

УДК 616.728.2-092-089.28-001.6:616.711(617.559)-092

УКПІ

№ держреєстрації

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) 725-14-27

ЗАТВЕРДЖУЮ
В.о. заст. директора
з наукової роботи
ДУ «ІПХС ім. проф.
М.І.Ситенка НАМН України»
д-р мед. наук

І.Ф. Федотова
2023.12.29

З В І Т


ПРО НАУКОВО-ДОСЛІДНУ РОБОТУ

**ВИВЧИТИ ОСОБЛИВОСТІ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ
ПОРУШЕНЬ ПРИ ПОЄДНАНІЙ ПАТОЛОГІЇ
ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА ТА КУЛЬШОВОГО
СУГЛОБА ТА РОЗРОБИТИ ТАКТИКУ І ВИМОГИ ДО
ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ЦИХ ХВОРИХ**

(остаточний)

Науковий керівник НДР
д-р мед. наук, професор

Нормоконтролер


_____ М.О.Корж



_____ Л.А.Васильцова

2023

Рукопис закінчено ___ грудня 2023 р.
Результати цієї роботи розглянуто Вченою Радою ДУ «ІПХС»
протокол від «27» грудня 2023. № 11

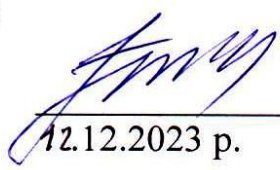
СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР,
Зав. відділом травматології
опорно-рухової системи,
доктор мед. наук, професор


12.12.2023 р.


М.О.Корж
(вступ, висновки)

Відповідальні виконавці:
Пров. наук. співробітник відділу
інструментальної та малоінвазивної
хірургії хребта,
доктор мед. наук


12.12.2023 р.

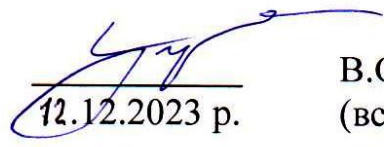
Попсуйшапка К.О.
(вступ, розділ 4,
висновки)

Старший наук. співробітник
відділу патології суглобів,
канд. мед. наук


12.12.2023 р.

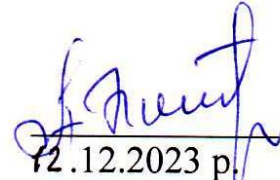
О.О.Підгайська
(розділи 2.1, 3.1, 4)

Виконавці:
Зав. відділом інструментальної
та малоінвазивної хірургії хребта,
доктор мед. наук, професор


12.12.2023 р.

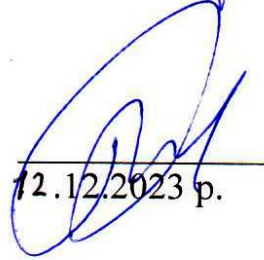
В.О.Радченко
(вступ, висновки)

Голов. наук. співробітник
відділу патології суглобів,
доктор мед. наук


12.12.2023 р.

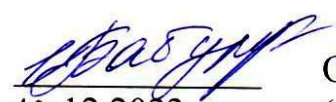
А.І.Жигун
(розділ 1)

Голов. наук. співробітник
відділу патології суглобів,
доктор мед. наук


12.12.2023 р.

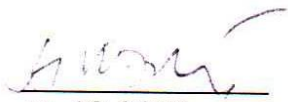
С.Є.Бондаренко
(розділ 1)

Зав. відділом
науково-медичної інформації,
доктор. мед. наук


12.12.2023 р.

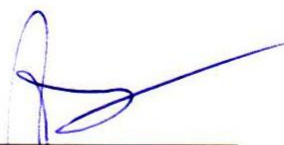
О.П.Бабуркіна
(реферат, розділ 1)

Зав.лабораторії біомеханіки,
доктор мед. наук, професор


12.12.2023 р.


О.А.Тяжелов
(підрозділ 2.1)

Зав. відділом патології суглобів,
доктор мед. наук, професор


12.12.2023 р.


В.А.Філіпенко
(підрозділ 2.1)

Зав. відділом захворювань
та пошкоджень хребта,
доктор мед. наук


12.12.2023 р.

В.О.Куценко
(розділ 2)

Зав. науково-організаційного відділу,
доктор мед. наук, професор


12.12.2023 р.


В.О.Танькут
(підрозділ 1.1, 1.2)

Старший науковий співробітник
відділу інструментальної
та малоінвазивної хірургії хребта,
канд. мед. наук


12.12.2023 р.

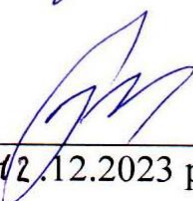
О.О.Барков
(підрозділ 2.2, 3.2)

Аспірант


12.12.2023 р.

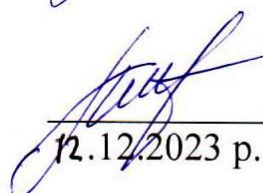
К.С.Поплавська
(підрозділ 1.2)

Науковий співробітник
лабораторії біомеханіки


12.12.2023 р.

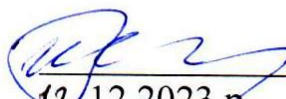
О.Д.Карпінська
(підрозділ 3.2)

Старший науковий співробітник
лабораторії біомеханіки


12.12.2023 р.

М.Ю.Карпінський
(підрозділ 3.1)

Старший науковий співробітник
науково-організаційного відділу


12.12.2023 р.

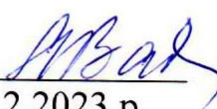
І.В.Голубева
(розділ 1)

Молодший науковий співробітник
відділу патології суглобів


12.12.2023 р.

А.А. Баднауї
(підрозділ 1.5)


Відповідальний за
метрологічне забезпечення
головний метролог


12.12.2023 р.

Л.А. Васильцова
(метрологічна
експертиза НДР)


НАУКОВО-ДОПОМІЖНИЙ ШТАТ

Технік I категорії
відділу патології суглобів


12 .12.2023 р.


І.В.Гуліда
(розділ 1, реферат)

Технік I категорії
науково-організаційного відділу


12 .12.2023 р.

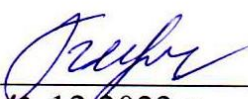
С.Ф.Єфремова
(підрозділ 1.4)

Лаборант без категорії
науково-організаційного відділу


12 .12.2023 р.

В.О.Мальцева
(підрозділ 1.3)

Лаборант лабораторії
морфології сполучної тканини


12 .12.2023 р.

О.О.Остапенко
(підрозділ 1.2)

СПІВВИКОНАВЦІ

Лікар нейрохірург
відділення нейрохірургії
№ 2 КНП ОКЛ ХОР

.12.2023 р.

О.В.Коверник
(розділ 3, реферат)

Асистент кафедри нейрохірургії
ХНДМУ

.12.2023 р.

А.В.Стогній
(розділ 3)

РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 127 с., 17 табл., 59 рис., 62 джерела.

КУЛЬШОВИЙ СУГЛОБ, ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ, ПОПЕРЕКОВИЙ ВІДДІЛ ХРЕБТА, ХРЕБТОВО-ТАЗОВІ ПАРАМЕТРИ, ВИВИХ ЕНДОПРОТЕЗА, ОСТЕОХОНДРОЗ.

Об'єкт дослідження – поєднана патологія поперекового відділу хребта і кульшового суглоба, що потребує лікування.

Мета роботи – вивчити зміни хребтотно-тазових показників у хворих після ендотротезування кульшового суглоба та операції на поперековому відділі хребта..

Методи дослідження – клінічний, рентгенологічний, статистичний.

Було проведено аналіз наукової літератури щодо особливостей діагностики та оперативного лікування патології кульшового суглоба при наявності змін з боку хребта. З літератури визначено, які саме параметри необхідно досліджувати та які мають вплив на результат хірургічного лікування. Ці параметри характеризують взаємовідносини в хребтотно-тазовому сегменті та існують особливості встановлення чашки ендотротеза при наявності змін в поперековому відділі хребта. Ігнорування змін з боку хребта приводить до незадовільних результатів ендотротезування, а саме до імпінджменту та вивиху головки ендотротеза.

Проведено ретроспективне та проспективне дослідження, обстежені хворі із поєднаною патологією хребта та кульшового суглоба, визначено зміни параметрів в залежності від положення тіла: стоячи та сидячи. Також досліджено зміну сагітального контуру хребта у хворих до та після ендотротезування кульшового суглоба та після операції на хребті в залежності від положення тіла.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів	9
Вступ	10
1 Огляд літератури.....	12
1.1 Загальні відомості	12
1.2 Сагітальний контур хребта.....	14
1.3 Зміни хребтово-тазових показників в нормі	17
1.4 Аномальна хребтово-тазова рухливість	20
1.5 Вплив хребтово-тазових відносин на орієнтацію кульшової западини.....	20
2 Матеріал та методи.....	31
2.1 Перша серія експерименту.....	31
2.1.1 Модель заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі негативних показників сагітального контуру хребта та зменшення показників поперекового лордозу).....	31
2.1.2 Модель заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі нормальних показників сагітального балансу хребта та тазу	36
2.2 Друга серія експерименту (модель заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта, в разі корекції показників поперекового лордозу)	39
2.3 Клінічні дослідження	43
2.3.1 Загальна характеристика хворих.....	43
2.3.2 Дослідження змін параметрів сагітального контуру та хребтово-тазового балансу у хворих до операції ендопротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта	44
2.3.3. Дослідження сагітального контуру хребта та хребтово- тазового балансу у хворих до та після оперативного лікування на хребті та кульшовому суглобі.....	45

2.3.4	Методики клінічних досліджень.....	49
2.4	Рентгенологічні дослідження	52
3	Результати біомеханічних досліджень	54
3.1	Результати вивчення напружено деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі нормальних показників сагітального балансу хребта та тазу.....	54
3.2	Вивчення напружено деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта, в разі негативних показників сагітального балансу хребта та тазу	64
3.3	Результати дослідження моделі заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта в разі корекції показників поперекового лордозу.....	83
4	Результати клінічних досліджень	89
4.1	Аналіз клінічних проявів стенозу хребтового каналу поперекового відділу хребта	89
4.2	Результати дослідження змін хребтово-тазових параметрів у хворих до операції ендопротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта	106
4.3	Стан сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу до та після ендопротезування кульшового суглоба	108
4.4	Результати дослідження сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу у хворих до та після оперативного лікування на хребті та кульшовому суглобі.....	110
4.5	Щодо вибору методу інструментації хребта в разі поєднаної патології хребта та кульшового суглоба	115
	Висновки.....	119
	Перелік джерел посилань.....	122

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

АА – ацетабулярна антеверсія

КС – кульшовий суглоб

ЛТ – лінія тяжіння (Gravity line GL)

НК – нахил крижів (sacral slope SS)

НТ – нахил таза (pelvic tilt PT)

ОА – остеоартрит

ПЛ – поперековий лордоз (lumbar lordosis LL)

ПСС – поперековий спінальний стеноз

РНТ – рівень нахилу таза (pelvic incidence PI)

СВВ – сагітальна вертикальна вісь (Sagittal vertical axis SVA)

СХТК – сагітальний хребтово-тазовий контур (Sagittal spinopelvic translation SSPT)

ТЕКС – тотальне ендопротезування кульшового суглоба

Δ – величина дельта (різниця)

ВСТУП

Поєднана патологія поперекового відділу хребта і кульшового суглоба не без підстав вважається однією з серйозних проблем сучасної ортопедії. Для нас є звичною назва поєднання цих станів - hip-spine синдром. Під даним терміном розуміється поліетіологічний симптомокомплекс, який характеризується больовим синдромом, функціональними порушеннями і зміною анатомо-біомеханічних взаємовідносин в системі «кульшовий суглоб - хребет» внаслідок розвитку міодістрофічних, нейрогенних синдромів. Частота розвитку hip-spine синдрому має тенденцію до зростання. У хворих із виразними змінами у кульшовому суглобі, біль у поперековому відділі хребта спостерігається у від 21,2 % до 49,4 % хворих. Проведення диференційної діагностики у таких хворих потребує знань і кваліфікації з метою вірного визначення основної причини больового синдрому та порушення функції. Після успішно виконаної операції тотального ендопротезування кульшового суглоба нерідко прогресують симптоми ураження хребетного сегмента. Це проявляється больовим синдромом і часто нівелює результати ендопротезування, так як відновлення рухів в кульшовому суглобі, зміна довжини і опороспроможності кінцівки після операції тотального ендопротезування веде до розриву сформованого функціонального стереотипу, зміни рухливості поперекового відділу хребта, регресу перекошу таза, що може викликати динамічну компресію корінців спинномозкових нервів. У літературі останнім часом розглядається роль хребтово-тазових взаємовідносин у розвитку нестабільності ендопротеза, а саме – збільшення частоти вивихів. На даний час не існує загально прийнятих рекомендацій щодо етапності виконання оперативних втручань у даної групи хворих, у більшості випадків хірург спочатку визначає показання до операції, спираючись на ті симптоми, які переважають або зі сторони хребта, або кульшового суглоба. Але первинна операція може впливати на результат іншої.

Мета: провести аналіз функціональних порушень у хворих із поєднаною патологією поперекового відділу хребта і кульшовим суглобом та розробити діагностичну тактику та вимоги до хірургічного лікування.

Завдання:

1. Провести аналіз наукової літератури щодо питань хірургічного лікування патології кульшового суглоба при наявності дегенеративних захворювань хребта, а саме – до етапності оперативних втручань, особливостей ендопротезування та інструментації хребта.

2. Проаналізувати напружено-деформований стан у системі «транспедикулярна конструкція – хребтовий руховий сегмент» залежно від показників сагітального контуру хребта і хребтово-тазового балансу.

3. Проаналізувати напружено-деформований стан у системі «задній спондилодез із міжтіловою опорою» з матеріалу «РЕЕК» та «ноюю» міжтіловою опорою.

4. Розробити алгоритм діагностики стенозу хребтового каналу при поєднаній патології хребта та кульшового суглоба.

5. На підставі клініко-рентгенологічних досліджень провести аналіз показників вертикальної сагітальної осі хребта та хребтово-тазового балансу до та після ендопротезування кульшового суглоба.

6. На підставі клініко-рентгенологічних досліджень вивчити стан кульшового суглоба після змін сагітального балансу хребта за рахунок корекції деформації хребта та спондилодезу.

7. Обґрунтувати тактику до хірургічного лікування у хворих, які мають поєднану патологію з боку кульшового суглоба і поперекового відділу хребта.

Проміжні звіти за даною НДР:

2021 рік – «Вивчення змін показників сагітального балансу хребта та тазу, що виникають у хворих із поєднаною патологією з боку кульшового суглоба та поперекового відділу хребта»;

2022 рік – «Вивчення напружено-деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі негативних показників сагітального балансу хребта та тазу».

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Загальні відомості

Патологічні процеси, які вражають кульшовий суглоб і поперековий відділ хребта здебільшого співіснують, викликаючи значну втрату якості життя. Ця об'єднана патологія добре висвітлена в літературі, починаючи ще з 1983 р. Відтоді ланки патогенезу, особливості клініки, результати лікування пацієнтів з цією патологією є предметом численних дискусій. Дуже актуальною стає проблема хірургічного лікування дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта за умов коксартрозу [10, 14, 51], що підтверджується значною кількістю наукових праць [3, 15, 16, 37]. Із розробленням нової генерації імплантатів і матеріалів, які використовують у хірургічному лікуванні захворювань хребта і суглобів, а також через упровадження високоінформативних візуалізаційних методів досліджень і ефективних методик анестезіологічного забезпечення, суттєво розширилися показання до оперативного лікування названої категорії хворих [2]. Більшість авторів відзначають переважання багаторівневих уражень, які обумовлюють проведення декомпресійних втручань [48], найчастіше з необхідністю стабілізації та реконструкції хребтового рухового сегмента з одного боку або ендопротезування з іншого [4, 30].

Порушення взаємовідносин між тазом та хребтом є поширеним у пацієнтів з остеоартритом (ОА) кульшового суглоба (КС). Крім того, враховуючи, що більшість щоденних дій (наприклад, згинання вперед, положення сидячи, перехід з положення сидячи до положення стоячи, надягання взуття та ін.) досягаються за рахунок поєднання рухів у стегні та хребті. Зниження рухливості КС може призвести до збільшення механічного напруження хребта, і навпаки. Для досягнення положення сидячи у людини при негнучкому («жорсткому») поперековому відділ хребта є потреба збільшити кут згинання в кульшовому суглобі, і навпаки – при обмеженні рухів в кульшовому суглобі пацієнт повинен досягти більшого згинання в

поперековому відділі хребта. Звичайна рухливість хребтово-тазового комплексу змінюється від зміни положення людини стоячи до положення сидячи. Більшість рентгенологічних досліджень хребтово-тазових взаємовідносин проводиться в положенні стоячи, хоча тривалий час людина проводить в положенні сидячи. Дослідження динаміки біомеханічних змін, що відбуваються при зміні положення тіла, є важливим для розуміння, особливо в тих випадках, коли присутня поєднана патологія зі сторони кульшових суглобів та поперекового відділу хребта. Кульшова западина, а саме її орієнтація AA (ацетабулярна антеверсія), є нерухомою частиною таза, але змінюється відносно положення тіла. Декілька попередніх досліджень показали, що в положенні сидячи при згинанні у кульшовому суглобі посилюється задній нахил таза (ретроверсія таза) при супутньому збільшенні атетабулярної антеверсії і зменшенні поперекового лордозу. При наявності супутніх змін з боку хребта, особливо наявності фіксуючої конструкції та спондилодезу, зменшується функціональна антеверсія западини, що підвищує ризик вивихів ендопротеза кульшового суглоба.

Наявність патологічних змін у КС та наявність контрактури призводять до зміни сагітального контуру хребта. Відбувається адаптація з боку хребта у відповідь до збільшення поперекового лордозу, що у свою чергу, може викликати больовий синдром у спині.

Дискутабельними залишаються питання взаємозв'язку виконання спондилодезу на поперековому відділу хребта і прискорення дегенерації кульшового суглоба або виникнення вивихів після первинного ендопротезування; впливу кількості спондилодизованих хребтових рухових сегментів на хребтово-тазовий баланс; першочерговість хірургічного втручання.

Суперечності в думках щодо цих питань, імовірно, можна пояснити відсутністю уніфікованої системи оцінювання результатів лікування, різноманітною його тактикою, нестачею даних про патогенетичні механізми

взаємного впливу цих патологічних станів. Саме це визначило вибір тематики поданого дослідження.

1.2 Сагітальний контур хребта

Для визначення сагітального контуру хребта існують певні показники. Статичний сагітальний баланс хребта – це найбільш ефективне фізіологічне утримання хребта за рахунок м'язових сил. Roger Jackson 1994 вперше визначив поняття сагітальної вертикальної вісі СВВ (Sagittal vertical axis SVA), як вертикальну лінію схилу проведenu від центру тіла CVII хребця [50]. Оцінка сагітального хребтового балансу представляє собою горизонтальну відстань (SVA) (мм), проведenu між лінію схилу і точкою в задній частині замикальної пластини S1 (SVA S1) (рис.1.1).

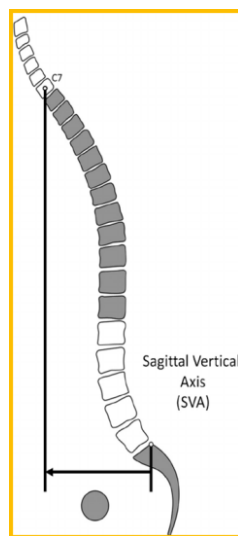


Рисунок 1.1 – Сагітальна вертикальна вісь хребта (SVA). Горизонтальна відстань, що проведена між лінію схилу і точкою в задній частині замикальної пластини S1.

Цей показник не враховує анатомію таза та кульшових суглобів, тому що точкою відліку є S1 хребець. Даний параметр в нормі повинен знаходитися в межах 5 мм.

Лінія тяжіння ЛТ (Gravity line GL) – це вертикальна лінія, що проходить через центр тяжіння. ЛТ завжди знаходиться перед лінією схилу і може також вимірювати переміщення тулуба над віссю обертання головок стегнових кісток. Загальний сагітальний баланс оцінюється за допомогою ЛТ, яка розташована трохи позаду лінії, яка з'єднує головки стегнових кісток в положенні стоячи у пацієнтів без значної патології стегна або хребта [52]. Однак, не існує багато даних щодо зміни лінії тяжіння у хворих після ендопротезування і особливо у хворих із нестабільністю ендопротеза.

Існує інший показник – сагітальний хребтово-тазовий контур (СХТК) (sagittal spinopelvic translation SSPT) – це горизонтальна лінія, що з'єднує центр обертання головок стегнових кісток із віссю від С7 хребця (рис. 1.2) [54]. Є вкрай важливим визначати сагітальний баланс, що проходить, як лінія схилу від С7 до лінії перехрестя з центром ротації головок стегнових кісток як в положенні сидячи, так і стоячи. Тому більш доцільно використовувати саме цей параметр для дослідження сагітального контуру хребта з позиції хребтово-тазових взаємовідносин.

Сагітальний хребтово-тазовий контур приймає позитивні або негативні значення (рис. 1.2). Коли лінія вертикального схилу знаходиться спереду від центру біфеморальної вісі – це є негативні значення, ззаду – позитивні. І позитивні, і негативні значення є варіантом норми. Сагітальна нестійкість виникає, коли відстань від схилу перевищує 5 см як з позитивними, так і негативними значеннями. Негативні показники сагітального балансу хребта можуть маскуватися за ретроверсією таза.

Компенсація дисбалансу хребта (рис.1.3):

А – нормальний баланс;

В – втрата поперекового лордозу призведе до компенсації сагітального балансу за рахунок ретроверсії тазу;

С – м'язового контролю і ретроверсії тазу недостатньо для компенсації сагітального балансу, що призводить до компенсаторного згинання в колінних суглобах, щоб лінію SVA максимально змістити до заду.

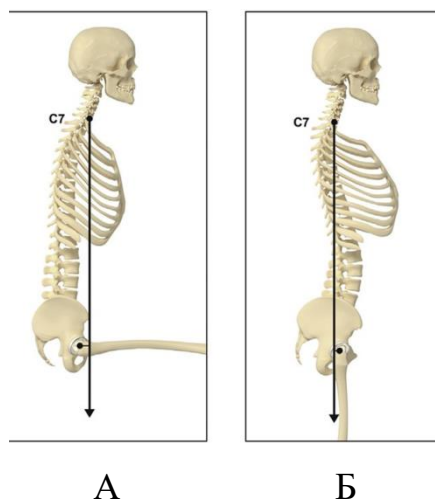


Рисунок 1.2 – Сагітальний хребтово-тазовий контур (sagittal spinopelvic translation SSPT) - горизонтальна лінія, що з'єднує центр обертання головок стегнових кісток із віссю від C7 хребця. А – негативне значення; Б – позитивне значення.

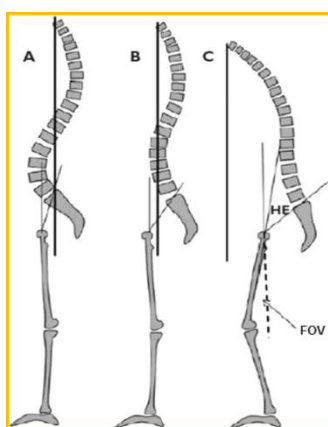


Рисунок 1.3 – Ілюстрація змін, що відбуваються при порушенні балансу хребта.

В попередніх дослідженнях автори вказують на поліпшення з боку сагітального контуру хребта та зменшення болю у попереку після ендопротезування кульшового суглоба. Інші автори вказують, що сагітальний контур не змінюється після операції. Також існують розбіжності в методах оцінювання [29].

Останні дослідження вказують на важливість вирівнювання сагітального контуру в положеннях стоячи і сидячи. Більше досліджень нещодавно було зосереджено на положенні сидячи. Вони надають цінну інформацію щодо сагітального нахилу таза, виміряного за допомогою показника нахилу крижів НК (sacral slope SS) і функціональної орієнтації кульшової западини [28, 36, 58].

Тому подальше дослідження в цьому напрямку є доцільним та перспективним.

1.3 Зміни хребтово-тазових показників в нормі

Нормальні хребтово-тазові відносини виникають, коли здоровий гнучкий попереково-тазовий комплекс взаємодіє зі здоровими гнучкими кульшовими та колінними суглобами. Нормальна постава стоячи складається з невеликого нахилу таза вперед із середнім нахилом крижів 40° і фізіологічного поперекового лордозу ПЛ (lumbar lordosis LL) для досягнення сагітального балансу. У нормі від стояння до сидіння здійснюються адаптаційні процеси: відбувається згинання в кульшовому суглобі, крижі зміщуються назад (ретроверсія таза), зменшується поперековий лордоз, збільшується антеверсія кульшової западини. Задній нахил таза зменшує крижовий нахил до такої ж величини (рис. 1.4).

Як було сказано вище, хребтово-тазові параметри є динамічними і змінюються в різних положеннях тіла, щоб забезпечити рух і поставу.

Нахил таза НТ (pelvic tilt PT) — це кут між вертикаллю та лінією, що тягнеться від середини кінцевої пластини S1 до біфеморальної вісі. В нормі даний показник складає $< 20^\circ$.

Нахил крижі НК (sacral slope SS) — це кут між горизонтальною лінією та замикальною пластиною крижі S1.

НК і НТ — позиційні параметри, які змінюються залежно від положення тазу під впливом змін осьових ліній нижніх кінцівок. Сакральний нахил (SS)

та нахил таза (PT) – це два вимірювання, які можуть бути використані для оцінки спінального сагітального балансу.

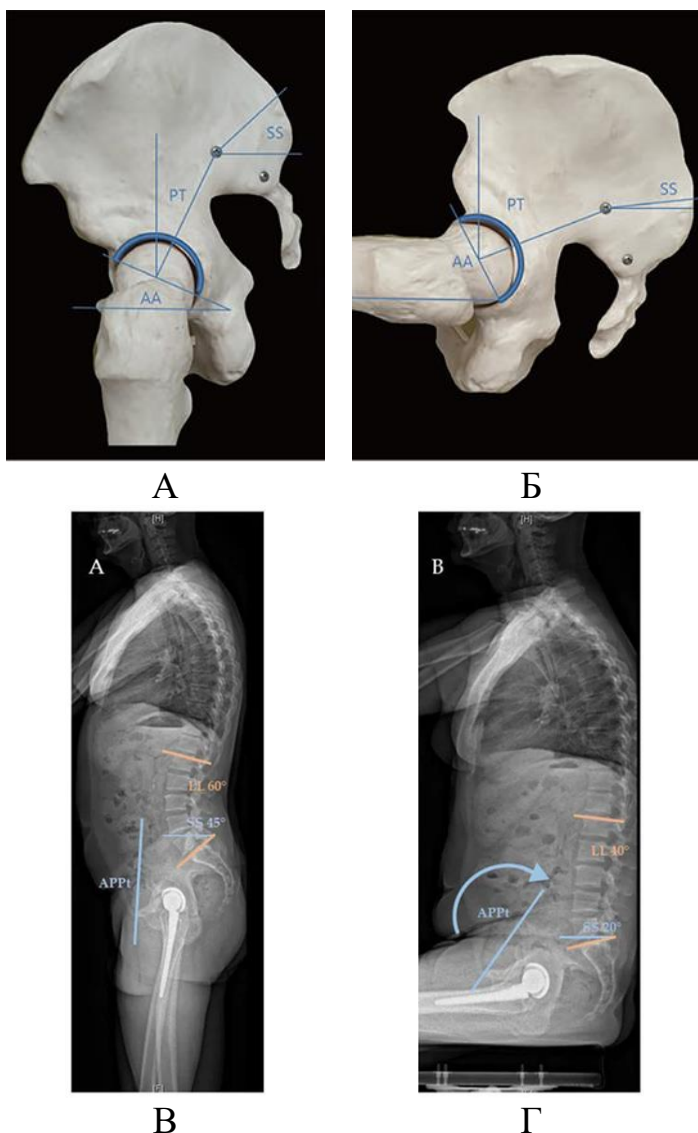


Рисунок 1.4 – Нормальна хребтово-тазова рухливість із збільшенням заднього нахилу таза та зменшенням нахилу крижів та поперекового лордозу в положенні стоячи (А, В) та сидячи (Б, Г) [21].

Рівень нахилу таза РНТ (pelvic incidence PI) – це постійний незмінний морфологічний параметр, який дозволяє нам прогнозувати фізіологічний індивідуальний сагітальний діапазон руху таза і відіграє важливу роль у регуляції сагітального балансування хребта. PI — це кут між лінією,

проведеною перпендикулярно від середини замикальної пластини крижів S1, і лінією, яка з'єднує середину замикальної пластини крижі з центром біфеморальної вісі. В нормі даний показник складає $55^\circ \pm 10^\circ$. Цей показник дорівнює арифметичній сумі нахилу крижі и нахилу таза ($PI = PT + SS$). Пацієнти із високим значенням рівня нахилу таза мають збільшений потенціал до антеверсії таза, що має значення для оцінювання компенсаторних можливостей хребтово-тазового комплексу.

Знаючи, що PI фіксований у скелетно зрілих пацієнтів і характерний для кожної окремої людини, зміни (або їх відсутність) в SS і PT є вказівкою на компенсаційні можливості поперекового відділу хребта та тазу по відношенню до тіла для підтримки рівноваги. Зі змінами параметрів тазу на спинно-тазовому переході можна визначити обертальний рух таза в цілому. Наприклад, при зменшеному PT спостерігається переднє згинання (тазова антеверсія), коли таз нахиляється вперед, при збільшенні PT спостерігається заднє розгинання (ретроверсія таза) при нахилі таза назад. Пацієнти із високим значенням рівня нахилу таза мають збільшений потенціал до ретроверсії таза, що має значення для оцінювання компенсаторних можливостей хребтово-тазового комплексу. Навпаки, крижовий нахил (sacral slope SS), тазова версія (pelvic version) та поперековий лордоз – це функціональні параметри, значення яких залежать від положення тіла.

