівої нижньої кінцівки II ст. Деформація за Paley: $mLDFA = 95^{\circ}$, $mMPTA = 82^{\circ}$. Функція колінного суглоба за шкалою IKDS 13 балів. Виконано тотальне цементне ендопротезування лівого колінного суглоба ендопротезом з короткою великогомілковою нішкою, пластика дефекта медіального виростку великогомілкової кістки за допомогою металевго аугмента (рис. 6.4 в, г). В післяопераційному періоді проведено реабілітаційні заходи, обсяг рухів у колінному суглобі складає $0^{\circ}/5^{\circ}/110^{\circ}$, кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 88^{\circ}$, $mMPTA = 87^{\circ}$, функція колінного суглоба за шкалою IKDS склала 45 балів. Рентгенограми колінного суглоба через 1 рік після операції показано на рис. 6.2 (д, е).

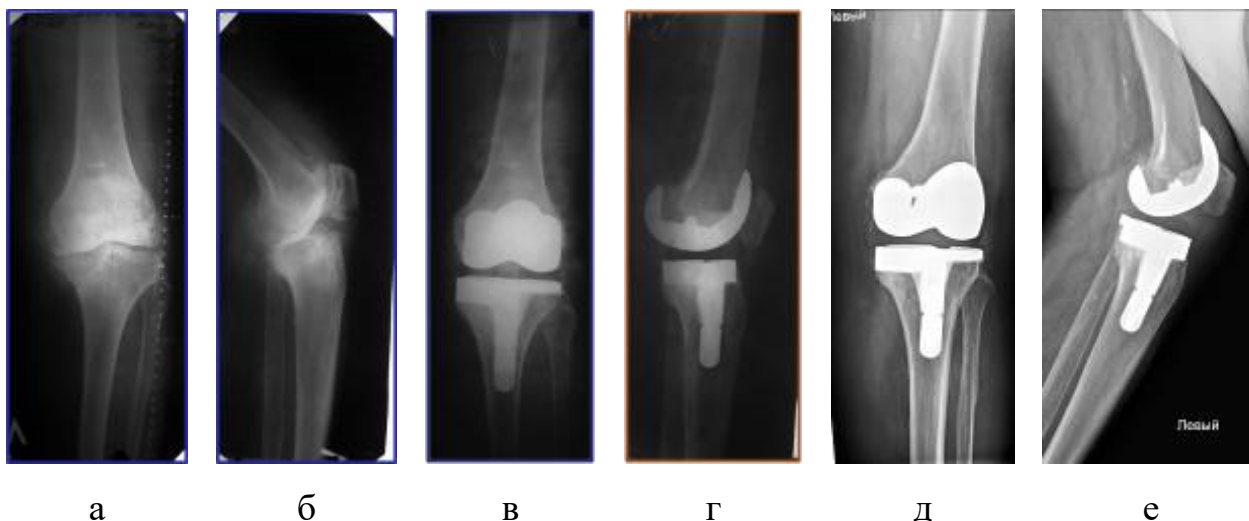


Рисунок 6.2 – Рентгенограми пацієнта Т., 71 рік, історія хвороби № 94868, до (а, б), після (в, г) та через 1 рік операції (д, е).

Клінічний приклад 3

Пацієнтка Г., 49 років, історія хвороби № 84226. Діагноз: лівобічний варусний гонартроз IV ст. Кістковий дефект внутрішнього виростку великогомілкової кістки 3 ст. за AORI (рис. 6.3 а, б). Контрактура колінного суглоба при надходженні в стаціонар III ст. ($0^{\circ}/20^{\circ}/75^{\circ}$). У пацієнтки – варусна деформація лівої нижньої кінцівки III ст. Деформація за Paley: $mLDFA = 94^{\circ}$, $mMPTA = 81^{\circ}$. Функція колінного суглоба за шкалою IKDS 10 балів. Виконано тотальне цементне ендопротезування лівого колінного суглоба ендопротезом з довгими стегновою та великогомілковою ніжками, пластику кісткового дефекта виконано структурним алотрансплантатом, який зафіксовано гвинтами (рис. 6.5 в, г). В післяопераційному періоді проведено реабілітаційні заходи, обсяг рухів у колінному суглобі складає $0^{\circ}/5^{\circ}/95^{\circ}$, кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 89^{\circ}$, $mMPTA = 86^{\circ}$, функція колінного суглоба за шкалою IKDS склала 46 балів. Стан пацієнтки за 3 міс. після ендопротезування показано на рис 6.4.

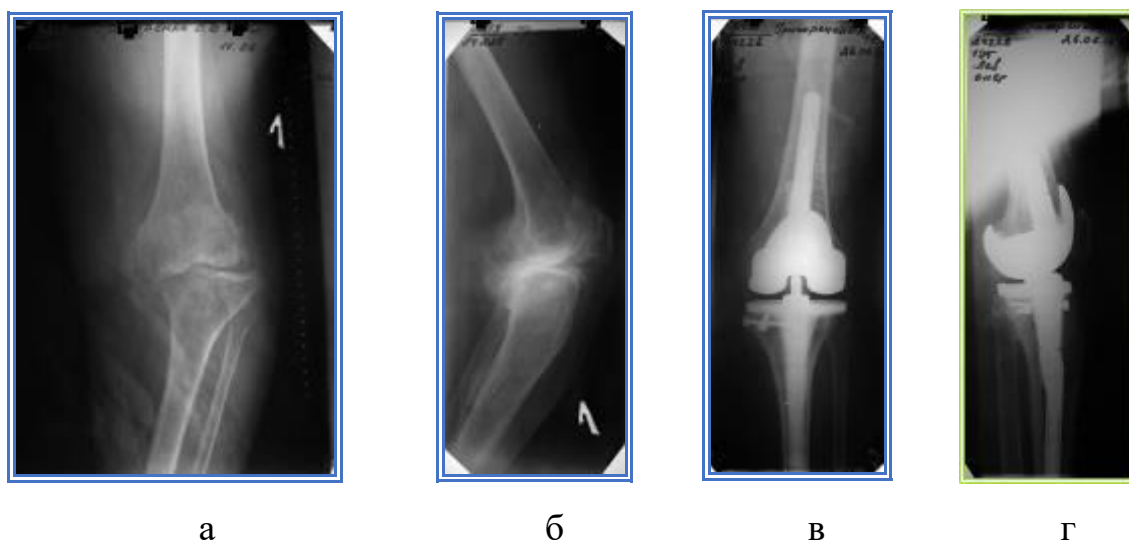


Рисунок 6.3 – Рентгенограми пацієнтки Г., 49 років, історія хвороби № 84226, до (а, б) та після (в, г) операції.

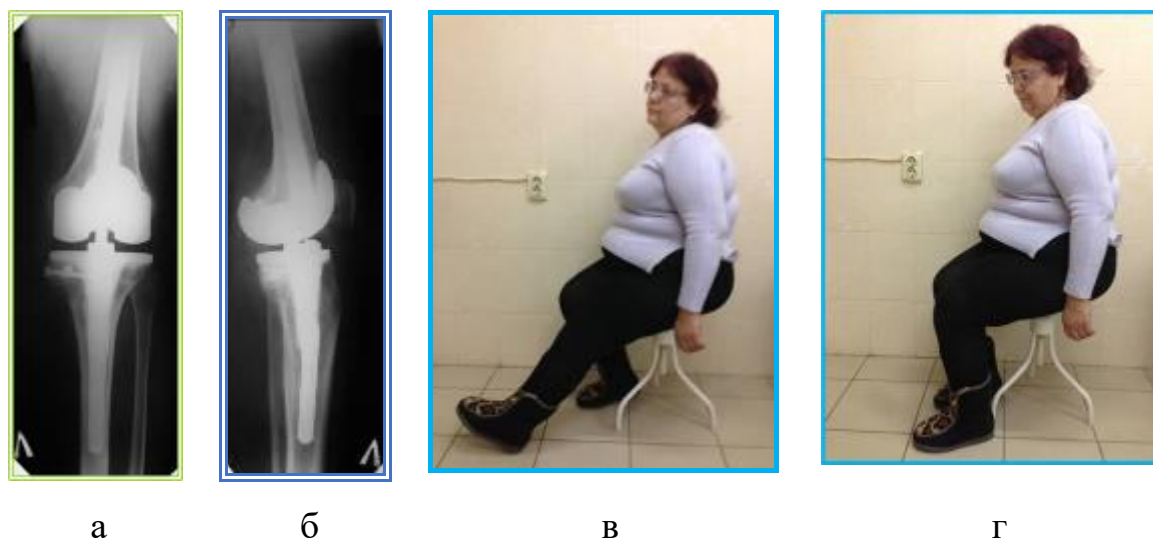


Рисунок 6.4 – Рентгенограми пацієнтки Г., 49 років, історія хвороби № 84226, рентгенограми (а, б) та функціональний стан колінного суглоба (в, г) через 3 міс. після операції.

Клінічний приклад 4

Пацієнт І., 67 років, історія хвороби № 92421. Діагноз: лівобічний вальгусний гонартроз ІV ст. Кістковий дефект латерального виростку великогомілкової кістки Іа ст. за AORI (рис. 6.5 а, б). Контрактура колінного суглоба при надходженні в стаціонар ІІІ ст. ($0^{\circ}/20^{\circ}/75^{\circ}$). Вальгусна деформація лівої нижньої кінцівки ІІ ст. Деформація за Paley: $mLDFA = 79^{\circ}$, $mMPTA = 96^{\circ}$. Функція колінного суглоба за шкалою IKDS 17 балів. Виконано тотальне цементне ендопротезування лівого колінного суглоба ендопротезом з довгою великогомілковою нішкою, пластику кісткового дефекта виконано структурним алотрансплантатом, який зафіксовано гвинтами, (рис. 6.5 в, г). В післяопераційному періоді проведено реабілітаційні заходи, В післяопераційному періоді проведено реабілітаційні заходи, обсяг рухів у колінному суглобі складає $0^{\circ}/0^{\circ}/95^{\circ}$, кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 87^{\circ}$, $mMPTA = 88^{\circ}$, функція колінного суглоба за шкалою IKDS склала 46 балів.