Поперековий лордоз (lumbar lordosis LL), – нормальна величина поперекового лордозу складає $63^\circ \pm 15^\circ$. Визначається за кутом Коба, лінії, що з'єднують верхню кінцеву пластинку L1 та нижню L5. Загальний поперековий лордоз (LL) повинен бути в межах 10° від PI. Значна невідповідність між PI та LL може бути свідченням деформації.

Співвідношення поперекового лордозу та рівня нахилу таза (PI-LL) характеризує баланс та визначає компенсацію між хребтом та тазом. PI-LL є математичною різницею між рівнем нахилу таза та поперековим лордозом, визначається по бокових рентгенограмах в положенні стоячи. Збалансований сагітальний контур є, коли параметри досягають таких значень PI-LL: від -10°

до 10° . PI-LL різниця в $>10^\circ$ вказує на відхилення сагітального контуру хребта в сторону «пласкої» спини. Пацієнти, в яких цей параметр складає $< -10^\circ$, мають збільшений поперековий лордоз [54].

1.4 Аномальна хребтово-тазова рухливість

Вікові зміни в хребті та тазі можуть впливати на рухливість хребта. Дегенеративні зміни хребта можуть призвести до сагітального дисбалансу, що обумовлено посиленням кіфозу. Щоб підтримувати сагітальний баланс відбуваються компенсаторні механізми, як збільшення заднього нахилу таза. Але збільшення захилу таза обмежується розгинанням в кульшовому суглобі. У той же час ретроверсія таза збільшує функціональну антеверсію кульшової западини і в положенні стоячи у хворих є ризик виникнення заднього імпінджменту з переднім вивихом ендопротеза.

При переході з положення стоячи до положення сидячи відбувається ретроверсія таза в межах 20° , що відображається на зміні нахилу крижів на таку ж саме величину в нормі. Stefl та ін. відмітили, що жорсткість хребта можна визначити по $\Delta НК < 10^\circ$ [57]. Тобто, пацієнти з жорстким хребтом або зменшеною рухливістю хребта внаслідок дегенеративних змін або спондилодезу не можуть збільшити функціональну антеверсію кульшової западини при зміні положення тіла і намагаються компенсувати це за рахунок збільшення згинання в кульшовому суглобі, що в свою чергу приводить до ризику переднього імпінджменту та заднього вивиху.

1.5 Вплив хребтово-тазових відносин на орієнтацію кульшової западини

Зміни передне-заднього нахилу таза впливають на отримані значення при вимірюванні просторової орієнтації чашки ендопротеза [34]. Зміни кінематики таза та нахил таза мають значення у визначенні орієнтації кульшової западини та орієнтації ацетабулярного компонента ендопротеза. Нульовий нахил таза є, коли передня площина таза паралельна фронтальній

площині. Лише в цьому випадку нахил та антеторсія чашки мають однакові вимірювання як при навігації, так і на післяопераційних рентгенограмах. При передньому тазовому нахилі рентгенографічно відзначається менша антеторсія, а при задньому тазовому нахилі – рентгенографічно вимірюватиметься більша антеторсія кульшової западини (рис. 1.5).

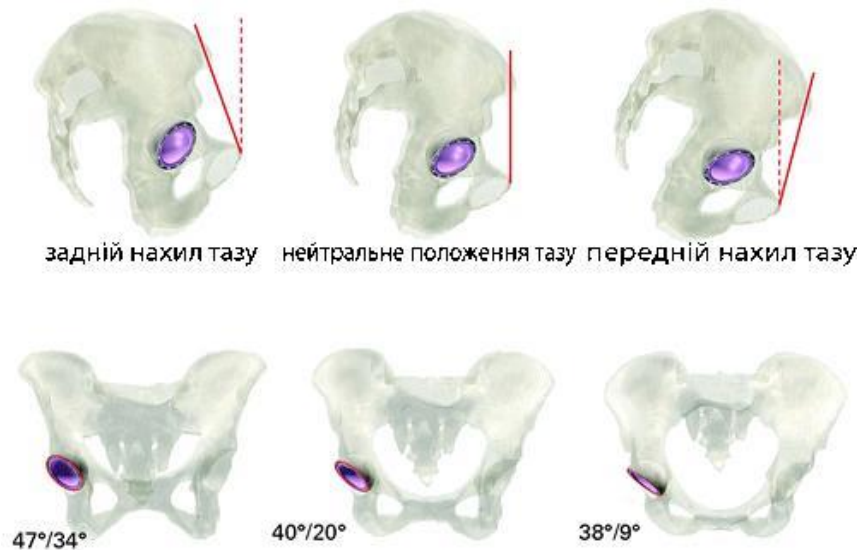


Рисунок 1.5 – Ілюстрація впливу нахилу тазу на функціональну орієнтацію кульшової западини [47].

Автори у цьому дослідженні вивчали вплив передньо-заднього тазового нахилу на положення чашки ендопротеза, виміряне за допомогою комп'ютерної навігації. Зміна передньо-заднього нахилу тазу на 1° призвело до приблизно 0,8 мм зміни функціональної антеверсії чашки, підтверджуючи дані, раніше опубліковані Lembeck та ін. [34]. Подальші дослідження Wan та ін. визначили, що при кожній зміні 1° в РТ буде змінюватися $0,8^\circ$ в АА [60]. Аналогічно, Lembeck та ін. використовували інклінометр та визначили, що на кожен 1° збільшення ретроверсії тазу, антеторсія буде збільшуватися на $0,7^\circ$ [34]. Знання сагітальної рухливості кульшової западини призвело до виникнення нового терміну – функціональна орієнтація кульшової западини. Lazennec та ін. описав цей термін у своєму дослідженні в 2004 році. Термін

вказує, що цей показник не є постійним і змінюється від зміни положення тіла. Ще у 1978 році Lewinnek та ін. встановив, що оптимальне розташування чашки ендопротеза з антеверсією $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$ і нахилом $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ пов'язане зі зменшенням частоти вивиху при первинному тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба [35]. Але протягом останнього десятиліття численні статті продемонстрували обмежену кореляцію між безпечною зоною Lewinnek та частотою вивихів після ендопротезування. Abdel та ін. проаналізували 9784 випадків первинного ендопротезування і виявили, що у більшості пацієнтів (58 %), у яких трапився вивих імпланту, компоненти ендопротеза були встановлені в «безпечній зоні» [2]. Подібне дослідження було проведено Esposito та ін., вивчили 147 випадків вивихів ендопротеза у 7040 пацієнтів після первинного ендопротезування та не виявили різниці в даних рентгенологічних параметрів імплантації компонентів [17]. Більш того, комп'ютерне моделювання показує, що імпінджмент виникає до 80 % людей під час присідання, підняття та низького підйому стільця, незважаючи на розміщення ацетабулярного компонента в безпечній зоні Lewinnek [41]. Параметр функціональної антеторсії чашки ендопротеза дозволяє зрозуміти патофізіологію вивиху протеза і пояснити, чому у пацієнтів з нормальною орієнтацією чашки в положенні стоячи іноді відбуваються вивихи, а у інших пацієнтів з аномальним положенням компонентів – ні, дозволяє встановити той факт, що функціональна орієнтація чашки пов'язана з кінематикою таза, яка, у свою чергу, в основному залежить від рухливості поперекового відділу хребта.

Таким чином, розміщення чашки без урахування нахилу таза пацієнта може призвести до імпінджменту, вивиху та збільшення зносу, хоча розміщення чашки є вірним відносно кісткової анатомії кульшової западини.

Результати ендопротезування кульшового суглоба у пацієнтів з поєднаною патологією хребта і кульшового суглоба.

Планове ендопротезування кульшового суглоба нині є однією з найуспішніших операцій в ортопедії та зветься операцією ХХ століття [30, 32]. Оцінювання пацієнтами наслідків ендопротезування показує чудові результати. Щорічно в Сполучених Штатах проводять понад 120 000 первинних операцій ендопротезування, вартість яких перевищує 2,5 млрд доларів США. Оскільки більшість таких втручань виконують у людей віком 65 років і старше, очікується, що їхня кількість збільшуватиметься зі старінням населення. Результати хірургічного лікування пацієнтів із дегенеративною патологією хребта також значно покращилися останніми кількома роками [55], але вони не можуть зрівнятися з успішністю виконання операцій з ендопротезування.

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС) є дуже успішним втручанням. Однак можуть виникнути такі ускладнення, як вивихи. Повідомляється, що частота виникнення цього ускладнення після первинного ТЕКС становить приблизно від 1,5 % до 4,8 % [8, 13, 43].

Приблизно 50 % вивихів відбувається протягом перших 3 місяців після первинного втручання [26]. Протягом перших 2 років після операції найбільш частою причиною ревізійної операції є вивих [7]. На жаль, ревізійне втручання для лікування нестабільності ендопротеза, починаючи від «простої» заміни головки та вкладиша до заміни всіх компонентів або використання зв'язаних пристроїв, мала мінливий успіх [45, 46].

Серед наукової спільноти обговорюється можливість безпосереднього впливу нестабільності та сагітального балансу хребта на функціональну орієнтацію кульшової западини і, отже, на ризик імпінджменту та вивиху кульшового суглоба [9, 10]. І навпаки, згинальна контрактура стегна за умов коксартрозу може впливати на сагітальний баланс хребта і спричинювати біль у спині [31]. Якщо водночас є відносні показання до операції і на хребті, і на одному або обох кульшових суглобах (ендопротезування), виникає запитання

– яке хірургічне втручання робити першим? Найчастіше це – важке рішення, яке необхідно приймати індивідуально для кожного пацієнта. Які є докази? Які аргументи говорять на користь пріоритетності хірургічного лікування хребта перед ендопротезуванням чи навпаки? Такі питання на сьогодні досить часто постають у літературі.

Таким чином, захворювання хребта може призвести до зменшення рухливості через дегенеративне захворювання або хірургічне досягнення спондилодезу та спричинити аномальне положення хребта через компенсаторну ротацію таза, щоб підтримувати сагітальний баланс. Відсутність належного руху хребтово-тазового відділу може поставити під загрозу функціональне положення чашки ендопротеза. Фізіологічні маркери, які зазвичай використовуються хірургом при ендопротезуванні щодо розміщення чашки відносно безпечної зони, можуть бути неідеальними для пацієнтів з дегенеративними захворюваннями хребта. Численні дослідження продемонстрували, що пацієнти після ТЕКС з супутньою деформацією хребта відчувають епізоди нестабільності та дислокації головки ендопротеза, незважаючи на традиційне вірне розміщення чашки в безпечній зоні.

З попередніх досліджень різних авторів відомо, як, наприклад, у дослідженні Malkani, що нестабільність ендопротеза є найпоширенішою причиною незадовільних результатів, що призводить до повторної операції у пацієнтів із спондилодезом поперекового відділу перед ТЕКС. У цьому дослідженні ризик вивиху у пацієнтів із спондилодезом поперекового відділу до ТЕКС був 7,4 % порівняно з 4,8 % у пацієнтів без спондилодезу [39]. В іншому дослідженні описано збільшення ускладнень та ревізій, пов'язаних з протезуванням кульшового суглоба, у пацієнтів із попереднім спондилодезом поперекового відділу хребта від 6 місяців до 2 років після ТЕКС в порівнянні із загальною базою даних Medicare [56]. Buckland та Sing та ін. довели кореляцію збільшення частота дислокації головки ендопротеза після ТЕКС з більшою кількістю рівнів спондилодезу хребта [56]. Blizzard та ін., використовуючи ту саму базу даних Medicare, але вибираючи для аналізу

захворювання поперекового відділу хребта, а не хворих зі спондилодезом, аналогічним чином виявили збільшення частоти вивихів ендопротеза та ревізії через 2 роки після ТЕКС порівняно із загальними даними пацієнтів з бази даних Medicare [5]. Gausden повідомив, що спондилодез хребта є найсильнішим незалежним чинником вивиху при ТЕКС [19]. Метааналіз, що включає шість досліджень, показав у два рази підвищений ризик вивиху та втричі збільшений ризик повторної операції у пацієнтів із спондилодезом хребта [3]. Тоді як Perfetti та ін. повідомили, що у пацієнтів зі спондилодезом хребта в сім разів більша ймовірність виникнення вивиху [48]. Вплив хребетно-тазового дисбалансу особливо має значення при пізніх вивихах ендопротеза. Neckmann та співавтори повідомили, що 90% їхніх пізніх вивихів (визначених як >1 рік) – у пацієнтів, які мали дисбаланс хребта таза [22].

Таким чином, обмежена рухливість хребта, незалежно від того, пов'язана вона з спондилодезом хребта чи дегенеративними захворюваннями, впливає на орієнтацію кульшової западини і, як вважається, збільшує ризик вивихів у пацієнтів після ТЕКС. Слід зазначити, що дисбаланс хребтово-тазового сегменту не обов'язково призводить до вивиху, оскільки більшість пацієнтів після ендопротезування залишаються без ускладнень, незважаючи на прогресуючу дегенерацію хребта, як було показано в 10-річному дослідженні пацієнтів після ТЕКС, у яких виявили зменшену рухливість хребта [62].

Крім виникнення гострого чи швидко прогресованого неврологічного дефіциту суттєвими передумовами для пріоритетного хірургічного лікування хребта до ендопротезування є втрата сагітального балансу (flatback) [49]. Це потенційно може призвести до збільшення ризику переднього імпінджменту з дорсальним вивихом, коли, наприклад, пацієнт приймає сидяче положення з нахилом вперед, під час надягання шкарпеток, вставання з глибокого стільця або дивана.

Типовим для дегенеративних процесів хребта є втрата поперекового лордозу з подальшою зміною сагітального профілю. Компенсаторний нахил

таза безпосередньо впливає на функціональну орієнтацію кульшової западини. Це може призвести до болючого дорсального тиску на кульшовий суглоб. Перенапруження розгиначів стегна, які необхідні для компенсаторної ретроверсії таза, може ще більше посилити скарги з боку кульшового суглоба. За такої взаємодії хребта і суглоба розвиток скарг є обумовленим не порушеннями в кульшовому суглобі, а змінами сагітального балансу хребта. У цьому випадку лікування має, в першу чергу, усувати патологію хребта.

Schwab та співавтори повідомили, що прогресуюча втрата ПЛ погіршувала результати та збільшувала самооцінку болю та інвалідності. Післяопераційне відновлення ПЛ є важливим фактором, який сприяє відновленню нормального сагітального вирівнювання та запобігає декомпенсації.

Отже, хірурги повинні вибрати оптимальні методи лікування перед операцією з урахуванням ступеня корекції ПЛ. У цьому відношенні «PI-LL ≤ 10 » може бути ефективним посібником для корекції ПЛ для пацієнтів з поєднаною патологією хребта та кульшового суглоба.

Проведено велику кількість досліджень щодо вивчення хребтово-тазових взаємовідносин, більшість вимірів проводили в положенні стоячи, не враховуючи положення сидячи. Є поодинокі дослідження при наявності патологічних змін з боку кульшових суглобів. Хребтово-тазові взаємовідносини є динамічними, і організму властиво підстроюватись до змін, залучаючи компенсаторні механізми. Більш того, існує значна кількість показників, що характеризують ці відносини, і існують розбіжності в методах їх оцінювання. Тому подальше дослідження в цьому напрямку є доцільним та перспективним.

По-перше, стало необхідним визначити, чи впливають дегенеративні зміни з боку хребта на сагітальний контур хребта в положенні стоячи/сидячи порівняно з хворими, хто має нормальний хребет? По-друге: як змінюється сагітальний контур після ендопротезування та операції на поперековому відділі хребта.

Дані клінічного спостереження за хворими свідчать, що коксартроз також призводить до обмеження рухомості та, у важких випадках, до зменшення розгинання (контрактура згиначів стегна) [25]. Це, у свою чергу, стає причиною збільшення нахилу таза. Оскільки таз безпосередньо впливає на стан поперекового відділу хребта, у разі нахилу таза вперед виникає посилення лордозу [25]. У цьому випадку нефізіологічний гіперлордоз відіграє роль механізму компенсації підтримки сагітального балансу. М'язи спини перенапружуються через постійне збільшення напруження, а дуговідросткові суглоби піддаються більшому навантаженню. І те, й інше може спричинити розвиток і посилення проблем із поперековим відділом хребта. У разі наявного поперекового спінального стенозу стан пацієнта погіршується за рахунок збільшення лордозу. Оскільки ця патологія призводить до звуження міжхребцевих отворів, діагностована раніше корінцева симптоматика може посилюватись. У такому випадку пріоритет віддається також спінальній хірургії.

М. J. McNamara і співавт. [42] у випадку поєднаної патології в будь-якому разі рекомендували насамперед тотальне ендопротезування суглобів через очевидні відмінні результати ендопротезування. Такої самої думки дотримуються й інші дослідники. Наприклад, дуже цікавий факт оприлюднили W. R. Bohl і A. D. Steffee [6]. На їхню думку, збільшення витривалості під час ходьби, що забезпечує ендопротезування кульшового суглоба, може виявити найпатогномонічніший симптом стенозу – неврогенну кульгавість у пацієнтів, нездатних адекватно ходити до тотального ендопротезування. У такому випадку автори рекомендують хірургічне втручання на попереку другою чергою.

Т. С. Yin і співавт. [59] надали інформацію, отриману з Тайванської національної дослідницької страхової бази даних (NHIRD). Пацієнтів (1 824) розділили на групи: I (103 особи) – хірургію кульшового суглоба і хребта виконували одночасно за одне перебування в стаціонарі; II (431) – операцію на кульшовому суглобі виконували до операції на хребті; III (1 290) спочатку

оперували хребет, потім – ендопротезування. У групі III пацієнтів розподілили на дві підгрупи: операцію на хребті виконував хірург-ортопед ($n = 679$) або нейрохірург ($n = 522$). Виявилося, що хірурги-ортопеди частіше досліджували патологію кульшового суглоба за допомогою рентгенографії (52,6 % проти 38,1 %, $p < 0,001$) та діагностували більше випадків його захворювання (43,6 % проти 28,9 %, $p < 0,001$), ніж нейрохірурги. Загалом у групах спостереження найкращого варіанта послідовності втручання на підставі оцінювання якості життя після хірургічного втручання не виявлено.

Визначено, що співіснування поперекового стенозу з коксартрозом може бути чинником підвищення ризику неврологічного дефіциту після ендопротезування кульшового суглоба [20, 44]. Зокрема, повідомлено про 21 пацієнта з поперековим спінальним стенозом, у яких розвинулася компресійна радикулопатія після тотального ендопротезування кульшового суглоба [27]. Це означає, що для виникнення корінцевих симптомів за наявності цієї патології потрібні менші зусилля для здавлювання корінця, яке й спричинює клінічні прояви. На підставі цих фактів автори дійшли висновку про необхідність враховувати вплив поперекового відділу хребта на виникле після операції на кульшовому суглобі ушкодження нерва або корінця. Крім того, фахівці зазначають, що об'єктивна неврологічна симптоматика після тотального ендопротезування кульшового суглоба трапляється частіше, ніж післяопераційна інфекція. Schmalzried T.P., із співавт. [53] виявили 0,88 % невропатії стегового нерва після первинного тотального ендопротезування. Для виявлення чинників ризику цього ускладнення автори проаналізували такі показники: вік, стать, передопераційний діагноз, хірургічне положення, зріст, вага, індекс маси тіла, досвід хірурга, тип компонентів, метод анестезії, подовження ноги під час операції та час, який вона триває. Вони дійшли висновку, що низький зріст і коротша відстань між стеговим нервом і переднім краєм кульшової западини є чинниками ризику невропатії стегового нерва. Автори не коментували супутній поперековий спінальний стеноз або іншу дегенеративну патологію.

М. J. McNamara і співавт. [42] повідомили про 14 пацієнтів, у яких вертеброгенний неврологічний дефіцит з'явився після тотального ендопротезування кульшового суглоба. Лише в 5 з них в анамнезі були поєднані симптоми коксартрозу та спінального стенозу. У 9 осіб після тотального ендопротезування суглобів виникли корінцеві болі. Середній час до розвитку цього болю після ендопротезування становив 9,3 міс. Усі ці пацієнти мали поєднану патологію хребта та кульшового суглоба. Декомпресійну операцію на хребті виконали 9 хворим після ендопротезування. Цікаво, що 8 із них, згідно з опитувальником Освестрі, мали оцінку від «добре» до «відмінно».

Хоча прогресуючий неврологічний дефіцит або синдром кінського хвоста в поєднанні з поперековим спінальним стенозом є показаннями до термінового хірургічного втручання, деякі вчені [6] припускають, що непрогресуючий неврологічний дефіцит за наявності больового синдрому не має бути приводом для операції. Проте дослідники наполягають, що в пацієнтів із безсимптомним поперековим спінальним стенозом, яким виконують ендопротезування, ризик неврологічних ускладнень є підвищеним. Також зазначено, що у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта в ранньому періоді після ендопротезування кульшового суглоба або артроскопічного втручання спостерігають менш сприятливі результати щодо болю в спині, поліпшення ходьби, хоча в більш віддаленому періоді виявлено значний прогрес симптомів.

Поєднання дегенеративних змін у кульшових суглобах і хребті в людей похилого віку становить особливу проблему. Хірургічне лікування таких пацієнтів, часто з коморбідними захворюваннями, пов'язане з можливими ускладненнями як з боку кульшового суглоба, так і хребта. T. laßen і співавт. [30] оприлюднили успішні результати ендопротезування кульшового суглоба в цій віковій групі, але прямо вказали на можливі ускладнення у хворих похилого віку. У зв'язку з цим виникає питання, у яких груп пацієнтів частота ускладнень після ендопротезування кульшового суглоба вища і що саме

необхідно враховувати. Слід зазначити, що взагалі частота ускладнень після хірургії хребта вища, ніж після втручань на кульшовому суглобі.

На підставі власного досвіду виконання декомпресії в разі поперекового стенозу дослідники визначили такі прогностично несприятливі чинники щодо поганих післяопераційних результатів: спірне рентгенологічне підтвердження стенозу, жіноча стать, невдала попередня операція та наявність спондилолітезу. Фіксація, виконана після декомпресії, значно підвищувала частоту позитивних результатів операції з приводу поперекового спінального стенозу [33, 40, 60]. Ідеться лише про пацієнтів зі спінальним стенозом без супутнього коксартрозу.

Виявлено роботи, автори яких заперечують наявність взаємозв'язку між статтю та результатами хірургічного лікування пацієнтів із поєднаною патологією хребта і кульшового суглоба [11, 18, 23, 24, 38]. Водночас існує і протилежна думка [1, 12]: автори пов'язують найгірші результати хірургічного лікування у чоловіків із патологією серцево-судинної системи та шкідливими звичками.

Незважаючи на тривалу історію вивчення, практичні питання лікування поєднаної патології поперекового відділу хребта і кульшового суглоба, вибір оптимальної лікувальної тактики залишаються дискусійними і потребують подальшого вивчення.

2 МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ

2.1 Перша серія експерименту

2.1.1 Модель заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі негативних показників сагітального контуру хребта та зменшення показників поперекового лордозу)

В лабораторії біомеханіки ДУ «ПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» була розроблена базова скінчено-елементна модель хребта з тазом грудною клітиною, яка була доповнена тазом. Зовнішній вид моделі наведено на рис.2.1.

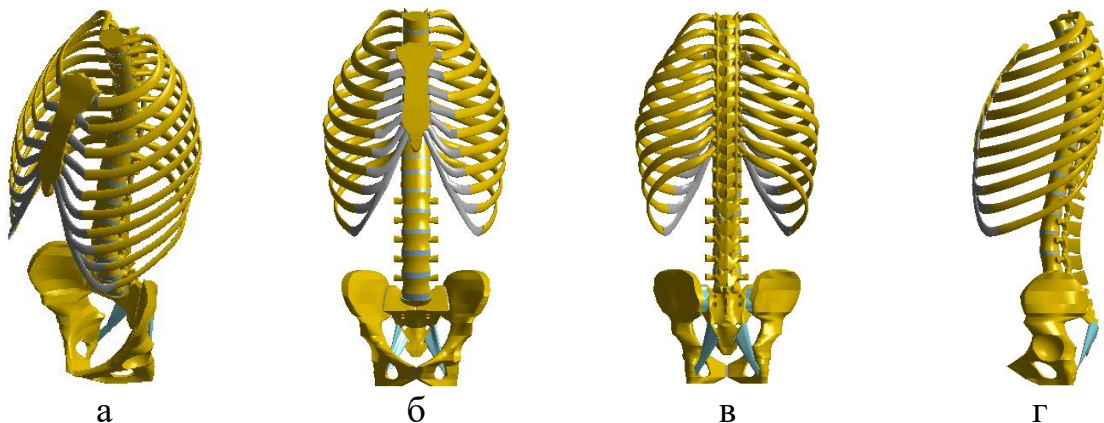


Рисунок 2.1 – Модель хребта з грудною клітиною і тазом в нормі: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Модель містила кісткові елементи: хребці Th1-L5, ребра, грудину і таз, які склалися з кортикальної та губчастої кісткових тканин, міжхребцеві диски, суглобові та реберні хрящі.

На основі базової моделі були розроблено модель «flat back», яка відображає стан, що виникає при поєднаному перебігу дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта та кульшового суглоба, і характеризується зменшеним лордозом до 10° та нахилом тулуба вперед за рахунок згинальної контрактури в кульшових суглобах. На даній моделі

розраховували варіанти заднього спондилодезу. На рис. 2.2 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою.

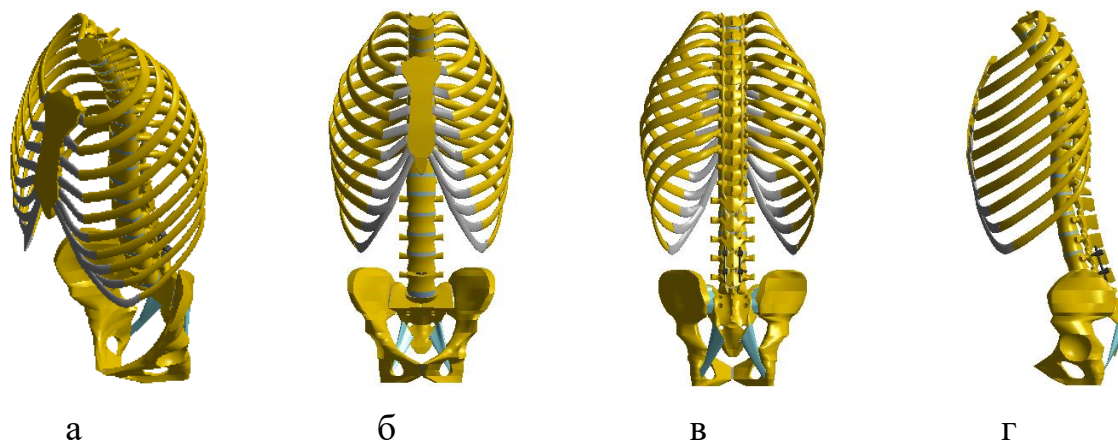


Рисунок 2.2 – Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

На рис. 2.3 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L3-L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

На рис. 2.4 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

При моделюванні матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури.

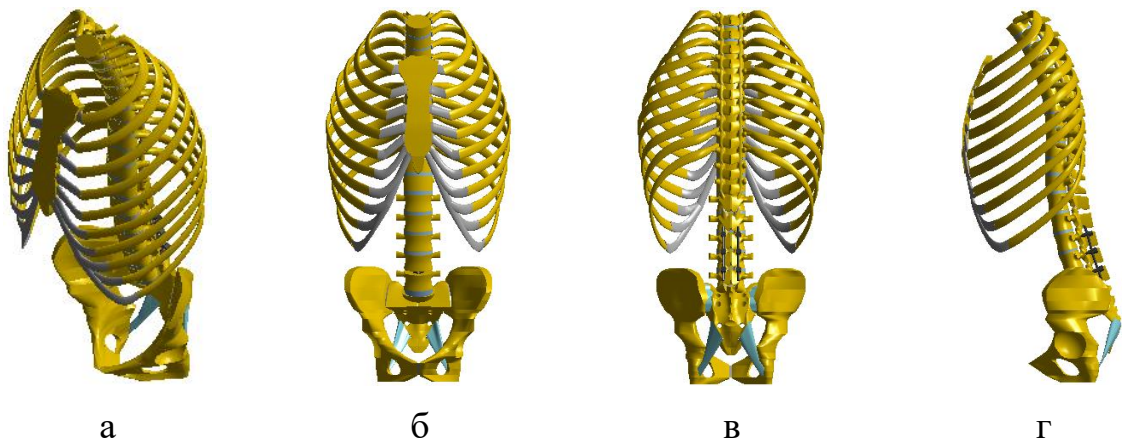


Рисунок 2.3 – Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

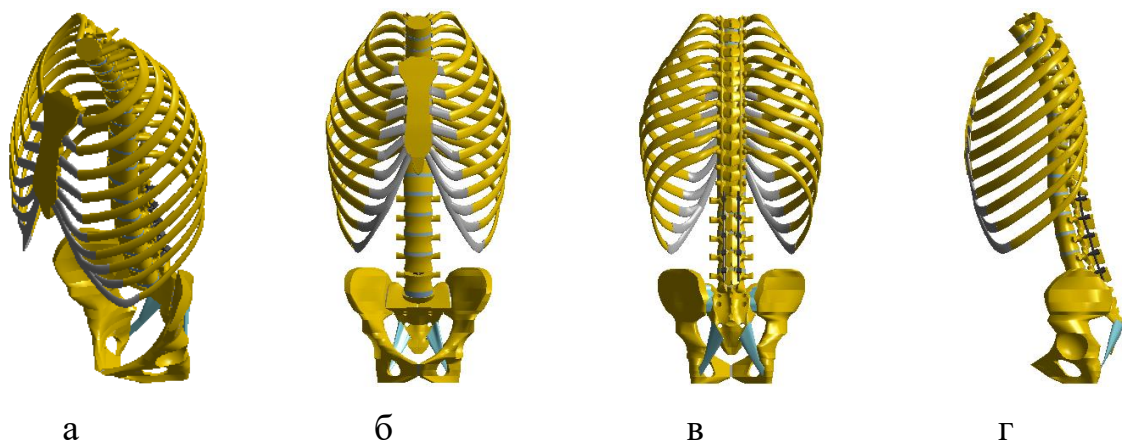


Рисунок 2.4 – Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

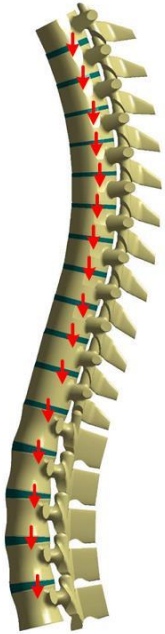
Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18400	0,30
Губчаста кістка	1040	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Міжхребцевий диск	450	0,30
Титан BT16 [9]	40000	0,36

Модель випробували під впливом вертикального навантаження. Навантаження було розподілене пропорційне між хребцями. Схему навантаження моделі наведено в табл. 2.2.

Таблиця 2.2 – Відсоток загальної маси тіла, прикладений до центрів сили тяжіння хребців на різних рівнях хребта

Хребці	Навантаження від загальної ваги тіла, %	Схема
Th1	1.1 + 8 (вага голови)	
Th2	1.1	
Th3	1.3 + 4 (верхні кінцівки)	
Th4	1.3 + 4 (верхні кінцівки)	
Th5	1.3 + 4 (верхні кінцівки)	
Th6	1.3	
Th7	1.4	
Th8	1.5	
Th9	1.6	
Th10	2.0	
Th11	2.1	
Th12	2.5	
L1	2.4	
L2	2.4	
L3	2.3	
L4	2.6	
L5	2.6	
Всього	50.8	

При моделюванні до моделі хребта прикладали вертикальне розподілене навантаження величиною 350 Н, що відповідає половині середньої ваги тіла

людини. По нижній поверхні тіла нижнього хребця модель мала жорстке закріплення.

Для порівняння величин напружень в різних моделях були обрані контрольні точки, схема розташування яких наведена на рис. 2.5.

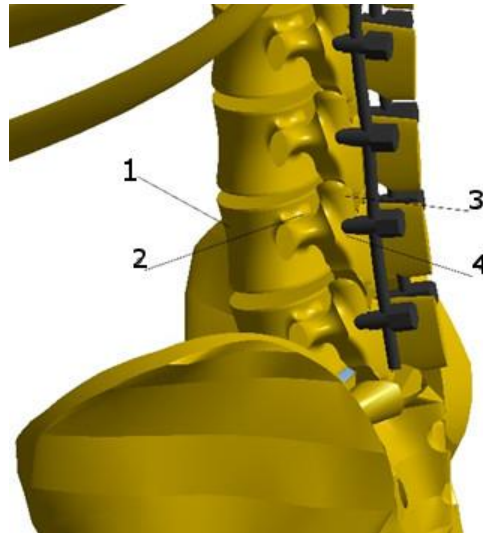


Рисунок 2.5 – Схема розташування контрольних точок.

При проведенні дослідження вивчали величини напружень в хребцях Th1-L5. На кожному хребці реєстрували максимальні величини напружень в чотирьох зонах (рис. 2.5):

- 1 – тіло хребця;
- 2 – корені дуг;
- 3 – дуговідросткові суглоби;
- 4 – зона входу гвинтів.

Крім того, вивчали максимальні величини напружень на гвинтах та стрижнях транспедікулярної конструкції. Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. В якості критерію оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM.

2.1.2 Модель заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі нормальних показників сагітального балансу хребта та тазу

В лабораторії біомеханіки ДУ «ПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» було розроблено базову скінчено-елементну модель хребта з грудною клітиною, яка була доповнена тазом. Зовнішній вид моделі наведено на рис. 2.6.

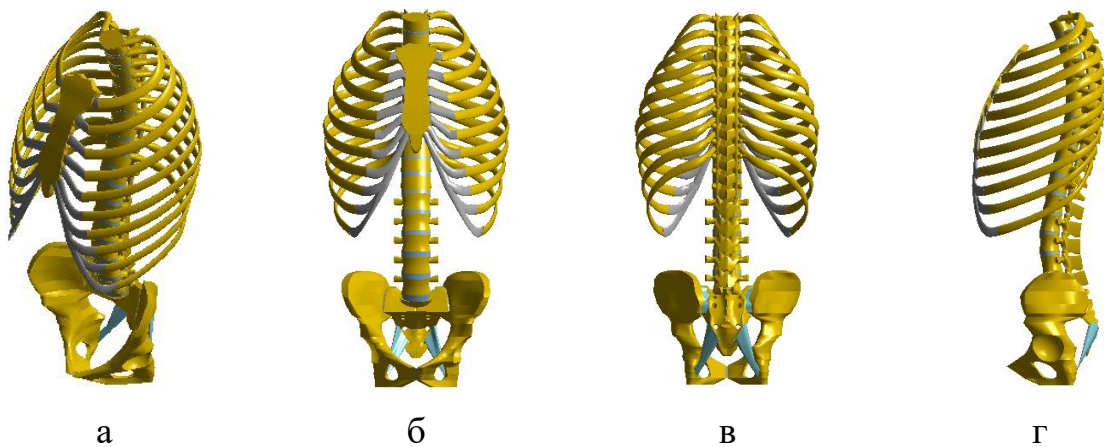


Рисунок 2.6 – Модель хребта з грудною клітиною і тазом в нормі: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Модель містила кісткові елементи: хребці Th1-L5, ребра, грудину і таз, які склалися з кортикальної та губчастої кісткових тканин, міжхребцеві диски, суглобові та реберні хрящі.

На основі базової моделі було розроблено модель, яка відображає стан, що виникає при поєднаному перебігу дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта та кульшового суглоба, і характеризується нормальними лордозом 40° та нахилом тулуба вперед за рахунок згинальної контрактури в кульшових суглобах. Схема побудови моделі наведена на рис. 2.7.



Рисунок 2.7 – Схема побудови моделі, яка відображає стан хребта при дегенеративних захворюваннях: а – модель в нормі; б – модель з нормальним лордозом 40° і нахилом тулуба вперед.

На даній моделі обраховано варіанти заднього спондилодезу (рис. 2.8). Наведено модель із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою.

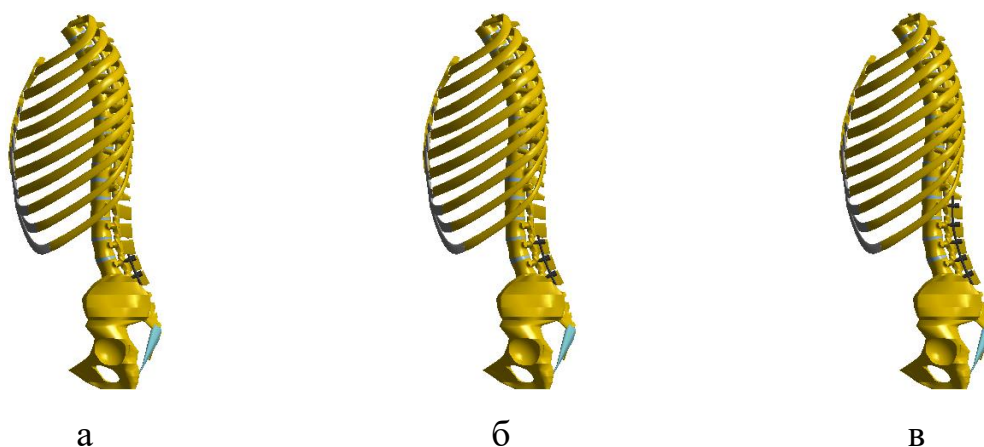


Рисунок 2.8 – Моделі з різними варіантами заднього спондилодезу хребта: а – спондилодез хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою; б – спондилодез хребців L3-L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами; в – спондилодез хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

При моделюванні матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 2.3.

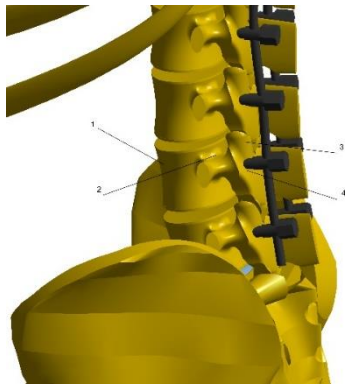
Таблиця 2.3 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18400	0,30
Губчаста кістка	1040	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Міжхребцевий диск	450	0,30
Титан ВТ16	40000	0,36

Модель випробували під впливом вертикального навантаження. Навантаження було розподілене пропорційно між хребцями.

При моделюванні до моделі хребта прикладали вертикальне розподілене навантаження величиною 350 Н, що відповідає половині середній ваги тіла людини. По нижній поверхні тіла нижнього хребця модель мала жорстке закріплення.

При проведенні дослідження вивчали величини напружень в хребцях Th1-L5.. На кожному хребці реєстрували максимальні величини напружень в трьох зонах. Для порівняння величин напружень в різних моделях були обрані контрольні точки, схема розташування яких наведена на рис. 2.9.



Контрольні точки:

- 1 – тіло хребця;
- 2 – корені дуг;
- 3 – дуговідросткові суглоби;
- 4 – зона входу гвинтів.

Рисунок 2.9 – Схема розташування контрольних точок.

Крім того, вивчали максимальні величини напружень на гвинтах та стрижнях транспедікулярної конструкції.

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

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

2.2 Друга серія експерименту (модель заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта, в разі корекції показників поперекового лордозу)

При побудові розрахункової моделі в якості основи була використана інтактна модель тазу лабораторії біомеханіки ПХС ім. проф. М.І.Ситенка з крижом і блоком хребців L3-L5. (рис. 2.10). У неушкоджену модель були внесені наступні зміни:

- міжхребцевий диск L5-S1 був замінений стандартною міжтіловою опорою з матеріалу РЕЕК. Задній спондилодез L4-S1 (рис. 2.11).
- міжхребцевий диск L5-S1 був замінений «новою» міжтіловою опорою. Задній спондилодез L4-S1 (рис. 2.12).

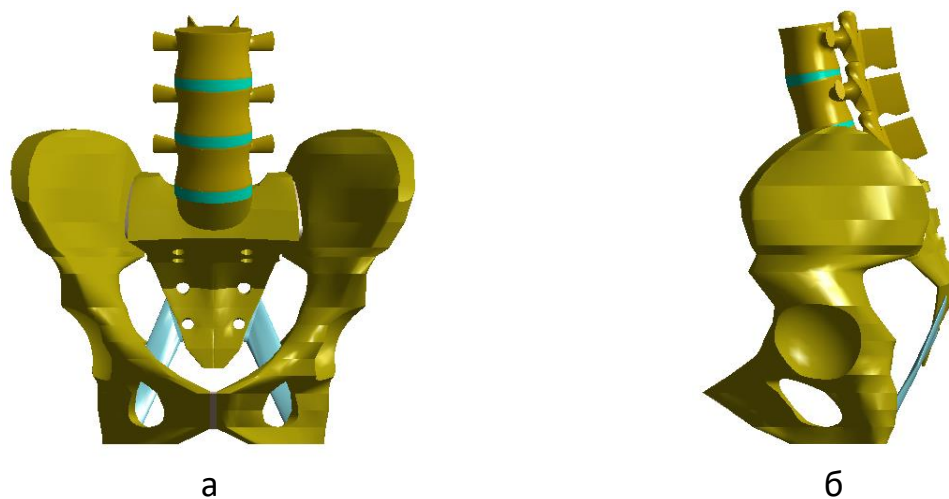


Рисунок 2.10 – Інтактна модель: а) вид спереду; б) вид зліва.

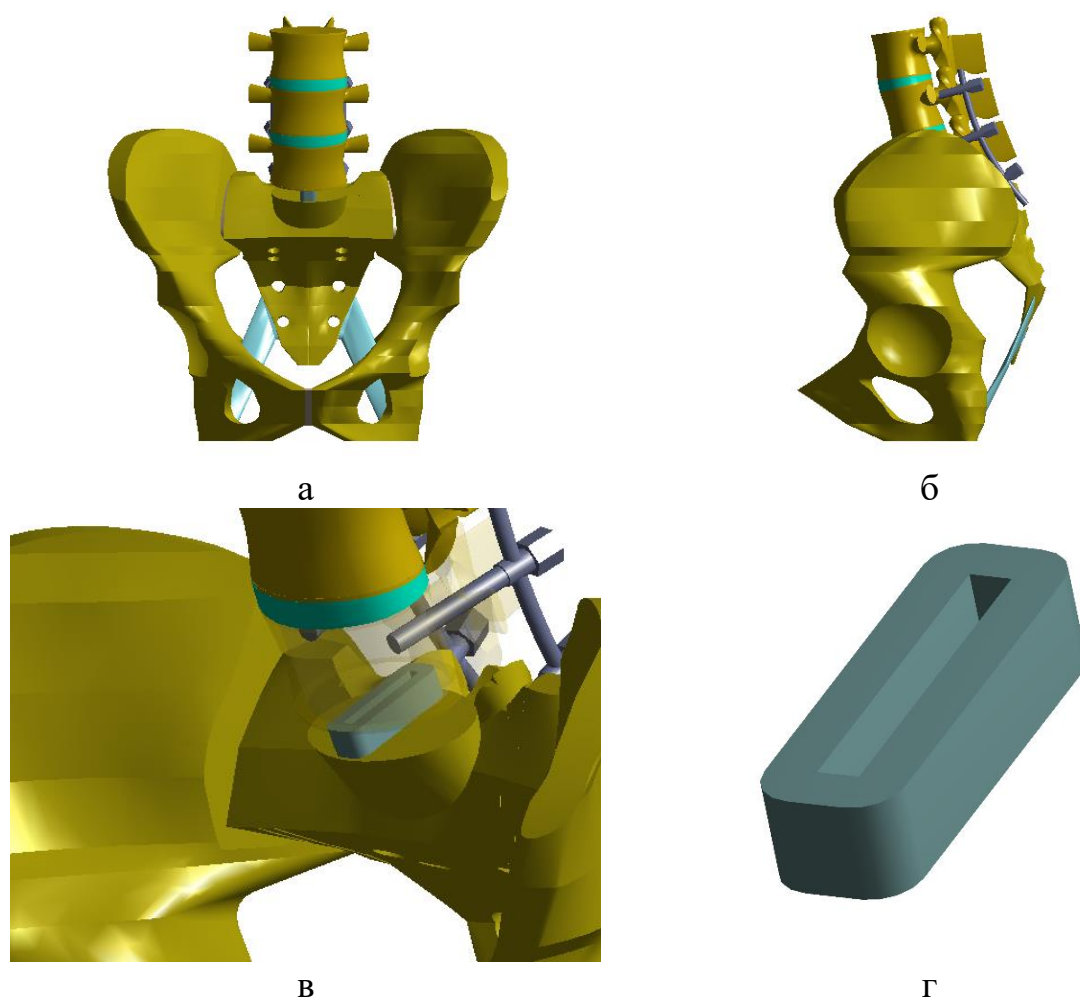


Рисунок 2.11 – Модель з міжтіловою опорою РЕЕК: а) вид спереду; б) вид зліва; в) вид розташування міжтілової опори; г) модель міжтілової опори РЕЕК.

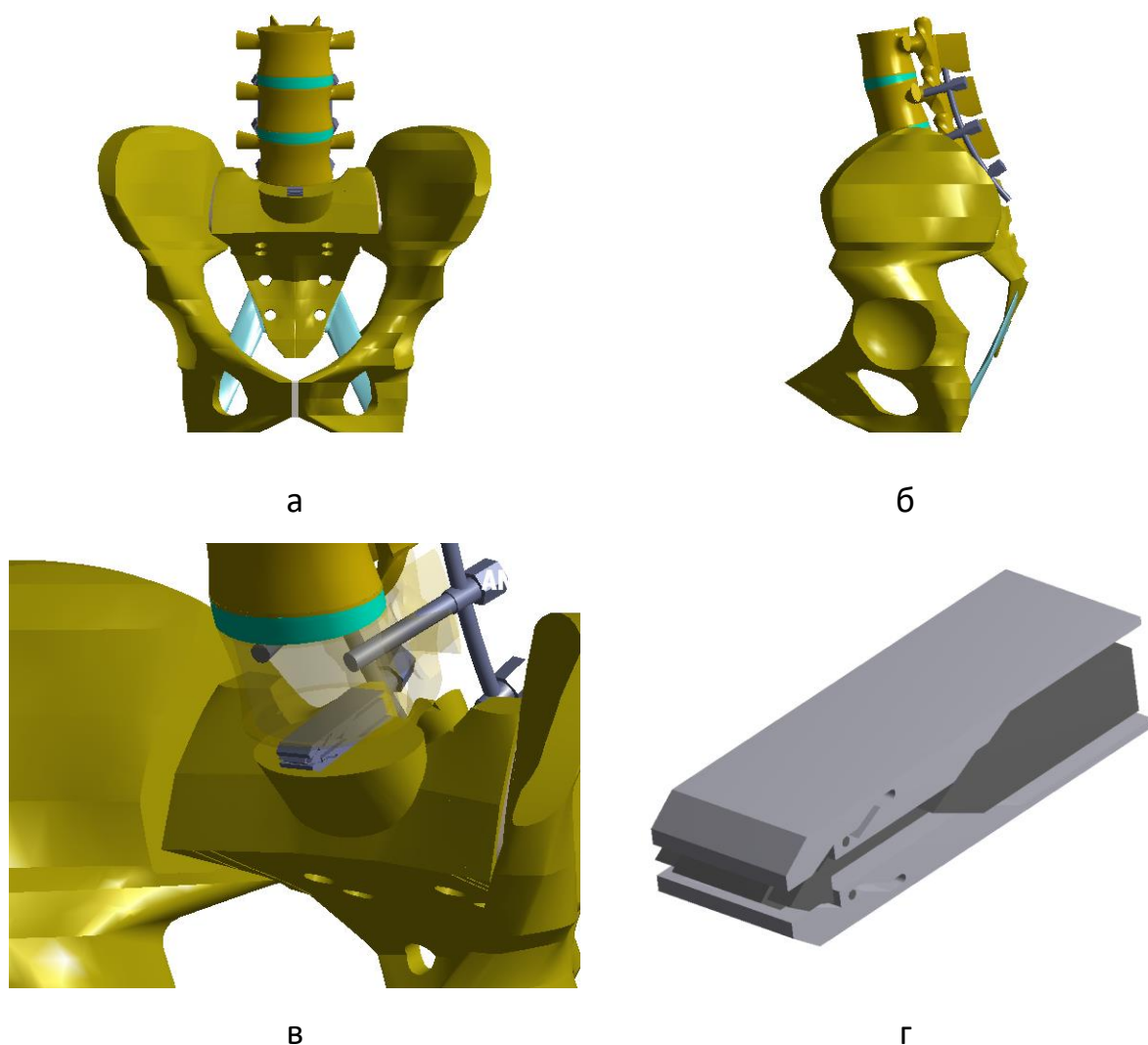


Рисунок 2.12 – Модель з новою міжтіловою опорою: а) вид спереду; б) вид зліва; в) вид розташування міжтілової опори; г) модель нової міжтілової опори.

Властивості матеріалу

В цьому дослідженні матеріал вважався однорідним і ізотропним. При виборі властивостей кісткових структур і біологічних тканин ми спиралися на дані, які найбільш часто зустрічаються в літературі. Використовувані характеристики: E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона, – зведені в табл. 2.4.

Таблиця 2.4 – Механічні характеристики використовуваних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності E (МПа)	коефіцієнт Пуассона ν
Коркова кістка	12000	0,3
Губчаста кістка	100	0,2
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Хрящ	5,6	0,45
РЕЕК	2200	0,34
Сталь	210000	0,3

Схема навантаження

Був розглянутий варіант вертикального двохопального стояння. Згідно з дослідженнями навантаження на хребет в неушкодженій моделі розподіляється між тілом хребця і суглобовими відростками. У нашій моделі, згідно з дослідженням, 75 % навантаження припадає на тіло хребця L3, і 25 % на його суглобові відростки. Основним навантаженням є маса тіла. У цьому дослідженні маса тіла дорівнює 700 Н. Без урахування ваги нижніх кінцівок на верхню поверхню тіла хребця L3 і його суглобові відростки прикладають силу в 422 Н. Місце застосування і напрямки зусиль представлені на рис. 2.13. Модель закріплена в кульшових западинах.

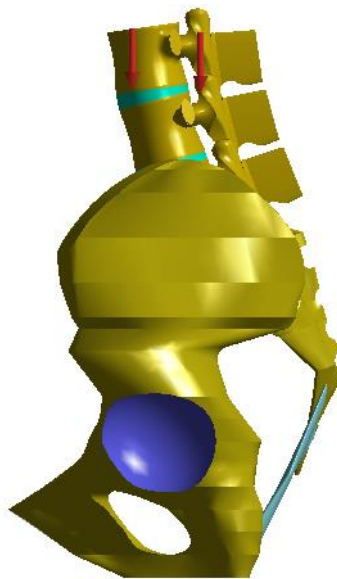


Рисунок 2.13 – Навантаження і фіксація в проектній моделі.

2.3 Клінічні дослідження

2.3.1 Загальна характеристика хворих

Дане дослідження було ретроспективним та проспективним. Було проведено аналіз даних історій хвороби, а саме дані клінічного обстеження, рентгенологічних, МРТ до і після лікування. Дослідження виконано на базі відділення ортопедичної артрології та ендопротезування та відділення вертебрології ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» та на базі нейрохірургічного відділення № 2 НКП «ОКЛ ХОР».

Середній вік пацієнтів становив 64,3 роки. Жінок було 67,9 %, чоловіків – 32,1 %.

1 серія досліджень – дослідження змін параметрів хребтово-тазового балансу у хворих до операції ендопротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта – було включено 140 хворих.

2 серія досліджень – дослідження сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу у хворих до та після оперативного лікування на хребті та кульшовому суглобі – 116 хворих.

Усіх пацієнтів другої серії досліджень розподілили на 2 групи залежно від показників сагітального балансу хребта та тазу:

а) Нормальні показники сагітального балансу хребта та тазу (SVA).

б) Негативні показники сагітального балансу хребта та тазу (SVA).

1. Порушення сагітального контуру хребта (SVA) за рахунок контрактури кульшового суглоба.

2. Порушення сагітального контуру хребта (SVA) за рахунок зменшення показників лордозу та кіфозу.

Також всіх пацієнтів розподілили на 2 групи залежно від наявності неврологічної симптоматики вертеброгенного походження:

– без неврологічної симптоматики

– з неврологічною симптоматикою

2.3.2 Дослідження змін параметрів сагітального контуру та хребтотно-тазового балансу у хворих до операції ендотротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта

В дослідження було включено 140 хворих. Критеріями включення були хворі, яким показано виконання одностороннього ендотротезування кульшового суглоба з приводу ознак остеоартриту, який визначали за класифікацією Kellegren-Lawrence. Це були хворі з III, IV стадіями остеоартриту або при наявності ознак асептичного некрозу головок стегнових кісток. Зміни у протилежному кульшовому суглобі або не мали клінічно виразних змін, або хворі мали ознаки ураження кульшових суглобів з обох сторін. Критеріями виключення були: попередньо виконаний спондилодез на хребті, раніше виконане ендотротезування кульшового суглоба, анкілоз кульшового суглоба.

Усім хворим проведено рентгенологічне обстеження в положенні стоячи та сидячи до ендотротезування кульшового суглоба. Протокол виконання дослідження передбачав латеральну проекцію в положенні стоячи та сидячи із руками зігнутими під кутом 45° з метою запобігання суперпозиції зображення. Також протокол дослідження передбачав виконання рентгенографії обох кульшових суглобів (обзорна рентгенографія таза) в прямій проекції в положенні стоячи та пряма рентгенографія поперекового відділу хребта в положенні стоячи. Усі ці рентгенограми проводились до операції. В групу дослідження ми включали хворих, старших 18 років у період з жовтня 2020 року по вересень 2021 року, рентгенологічне обстеження проводилось в положенні сидячи та стоячи на цифровому рентген-апараті. Стандартні демографічні дані були обрані для кожного пацієнта: вік, стать, індекс маси тіла.

Рентгенологічно визначались такі параметри:

- поперековий лордоз LL;
- рівень нахилу таза PI;
- нахил таза PI;
- співвідношення поперекового лордозу та рівня нахилу таза (PI – LL);

- сагітальна вертикальна вісь SVA.

Хворім також проведено аналіз рентгенограм поперекового відділу хребта, на основі яких хворі були розподілені на дві групи: 1 – хворі з ознаками остеохондрозу, спондилоартрозу, нестабільності сегментів з/без спондилолістезу, але із збереженим лордозом. В 2 групу включено хворих, в яких були ознаки остеохондрозу, спондилоартрозу, але до цієї групи першочергово відносили хворих із значенням параметру PI-LL більше 10° , тобто хворі із «втраченим лордозом» або «плоскою спиною». Для коректної статистичної обробки даних хворі були розподілені в групи в залежності від проявів з боку поперекового відділу хребта за рівною кількістю осіб, по 55 в кожній групі. 30 хворих були виключені з даного дослідження з метою створення груп з однаковою кількістю осіб.

Статистичний аналіз. Для оцінки змін параметрів хребтово-тазових параметрів від положення стоячи до положення сидячи в межах груп використовували парний t-тест. Оцінку відмінностей між відповідними групами патології хребта проводили за допомогою однобічного дисперсійного аналізу. Статистичну значущість було встановлено на межі $P < 0.05$.

2.3.3. Дослідження сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу у хворих до та після оперативного лікування на хребті та кульшовому суглобі

Загальна кількість хворих, які були включені в дослідження склала 116 хворих. Всі хворі були розподілені на дві групи. Група А – хворі, яким було проведено однобічне ендопротезування кульшового суглоба. Первинно було обстежено 101 хворого даної групи. Остаточний аналіз проведено 85 хворим, 16 з них не з'явилися на контрольний огляд, або рентгенограми не мали якісний характер, що ускладнило проведення рентгенометрії, тому ці хворі були виключені з дослідження. Друга група В – хворі, яким було проведено спондилодез поперекового відділу хребта – 31 хворий.

В дослідженні в першій групі (група А) було включено 101 хворого. Критеріями включення були хворі, яким показано виконання однобічного ендопротезування кульшового суглоба. Зміни у протилежному кульшовому суглобі або не мали клінічно виразних змін, або хворі мали ознаки ураження кульшових суглобів з обох сторін. Також критеріями включення були зміни в поперековому відділі хребта, такі як прояви остеохондрозу, спондилоартрозу, спондилолістезу, сколіозу, стенозу хребтового каналу. Критеріями виключення були: диспластичний коксартроз, перелом шийки стегнової кістки/проксимального відділу стегнової кістки, попередньо виконане хірургічне втручання на стегні/хребті, деформація нижньої кінцівки, індекс маси тіла ≥ 32 , неврологічний дефіцит, нервово-м'язові захворювання, деменція, зловживання алкоголем (тобто такі стани, які б могли спричинити вивих головки ендопротеза в післяопераційному періоді).

У другу групу увійшли хворі, яким було проведено хірургічне втручання на поперековому відділі хребта, а саме спондилодез – 31 хворий.

Ступень дегенеративних захворювань хребта визначали за класифікацією Pierre Roussouly, де визначаються хворі з бідною ретроверсією таза $PI < 50^\circ$, та ретроверсією таза $PI > 50^\circ$.

Критеріями включення були хворі, яким показано проведення спондилодезу поперекового відділу хребта з приводу дегенеративних захворювань хребта – кила міжхребцевого диску, стеноз хребтового каналу та дегенеративний спондилолістез. Хворим було проведено хірургічне лікування. Корекція деформації досягалась за рахунок транспедікулярного спондилодезу та міжхребцевого спондилодезу. Протяжність інструментації варіювала від моноsegmentного до біsegmentарного спондилодезу транспедікулярною конструкцією без міжхребцевого спондилодезу, моноsegmentний та біsegmentарний спондилодез – транспедікулярною конструкцією із заднім міжхребцевим спондилодезом

Усіх пацієнтів, яким проводили хірургічні втручання на хребті – 31 хворий, розподілили на 2 групи залежно від методу лікування:

- Моносегментарний або бісегментарний спондилодез – 14 хворих
- Полісегментарна інструментація хребта – 17 хворих

Усім хворим першої групи (ендопротезування) проведено рентгенологічне обстеження в положенні стоячи та сидячи до та після ендопротезування кульшового суглоба.

В групу дослідження ми включали хворих старших 18 років у період з серпня 2020 року по травень 2021 року, рентгенологічне обстеження проводилось в положенні сидячи та стоячи на цифровому рентген-апараті. Післяопераційні рентгенограми виконувались у період через 6-10 тижнів після оперативного втручання. Протокол виконання дослідження передбачав латеральну проекцію в положенні стоячи та сидячи із руками зігнутими під кутом 45° з метою запобігання суперпозиції зображення. Також протокол дослідження передбачав виконання рентгенографії обох кульшових суглобів (обзорна рентгенографія таза) в прямій проекції в положенні стоячи. Усі ці рентгенограми проводились до та після операції. Для передопераційного планування та підбору конструкції ендопротеза стандартно виконувалась телерентгенографія ураженого суглоба в двох проекціях (прямій та боковій). Для дослідження включали хворих з ознаками коксартрозу III, IV стадії, хворі, котрим планувалось виконання тотального ендопротезування кульшового суглоба. Стандартні демографічні дані були обрані для кожного пацієнта: вік, стать, індекс маси тіла.

Усім хворим другої групи (операції на хребті) було проведено рентгенологічне обстеження в положенні стоячи до та після спондилодезу. В групу дослідження ми включали хворих старших 18 років у період з серпня 2020 року по травень 2021 року, рентгенологічне обстеження проводилось в положенні стоячи на цифровому рентген-апараті. Післяопераційні рентгенограми виконувались у період через 6-10 тижнів після оперативного втручання.