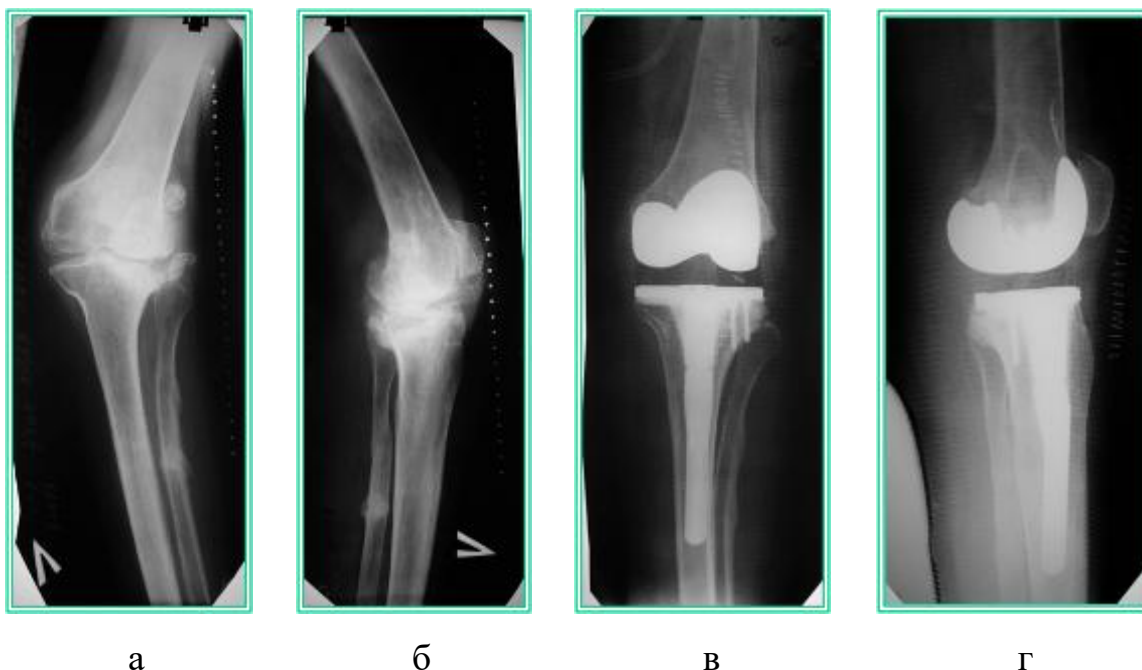


Рисунок 6.5 – Рентгенограми пацієнта І., 67 років, історія хвороби № 92421, до (а, б) та після (в, г) операції.

6.2 Апробація застосування розробленої методики при лікуванні пацієнтів з післяопераційними контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування

Розроблену схему лікування було застосовано у 24 пацієнтів з післяопераційними контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування. Результати застосування розроблених методик оцінювали до операції, в найближчому післяопераційному періоді та після проведення реабілітації за шкалою «IKDC Score» (табл. 6.3).

Таблиця 6.3 – Результати застосування розроблених методик за шкалою IKDC (n = 24)

Параметр	До лікування	Найближчий післяопераційний період	Після реабілітації
Середнє значення, M±SD	27,8±10,1	26,32±3,5	60,39±15,3*

*- вірогідність відмінностей показників функції колінного суглоба у пацієнтів до та після реабілітації $p < 0.05$.

З табл. 6.3 видно, що між функціональним станом колінного суглоба до та після реабілітації у пацієнтів з післяопераційними контрактурами колінного суглоба, яким було виконано його ендопротезування, є статистично значуща різниця ($p < 0.05$), з чого можна зробити висновок, що при порівняно низькому рівні функції колінного суглоба у пацієнтів з контрактурами в післяопераційному періоді показники функції колінного суглоба до операції та в найближчому післяопераційному періоді були низькими, але після застосування розроблених реабілітаційних заходів вдалося досягти поліпшення результатів, які наближаються до показників функціонального стану колінного суглоба у пацієнтів, в яких контрактур не спостерігали (див. табл. 6.1), що доводить ефективність розроблених нами реабілітаційних заходів.

Клінічний приклад

Пацієнтка П., 51 рік, історія хвороби № 90311. Діагноз: лівобічний варусний гонартроз IV ст. (рис. 6.6 а-в). Кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 90^\circ$, $mMPTA = 85^\circ$. Функція колінного суглоба за шкалою IKDS 25 балів. Виконано тотальне цементне ендопротезування лівого колінного суглоба (рис. 6.6 г-д). Після операції виникла контрактура колінного суглоба I ст. ($0^\circ/15^\circ/85^\circ$). У пацієнтки – варусна деформація лівої нижньої кінцівки I ст., кісткових дефектів в проксимальному відділі великогомілкової кістки немає. Кути нахилу суглобових поверхонь за Paley: $mLDFA = 88^\circ$, $mMPTA = 87^\circ$. Функція колінного суглоба в найближчий післяопераційний період за шкалою IKDS 23 бали.