Рентгенометричні дослідження для обох груп хворих проводилися незалежно двома лікарями: рентгенологом та ортопедом.

Вимірювали наступні параметри в сагітальній площині:

- нахил крижі (SS),
- поперековий лордоз (LL),
- нахил таза (PT),
- рівень нахилу таза (PI),
- сагітальна хребтово-тазова вісь (SSPT).

Хребтово-тазова вісь визначалась позитивна, якщо проходила позаду від центру обертання головок стегнових кісток, визначалась як негативна, якщо проходила попереду від кульшових суглобів (рис. 2.14). Була нейтральною, якщо проходила врівень з віссю головок стегнових кісток. Окрім того що були визначені зміни позитивної, нейтральної або негативної вісі, нами також проведено кількісне визначення даного показника в цифровому вираженні в міліметрах (мм) зі знаком «+», «-».

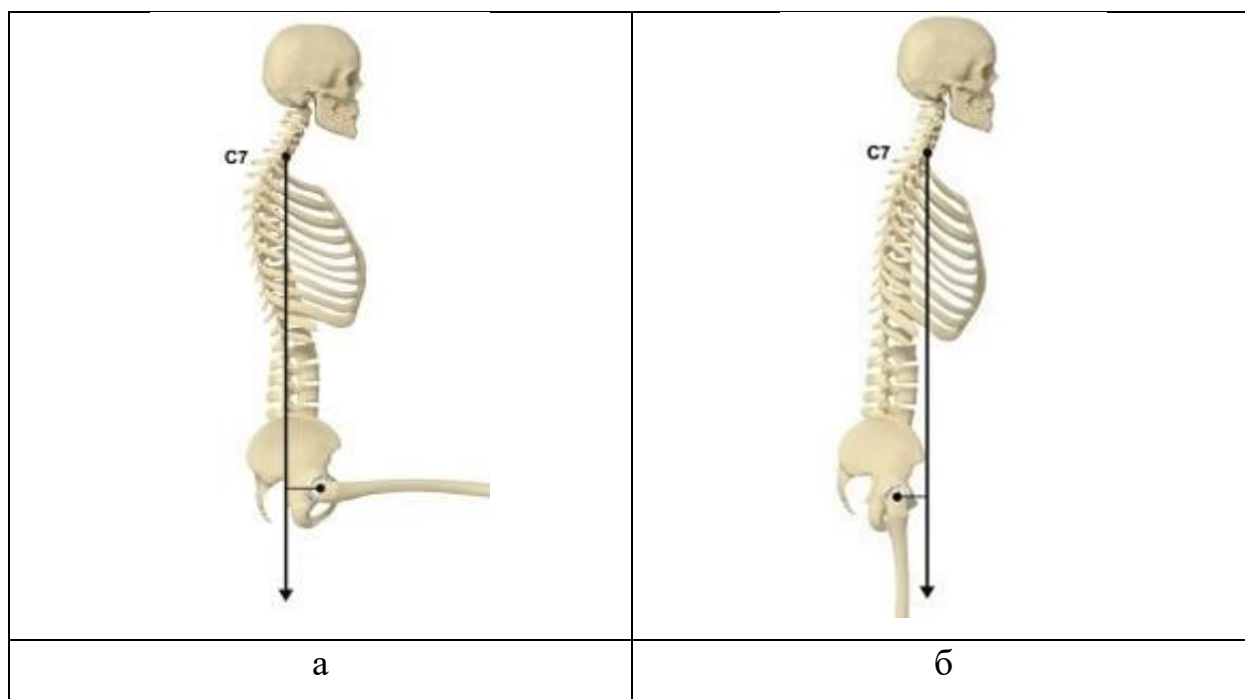


Рисунок 2.14 – а – позитивна хребтово-тазова вісь; б – негативна хребтово-тазова вісь.

Хворі групи А були розподілені на три групи в залежності від показника рівня нахилу таза РІ: низький РІ $< 45^\circ$; $45^\circ < \text{середній РІ} < 65^\circ$; та високий РІ $> 65^\circ$ (рис. 2.15).

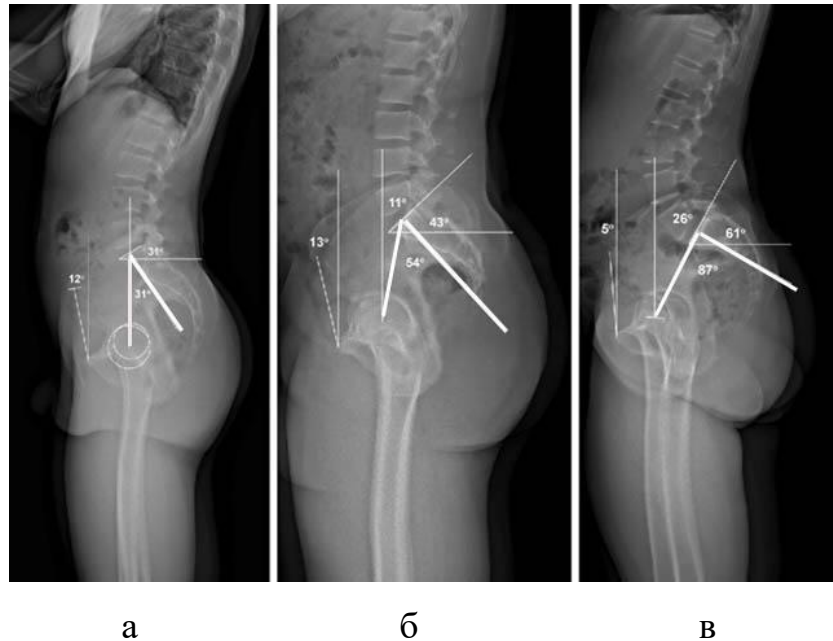


Рисунок 2.15 – Ілюстрація рівня нахилу таза (РІ): а – низький РІ; б – середній РІ; в – високий РІ.

Хворі другої групи В були розподілені на три підгрупи в залежності від показника рівня нахилу таза РТ: низький РТ $< 20^\circ$ (норма); середній РТ від 20° до 40° ; та високий РТ $> 40^\circ$.

2.3.4 Методики клінічних досліджень

Клінічний огляд хворого розпочинали з вивчення анамнезу й аналізу скарг. Обстеження хворих проводили до та після хірургічного втручання відповідно до загальноприйнятих методик. Для визначення характеру та ступеня ушкодження невральних структур необхідно провести повне неврологічне обстеження на основі загальних міжнародних настанов.

Інтенсивність больового синдрому оцінювали за візуально-аналоговою

шкалою (ВАШ) від 0 до 10 балів, де 0 і 1 – відсутність болю, а 9-10 нестерпний біль, який незначно зменшується у разі використання наркотичних анальгетиків.

Неврологічне обстеження. Неврологічний статус вивчали дуже ретельно. Під час огляду оцінювали рухову та чутливу функцію, інші компоненти неврологічного статусу мали другорядне значення. Таким чином, виявляли рівень, ступінь і тип ушкодження нервових структур .

Оцінювали чутливу функцію за методикою Кігана по 28 дерматомах по лівому та правому боках тулуба. Визначали реакцію на укол або легке торкання й оцінювали за трибальною шкалою: 0 – відсутність чутливості, 1 – порушення (гіпо-гіперестезія); 2 – нормальна. Додатково аналізували реакцію на глибокий тиск і м'язово-суглобове відчуття – їхню відсутність, часткове або повне збереження. Стандартно на кінцівках м'язово-суглобове відчуття визначають на першому пальці нижньої кінцівки з обох боків.

Рухову чутливість виявляли по ключових м'язах у десятипарних міотомах. Дослідження виконували в напрямку зверху-вниз. Силу кожного м'яза оцінювали за шестибальною шкалою: 0 – відсутність рухів (плегія); 1 – візуально або пальпаторно визначають скорочення м'язів; 2 – активні рухи, не здатні протидіяти силі гравітації; 3 – активні рухи, здатні протистояти силі гравітації; 4 – повністю активні рухи, які можуть протистояти помірному опору; 5 – помірно активні рухи, які можуть протистояти сильному опору (рис. 2.16).

У процесі оцінювання м'язової сили максимальна сума балів для 10 сегментів кожного боку дорівнює 50, а з обох боків – 100. Для міотомів, клінічне дослідження яких є проблематичним (T_{II-L_I} , S_{II-V}), вважають, що їхня чутливість у відповідних дерматомах еквівалентна до рухової.

ASIA INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISNCSCI) **ISCOS**

Patient Name _____ Date/Time of Exam _____
 Examiner Name _____ Signature _____

RIGHT

MOTOR KEY MUSCLES

Elbow flexors C5
 Wrist extensors C6
 Elbow extensors C7
 Finger flexors C8
 Finger abductors (little finger) T1

NERVOLOGICAL LEVELS

1. SENSORY R L
 2. MOTOR R L

3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI) _____

4. COMPLETE OR INCOMPLETE? _____
Incomplete = Any sensory or motor function in S4-5

5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS) _____
(Do complete motor only)

RIGHT TOTALS (MAXIMUM) (50) (56) (56)

MOTOR SUBSCORES

UER _____ + UEL _____ = **UEMS TOTAL** _____
MAX (25) (25)

LER _____ + LEL _____ = **LEMS TOTAL** _____
MAX (25) (25)

LTR _____ + LTL _____ = **LT TOTAL** _____
MAX (56) (56)

PPR _____ + PPL _____ = **PP TOTAL** _____
MAX (56) (56)

LEFT

MOTOR KEY MUSCLES

Elbow flexors C5
 Wrist extensors C6
 Elbow extensors C7
 Finger flexors C8
 Finger abductors (little finger) T1

NERVOLOGICAL LEVELS

1. SENSORY R L
 2. MOTOR R L

3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI) _____

4. COMPLETE OR INCOMPLETE? _____
Incomplete = Any sensory or motor function in S4-5

5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS) _____
(Do complete motor only)

LEFT TOTALS (MAXIMUM) (50) (56) (56)

MOTOR SUBSCORES

UER _____ + UEL _____ = **UEMS TOTAL** _____
MAX (25) (25)

LER _____ + LEL _____ = **LEMS TOTAL** _____
MAX (25) (25)

LTR _____ + LTL _____ = **LT TOTAL** _____
MAX (56) (56)

PPR _____ + PPL _____ = **PP TOTAL** _____
MAX (56) (56)

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. MS 1998

Muscle Function Grading

- 0 = total paralysis
- 1 = palpable or visible contraction
- 2 = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated
- 3 = active movement, full ROM against gravity
- 4 = active movement, full ROM against gravity and moderate resistance in a muscle specific position
- 5 = (normal) active movement, full ROM against gravity and full resistance in a functional muscle position expected from an otherwise unimpaired person
- 5* = (normal) active movement, full ROM against gravity and sufficient resistance to be considered normal if identified inhibiting factors (i.e. pain, disuse) were not present
- NT = not testable (i.e. due to immobilization, severe pain such that the patient cannot be graded, amputation of limb, or contracture of > 50% of the normal ROM)

Sensory Grading

- 0 = Absent
- 1 = Altered, either decreased/impaired sensation or hypersensitivity
- 2 = Normal
- NT = Not testable

When to Test Non-Key Muscles:

In a patient with an apparent AIS B classification, non-key muscle functions more than 3 levels below the motor level on each side should be tested to most accurately classify the injury (differentiate between AIS B and C).

Movement	Root level
Shoulder: Flexion, extension, abduction, adduction, internal and external rotation	C5
Elbow: Supination	C6
Elbow: Pronation	C6
Wrist: Flexion	C6
Finger: Flexion at proximal joint, extension	C7
Thumb: Flexion, extension and abduction in plane of thumb	C7
Finger: Flexion at MCP joint	C8
Thumb: Opposition, adduction and abduction perpendicular to palm	C8
Finger: Abduction of the index finger	T1
Hip: Adduction	L2
Hip: External rotation	L3
Hip: Extension, abduction, internal rotation	L4
Knee: Flexion	L4
Ankle: Inversion and eversion	L5
Toe: MP and IP extension	L5
Hallux and Toe: DIP and PP flexion and abduction	S1
Hallux: Adduction	S1

ASIA Impairment Scale (AIS)

A = Complete. No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-5.

B = Sensory Incomplete. Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-5 (light touch or pin prick at S4-5 or deep anal pressure) AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body.

C = Motor Incomplete. Motor function is preserved at the most caudal sacral segments for voluntary anal contraction (VAC) OR the patient meets the criteria for sensory incomplete status (sensory function preserved at the most caudal sacral segments (S4-S5) by LT, PP or DAP), and has some sparing of motor function more than three levels below the ipsilateral motor level on either side of the body.
(This includes key or non-key muscle functions to determine motor incomplete status.) For AIS C – less than half of key muscle functions below the single NLI have a muscle grade ≥ 3.

D = Motor Incomplete. Motor incomplete status as defined above, with at least half (half or more) of key muscle functions below the single NLI having a muscle grade ≥ 3.

E = Normal. If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without an initial SCI does not receive an AIS grade.

Using ND: To document the sensory, motor and NLI levels, the ASIA Impairment Scale grade, and/or the zone of partial preservation (ZPP) when they are unable to be determined based on the examination results.

Steps in Classification

The following order is recommended for determining the classification of individuals with SCI.

- Determine sensory levels for right and left sides.
The sensory level is the most caudal, intact dermatome for both pin prick and light touch sensation.
- Determine motor levels for right and left sides.
Defined by the lowest key muscle function that has a grade of at least 3 (on supine testing), providing the key muscle functions represented by segments that level are judged to be intact (graded as a 5).
 Note: in regions where there is no myotome to test, the motor level is presumed to be the same as the sensory level, if testable motor function above that level is also normal.
- Determine the neurological level of injury (NLI)
This refers to the most caudal segment of the cord with intact sensation and antigravity (3 or more) muscle function strength, provided that there is normal (intact) sensory and motor function rostrally respectively.
 The NLI is the most cephalad of the sensory and motor levels determined in steps 1 and 2.
- Determine whether the injury is Complete or Incomplete.
(i.e. absence or presence of sacral sparing)
 If voluntary anal contraction = No AND all S4-5 sensory scores = 0 AND deep anal pressure = No, then injury is Complete.
 Otherwise, injury is Incomplete.
- Determine ASIA Impairment Scale (AIS) Grade:
 Is injury Complete? If YES, AIS=A and can record ZPP (lowest dermatome or myotome on each side with some preservation)
 NO
 Is injury Motor Complete? If YES, AIS=B
 NO
(No-voluntary anal contraction OR motor function more than three levels below the motor level on a given side, if the patient has sensory incomplete classification)
 Are at least half (half or more) of the key muscles below the neurological level of injury graded 3 or better?
 NO → AIS=C
 YES → AIS=D
If sensation and motor function is normal in all segments, AIS=E
 Note: AIS E is used in follow-up testing when an individual with a documented SCI has recovered normal function. If at initial testing no deficits are found, the individual is neurologically intact; the ASIA Impairment Scale does not apply.

Рисунок 2.16 – Міжнародні стандарти для неврологічної класифікації травми спинного мозку від Американської асоціації ушкодження спинного мозку та Міжнародного товариства спинного мозку.

2.4 Рентгенологічні дослідження

Основним методом діагностики, планування та оцінювання результатів хірургічного лікування хворих була рентгенографія хребта, яку виконували в стандартних проекціях (передньозадній і бічній) до та після хірургічного втручання, а також протягом всього терміну спостереження. Рентгенограми в стандартних проекціях виконано всім пацієнтам, які увійшли до дослідження. Усі спондилограми виконано за стандартною методикою, для зниження похибок рентгенограми робили на відстані 100 см від рентгенівської трубки. Під час вибору місця центрації орієнтувались на кіфотичну деформацію хребта, біль, рівень неврологічних порушень. Контрольну рентгенографію проводили відразу після хірургічного втручання, через декілька днів у положенні хворого стоячи, через 6 і 12 міс. після операції.

Рентгенометрію здійснювали за відомими методиками, друкували на папері, за допомогою олівця та лінійки виконували рентгенометрію. Оцінювали функціональний стан хребта, а саме: кут кіфотичної деформації до і після лікування (через 6 і 12 міс.), ступінь компресії тіла хребця, кут лордозу або кіфозу, сагітальну вертикальну ось, співвідношення нахилу таза та величини поперекового лордозу.

Усім хворим проведено рентгенологічне обстеження в положенні стоячи та сидячи до ендопротезування кульшового суглоба. Протокол виконання дослідження передбачав латеральну проекцію в положенні стоячи та сидячи із руками зігнутими під кутом 45° з метою запобігання суперпозиції зображення. Також протокол дослідження передбачав виконання рентгенографії обох кульшових суглобів (обзорна рентгенографія таза) в прямій проекції в положенні стоячи та пряма рентгенографія поперекового відділу хребта в положенні стоячи. Усі ці рентгенограми проводились до операції. Рентгенологічне обстеження проводилось в положенні сидячи та стоячи на цифровому рентген-апараті. Стандартні демографічні дані були обрані для кожного пацієнта: вік, стать, індекс маси тіла.

Для визначення сагітального балансу хребта, як ознаки гармонічного балансування хребта над тазом, пацієнтам виконано рентгенографію поперекового та грудного відділів хребта із захватом головок стегнових кісток у бічній проекції, у положенні стоячи. На спондилограмах визначали позиційні параметри сагітального хребтотно-тазового балансу відносно лінії гравітації (вертикальна лінія схилу проведена від центру тіла C_{VII} хребця) та константний параметр відхилення тазу від вертикальної осі PI (рис. 2.17).

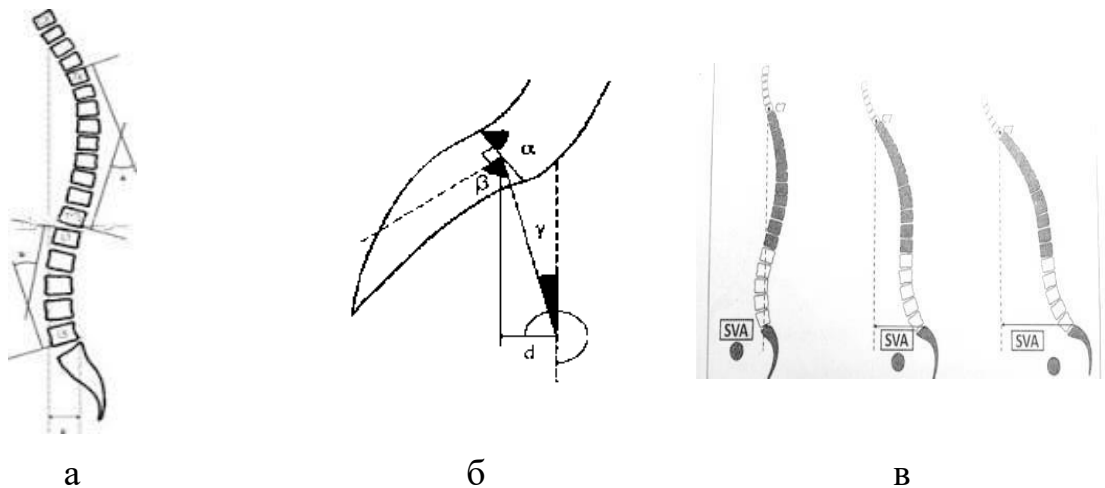


Рисунок 2.17 – Схема вимірювання: а) грудного кифозу та поперекового лордозу; б) показників крижово-тазового балансу: α — крижовий нахил, β — скошеність таза (PI), γ — тазовий нахил, d — вистояння таза; в) сагітально вертикальної осі хребта (SVA).

3 РЕЗУЛЬТАТИ БІОМЕХАНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Результати вивчення напружено деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі нормальних показників сагітального балансу хребта та тазу

Першим етапом роботи досліджували напружено-деформований стан моделі хребта при нормальному лордозі і виконанні заднього спондилодезу хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією на 4-х гвинтах в поєднанні з міжхребцевим кейджем. Картину розподілу напружень в моделі наведено на рис. 3.1.

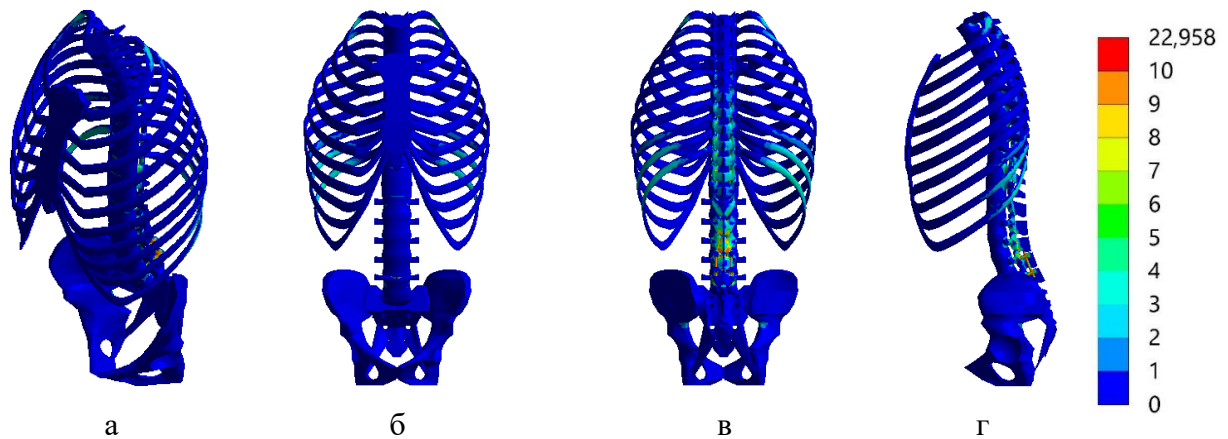


Рисунок 3.1 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Як показали проведені дослідження, зі зміною анатомічних співвідношень елементів моделі та накладанням металевих конструкцій на хребці L4-L5 зона максимальних напружень в тілах хребців зміщується саме на хребці Th8-Th9, де напруження визначаються на рівні 3,4 МПа та хребець L4 – 4,8 МПа.

Що стосується дуг хребців, то за рахунок фіксації напруження в дугах хребців поперекового відділу зростають і спостерігаються в межах від 5,2 МПа в хребці L2 до 9,8 МПа в хребці L5. Також збільшується рівень напружень в дугах хребців нижньогрудного відділу, а саме на хребцях Th8-Th12, де він визначається в межах від 6,7 МПа до 11,1 МПа з максимумом на хребці Th11.

Таж сама тенденція спостерігається і в дуговідросткових суглобах, де наявність металевої конструкції призводить до підвищення рівня напружень в суглобах хребців нижньогрудного відділу, де вони визначаються в межах від 8,0 МПа до 11,5 МПа. В поперековому відділі спостерігається підвищення величини напружень в суглобах хребця L1 до 10,9 МПа. В нижче розташованих суглобах рівень напружень спостерігається нижче показників моделі в нормі та поступово знижується досягаючи мінімуму 3,5 МПа в хребці L5. В зонах навколо фіксуючих гвинтів напруження визначаються на рівні 11,5 МПа та 8,2 МПа в хребцях L4 та L5, відповідно.

На рис. 3.2 наведено картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції моделі.

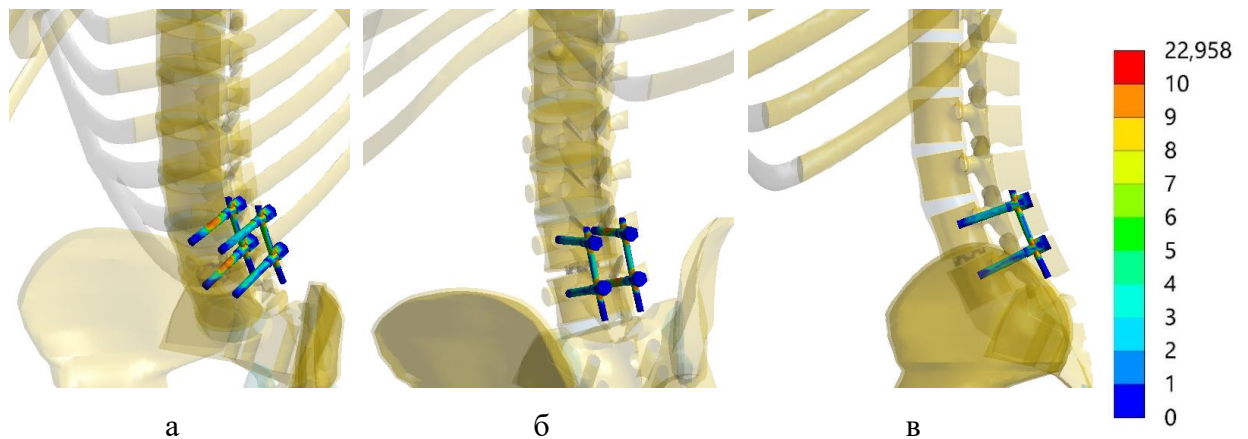


Рисунок 3.2 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Із елементів металевої конструкції самими напруженими 130,2 МПа виявляються стрижні за рахунок дії важелів у вигляді фіксуючих гвинтів. На самих гвинтах найбільші напруження виникають в хребці L5 – 25,5 МПа. В хребці L4 напруження декілька нижчі і не перевищують позначки 20,5 МПа.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Величини напружень в елементах моделі хребта із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,5	1,4	2,8			
T2	1,3	1,6	2,6			
T3	1,3	1,2	2,2			
T4	1,3	1,2	3,1			
T5	1,7	2,3	4,8			
T6	2,8	4,6	6,7			
T7	2,7	5,0	7,0			
T8	3,4	6,7	8,0			
T9	3,4	7,8	9,9			
T10	2,6	8,2	10,2			
T11	2,8	11,1	11,5			
T12	2,4	7,0	9,8			
L1	3,7	7,8	10,9			
L2	2,3	5,2	7,7			
L3	2,6	5,9	8,2			
L4	4,8	5,4	6,5	11,5	20,5	130,2
L5	7,0	9,8	3,5	8,2	25,5	

Приведені дані надають наочне уявлення про те, що задній спондилодез хребців L4-L5 викликає підвищення величин напружень в дугах та дуговідросчатих суглобах хребців нижньогрудного відділу хребта.

Наступним етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами. Характер розподілу напружень в кісткових елементах моделі наведено на рис. 3.3.

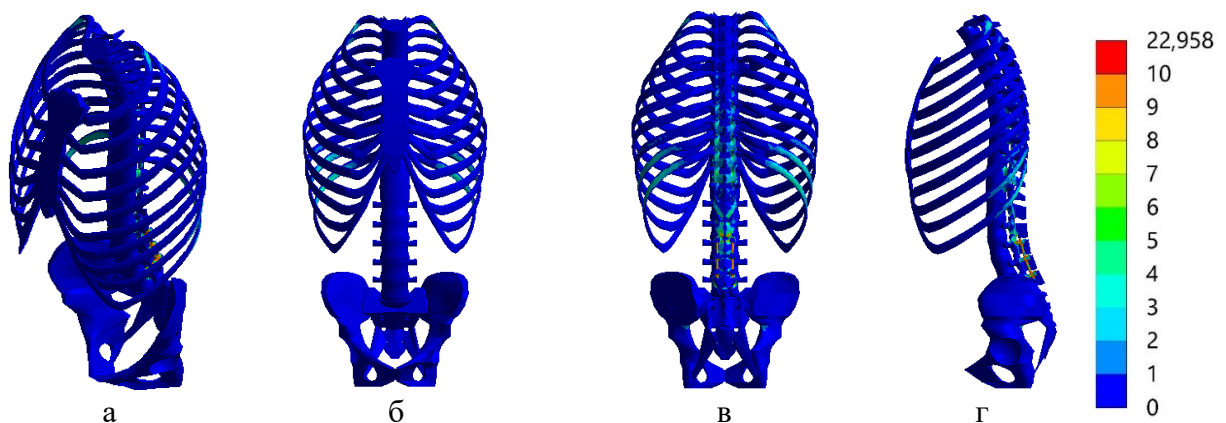


Рисунок 3.3 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Виконання спондилодезу трьох хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами веде до вирівнювання напружень в тілах хребців поперекового відділу хребта. При цьому мінімальні значення напружень від 1,3 МПа до 1,7 МПа визначаються в тілах хребців L2-L4, найбільш напруженим є тіло хребця L5 – 5,0 МПа. Напруження в хребцях грудного відділу не перевищують значення 3,2 МПа, яке зафіксовано в тілі хребця Th8.

В дугах зафіксованих хребців найнижчий рівень напружень 3,2 МПа і 3,3 МПа визначається, відповідно, в дугах хребців L3 і L4. В дугах хребця L5 величина напружень спостерігається на рівні 7,3 МПа. В дугах хребців

розташованих вище зони інструментації напруження зростають від 6,5 МПа в хребці L1 до 8,3 МПа в хребці Th11.

В дуговідросткових суглобах хребців поперекового відділу рівень напружень поступово знижується від 6,3 МПа в хребці L1 до 3,2 МПа в хребці L5. Максимальні значення напружень 8,8 МПа та 8,9 МПа визначаються в дугах хребців Th11 і Th12, відповідно.

В зонах навколо фіксуючих гвинтів мінімальне значення напружень 3,7 МПа визначається в хребці L4. В хребця L3 і L5 рівень напружень вище – 6,0 МПа та 6,7 МПа, відповідно.

Картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції можна побачити на рис. 3.4.