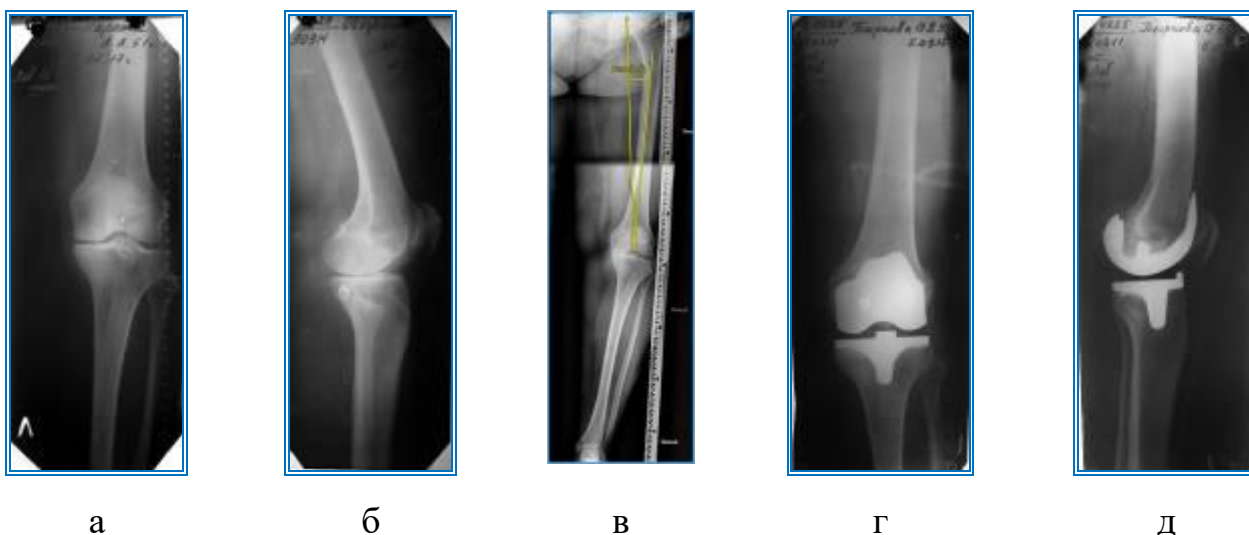


Рисунок 6.6 – Рентгенограми пацієнтки П., 51 рік, історія хвороби № 90311, до (а-в) та після (г, д) операції.

На рис. 6.7 показано виконання пацієнткою П. реабілітаційних вправ. Після проведення реабілітації обсяг рухів у колінному суглобі відновився ($0^{\circ}/0^{\circ}/120^{\circ}$), функція колінного суглоба за шкалою IKDS склала 47 балів.

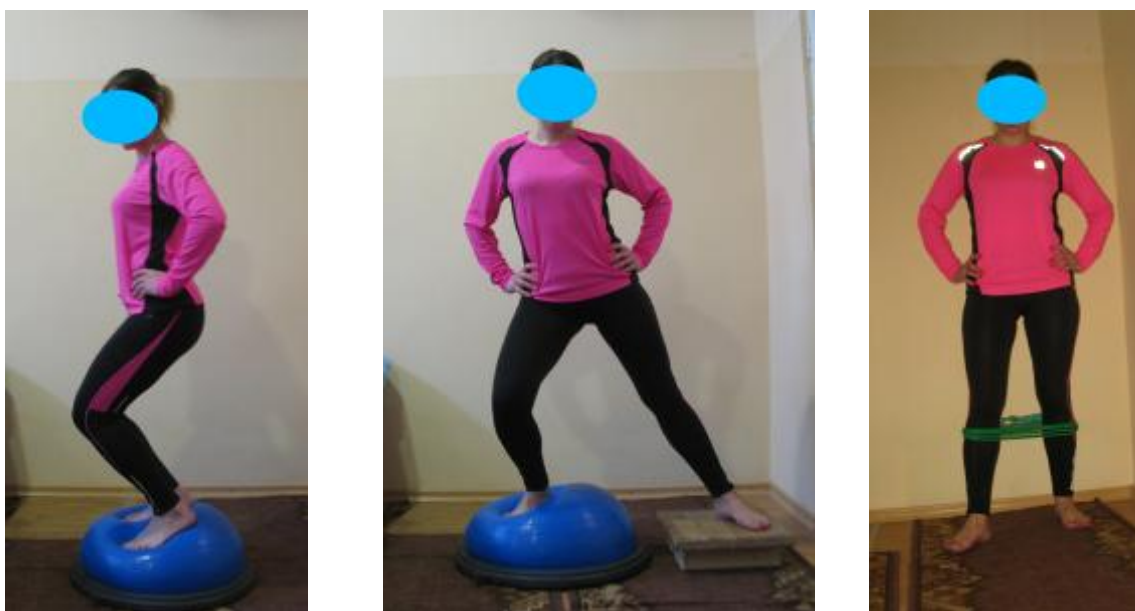


Рисунок 6.7 – Пацієнтка П., 51 рік, історія хвороби № 90311, під час виконання вправ першого блоку на 1-шу добу після ендопротезування.

6.3 Апробація застосування розробленої методики хірургічного лікування хворих з контрактурами колінного суглоба після травматичних ушкоджень стегнової кістки

Виконано ретроспективний аналіз після проведеного хірургічного лікування 26-х пацієнтів через 6 місяців після операції за шкалою Lysholm knees coring scale та через 1–2 роки після лікування в порівнянні з даними обстежень при зверненні. Післяопераційні ускладнення у пацієнтів не відмічались.

В табл. 6.3 відображено функцію колінного суглоба за шкалою LKSS до та після лікування.

Таблиця 6.4 – Результати ретроспективного аналізу хірургічного лікування пацієнтів (n = 26) за шкалою Lysholm knees coring scale через 6 місяців після операції та порівняно з даними обстежень після лікування через 1–2 роки

Параметр	Функція колінного суглоба за LKSS		
	до хірургічної мобілізації	через 6 міс. після втручання	через 1-2 роки після втручання
Середнє значення, M±SD	41,2±14,0	95,9±1,3*	96,2±1,9*

*- вірогідність відмінностей показників функції колінного суглоба у пацієнтів до та після хірургічної мобілізації $p < 0.05$.

З табл. 6.4 видно, що між функціональним станом колінного суглоба до та після хірургічної мобілізації у пацієнтів контрактурами колінного суглоба внаслідок травматичних ушкоджень стегнової кістки, є статистично значуща різниця ($p < 0.05$), з чого можна зробити висновок, що використання розроблених методів лікування стійких контрактур колінного суглоба дає позитивний результат як найближчі, так й у віддалені терміни спостереження.

Кут згинання колінного суглоба у пацієнтів, яким було виконано хірургічну мобілізацію колінного суглоба після травматичного ушкодження стегнової кістки, до операції складав від 5° до 45° ($28 \pm 9,3$), в найближчий після операційний період було від 90° до 140° ($117 \pm 8,1$), а після проведення реабілітації – від 90° до 140° ($121 \pm 10,7$).