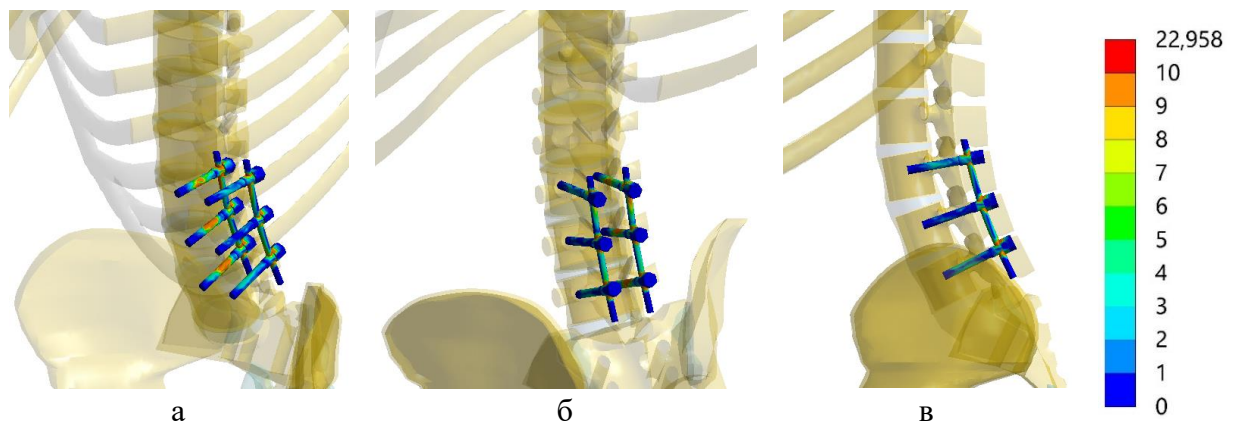


Рисунок 3.4 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Проведене моделювання показало, що трьох точкова фіксація знижує навантаження на стрижень конструкції, де напруження визначаються на позначці 98,0 МПа. На фіксуючих гвинтах максимум напружень 22,7 МПа припадає на нижні гвинти, що розташовані в хребці L5. Надалі рівень

напружень спадає до 20,3 МПа та 20,0 МПа, відповідно на гвинтах в хребцях L4 і L3.

В табл. 3.2 наведено дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

Таблиця 3.2 – Величини напружень в елементах моделі хребта із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,5	1,3	2,4			
T2	1,3	1,4	2,2			
T3	1,2	1,0	2,2			
T4	1,2	1,1	2,7			
T5	1,5	2,3	3,8			
T6	1,8	3,5	4,8			
T7	2,4	4,5	5,8			
T8	3,2	5,5	6,5			
T9	2,9	6,7	7,0			
T10	2,8	6,1	7,2			
T11	2,4	8,3	8,8			
T12	2,4	6,7	8,9			
L1	3,1	6,5	6,3			
L2	1,5	4,7	5,7			
L3	1,7	3,2	4,6	6,0	20,0	98,0
L4	1,3	3,3	3,7	4,5	20,3	
L5	5,0	7,3	3,2	6,7	22,7	

Приведені дані свідчать, що при використанні заднього спондилодезу хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами найбільш напруженим є відділ хребта від хребця Th8 до хребця L1. На фіксуєючих гвинтах спостерігається тенденція до рівномірного напруження від хребця L3 до хребця L5 та високий рівень напружень в стрижнях конструкції.

Останнім етапом роботи вивчали модель із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами, розподіл напружень в кісткових елементах якої наведено на рис. 3.5.

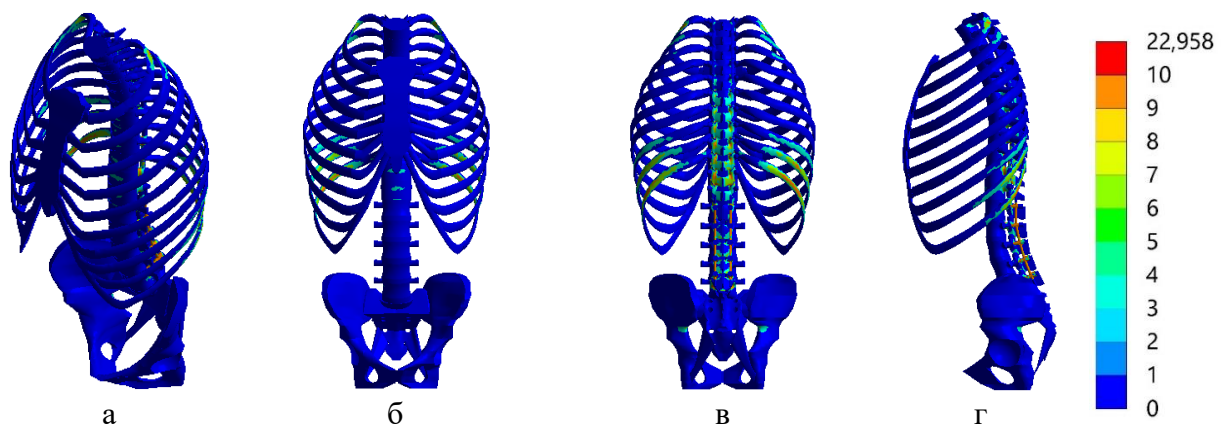


Рисунок 3.5 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Збільшення протяжності заднього спондилодезу до хребця L1 приводить до того, що найбільш напруженим серед тіл хребців поперекового відділу є тіло хребця L5, де напруження визначаються на рівні 3,2 МПа та хребця L1 – 3,0 МПа. Інші хребці поперекового відділу хребта навантажені практично рівномірно, про що свідчать величини напружень, які не виходять за межі від 1,1 МПа до 1,3 МПа.

Також в поперековому відділі хребта найбільш напруженими 6,2 МПа є дуги хребці L1 та хребця L5 – 6,0 МПа, але максимальне значення напружень припадає на дуги хребця Th11, де вони визначаються на рівні 8,5 МПа.

З точки зору напружень в дуговідросткових суглобах найбільш навантаженим виявляється нижньогрудний відділ хребта від хребця Th9 до Th12, де величини напружень визначаються в межах від 6,2 МПа до 8,5 МПа. В поперековому відділі хребта найбільші напруження 5,5 МПа виникають в дуговідросткових суглобах хребця L1. Найнижчий рівень напружень 3,0 МПа спостерігається в суглобах хребця L5. В суглобах інших хребців напруження визначаються в межах від 3,1 МПа в хребцях L4 до 3,6 МПа в хребці L3.

Навколо фіксуючих гвинтів максимальна величина напружень 7,7 МПа зафіксована в хребці L1, мінімальна – 2,9 МПа в хребці L3.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами можна побачити на рис. 3.6.

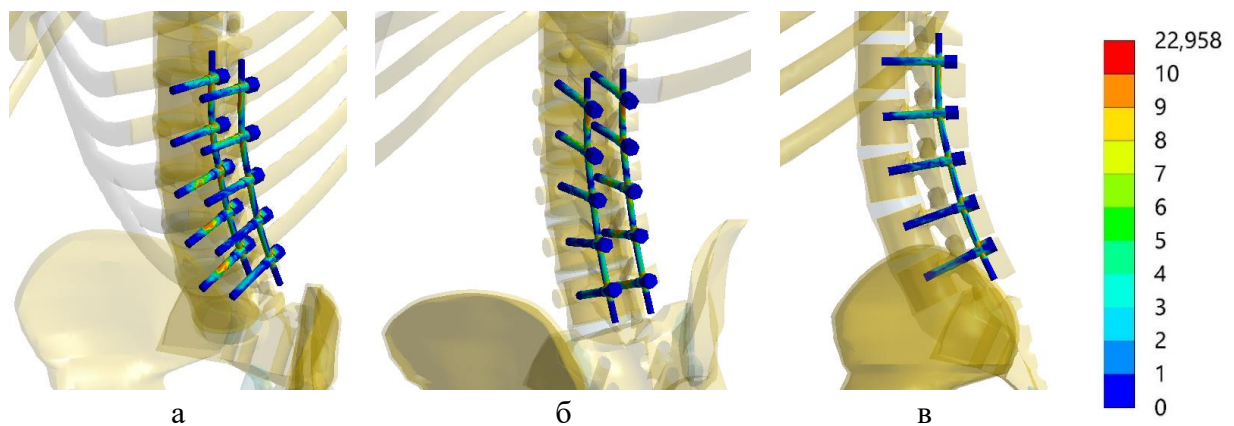


Рисунок 3.6 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Проведене дослідження показало, що довга конструкція на 5 хребців дозволяє знизити рівень напружень на стрижнях до 67,4 МПа, що відбувається за рахунок більш рівномірного розподілу навантажень по всій довжині стрижнів. Але за це приходиться розраховуватись великими напруженнями на фіксуючих гвинтах, максимум яких 46,7 МПа та 44,9 МПа припадає саме на верхні гвинти, що розташовані в хребцях L2 та L1, відповідно. Надалі рівень напружень поступово знижується до мінімального значення 17,3 МПа на гвинтах в хребці L4.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами наведені в табл. 3.3.

Таблиця 3.3 – Величини напружень в елементах моделі хребта із нормальним лордозом і заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,4	1,3	2,2			
T2	1,3	1,2	2,2			
T3	1,2	1,0	2,2			
T4	1,1	1,0	2,5			
T5	1,3	2,3	3,0			
T6	1,7	3,5	4,3			
T7	2,1	4,3	5,1			
T8	3,0	5,3	5,9			
T9	2,9	6,6	6,2			
T10	2,5	6,1	6,1			
T11	2,2	8,5	8,1			
T12	2,2	6,5	8,5			
L1	2,0	6,2	5,5	7,7	44,9	67,4
L2	1,3	3,6	3,4	4,2	46,7	
L3	1,1	2,3	3,6	2,9	19,9	
L4	1,3	2,3	3,1	3,1	17,3	
L5	3,2	6,0	3,0	4,1	20,7	

Даний варіант спондилодезу дозволяє знизити до мінімуму рівень напружень в елементах хребцях L3-L4, при цьому отримати максимальні

напруження в тілі та дуговідросткових суглобах хребців нижньогрудного відділу хребта, а саме на хребцях Th8-Th12. При даній схемі виконання спондилодезу основне навантаження сприймають верхні гвинті, які розташовані в хребці L1-L2.

Обговорення. Задній спондилодез транспедікулярною конструкцією на 2 хребця L4-L5 призводить до виникнення максимальних напружень в тілах хребців поперекового відділу хребта, особливо це стосується саме хребців хребця L4-L5. Найменші величини напружень в тілах хребців поперекового відділу вдається отримати при накладанні транспедікулярної конструкції на всі 5 хребців поперекового відділу.

Використання всіх варіантів заднього спондилодезу, окрім 4-х гвинтової схеми, дозволяє знизити рівень напружень в дугах хребців поперекового відділу хребта нижче рівня моделі хребта в нормі за винятком хребця L1. В той же час це призводить до підвищення рівня напружень в грудному відділі хребта від хребця Th6 до Th12. Але слід відмітити, що й в цьому випадку транспедікулярна конструкція накладена на всі 5 хребців поперекового відділу хребта забезпечує найнижчий рівень напружень в дугах хребців грудного відділу ніж інші схеми заднього спондилодезу.

Ситуація з розподілом напружень в дуговідросткових суглобах аналогічна розподілу напружень в дугах хребців. Особливістю є той факт, що величини напружень в суглобах хребців грудного відділу хребта значно перевищують аналогічні показники моделі хребта в нормі, що скоріше за все пов'язано з анатомічними змінами в хребті (спрямлений лордоз, нахил тулубу вперед).

Конструкція, що накладається на всі хребці поперекового відділу хребта, забезпечує мінімальний рівень напружень в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Скорочення протяжності фіксації призводить до значного підвищення напружень в цих зонах.

Результати проведеного моделювання, які відображені на діаграмі, наочно свідчать про те, що при всіх варіантах монтажу транспедікулярної

конструкції величини напружень на гвинтах в хребцях L3-L5 співставні. При використанні конструкції на 5 хребців поперекового відділу хребта фіксуючі гвинти в хребці L1 та L2 випробують значні навантаження, які, відповідно, викликають значні напруження в них.

Максимальний рівень напружень в стрижнях виникає при інструментації двох хребців L4-L5, мінімальний – при накладанні конструкції на всі п'ять хребців поперекового відділу хребта.

3.2 Вивчення напружено деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта, в разі негативних показників сагітального балансу хребта та тазу

Першим етапом роботи досліджували напружено-деформований стан моделі хребта в нормі. Розподіл напружень в кісткових елементах моделі наведено на рис. 3.7.

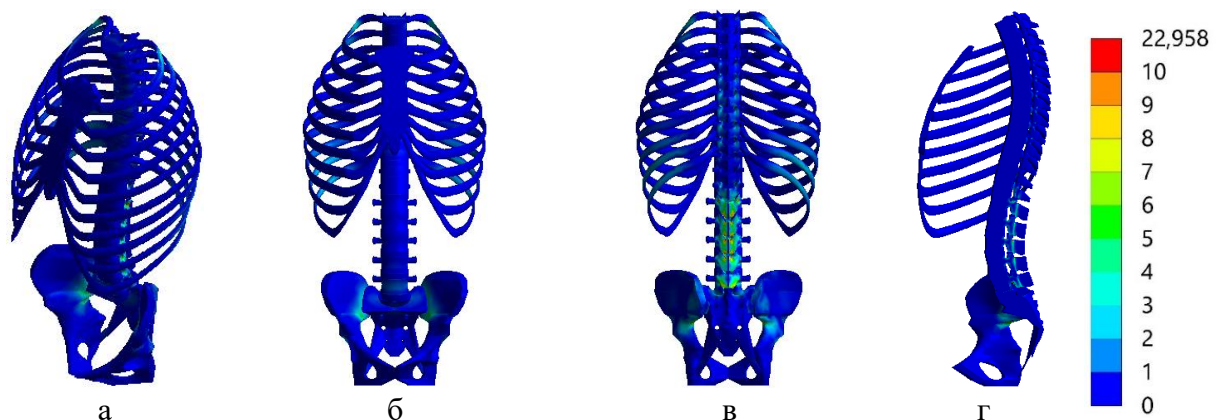


Рисунок 3.7 – Напружено-деформований стан моделі хребта з грудною клітиною в нормі: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Як показали дослідження, в нормі найбільш напруженими є тіла хребців L1 та L2, де напруження сягають рівня 1,7 МПа. Найменш напруженими виявилися хребці Th11 – 0,7 МПа, і Th9 та Th10 – 0,8 МПа.

Корені дуг виявилися найбільш навантаженими в хребцях поперекового відділу. Найбільші напруження в цьому відділі спостерігаються в дугах хребця L4 – 5,4 МПа, найменші 4,3 МПа – в дугах хребців L1 та L2. В дугах хребців L4 та L5 напруження визначаються на рівні 5,0 МПа та 4,5 МПа, відповідно. Найменш напруженими є дуги хребців верхньогрудного відділу Th1-Th4, в яких напруження не перевищують рівня 1,4 МПа.

В дуговідросткових суглобах найбільший рівень напружень визначається також в поперековому відділі хребта, а саме в хребцях L3 – 9,0 МПа, L2 – 8,0 МПа, L1 – 7,7 МПа, L4 – 7,2 МПа, L5 – 7,0 МПа. Найменш напруженими є суглоби верхньогрудного відділу Th1-Th4, напруження на яких визначаються на рівні 1,4 МПа.

Дані про величини напружень в кісткових елементах моделі хребта в нормі наведені в табл. 3.4.

Таблиця 3.4 – Величини напружень в кісткових елементах моделі хребта в нормі

Хребці	Напруження, МПа		
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби
T1	1,1	1,4	1,4
T2	1,0	1,3	1,4
T3	0,9	1,3	1,4
T4	1,1	1,4	1,4
T5	1,2	2,3	2,0
T6	1,2	2,6	2,1
T7	1,0	3,0	2,3
T8	1,0	2,9	1,9
T9	0,8	3,0	1,0
T10	0,8	2,7	1,4
T11	0,7	2,5	2,0
T12	0,9	3,3	3,2
L1	1,7	4,3	7,7
L2	1,7	4,3	8,0
L3	1,5	5,0	9,0
L4	1,5	5,4	7,2
L5	1,5	4,5	7,0

Для наочного порівняння величин напружень в кісткових елементах моделі хребта в нормі була побудована діаграма, яка наведена на рис. 3.8.

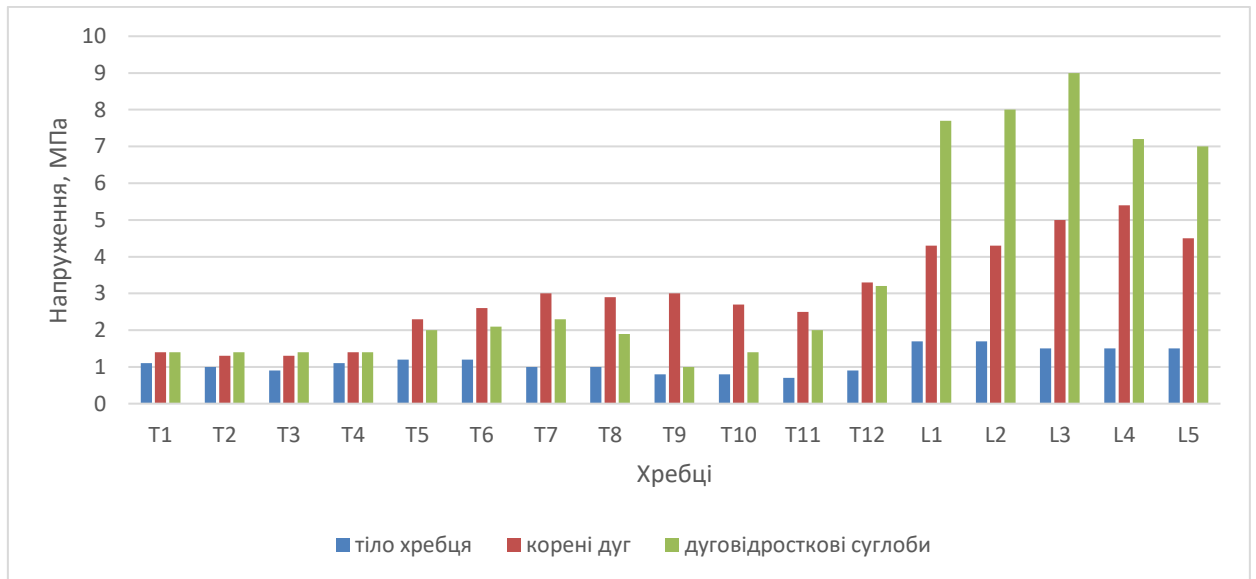


Рисунок 3.8 – Діаграма величин напружень в кісткових елементах моделі хребта в нормі.

Як бачимо на діаграмі, в нормі напруження в кісткових елементах хребта зростають від верхнього відділу до нижнього, що цілком логічно пояснюється зростанням навантаження на хребці.

Розглянемо, як змінюється напружено-деформований стан моделі хребта при спрямованому лордозі, зміщенні вперед, і виконанні заднього спондилодезу хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією на 4-х гвинтах в поєднанні з міжхребцевим кейджем. Картину розподілу напружень в моделі наведено на рис. 3.9.

Як показали проведені дослідження, зі зміною анатомічних співвідношень елементів моделі, та накладанням металевих конструкцій на хребці L4-L5, зона максимальних напружень в тілах хребців зміщується саме на хребці L4-L5, де напруження визначаються на рівні 4,7 МПа та 5,1 МПа, відповідно.

Що стосується дуг хребців, то за рахунок фіксації напруження в дугах хребців L4-L5 знижуються до рівня верхньогрудного відділу, і дорівнюють 1,4 МПа та 1,9 МПа, відповідно. При цьому максимальний рівень напружень

зміщується до нижньогрудного відділу, а саме на хребцях Th11 – 11,4 МПа, Th12 – 9,2 МПа, Th10 – 8,1 МПа.

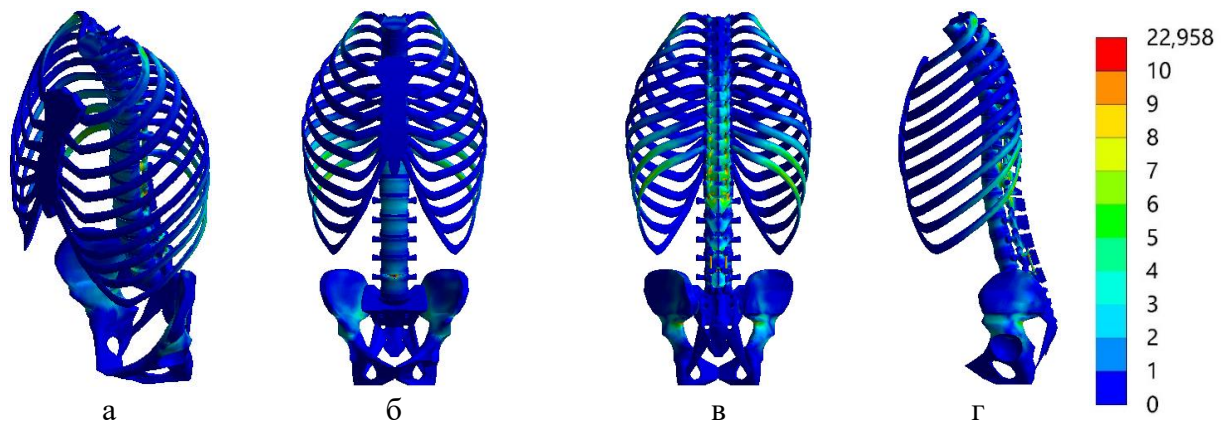


Рисунок 3.9 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Таж сама тенденція спостерігається і в дуговідросткових суглобах, де напруження знижуються в фіксованих хребцях L4-L5 до 2,7 МПа та 3,7 МПа, відповідно, і одночасно підвищуються на рівні хребців Th9-L1, де вони визначаються в межах від 9,9 МПа до 10,5 МПа. В зонах навколо фіксуючих гвинтів напруження визначаються на рівні 2,8 МПа та 3,8 МПа в хребцях L4-L5, відповідно.

На рис. 3.10 наведено картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції моделі.

Із елементів металевої конструкції самими напруженими 81,9 МПа виявляються стрижні за рахунок дії важелів у вигляді фіксуючих гвинтів. На самих гвинтах найбільші напруження виникають в хребці L5 – 12,0 МПа. В хребці L4 напруження декілька нижчі, і не перевищують позначки 10,4 МПа.

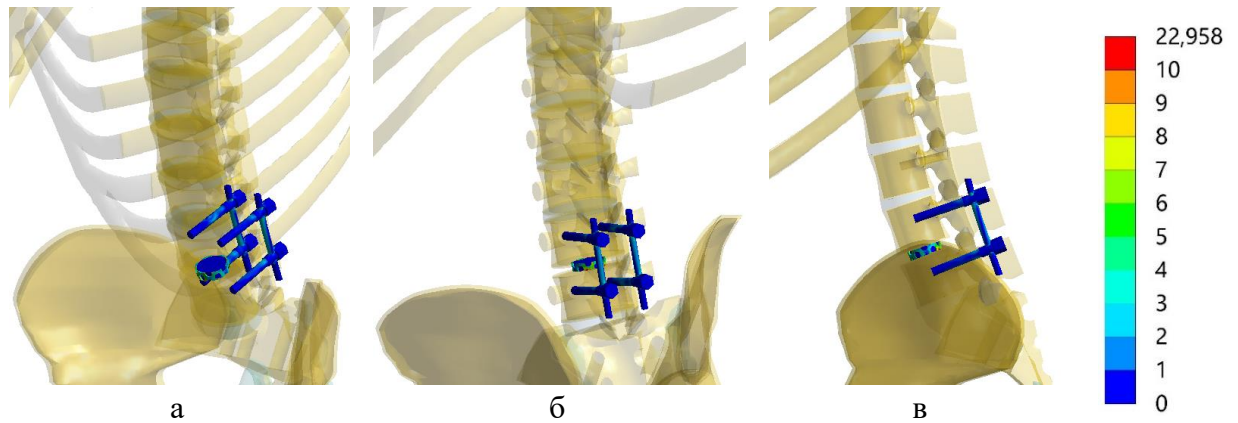


Рисунок 3.10 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою наведено в табл. 3.5.

Таблиця 3.5 – Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,5	1,4	2,6			
T2	1,3	1,3	2,6			
T3	1,2	1,2	2,4			
T4	1,2	1,4	3,0			
T5	1,6	2,7	3,8			
T6	2,0	3,8	5,2			
T7	2,7	4,9	6,4			
T8	3,4	6,2	7,4			
T9	3,4	7,7	9,9			
T10	2,4	8,1	10,0			
T11	2,5	11,4	10,5			
T12	2,0	9,2	10,4			
L1	3,7	6,6	10,1			
L2	3,0	4,4	4,7			
L3	2,4	2,6	4,1			
L4	4,7	1,4	2,7	2,8	10,4	81,9
L5	5,1	1,9	3,7	3,8	12,0	

Наочно порівняти величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 3.11.

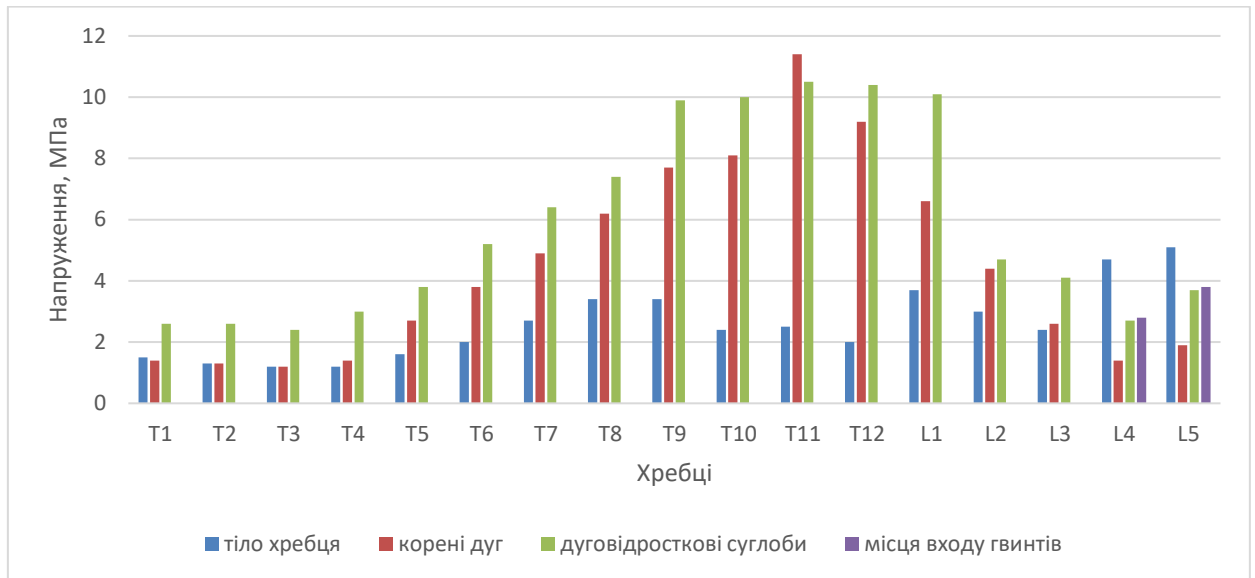


Рисунок 3.11 – Діаграма величин напружень в кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою.

Приведена діаграма дає наочне уявлення про зниження величин напружень в фіксованих хребцях L4-L5 нижче рівня моделі в нормі, а також про значне підвищення напружень від середньогрудного відділу хребта до верхньогрудного.

Порівняти величини напружень в елементах металевої конструкції дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 3.12.

Наступним етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами. Характер розподілу напружень в кісткових елементах моделі наведено на рис. 3.13.

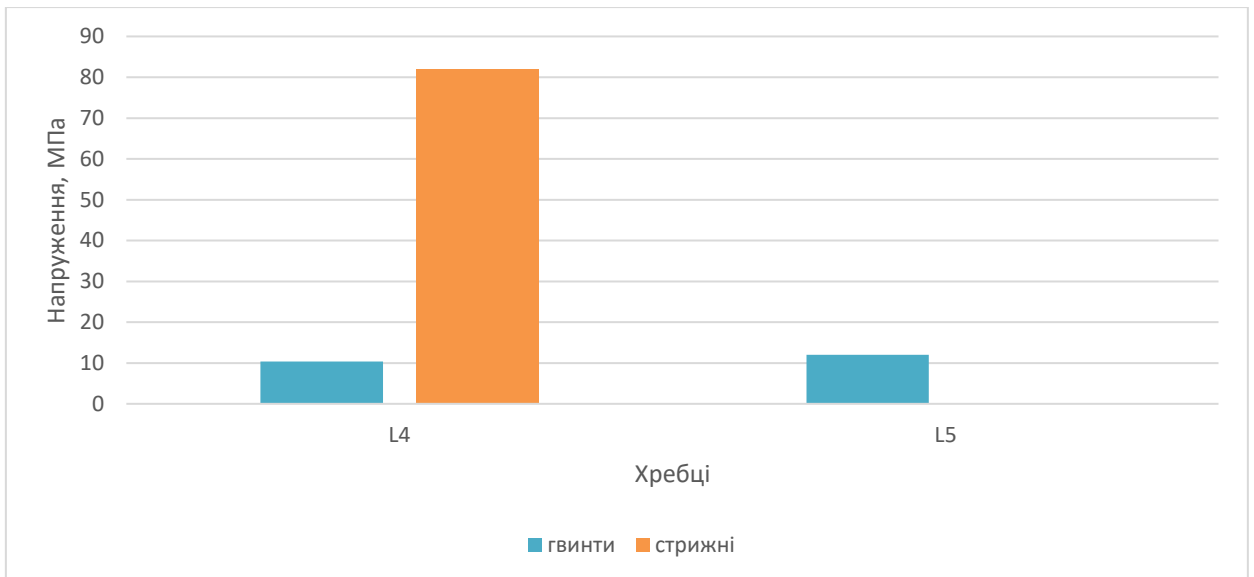


Рисунок 3.12 – Діаграма величин напружень в металевих елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедікулярною конструкцією з 4 гвинтами та міжтіловою опорою.

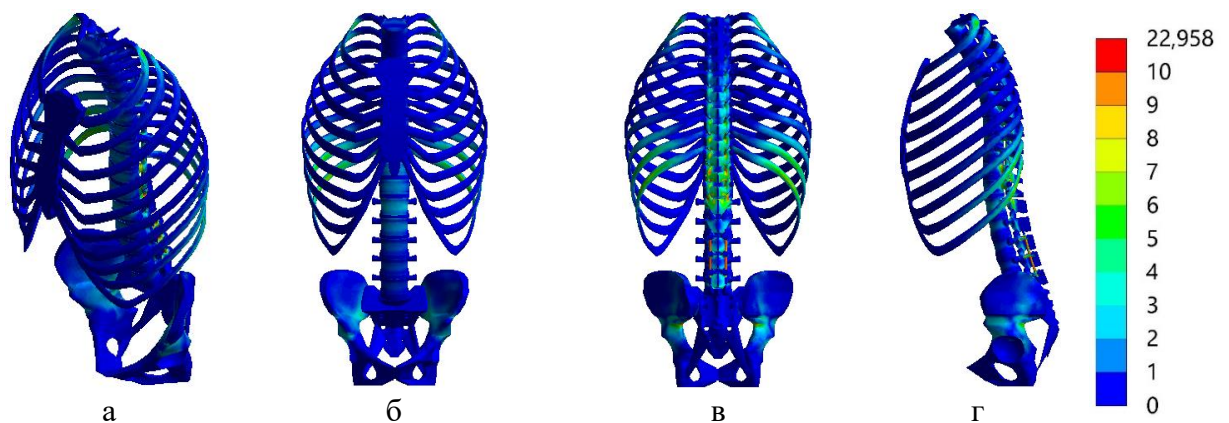


Рисунок 3.13 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Виконання спондилодезу трьох хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами веде до вирівнювання напружень в тілах хребців поперекового відділу хребта. При цьому мінімальні значення напружень 1,7 МПа визначаються в тілах хребців L4-L5, найбільш напруженим є тіло

хребця L1 – 3,3 МПа. Також максимальний рівень напружень 3,4 МПа зафіксовано в тілах хребців Th8, Th9.

Серед зафіксованих хребців найнижчий рівень напружень 1,2 МПа визначається в дугах хребця L4. В дугах хребців L3 і L5 величина напружень спостерігається на рівні 2,2 МПа та 2,0 МПа, відповідно. В інших відділах хребта напруження в дугах хребців поступово зростають до рівня хребця Th11, де досягають максимального значення 11,0 МПа, потім напруження спадають до мінімуму в поперековому відділі.

Аналогічна тенденція спостерігається і в дуговідросткових суглобах, величина напружень в яких зростає, сягаючи максимуму 10,3 МПа в суглобах хребців Th11 і Th12, потім знижується до мінімуму 2,5 МПа в суглобах хребця L4.

В зонах навколо фіксуючих гвинтів мінімальне значення напружень 2,3 МПа визначається в хребці L4. В хребця L3 і L5 рівень напружень вище – 3,6 МПа.

Картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції можна побачити на рис. 3.14.

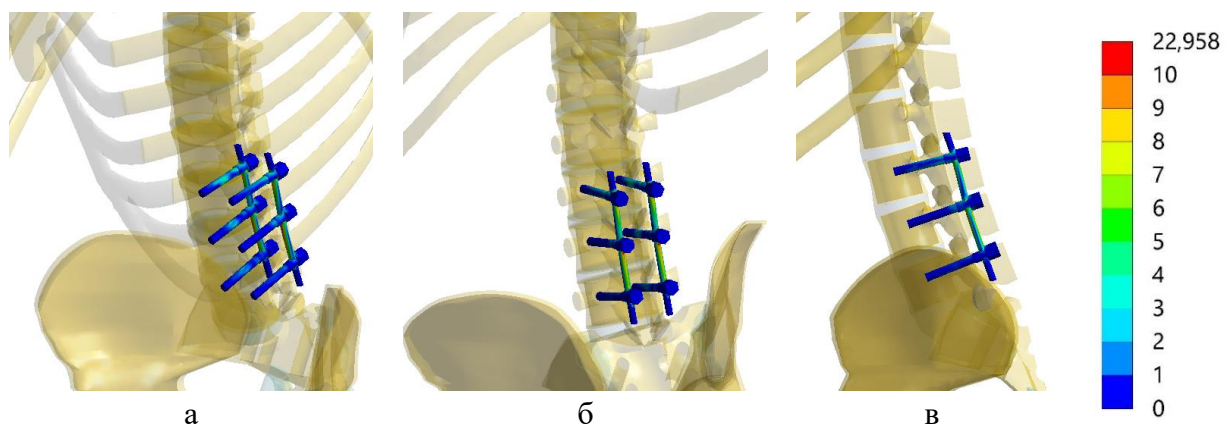


Рисунок 3.14 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Проведене моделювання показало, що трьох точкова фіксація значно більше навантажує стрижень конструкції, де напруження сягають позначки 131,5 МПа. На фіксуючих гвинтах максимум напружень 20,3 МПа припадає на верхні гвинти, що розташовані в хребці L3. Надалі рівень напружень спадає до 13,4 МПа та 9,3 МПа, відповідно на гвинтах в хребцях L4 і L5.

В табл. 3.6 наведено дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

Таблиця 3.6 – Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дугівідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,5	1,3	2,5			
T2	1,3	1,3	2,6			
T3	1,2	1,2	2,5			
T4	1,2	1,4	2,9			
T5	1,5	2,8	3,7			
T6	1,9	3,7	5,1			
T7	2,5	4,8	6,4			
T8	3,4	5,8	7,2			
T9	3,4	7,2	9,8			
T10	2,3	7,6	9,8			
T11	2,3	11,0	10,3			
T12	2,0	8,5	10,3			
L1	3,3	6,7	8,9			
L2	2,7	3,8	3,5			
L3	2,2	2,2	3,2	3,6	20,3	
L4	1,7	1,2	2,5	2,3	13,4	131,5
L5	1,7	2,0	3,5	3,6	9,3	

Візуально порівняти величини напружень в кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 3.15.

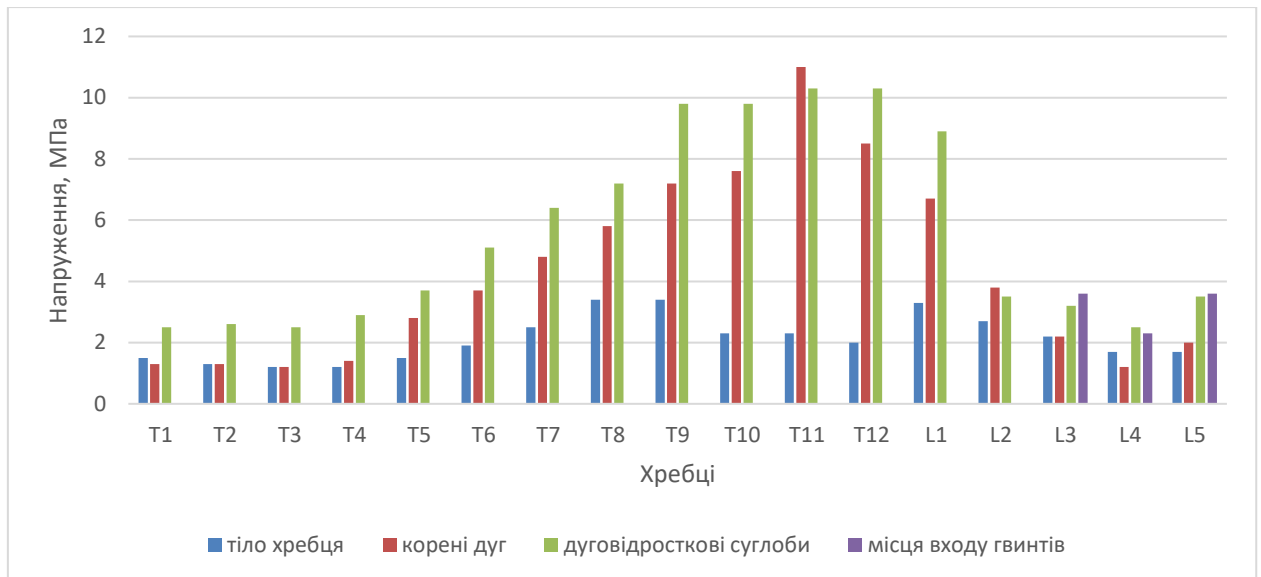


Рисунок 3.15 – Діаграма величин напружень в кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

На діаграмі наочно видно, що при використанні заднього спондилодезу хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами найбільш напруженим є відділ хребта від хребця Th8 до хребця L1.

Діаграма, яка наведена на рис. 3.16, відображає співвідношення напружень в елементах металевої конструкції елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

Наведена діаграма наочно демонструє тенденцію зниження рівня напружень на фіксуючих гвинтах від хребця L3 до хребця L5 та високий рівень напружень в стрижнях конструкції.

Останнім етапом роботи вивчали модель із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами, розподіл напружень в кісткових елементах якої наведено на рис. 3.17.

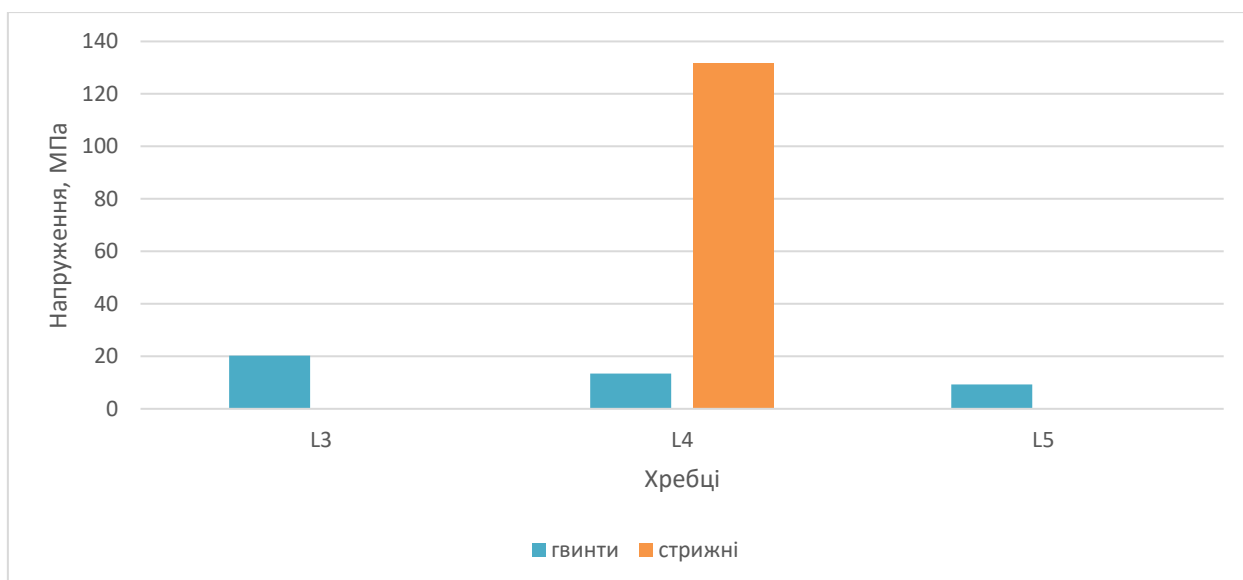


Рисунок 3.16 – Діаграма величин напружень в металевих елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедікулярною конструкцією з 6 гвинтами.

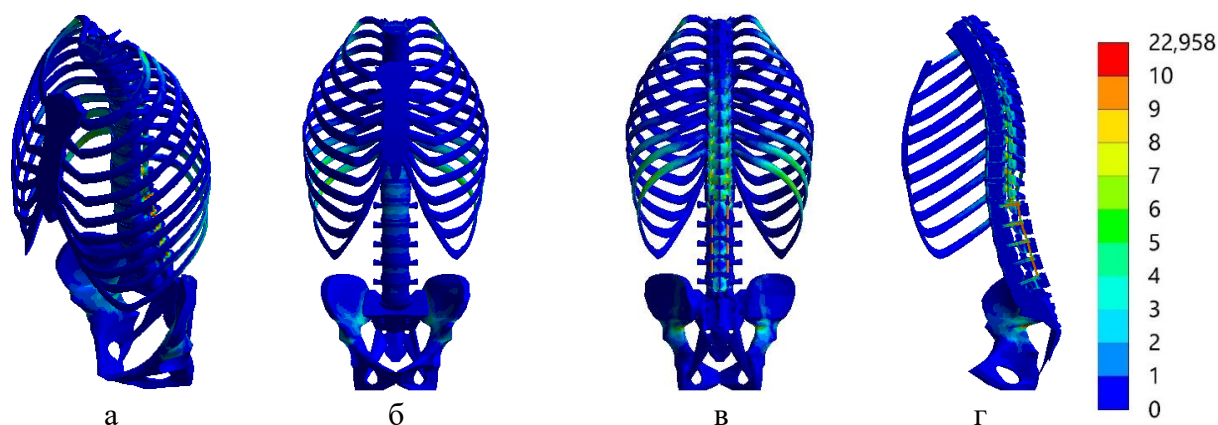


Рисунок 3.17 – Розподіл напружень в кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами: а – загальний вид; б – вид спереду; в – вид ззаду; г – вид в сагітальній площині.

Збільшення довжини заднього спондилодезу до хребця L1 приводить до того, що найбільш напруженим серед тіл хребців поперекового відділу є тіло хребця L1, де напруження визначаються на рівні 3,0 МПа. Інші хребці поперекового відділу хребта навантажені практично рівномірно, про що

свідчать величини напружень. Так в тілах хребців L4, L5 напруження визначаються на рівні 1,6 МПа, в тілах хребців L2, L3 – 2,1 МПа та 2,2 МПа, відповідно.

Також в поперековому відділі хребта найбільш напруженими 7,2 МПа є дуги хребці L1, але ще більш напруженими виявляються дуги суміжних з ним хребців Th11, Th12, величини напружень на яких визначаються на рівні 10,0 МПа та 8,1 МПа, відповідно. Найменш напруженими 1,1 МПа є дуги хребця L4.

З точки зору напружень в дуговідросткових суглобах найбільш навантаженим виявляється нижньогрудний відділ хребта від хребця Th9 до Th12, де величини напружень визначаються в межах від 9,5 МПа до 10,2 МПа. В поперековому відділі хребта найбільші напруження 8,4 МПа виникають в дуговідросткових суглобах хребця L1. Найнижчий рівень напружень 2,3 МПа спостерігається в суглобах хребця L4. В суглобах інших хребців напруження визначаються в межах від 3,3 МПа в хребцях L2, L3 до 3,5 МПа в хребці L5.

Аналогічна картина спостерігається і з розподілом напружень навколо фіксуючих гвинтів. Максимальна величина напружень 12,7 МПа зафіксована в хребці L1, мінімальна – 2,3 МПа в хребці L4.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами можна побачити на рис. 3.18.

Проведене дослідження показало, що довга конструкція на 5 хребців дозволяє знизити рівень напружень на стрижнях до 76,2 МПа, що відбувається за рахунок більш рівномірного розподілу навантажень по всій довжині стрижнів. Але за це приходиться розраховуватись великими напруженнями на фіксуючих гвинтах, максимум яких припадає саме на верхні гвинти, що розташовані в хребці L1. Надалі рівень напружень поступово знижується до мінімального значення 10,4 МПа на гвинтах в хребці L5.

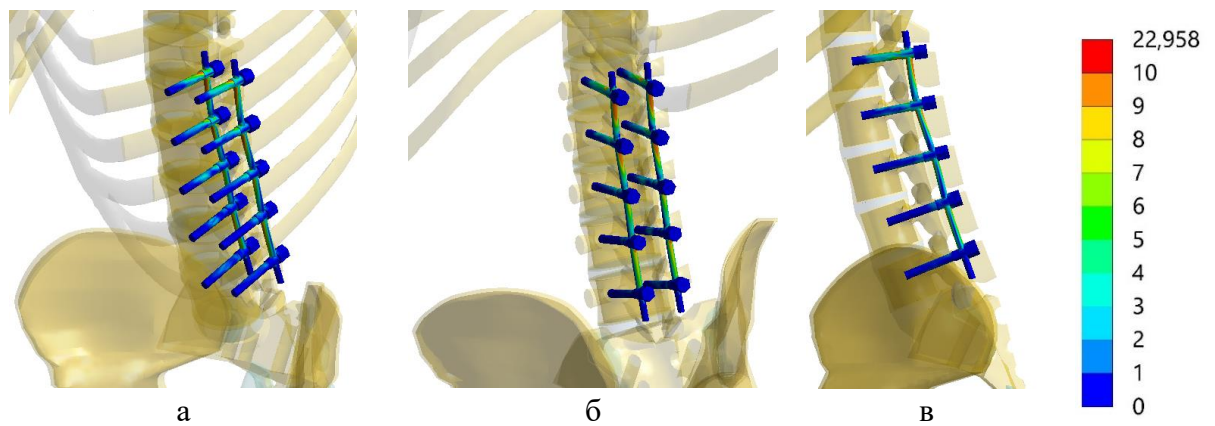


Рисунок 3.18 – Розподіл напружень в металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид в сагітальній площині.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами наведені в табл. 3.7.

Таблиця 3.7 – Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

Хребці	Напруження, МПа					
	тіло хребця	корені дуг	дуговідросткові суглоби	місця входу гвинтів	гвинти	стрижні
T1	1,5	1,3	2,6			
T2	1,3	1,3	2,4			
T3	1,2	1,2	2,4			
T4	1,1	1,4	3,0			
T5	1,4	2,8	3,7			
T6	1,8	3,7	5,0			
T7	2,3	4,6	6,5			
T8	3,3	5,4	7,1			
T9	3,3	6,7	9,6			
T10	2,2	6,5	9,5			
T11	2,2	10,0	10,2			
T12	2,0	8,1	10,1			
L1	3,0	7,2	8,4	12,7	60,0	
L2	2,1	3,5	3,3	5,0	40,2	
L3	2,2	2,1	3,3	2,7	22,6	
L4	1,6	1,1	2,3	2,3	12,0	76,2
L5	1,6	2,6	3,5	4,0	10,4	

Діаграма, яка наведена на рис. 3.19, відображає співвідношення величин напружень в кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

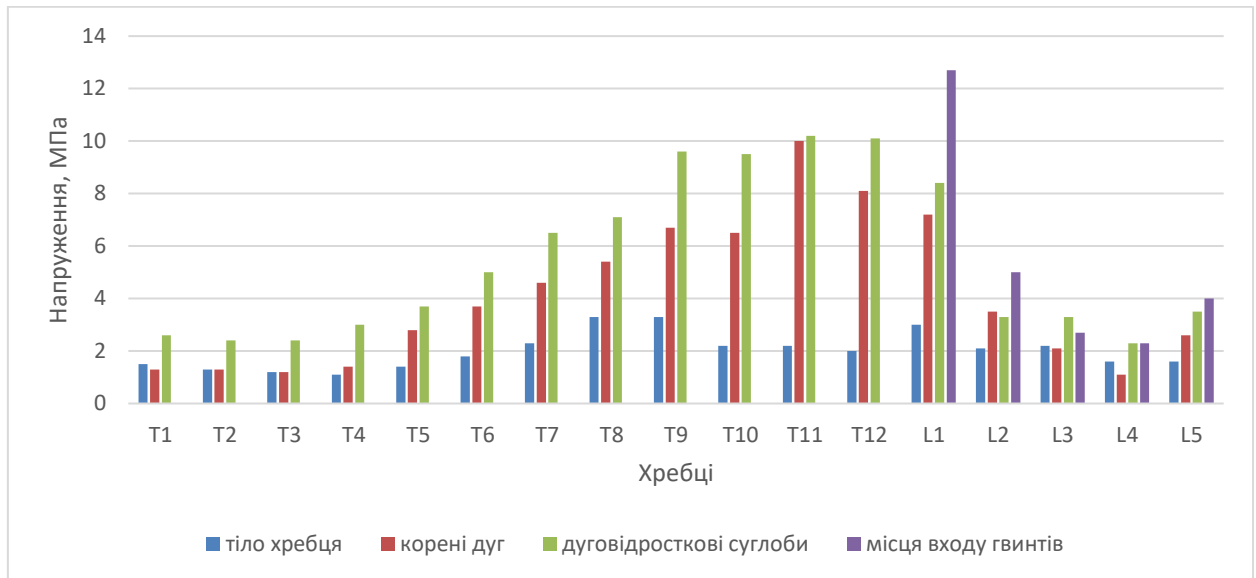


Рисунок 3.19 – Діаграма величин напружень в кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

Діаграма дає наочне уявлення про те, що даний варіант спондилодезу дозволяє знизити до мінімуму рівень напружень в елементах хребця L4, при цьому отримати максимальні напруження в тілі та дуговідросткових суглобах хребця L1. Також зона великих напружень в дугах в суглобах припадає на нижньогрудний відділ хребта, а саме на хребці Th9-Th12.

Діаграма на рис. 3.20 відображає співвідношення величин напружень в елементах металевої конструкції моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

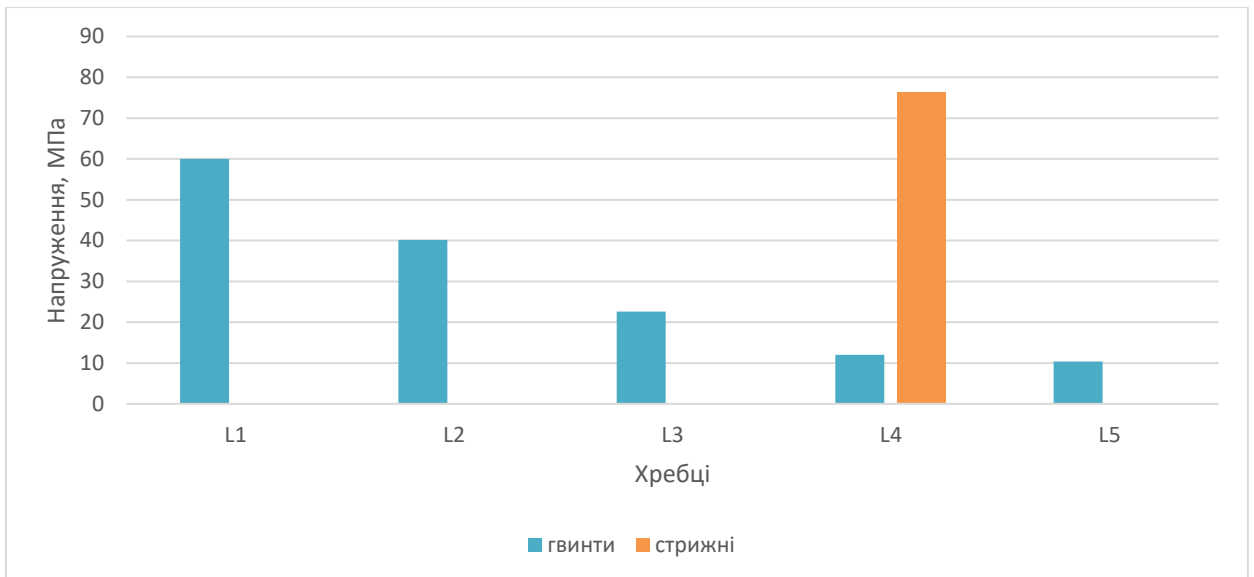


Рисунок 3.20 – Діаграма величин напружень в металевих елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедікулярною конструкцією з 10 гвинтами.

Як бачимо на діаграмі, основне навантаження при даній схемі виконання спондилодезу сприймають верхні гвинти, що розташовані в хребці L1, що проявляється в великих значеннях величин напружень.

Розглянемо, як співвідносяться величини напружень в різних елементах моделей в залежності від схеми виконання заднього спондилодезу поперекового відділу хребта. На рис. 3.21 наведена діаграма величин напружень в тілах хребців в залежності від варіанту спондилодезу.

Як видно на діаграмі, задній спондилодез транспедікулярною конструкцією на 2 хребця L4-L5 призводить до виникнення максимальних напружень в тілах хребців поперекового відділу хребта, особливо це стосується саме хребців L4-L5. Найменші величини напружень в тілах хребців поперекового відділу вдається отримати при накладанні транспедікулярної конструкції на всі 5 хребців поперекового відділу.

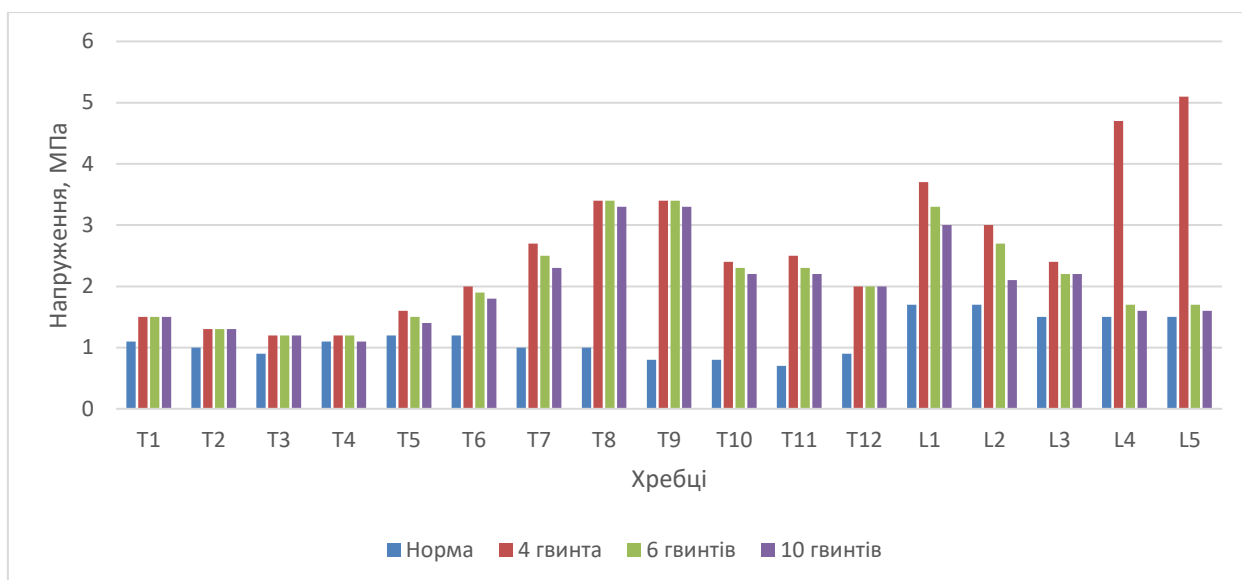


Рисунок 3.21 – Діаграма величин напружень в тілах хребців в залежності від варіанту спондилодезу.

На рис. 3.22 наведена діаграма, яка відображає співвідношення величин напружень в коренях дуг хребців в залежності від варіанту спондилодезу.

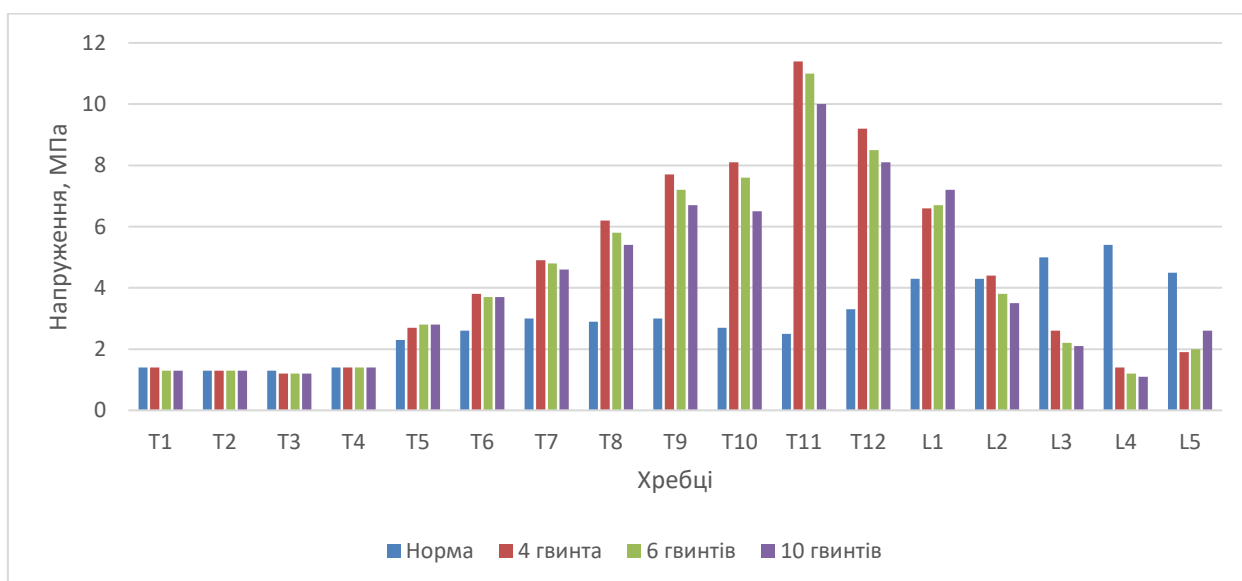


Рисунок 3.22 – Діаграма величин напружень в коренях дуг хребців в залежності від варіанту спондилодезу.

Наведена діаграма наочно демонструє, що використання всіх варіантів заднього спондилодезу дозволяє знизити рівень напружень в дугах хребців поперекового відділу хребта нижче рівня моделі хребта в нормі за винятком

хребця L1. В той же час це призводить до підвищення рівня напружень в грудному відділі хребта від хребця Th5 до Th12. Але слід відмітити, що й в цьому випадку транспедикулярна конструкція накладена на всі 5 хребців поперекового відділу хребта забезпечує найнижчий рівень напружень в дугах хребців грудного відділу ніж інші схеми заднього спондилодезу.

Порівняти величини напружень в дуговідросткових суглобах хребців в залежності від варіанту спондилодезу можна за допомогою діаграма, яка наведена на рис. 3.23.