Клінічний приклад

Пацієнтка С., 47 років, історія хвороби № 691. Діагнозом: Стійка післятравматична розгинальна контрактура лівого колінного суглоба, наслідки травматичного ушкодження (консолідований перелом) лівої стегнової кістки. Два роки тому оперована з приводу перелому діафіза лівої стегнової кістки (фіксація уламків накістковою пластиною). Перелом зрісся та через рік видалені металоконструкції. Стійка контрактура колінного суглоба. Позитивної динаміки від консервативної терапії не відмічалось на протязі 1 місяця. До реабілітації – об'єм рухів в колінному суглобі – $0^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$. Позитивний «симптом удару об перешкоду». Була виконана оперативна мобілізація колінного суглоба. Ускладнень в післяопераційному періоді не відмічалось. Об'єм рухів в колінному суглобі через 2 місяців становив – $0^{\circ}/0^{\circ}/120^{\circ}$ (рис. 6.8). По шкалі LKSS – 95 балів.



Рисунок 6.8 – Пацієнтка С., 47 років, історія хвороби № 691.

Таким чином, апробація диференційованої системи лікування контрактур колінного суглоба показала, що, незалежно від причини та механізму їх розвитку, застосування розробленої системи дає позитивні результати у таких пацієнтів. Також за результатами проведеного дослідження встановлено, що виконання розробленої методики відновлювального лікування в післяопераційному періоді дає змогу досягти пацієнтам покращення функції ураженого колінного суглоба та допомагає уникнути післяопераційних ускладнень.

ВИСНОВКИ

1. Результати проведеного рентгенографічного дослідження пацієнтів показали зв'язок між ступенем деформації та величиною кісткових дефектів в ділянці колінного суглоба, що дало змогу означити певні групи пацієнтів з притаманними тільки їм особливостями рентгенанатомічних змін, які визначатимуть методику ендопротезування колінного суглоба, яка, в свою чергу, дозволяє встановити ендопротез в анатомічно правильному положенні та відновити баланс зв'язок в колінному суглобі, що є запорукою профілактики утворення контрактур у ньому.

2. Внаслідок контрактури колінного суглоба виникає зближення ділянок кріплення м'язів стегна, що призводить до зниження паттерна пропріоцептивної імпульсації, в результаті виникає порушення в системі спінального «воротного» контролю болю, формуванню стійкої ділянки гальмування у відповідних спінальних рухових централіях і, як наслідок цього, порушення нейротрофічного забезпечення м'язів. В групі зі згинальними контрактурами спостерігали підвищення амплітуди та частоти біопотенціалів на *m. vastus lateralis* від 19 % до 31 %, а на *m. vastus medialis* – від 29 % до 35 %. В групі з переважним розгинальним компонентом контрактури найбільшу динаміку спостерігали на *m. biceps femoris* у збільшенні частоти біопотенціалів на 7 %, та амплітуди на 15 %. Це свідчить про активні реінерваційні процеси в цих м'язах стегна після проведеної реабілітації.

3. На підставі гістологічного дослідження встановлено, що через 3 і 5 тижнів після травматичного ушкодження стегнової кістки у проміжному широкому м'язі стегна розростається сполучна тканина, яка заміщує м'язові волокна. Із перебігом часу (5 тижнів) визначено й ознаки жирової дистрофії. Перебудова м'яза призводить до зменшення м'язової маси, порушення механічних і скорочувальних властивостей і, відповідно, загальної функції. В результаті біомеханічного дослідження виявлено, що травмування чотириголового м'яза стегна призводить до статистично значущого ($p=0,001$)

зменшення його подовження при згинанні. Це, в свою чергу, призводить до значущого ($p=0,010$) обмеження обсягу рухів в колінному суглобі до $(90\pm 4)^\circ$.

4. У хворих на гонартроз IV стадії із ускладненнями у вигляді контрактур колінних суглобів через 2 місяці після ендопротезування за показниками глікопротеїнів, хондроїтинсульфатів, активності лужної, кислої фосфатази та ШОЕ було встановлено збільшення активності запально-деструктивних в організмі, що потребувало проведення додаткових реабілітаційних заходів. Додаткове проведення реабілітаційних заходів упродовж 14 днів у хворих на гонартроз IV стадії через 2 місяці після ендопротезування покращувало клінічний стан пацієнтів та зменшувало активність запально-деструктивних процесів в організмі за показниками глікопротеїнів, хондроїтинсульфатів, активності лужної фосфатази та ШОЕ.

5. Визначення напружено-деформованого стану в ділянці «ендопротез - кістка» на розробленій математичній моделі колінного суглоба після його ендопротезування показало, що при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 25% від площі опорної поверхні ендопротеза найбільш ефективним варіантом з точки зору розподілу напружень в моделі є використання ендопротеза з довгою або короткою ніжками із заміщенням дефекту кістковим цементом. Для ендопротезування колінного суглоба при наявності дефекту проксимального відділу великогомілкової кістки розміром 50% від площі опорної поверхні ендопротезу найбільш ефективними варіантами є комбінації ендопротеза з довгою ніжкою із заповненням дефекту кістковим цементом або заповнення дефекту танталовим імплантатом в поєднанні з ендопротезом з короткою або довгою ніжками. Оптимальним рішенням, з точки зору розподілу напружень в кістковій тканині, при ендопротезуванні колінного суглобу з великим дефектом проксимального відділу великогомілкової кістки є використання ендопротеза з довгою ніжкою в поєднанні з пластикою дефекту танталовими імплантатами.