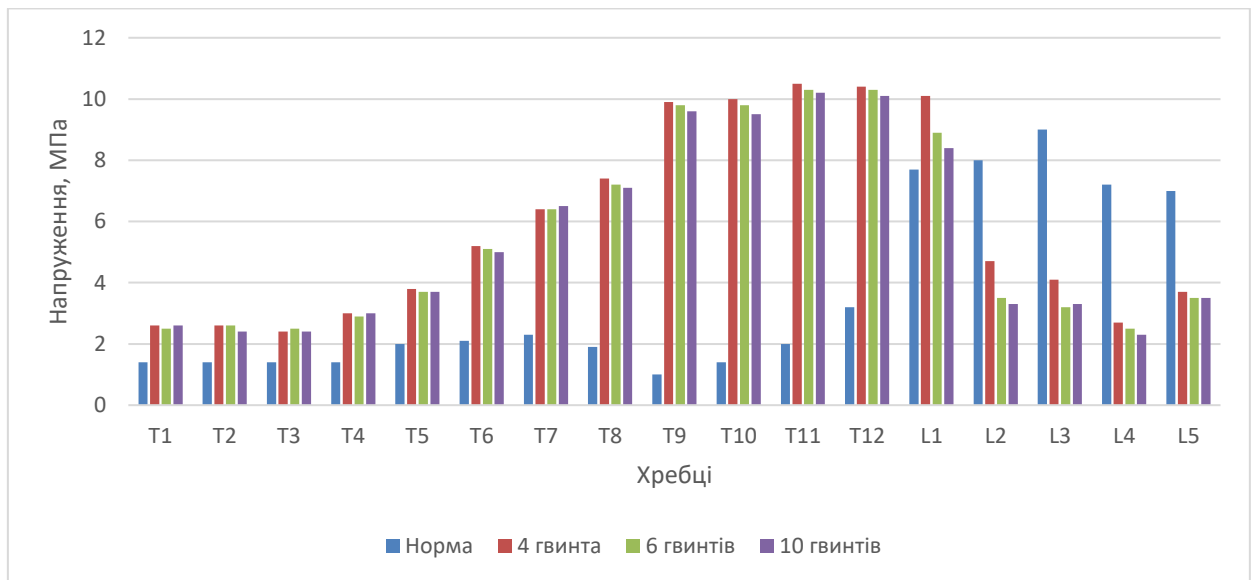


Рисунок 3.23 – Діаграма величин напружень в дуговідросткових суглобах хребців в залежності від варіанту спондилодезу.

Ситуація з розподілом напружень в дуговідросткових суглобах аналогічна розподілу напружень в дугах хребців. Особливістю є той факт, що величини напружень в суглобах хребців грудного відділу хребта значно перевищують аналогічні показники моделі хребта в нормі, що скоріше за все пов'язане з анатомічними змінами в хребті (спрямлений лордоз, нахил тулубу вперед).

Порівняння величин напружень в місцях входу гвинтів в залежності від варіанту спондилодезу дозволяє зробити діаграма, яка наведена на рис. 3.24.

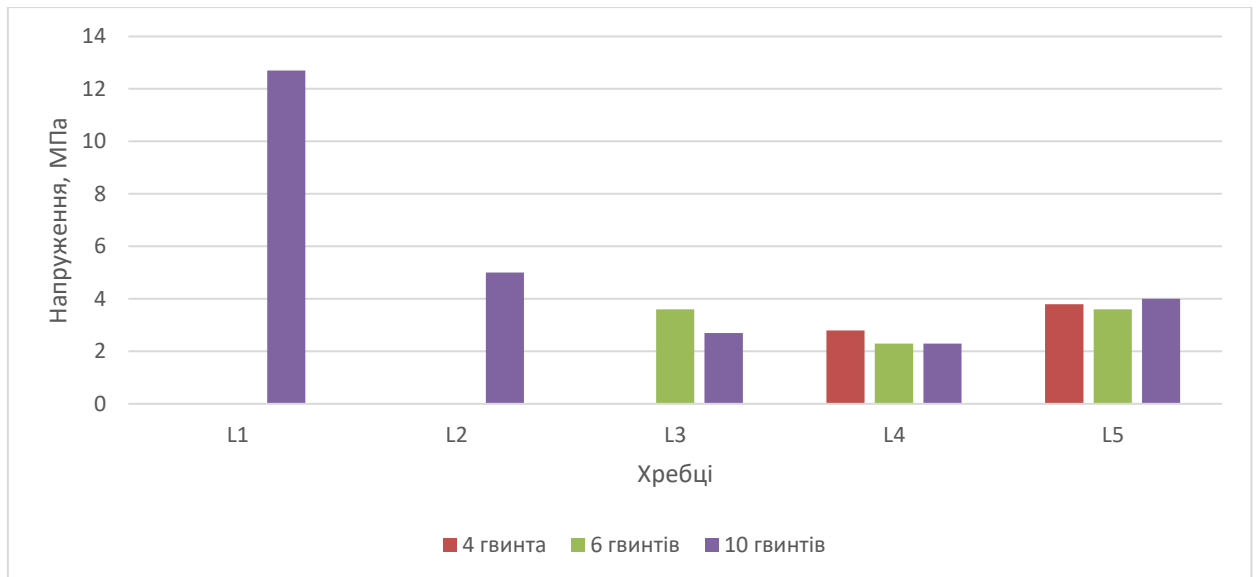


Рисунок 3.24 – Діаграма величин напружень в місцях входу гвинтів в залежності від варіанту спондилодезу.

Як бачимо, величини розподілу напружень в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів незначно відрізняються в залежності від протяжності транспедікулярної фіксації. Виняток складає конструкція, що накладається на всі хребці поперекового відділу хребта, яка викликає значні напруження навколо гвинтів в хребці L1.

Розглянемо особливості розподілу напружень в елементах металевої конструкції в залежності від варіанту спондилодезу. Рис. 3.25 відображає співвідношення напружень на фіксуючих гвинтах.

Результати проведеного моделювання, які відображені на діаграмі, наочно свідчать про те, що при всіх варіантах монтажу транспедікулярної конструкції величини напружень на гвинтах в хребцях L3-L5 співставні. При використанні конструкції на 5 хребців поперекового відділу хребта фіксуючі гвинти в хребці L1 отримують значні навантаження, які, відповідно, викликають значні напруження в них. Все це є логічним поясненням до аналогічної картини розподілу напружень кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Чим вище напруження на гвинті, тим вищі вони і в кістковій тканині навколо гвинта.

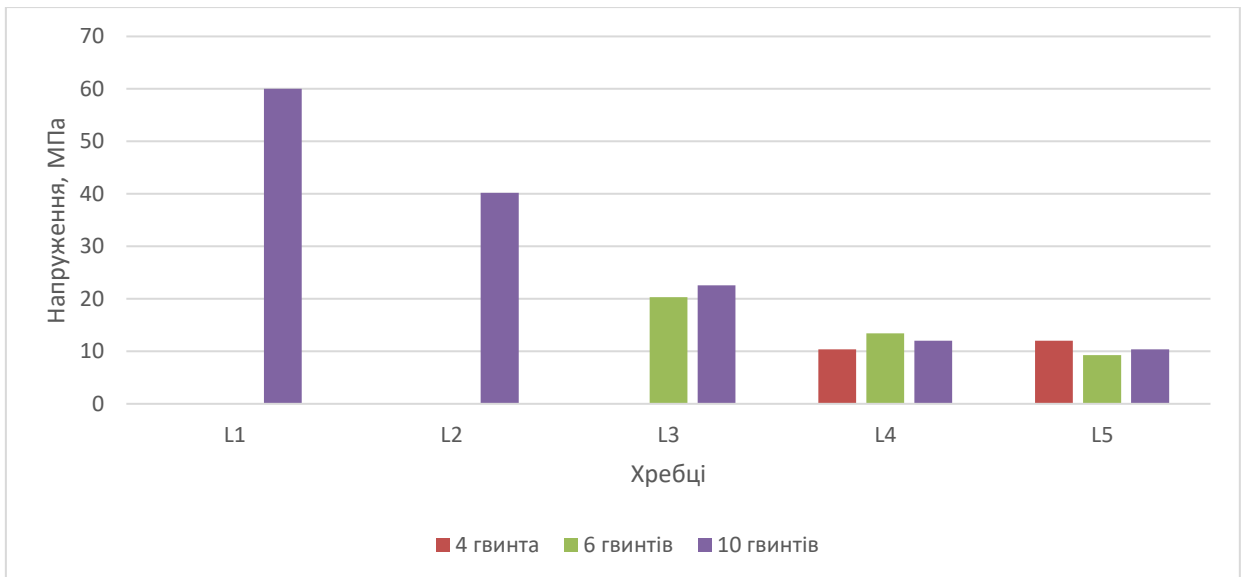


Рисунок 3.25 – Діаграма величин напружень на гвинтах металевій конструкції в залежності від варіанту спондилодезу.

На завершення порівняємо, як співвідносяться рівні напружень в стержнях транспедікулярної конструкції в залежності від її протяжності. Це можна зробити за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 3.26.

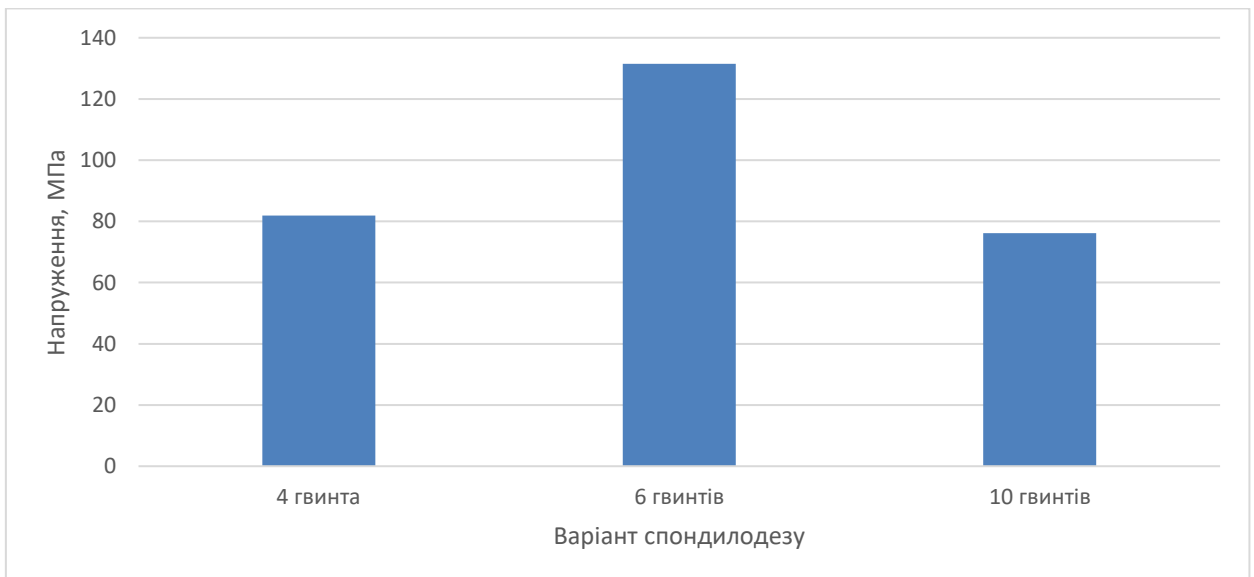


Рисунок 3.26 – Діаграма величин напружень на стрижнях металевій конструкції в залежності від варіанту спондилодезу.

Як бачимо, максимальний рівень напружень в стрижнях виникає при інструментації трьох хребців L3-L5, мінімальний – при накладанні конструкції на всі п'ять хребців поперекового відділу хребта.

3.3 Результати дослідження моделі заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта в разі корекції показників поперекового лордозу

Інтактна модель

Аналіз результатів розрахунку моделі в нормі (рис. 3.27) показав, що рівень напруги в блоці хребців L3-S1 варіюється в межах 15 МПа. Найбільш напруженим є хребець L5. У передній частині рівень напруженого стану досягає значення 9,4 МПа. На нижній поверхні тіла хребця L5 значення напруги за Мізесом становить 14,8 МПа.

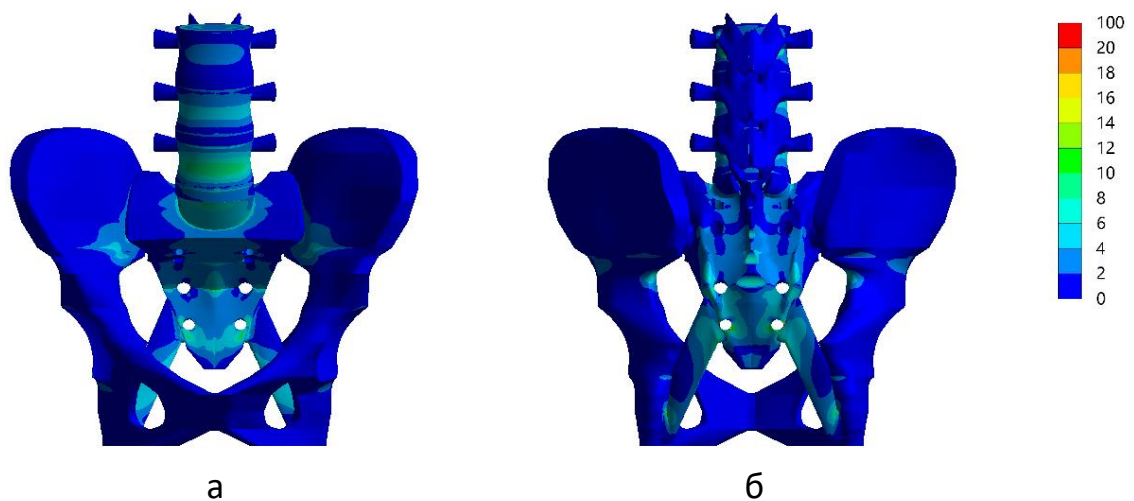


Рисунок 3.27 – Інтактна розрахункова модель: (а) вид спереду; б) вид ззаду.

Розрахунки свідчать про наступне:

- У хребетному блоці L3-S1 розподіл НДС відбувається по-різному.
- Більш напруженою є передня частина тіл хребців, а також верхня і нижня поверхні тіл хребців, де рівень напруги досягає значення 14,8 МПа для хребця L5.
- Комплекс задньої підтримки менш напружений.

PEEK

У розрахункову модель були внесені наступні зміни: міжхребцевий диск L5-S1 був замінений імплантатом з PEEK. Застосовувався задній спондилодез L4-S1.

Аналіз результатів розрахунку моделі в порівнянні з інтактною моделлю (рис. 3.28) показав, що змінився характер розподілу НДС в хребетному блоці L3-S1. Рівень напруженого стану зріс. Рівень напруги в хребці L5 на передній поверхні тіла хребця досягає значення 14,7 МПа (9,4 МПа в інтактній моделі), а на нижній плоскості тіла хребця – 40,2 МПа (14,8 МПа в інтактній моделі). В хребці S1 максимальний рівень напруги досягає значення 13,5 МПа (8,1 МПа в інтактній моделі).

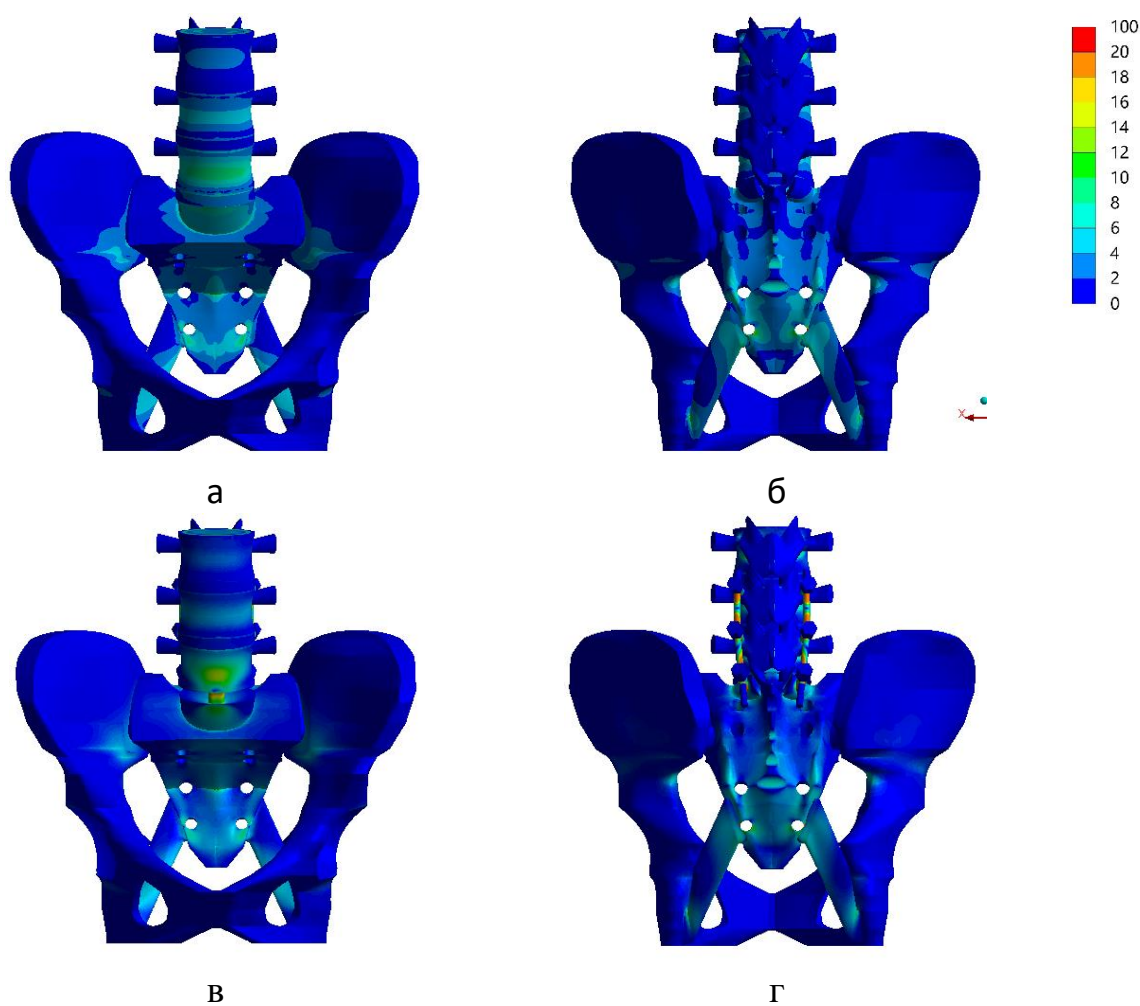


Рисунок 3.28 – Розподіл напруги за Мізесом в інтактній і розрахунковій моделях: а, б) інтактна модель; в, г) розрахункова модель.

Напружений стан в області міжтілової опори і в фіксуючій конструкції представлено на рис. 3.29. В міжтіловій опорі передня частина більш напружена, де рівень напруженого стану досягає значення 35,7 МПа. Максимальні значення напруги за Мізесом в точках входу гвинтів в кістку спостерігаються у хребця S1 – 27,3 МПа. У фіксуючій конструкції в місцях кріплення гвинтів зі стрижнями рівень напруги досягає значення 80,8 МПа.

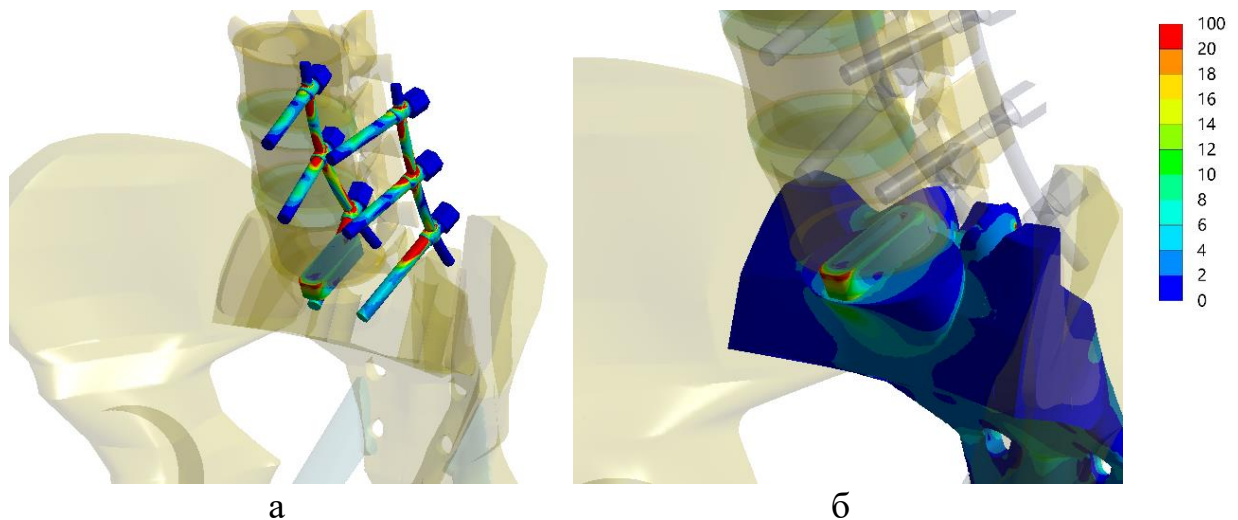


Рисунок 3.29 – Розподіл напруги за Мізесом: а) в міжтіловій опорі та фіксуючій конструкції; б) в міжтіловій опорі і хребці L5.

Розрахунки свідчать про наступне:

- Характер розподілу НДС в блоці хребців L3-S1 змінився в порівнянні з інтактною моделлю.
- Тіла хребців L5 і S1 стали більш напруженими.
- У зоні контакту фіксуючої структури з кістковою тканиною ділянки концентрації напружень розташовуються в місцях входу гвинтів в кістку.

Новий

У конструктивну модель були внесені наступні зміни: міжхребцевий диск L5-S1 був замінений імплантатом нової конструкції. Застосовувався задній спондилодез L4-S1.

Аналіз результатів розрахунку моделі в порівнянні з попередньою моделлю (рис. 3.30) показав, що характер розподілу НДС в блоці хребців L3-S1 не змінився. Рівень напруги в хребці L5 на передній поверхні тіла хребця досягає значення 14,7 МПа (14,1 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК), а на нижній площині тіла хребця 40,7 МПа (40,2 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). У хребці S1 максимальний рівень напруги досягає значення 14,5 МПа (13,5 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК).

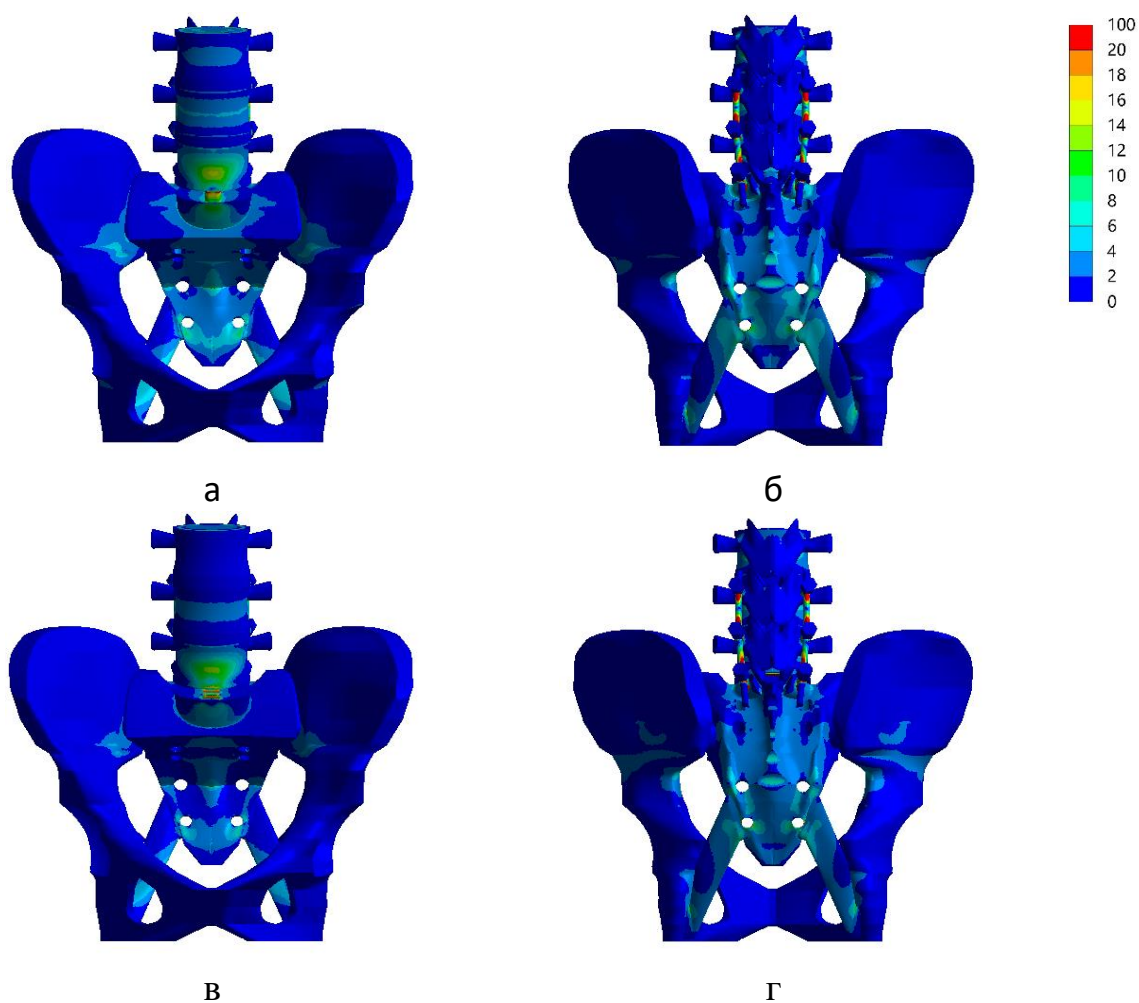


Рисунок 3.30 – Розподіл напруги за Мізесом в моделі з імплантатом РЕЕК і в моделі з новим імплантатом: а, б) модель з імплантатом РЕЕК; в, г) розрахункова модель.

Напружений стан в області міжтілової опори і в фіксуєчій конструкції представлено на рис. 3.31. Для міжтілової опори більш напруженою є передня

частина, де рівень напруженого стану досягає значення 113,3 МПа (27,3 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). Максимальні значення напруги за Мізесом в точках входу гвинтів в кістку спостерігаються в хребці S1 – 17,8 МПа (35,7 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). У фіксуєчій структурі, в вузлах кріплення гвинтів зі стрижнями, рівень напруги досягає значення – 72,2 МПа (80,8 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК).

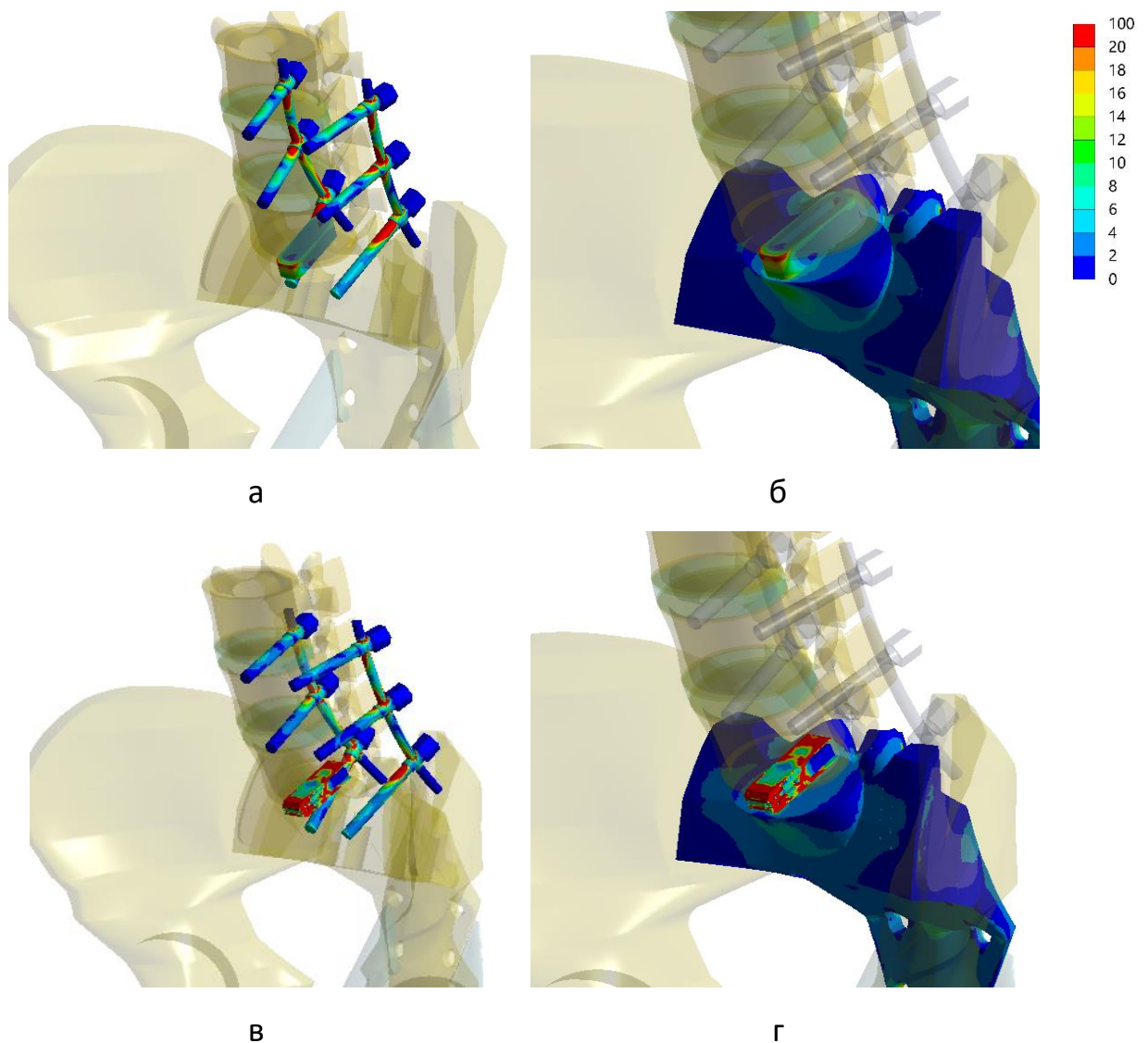


Рисунок 3.31 – Розподіл напруги за Мізесом: а) в міжтіловій опорі та фіксуєчій структурі; б) в міжтіловій опорі і хребці S1.