6. Використання пластики дефектів проксимального відділу великогомілкової кістки та вибір оптимальної довжини ніжки великогомілкового

компоненту ендопротеза колінного суглоба дає змогу встановити ендопротез в анатомічному положенні, що забезпечує баланс зв'язок в колінному суглобі та зниження ризиків формування контрактур в післяопераційному періоді. При хірургічному лікуванні хворих з контрактурами після травматичних ушкоджень при його мобілізації доцільно використовувати методику хірургічного заміщення дефектів капсули колінного суглоба, яка дозволяє відновити стабільність надколінка. Для раннього відновлення функції *m. vastus lateralis et medialis*, що відсікаються при мобілізації колінного суглоба та фіксуються після згинання в колінному суглобі проксимальніше до сухожилку *m. rectus femoris*, розроблена нова методика їх зшивання, що дозволяє розпочати ранню реабілітацію в післяопераційному періоді.

7. Використання розробленої методики реабілітації пацієнтів з контрактурами колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування дозволяє відновити функцію суглоба при тяжких ступенях деформацій нижньої кінцівки та контрактурах колінного суглоба.

8. Оцінка клінічних даних функції колінного суглоба після застосування розробленої диференційованої методики лікування контрактур колінного суглоба при гонартрозах, наслідках травматичних ушкоджень та після операцій ендопротезування статистично достовірно показала позитивну динаміку відновлення функції колінного суглоба як в найближчий, так і у віддалений терміни спостереження.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Корж А.А. Предупреждение и лечение контрактур при околосуставных и внутрисуставных переломах трубчатых костей / А.А.Корж, К.В.Романенко // Материалы I-го съезда травматологов-ортопедов Белоруссии. – Минск, 1965. – С. 149-150.
2. Pujol N. Post-traumatic knee stiffness: surgical techniques / N.Pujol, P.Boisrenoult, P.Beaufils // Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR. – 2015. – 101 (1 Suppl). – S179-S186. doi:10.1016/j.otsr.2014.06.026.
3. Азизов М.Ж. Дренажная функция коленного сустава при стойких разгибательных контрактурах / М.Ж.Азизов, М.Э.Ирисметов, Х.А.Расулов, М.Р.Расулов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2013. – № 1. – С. 8-11.
4. Гюльназарова С. В. Чрескостный остеосинтез в реконструктивно-восстановительных операциях при контрактурах коленного сустава / С.В.Гюльназарова, Л. А.Казак // Гений ортопедии. – 1996. – № 2-3. – С. 36.
5. Ланда В.А. Консервативное лечение посттравматических разгибательных контрактур коленного сустава / В.А.Ланда, Т.И.Мещерякова // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 1997. – № 4. – С. 41-45.
6. International consensus on the definition and classification of fibrosis of the knee joint / N.S.Kalson, L.A.Borthwick, D.A.Mann, [et al.] // The bone & joint journal. – 2016. – № 98-B(11). – P. 1479-1488. doi:10.1302/0301-620X.98B10.37957.
7. Гайко О.Г. Оцінка ефективності лікувально-реабілітаційних заходів після артроскопічних втручань у хворих з ушкодженнями менісків та передньої хрестоподібної зв'язки колінного суглоба / О.Г.Гайко, Л.В.Перфілова // Зб. наукових праць XVII з'їзду ортопедів-травматологів України, Київ, 5–7 жовтня 2016 р. – К. : ДУ «ІТО НАМНУ», 2016. – С. 369–369.
8. Зазірний І.М. Сучасні суперечливі погляди на реабілітацію після реконструкції передньої хрестоподібної зв'язки (огляд літератури). Частина II /

І.М.Зазірний // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2014. – № 3. – С. 75–79.

9. Carter A.H., Sheehan E.C., Mortazavi S.M., Purtill J.J., Sharkey P.F., Parvizi J. Revision for recurrent instability: what are the predictors of failure? *J Arthroplasty*. 2011 Sep;26(6 Suppl):46-52. doi: 10.1016/j.arth.2011.03.021. Epub 2011 May 8.

10. Paley D., Pfeil J. Principles of deformity correction around the knee // *Orthopäde*. 2000. Bd. 29, H. 1. S. 18–38.

11. Paley D. Principles of Deformity Correction / D. Paley. — Berlin : Springer, 2002. — 806 p.

12. Саркисов Д. С. Микроскопическая техника / Д. С. Саркисов, Ю. Л. Перов. — М. : Медицина, 1996. — 542 с.

13. Engh G.A., Ammeen D.J. Bone loss with revision total knee arthroplasty defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr. Course Lect.* 1999; 48:167-175.

14. Персон Р.С. Спинальные механизмы управления мышечными сокращениями. - М.: Наука, 1985. - С. 111-160.

15. Molecular, cellular and physiological investigation of myostatin propeptide-mediated muscle growth in adult mice / A. Matsakas, K. Foster, A. Otto [et al.] // *Neuromuscul.Disord.* – 2009. – Vol. 19. – P. 489–499.

16. Результаты клинического применения ацетабулярных компонентов с поверхностью из пористого тантала в эндопротезах при дефектах стенок вертлужной впадины и остеопорозе / В.А. Филиппенко, В.А. Танькут, А.И. Жигун [и др.] // *Травма*. – 2016. – Т. 17, № 1. – С. 19–23.

17. Шишкова В.Н. Особенности современной коморбидной патологии и возможности коррекции в практике врача-терапевта / В.Н. Шишкова // *Неврология*. – 2016. – № 1. – С. 58–65.

18. Лабораторные диагностические маркеры при оценке состояния больных остеоартрозом, требующих эндопротезирования крупных суставов (обзор литературы) / В.А. Филиппенко, Ф.С. Леонтьева, Д.В. Морозенко, И.В.

Корж / Ортопедия, травматология и протезирование: научно-практический журнал. – 2013. – № 2 (591). – С. 122–126.

19. Базарный В.В. Клиническая оценка иммунологических тестов при эндопротезировании тазобедренного сустава / В.В. Базарный, О.В. Бердюгина // Вестник хирургии. – 2007. – Т. 166, № 2. – С. 65–67.

20. Діагностичне значення маркерів фібринолізу у хворих на остеоартроз великих суглобів, які потребують ендопротезування / Ф.С. Леонтьєва, В.О. Туляков, Д.В. Морозенко, Н.В. Яковенко // Молодий вчений. – 2014. – № 8 (11). – С. 115–117.

21. Біохімічні маркери порушень ліпідного обміну у хворих на остеоартроз великих суглобів, які потребують ендопротезування / Ф.С. Леонтьєва, Д.В. Морозенко, І.В. Іванова // Ключові питання наукових досліджень у сфері медицини у ХХІ ст.: матеріали міжнародної науково-практичної конференції. – Одеса, 2014. – С. 132–135.

22. Морозенко Д.В. Дослідження клініко-гематологічного статусу пацієнтів після ендопротезування великих суглобів / Д.В. Морозенко, Ф.С. Леонтьєва, Н.В. Кузнецова // Молодий вчений: науковий журнал. – 2015. – № 2 (17). – С. 190-193.

23. Імунологічний статус хворих на остеоартроз великих суглобів після ендопротезування / Д.В. Морозенко, Ф.С. Леонтьєва, Б.М. Шевцов, О.В. Шевцова // Молодий вчений: науковий журнал. – 2015. – № 5 (20), Ч. 4. – С. 30-32.

24. Леонтьєва Ф.С., Морозенко Д.В., Маколинец К.В. Биохимические маркеры в диагностике остеоартроза. Международный медицинский журнал. 2013. № 2. 76 – 78.

25. Гонський Я.І., Максимчук Т.П., Калинський М.І. Біохімія людини. Тернопіль. 2002. 744.

26. Морозенко Д.В. Біохімічні показники метаболізму сполучної тканини у діагностиці захворювань дрібних домашніх тварин: монографія. Харків. 2011. 120.

27. Омеляненко Н.П., Слуцкий Л.И. Соединительная ткань (гистофизиология и биохимия). Том II. Москва, Известия. 2010. 600.
28. Філіпенко В.А., Леонтьєва Ф.С., Туляков В.О., Маколінець К.В. Алгоритмізована система для оптимізації діагностики пацієнтів з остеоартрозом великих суглобів. Ортопедия, травматология и протезирование. 2013. № 2. 19–24.
29. Гриценко М.А. Возрастные особенности некоторых свойств фибробластов. Вісник Харківського національного університету імені В.Н. Каразіна, № 1153. Серія: біологія, Вип. 24. 2015. 110–116.
30. Foldager C.B., Toh W.S., Gomoll A.H., Olsen B.R., Spector M. Distribution of Basement Membrane Molecules, Laminin and Collagen Type IV, in Normal and Degenerated Cartilage Tissues. Cartilage. 2014. 5(2). 123–132.
31. Тимошенко О.П., Воронина Л.М., Кравченко В.М. та ін. Клінічна біохімія. Харків. Золоті Сторінки, 2003. 239.
32. Abate M., Vanni D., Pantalone A., Salini V. Hyaluronic acid in knee osteoarthritis: preliminary results using a four months administration schedule. Int J Rheum Dis. 2017. 20(2). 199–202.
33. Панасюк А.Ф., Ларионов Е.В. Хондроитинсульфаты и их роль в обмене хондроцитов и межклеточного матрикса хрящевой ткани. Научно-практическая ревматология. 2000. № 2. 46–55.
34. Омеляненко Н.П., Слуцкий Л.И. Соединительная ткань (гистофизиология и биохимия). Том II. Москва, Известия. 2009. 380.
35. Шуба Н.М., Тарасенко Т.Н. Особенности терапии гонартроза у пациентов со сниженной минеральной плотностью костной ткани. Ортопедия, травматология и протезирование. 2014. № 2. 51–57.
36. Маколінець К.В., Маколінець В.І., Морозенко Д.В., Глебова К.В. Активність маркерних ферментів у сироватці крові та порушення метаболізму сполучної тканини у хворих на ранніх стадіях гонартрозу Український журнал медицини, біології та спорту. 2017. № 3. 88–93.
37. Маколінець К.В. Обґрунтування діагностики та консервативного лікування хворих на ранніх стадіях гонартрозу (експериментально-клінічне

дослідження): автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21 / Маколінець Кирило Васильович; Нац. акад. мед. наук України, Держ. установа "Ін-т патології хребта та суглобів ім. М. І. Ситенка Нац. акад. мед. наук України". Харків, 2015. 23.

38. Маколінець К.В., Маколінець В.І., Морозенко Д.В., Глебова К.В. Біохімічні та імунологічні маркери сироватки крові у хворих на ранніх стадіях. Актуальні проблеми сучасної медицини. 2017. Т. 17, Вип. 4(1). 140–143.

39. Напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки в умовах моделювання порожнинних кісткових дефектів в різних за навантаженням зонах /В.А. Філіпенко, З.М. Мителева, В.О. Мезенцев, О.В.Яресько //Український морфологічний альманах. – 2006. – Т. 4. – № 1. – С. 104-107.

40. Метод кінцевих елементів в клінічній біомеханіці та прогнозування результатів пластики кісткових порожнин за допомогою різновидів кальцій-фосфатних керамік/ В.А. Філіпенко, З.М.Мителева, З.М. Зиман [та ін.]//Ортопедия, травматология и протезирование. – 2006. – № 2. – С. 34-41.

41. Передумови розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба (біомеханічне та математичне моделювання) / Г.В. Гайко, В.М. Підгаєцький, О.М. Сулима, О.В. Чкалов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. – № 1. – С. 10-16.

42. Роль биомеханических исследований в оптимизации операций эндопротезирования тазобедренного сустава / Н.А.Корж, В.А.Филиппенко, В.А.Танькут [и др.] // ВісникСевНТУ. – 2011. – № 120. – С. 70-74.

43. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике / О.К. Зенкевич. – М.: Мир, 1978. – 519 с.

44. Мителева З.М. Современные биомеханические подходы в эндопротезировании тазобедренного сустава / З.М. Мителева, И.А. Суббота, М.Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – № 1. – С. 37–42.

45. Филиппенко В.А. Биомеханическое обоснование пластики дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава у

пациентов с последствиями реактивных артритов / В.А. Филиппенко, А.И. Жигун, С.Е. Бондаренко, А.В. Ярьско // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. – № 2. – С. 19-22.

46. Значение распределения напряжений в костной ткани вокруг компонентов эндопротеза тазобедренного сустава для стабильной фиксации имплантата / Н.А.Корж, В.А.Филиппенко, В.А.Танькут [и др.] // Вісник СевНТУ. – 2013. № 137. – С. 110-118.

47. Параметры напряжённо-деформированного состояния таза при синдроме подвздошно-поясничной связки / Д.А.Истомин, Г.Г.Голка, А.Г.Истомин [и др.] // Матеріали XIII науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні теоретичні та практичні аспекти остеосинтезу», 24-25 травня 2012. – Урзуф, 2012.

48. Корольков А.И. Биомеханические аспекты дисплазии тазобедренного сустава у детей (моделирование методом конечных элементов) / А.И.Корольков, З.М.Мителева, А.В.Ярьско // Травматология и ортопедия России (приложение). – 2008. – № 4 (50). – С. 68.

49. Морозенко Д.В., Леонтьева Ф.С. Методи дослідження маркерів метаболізму сполучної тканини у клінічній та експериментальній медицині. Молодий вчений. 2016. 2(29); 168–172. Горячковский А.М. Клиническая биохимия в лабораторной диагностике. Одесса, Экология, 2005; 616.

50. Камышников В.С. Методы клинических лабораторных исследований. Учебное пособие. М.: Медпресс – Генформ, 2013; 736.

51. Карпищенко А.И. Медицинские лабораторные технологии и диагностика. СПб. Интермедика, 1999; 2. 307.

52. Гланц С. Медико-биологическая статистика. М.: Практика, 1998; 459.

53. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с.

54. Карпинский М.Ю. Определение нагружения коленного сустава в условиях его фронтальной деформации / Карпинский М.Ю., пустовойт б.а., пустовойт е.б., суббота и.а. // Биомеханика-2008: IX всероссийская конференция

по биомеханике: Тезисы докладов. - Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2008. – С.221-222.

55. Карпинский М.Ю. Определение влияния вальгусной деформации на напряжения в коленном суставе / Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Пустовойт Б.А., Тарек Зияд Абдель азиз Рашеед // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №2. – С.31-34.

56. Мителева З.М. Математическое моделирование в современной артрологии / Мителева З.М., Пустовойт Б.А., Пустовойт Е.Б., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Суббота И.А. // 36. наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. Дніпропетровськ, 16-18 вересня 2010. – С.12.

57. Хвисяк О.М. Математичне моделювання умов навантаження колінного суглоба у фронтальній площині / Хвисяк О.М., Пустовойт К.Б., Пустовойт Б.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. // Проблеми безперервної медичної освіти та науки. - 2012. - № 1. - С. 51-56.

58. Пустовойт К.Б. Моделювання умов навантаження колінного суглоба з позицій механіки / Пустовойт К.Б., Карпінський М.Ю. // Клінічна хірургія. – 2013. – С.53-56.

59. Мителева З.М. Исследование напряженно-деформированного состояния моделей коленного сустава в зависимости от величины варусной деформации и толщины суставного хряща / Мителева З.М., Снисаренко П.И., Зеленецкий И.Б., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В. // Травма. – 2015. - №3. – С. 33-38. DOI: 10.22141/1608-1706.3.16.2015.80212

60. Gere J.M., Timoshenko S.P. Mechanics of Material. 1997. P. 912

61. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов.- М.: Высш. школа, 1988.-311 с.

62. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А.А. Алямовский. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 432 с.

63. Барков, О. В., Барков, О.О. (2015). Спосіб заміщення дефектів капсули колінного суглоба. Патент України № 108263.

64. Барков, О. В., Барков, О.О. (2017). Спосіб оперативного лікування розгинальних контрактур колінного суглоба. Патент України № 115828.

65. Барков, О. В., Барков, О.О. (2019). Спосіб виявлення необхідності хірургічного лікування при стійких післятравматичних розгинальних контрактурах колінного суглоба. Патент України на корисну модель № 132107.

66. Барков, О. В., Барков, О.О. (2018). Спосіб відновлення рухливості в колінному суглобі при розгинальних контрактурах. Патент України на корисну модель № 125115.