На рис. 3.32 представлено порівняння значень максимальних напружень за Мізесом в тілах хребців інтактної і розрахункової моделей.

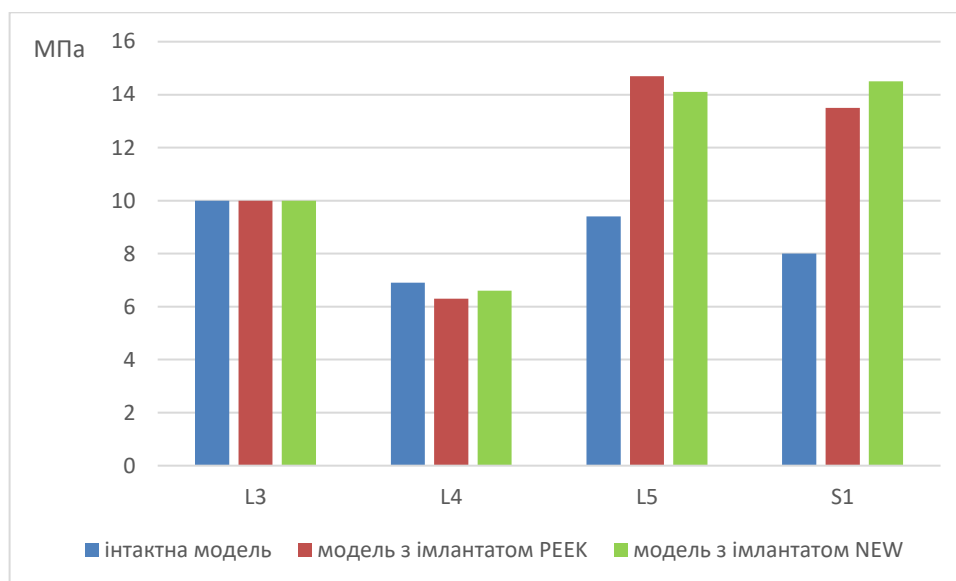


Рисунок 3.32 – Порівняння максимальних значень напруги за Мізесом в тілах хребців нешкоджені моделі і моделей з імплантатами.

4 РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

4.1 Аналіз клінічних проявів стенозу хребтового каналу поперекового відділу хребта

Дегенеративні захворювання поперекового відділу хребта, і зокрема поперековий спінальний стеноз, часто супроводжуються больовими синдромами, неврологічними порушеннями, змінами опорно-кінематичної функції хребта, що, безумовно, позначається на якості життя пацієнтів.

Наше дослідження показало, що в осіб, зайнятих важкою фізичною працею, клінічні прояви поперекового спінального стенозу розвивалися в середньому на 4,6 року раніше, ніж у хворих, зайнятих розумовими видами праці, – у 82 (25,86 %) спостереженнях.

Пацієнти з розмірами хребетного каналу, які за загальноприйнятими критеріями заведено вважати вузьким, почуваються цілком задовільно протягом тривалого періоду часу, і лише у віці старше 50-60 років починають з'являтися різні скарги (рис. 4.1). У нашому спостереженні у більшості пацієнтів незалежно від форми стенозу (94,63 % спостережень) простежувався поступовий розвиток симптомів, іноді загострюваний фізичним навантаженням або поєднанням фізичного навантаження з переохолодженням, травмою.

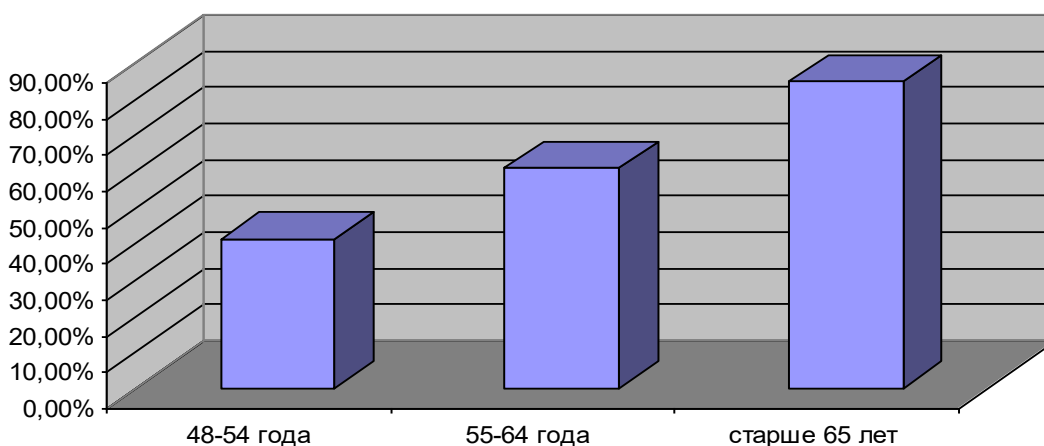


Рисунок 4.1 – Частота супутніх захворювань у пацієнтів з стенозом поперекового відділу хребта в залежності від віку.

Найчастіше першими симптомами був алергічний синдром того чи іншого ступеня вираженості в ділянці попереку (у 94,95 % пацієнтів) з іррадіацією в нижню кінцівку(и) (у 78,86 % пацієнтів). Тривалість періоду люмбалгії була різною – від кількох днів до кількох років, потім приєднувався корінцевий біль в одній або двох ногах. Болі зазвичай були двосторонні, нечітко локалізовані, часто мали характер дизестезій. Болі з'являлися або в попереку, поширюючись у міру продовження ходьби вниз по ногах, або, навпаки, виникали спочатку в стопах, піднімаючись вгору.

Детальний збір анамнезу в пацієнтів із поперековим спінальним стенозом дозволив нам виділити дві підгрупи хворих: з прогресивно-ремітуючим перебігом і з рецидивуючим перебігом захворювання. У першому випадку спостерігалось неухильне посилення больового синдрому в поперековому відділі хребта і нижніх кінцівках, суб'єктивних і об'єктивних проявів захворювання, і кожне наступне загострення супроводжувалося зменшенням прохідної відстані до появи ознак неврогенної переміжної кульгавості (табл. 4.1).

У групі хворих із рецидивуючим перебігом чергувалися наростання і зниження клінічних проявів, однак, на думку хворих, це не позначалося на тривалості ходьби до появи ознак неврогенної переміжної кульгавості.

Таблиця 4.1 – Розподіл хворих в залежності від форми перебігу захворювання та часу виникнення перших симптомів

Перебіг захворювання	Число хворих	Середній вік виникнення симптомів	Подовження захворювання
Прогресивно-ремітуюче	15(48,84 %)	61,2 \pm 4,2	4,1 \pm 5,3
Рецидивуюче	16(50,15 %)	54,6 \pm 7,1	5,9 \pm 3,4

У жодному випадку ми не спостерігали початку захворювання з появи неврологічних порушень. У групі хворих із рецидивувальним перебігом захворювання біль з'являвся раніше – у середньому у віці 54,6 \pm 2,1 років, а

тривалість захворювання була більшою – у середньому 5,9±3,4 років, ніж у хворих із прогресивно-ремітувальним перебігом ($p < 0,05$). У хворих із прогресивно-ремітуючим перебігом захворювання біль з'являвся у віці 61,2±4,2 року, і при цьому тривалість захворювання становила 4,1±5,3 року.

Цікавим, на наш погляд, виявився той факт, що більшість хворих із прогресивно-ремітуючим перебігом больового синдрому були представлені хворими першої групи, тобто хворими, у яких у подальшому розвинулися неврологічні порушення.

На наш погляд, ще однією ранньою ознакою стенозу є хворобливі судоми (кramпі) – своєрідна, але маловивчена ознака поперекового спінального стенозу, яка належить до пароксизмальних порушень функції периферичної нервової системи.

У нашому дослідженні він був відзначений у 92 (29,02 %) пацієнтів: у 35 (25,54 %) хворих I групи і в 57 (31,66 %) пацієнтів II групи, проте частіше зустрічався в підгрупі хворих із латеральним стенозом та ураженням кількох корінців з одного боку.

Кramпі виникали в період разом із першими больовими відчуттями в окремих групах м'язів, частіше в литкових, рідше в сідничних м'язах і привідних м'язах стегна. І, що примітно, частіше знову-таки у хворих, які надалі опинилися в групі з наявністю об'єктивного неврологічного дефіциту. У 13,04 % пацієнтів kramпі були відзначені навіть після незначних фізичних навантажень..

Судячи з табл. 4.2, рівень оцінки за JOA шкалою був вищим у хворих другої групи, що, на наш погляд, абсолютно виправдано у зв'язку з відсутністю у цієї категорії хворих ознак неврологічного дефіциту. ADL шкала показала зниження рівня повсякденної активності за групами без статистично значущої різниці між останніми.

Таблиця 4.2 – Клінічні характеристики пацієнтів на момент першого звернення залежно від груп спостереження

Показники	I група (n=15)	II група (n=16)
ЮА-шкала (M+m)	5,8±0,04*	7,2±0,05*
ADL-шкала (M+m)	3,4±0,05*	2,1±0,05*
ВАШ (M+SD)	4,87±0,86*	4,62±0,88*
Індекс Oswestry (%)	62±0,05*	55±0,07*

Середні значення загальної тяжкості неврологічних порушень були найменшими в групі хворих із центральним стенозом і становили 5,34±3,2. Середні значення шкали Z у хворих першої групи засвідчили наявність більш грубих неврологічних змін у хворих із латеральним стенозом.

На момент звернення в клініку в середньому по групах параметр ВАШ становив 7,04 і 6,94 балів відповідно. Середній бал у підгрупах хворих із центральним і латеральним стенозом становив 6,67 і 7,42 бали відповідно, тобто був вищим у групі хворих із латеральним стенозом незалежно від приналежності до основної групи дослідження.

Щодо інтенсивності поперекового болю у хворих із ПСС: поперековий біль помірний (20-30 мм за ВАШ); інтенсивність болю в ногах\ нозі значно більша і варіюється від 60 до 80 мм за VAS, хоча у 20-40 % хворих інтенсивність болю перевищує 80 мм. Оскільки поперековий спінальний стеноз – захворювання переважно похилого віку, то частіше у хворих зустрічається синдром спондилоартралгії, рідше – дискалгічний синдром і синдром нестабільності.

Під час дослідження залежності показників, що входять до Oswestry Index Questionare, від групи спостереження було встановлено, що наявність неврологічних розладів, як і очікувалося, погіршувала самопочуття і відповідно якість життя хворих на ПСС. У кожному опитувальнику було

10 запитань, що відповідали 630 можливим відповідям. З них було отримано 595 відповідей, при цьому загальний показник відповіді пацієнтів становив 96 %. Найчастіше відповіді не були дані пацієнтами в розділах, що стосуються статевого життя, поїздок і сну.

У нашому дослідженні показник відповідей на запитання, що стосуються статевого життя, поїздок і сну, становили 35,33 %, 88,32 % і 67,82 % відповідно. Найбільша кількість пацієнтів відзначили рівень 3 (у діапазоні від 0 до 5). Під час групування найбільших ступенів непрацездатності (тобто 3, 4 або 5) у пацієнтів частіше найбільший ступінь непрацездатності спостерігався щодо стояння, ходьби, соціального життя та підйому предметів. На підставі відсоткового показника непрацездатності за опитувальником, у 57 (17,98 %) пацієнтів спостерігалися мінімальні порушення, у 96 (30,28 %) пацієнтів – помірні порушення, у 47 (14,83 %) пацієнтів – серйозні порушення, у 117 (37,91 %) – інвалідизуючі порушення. Пацієнтів із порушеннями, що приковують пацієнтів до ліжка, у нашому дослідженні не було. Таким чином, наші результати показали, що шкала Oswestry є чутливим методом для виявлення суб'єктивних показників інвалідності у пацієнтів із стенозом хребтового каналу.

Задоволеність якістю життя, що визначається в нашому дослідженні за шкалою Oswestry, розглядалася нами як суб'єкт сприйняття пацієнтів, компонент психологічного благополуччя психічного здоров'я. Також на задоволеність якістю життя пацієнтів вплинули вираженість симптомів, соматичні захворювання і необхідність використання медикаментів, тобто у хворих із супутніми соматичними захворюваннями середня сума балів виявилася достовірно нижчою, ніж у хворих без супутніх захворювань ($p < 0,05$).

Одним з обмежень нашого дослідження став порівняно невеликий розмір вибірки пацієнтів, що перешкоджало аналізу впливу соматичних розладів на перебіг поперекового спінального стенозу залежно від конкретного захворювання. Крім того, наявність кількох соматичних

захворювань в одного пацієнта так само унеможливила проаналізувати вплив окремого захворювання на тяжкість поперекового спінального стенозу.

Усереднена кількість балів чутливої та рухової частини шкали ASIA топічно відповідала рівню ураженого субстрату в хребетному каналі та свідчила про більш важке ураження в підгрупах із латеральним і комбінованим поперековим стенозами.

Клінічні симптоми, які найчастіше траплялися у хворих обох груп це: міотонічний синдром, анталгічна поза, попереково-стегнова ригідність, зглаженість поперекового лордозу, симптоми натягування, зони міофіброзу.

У генезі рефлекторних синдромів за ПСС, на наш погляд, відсутнє органічне ушкодження нервової системи, а клінічні прояви спричинені ноцицептивною імпульсацією закінчення зворотних спінальних нервів (синувертебрального нерва Люшка) внаслідок дії механічно-компресійного чинника (грижа диска, гіпертрофія жовтої зв'язки, крайові кісткові розростання, утиск капсули міжхребцевого суглоба, тощо) внаслідок механічного компресійного фактору (кили диска, гіпертрофія жовтої зв'язки, крайові кісткові розростання, обмеження капсули міжхребцевого суглоба), ослаблення фіксаційних властивостей хребетно-рухового сегмента, дисгемічних або асептико-запальних розладів у вертебральних структурах.

Ноцицептивна аферентація, що надходить у різні відділи центральної нервової системи, запускає комплекс інтегративних відповідних реакцій, еволюційно спрямованих на функціональну іммобілізацію уражених відділів. Це м'язово-тонічне напруження паравертебральної та екстравертебральної скелетної мускулатури.

Так, з міотонічних синдромів у спостережуваних нами пацієнтів відзначалися порушення статичності з виявленням анталгічної пози, зглаженість поперекового лордозу, попереково-стегнова ригідність. Анталгічна установка частіше реєструвалася у 72,26 % хворих першої групи, тоді як попереково-стегнова ригідність, навпаки, достовірно частіше зустрічалася в II групі пацієнтів (77,22 %). Відмінності між підгрупами полягали в тому, що у хворих

із комбінованим стенозом, незалежно від групи, частіше зустрічався стійкий анталгічний сколіоз і попереково-стегнова ригідність. Попереково-стегнова ригідність була у 71,95 % хворих II групи з комбінованим стенозом і тільки у 28,05 % хворих із центральним і латеральним стенозами. Ці відмінності були статистично достовірні ($\chi^2 = 9,21$; $p < 0,005$).

Хворобливість ураженого сегмента було діагностовано на підставі наявності симптому "дзвоника" (45,25 % і 55 % відповідно у хворих I і II груп) і хворобливості точок Гара (70,07 % і 60 % відповідно за групами). Больові симптоми натягу (Ласега, Вассермана, Мацкевича) були позитивними лише у 17,51 % і у 20 % хворих відповідно за групами.

У 30,66 % хворих першої групи і в 37,77 % хворих другої групи ми відзначили наявність вогнищ міофіброзу в литкових і (або) великогомілкових м'язах.

Неврологічні прояви поперекового спінального стенозу характеризувалися загалом переважанням суб'єктивних симптомів над об'єктивними та виявлялися у вигляді болю в поперековій ділянці та нижніх кінцівках, парестезій на тлі відсутності або різної вираженості об'єктивного неврологічного дефіциту.

Класичним і найчастішим проявом поперекового спінального стенозу, є неврогенна кульгавість. Це підтвердило і наше дослідження. Значуще зниження переносимості навантаження під час ходьби внаслідок наявності нейрогенної кульгавості було найчастішою причиною звернення пацієнтів за медичною допомогою.

Діагноз часто встановлюють із затримкою внаслідок безсимптомного початку і повільного прогресування захворювання, а надалі діагностика патологічного процесу ускладнюється через часту поширеність супутньої патології в пацієнтів із поперековим спінальним стенозом, що ускладнює диференціальну діагностику.

Claudicatio intermittens, claudicatio ischaemica, dysbasia, s. dyskinesia angiosclerotica intermittens (франц. - *claudication intermittente*) – кульгавість, що

перемежовується, патогенез якої полягає у спазмі судин та ішемії в судинах, що живляться, в структурах і тканинах.

Неврогенна або спінальна кульгавість з'являється не внаслідок порушення кровопостачання та ішемії, а скоріше за рахунок механічного тиску на нервовий корінець або корінці кінського хвоста. З огляду на те, що, на наш погляд, у формуванні цієї патогномонічної для поперекового спінального стенозу ознаки беруть участь обидва озвучені механізми, ми визнали за можливе використання комплексного терміна – неврогенна переміжна кульгавість.

Неврогенна переміжна кульгавість є неоднорідним феноменом і, на нашу думку, її клінічні особливості пов'язані як з інтравертебральними, так і з екстравертебральними факторами.

У книзі А. Fast і D. Goldsher "Navigating the adult spine" представлено диференційно-діагностичні критерії неврогенної перемежованої кульгавості та судинної кульгавості у пацієнтів.

Анамнестично майже у всіх хворих (94,64 %) на найбільш ранніх етапах захворювання виявлялися клінічні провісники НПХ у вигляді: посилення больового феномена або минущик симптомів випадіння, виникнення болю, оніміння та слабкості в ногах під час ходіння, що зумовлено минущою ішемією структур кінського хвоста внаслідок ангіоспазму, венозної та лікворної гіпертензії.

Ця симптоматика регресувала при зупинці пацієнта і нахилі вперед. Спостерігалось розширення зони іррадіації болю і парестезій із захопленням зон кількох корінців, при продовженні навантаження, наприклад, при розгинанні, маршовій пробі. Біль у пацієнтів набував вегетативного відтінку з печінням, відчуттям розпирання на тлі скороминущик порушень чутливості, у вигляді оніміння, мерзлякуватості, відчуття ватності й втоми, тяжкості, підгинання ніг у колінних і гомілковостопних суглобах, тощо.

При припиненні руху або прийнятті зручної пози, що полегшує, ці явища дещо зменшувалися, але не проходили повністю.

Неврогенна переміжна кульгавість була відзначена у 100 % пацієнтів I і II груп і в нашому дослідженні була розділена за клініко-топографічною ознакою на білатеральну (скарги двобічні) та унілатеральну (скарги однобічні) кульгавість. Практично у всіх досліджуваних хворих суб'єктивною ознакою НПХ були: відчуття слабкості в нижніх кінцівках \ кінцівки, болі, парестезії в одній або обох ногах, які проходять після відносно короткочасного відпочинку. Частота зустрічальності окремих форм НПХ у нашому дослідженні відображена на рис. 4.2.

Як свідчить малюнок, найпоширенішою формою НПХ була білатеральна переміжна кульгавість – у 63,5 % хворих першої групи і в 63,89 % хворих другої групи; унілатеральна кульгавість була відмічена в 36,5 % і 36,11 % пацієнтів відповідно. Найчастіше білатеральна кульгавість траплялася в групі хворих із комбінованим стенозом ПК - у 51,72 % і 73,17 % пацієнтів ІС і ІІС груп відповідно.

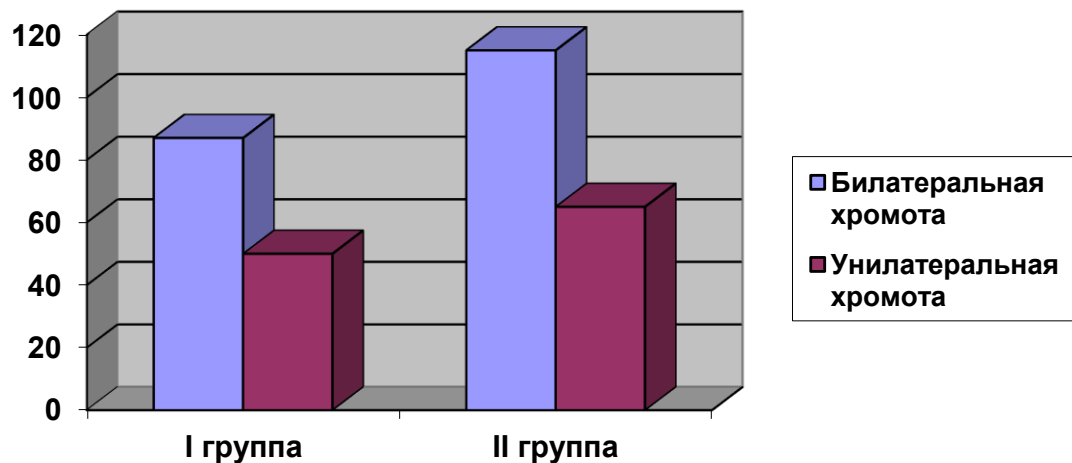


Рисунок 4.2 – Частота форм перемежаючої хромоти.

Ми клінічно спостерігали хворих до і після навантажувальних проб (ходьба рівною поверхнею, підйом сходами), проводили дослідження сухожильних рефлексів (колінних і ахіллових), реєстрували динаміку чутливих порушень і м'язової сили. У 63,5 % пацієнтів і у 56,66 % хворих були відзначені об'єктивні транзиторні неврологічні порушення.

В пацієнтів із ПСС формою порушень у неврологічному статусі, яка найчастіше траплялася після навантажувальних проб, було пригнічення відповідного рефлексу (30 %) і поява гіперпатії у відповідному дерматомі (20,41 %). У другій групі пацієнтів поява гіпестезії в зоні відповідного дерматома після навантажувальних проб (27,27 %) і пригнічення рефлексу (25,58 %) виявилася найчастішою формою неврологічного дефіциту.

Тяжкість нейрогенної переміжної кульгавості (НПК) визначалася відстанню, яку пацієнт здатний був вільно пройти. За результатами маршової проби хворі з ПСС були розділені на три групи.

Різко виражену нейрогенну переміжну кульгавість (<100 м) було відзначено в 24,32 % хворих першої групи і в 30,43 % пацієнтів другої групи. Як виражену НПК оцінювали під час проходження пацієнтами вільно відстань від 100 до 200 м під час маршової проби (32,12 % і 32,78 % пацієнтів відповідно). Помірно виражена НПК (200-500 м) була виявлена в більшості (43,56 % і 36,79 % хворих спостережуваних груп).

Серед осіб до 54 років було відзначено найбільшу кількість випадків різко вираженої НПК – 53,42 % пацієнтів у двох групах спостереження. У віковій групі від 55 до 71 року всі ступені вираженості НПК зустрічалися приблизно з однаковою частотою. Серед хворих, старших за 72 роки НПК частіше була помірно вираженою (56,76 %).

У групі з давністю захворювання до двох років у 62,38 % випадків НПК була помірно вираженою. У групі з анамнезом захворювання від 2 до 5 років приблизно з однаковою частотою відзначалися всі ступені вираженості нейрогенної переміжної кульгавості. За тривалості захворювання понад 5 років НПК була різко вираженою в 65,91 % випадків. Таким чином, ми виявили статистично значущу пряму кореляцію тривалості захворювання зі ступенем вираженості НПК у групі з тривалістю захворювання понад 5 років ($p < 0,01$, $r = -0,843$).

Неврологічний дефіцит у пацієнтів проявлявся транзиторними радикулопатіями (змiнами наявного стійкого неврологічного радикулярного

дефіциту), стійкими радикулопатіями різного ступеня вираженості, синдромом кінського хвоста, радикуломієлоішеміями.

Характер чутливих змін не носив специфічного характеру залежно від групи спостереження.

Рухові розлади діагностували у 86,13 % хворих першої групи. Переважно відзначали зниження м'язової сили в розгиначах (25,55 %) і згиначах стоп (18,98 %), слабкість довгого розгинача великого пальця і чотириголового м'яза стегна – у 14,59 % хворих, триголового м'яза гомілки в 10,94 % випадках.

Серед хворих першої групи з центральним стенозом ступінь вираженості парезів у середньому був обмежений 70,76 балами за шкалою ASIA. Водночас серед хворих із латеральним і змішаним стенозами частіше зустрічалися грубіші парези (66,33 і 65,33 відповідно).

Вегетативні розлади ми спостерігали у 30,61 %, 63,33 % і 55,17 % пацієнтів відповідно у вигляді відчуття похолодання і гіпергідрозу на ураженій кінцівці. Гіпотрофії м'язів гомілки, сідничних м'язів були помірними і завжди відповідали зоні іннервації ураженого корінця та незалежно від групи частіше відмічалися у хворих із латеральними стенозами (66,67 % пацієнтів).

Особливо слід зазначити, що симптоматика частіше носила білатеральний характер, загалом по групах – 79,49% пацієнтів.

Невропатія корінця LIV проявлялася в наших пацієнтів нерізким болем, що частіше іррадіював у внутрішньо-передні відділи стегна, іноді до коліна та трохи нижче. У цій же зоні відзначалися парестезії. Рухові порушення проявлялися лише нерізкою слабкістю і гіпотрофією чотириголового м'яза.

Компресія корінця LV характеризувалася болем, який іррадіює по зовнішній поверхні стегна, передній поверхні гомілки, тилу стопи, у великий палець. Визначалася слабкість розгиначів великого пальця, рідше стопи, гіпестезія в зоні іннервації корінця. Колінні й ахіллові рефлекси при цьому були збережені.

У разі компресії корінця SI у пацієнтів з'являвся біль з іррадіацією від сідниці або від поперекового відділу хребта та сідниці по зовнішньо-задньому краю стегна, по зовнішньому краю гомілки до зовнішнього краю стопи та останніх пальців, іноді лише до п'ятого пальця. Нерідко біль поширювався лише до п'яти, більше до зовнішнього її краю. У цих же зонах хворі відчують відчуття поколювання та інші парестезії.

Визначалося зниження сили триголового м'яза гомілки і згиначів пальців стопи (особливо згинача п'ятого пальця), гіпотонія і гіпотрофія литкового м'яза. У хворих виникало утруднення під час стояння на носках, відзначалося зниження або відсутність ахіллового рефлексу.

Сфінктерні порушення були відсутні у хворих із латеральними стенозами і частіше були відзначені в групі хворих із комбінованим ПСС - 37,93 %. Цікавим виявився літературний факт, який демонструє, що невропатичне порушення функції сечового міхура корелює зі зменшенням передньо-заднього розміру дурального мішка на ЯМР-томограмах, а критичним для появи сфінктерних порушень стало його зменшення до 8 мм. Наше спостереження не показало такого кореляційного взаємозв'язку.

У 76 (55,47 %) пацієнтів відзначалася зміна сухожильних рефлексів, але варіанти цих розладів були різними. Частіше (32,89 % хворих) виявляли випадання ахіллового або колінного рефлексу (30,26 %), у 36,84 % хворих відзначали гіпорексію. Статистично значущої різниці між групами не було відзначено.

Радикуломієлоішемічні розлади спостерігалися у пацієнтів першої групи у вигляді "паралізуючого ішіасу" і у вигляді синдрому конуса-епіконуса.

Слід зазначити, що за нашими спостереженнями прояви цервікальних радикуломієлоішемічних порушень зустрічаються набагато частіше за відносно порівнянних між собою візуалізаційних стенотичних змін на шийному й поперековому рівнях.

Зіставляючи симптоми за двома групами стенозів, ми відмітили переважання в групі пацієнтів із центральним стенозом більшої вираженості

стадійності розвитку мієлопатій із наявністю провісників. Також звертав на себе увагу множинний, багаторівневий характер мієлопатій і молодший вік пацієнтів із поперековим спінальним стенозом. Перша стадія (провісників) характеризувалася в них алергічним і рефлекторно-вегетативно-судинним синдромом, а потім через різні терміни (від 2 місяців до 2 років), розвивалися рухові розлади.

Вираженість рухових порушень не досягла значного ступеня. У групі хворих із комбінованим стенозом хребетного каналу спостерігалися помірні та виражені порушення (57,6 % випадків), а в групі пацієнтів із центральним стенозом рухові порушення були лише в 18,9 % випадках помірними і в 10,7 % випадків – легкими.

Таким чином, при комбінованому цервікальному стенозі спостерігалися важчі рухові порушення, що підтверджувалося за комплексом непараметричних критеріїв для порівняння частот (χ^2 , критерій Фішера), $p < 0,05$. Під час аналізу неврологічних порушень вдалося виявити кілька варіантів перебігу цервікальних мієлопатій: синдром бічного аміотрофічного склерозу, синдром пірамідної недостатності, сирингомієлітичний синдром, поліомієлітичний синдром, синдром Броун-Секара, задньостовповий синдром.

Синдром "паралізуючого ішіасу" у хворих із (поперековим хребтовим стенозом) ПХС у нашому дослідженні проявлявся парезами відповідних груп м'язів, випаданням сухожильних рефлексів, гіпалгезією або аналгезією у межах певних дерматомів -- у 4 пацієнтів (2 пацієнти ІВ підгрупи та 2 пацієнти ПС підгрупи). У всіх спостережуваних хворих синдром проявлявся гостро і завжди супроводжувався повним зникненням болю в кінцівці.

Синдром конуса (2 пацієнти) проявлявся дисоційованими розладами чутливості в аногенітальній зоні на тлі нетримання сечі.

Синдром епіконуса (2 пацієнти) проявлявся дисоційованими розладами чутливості за випадіння відповідних рефлексів, парезу або паралічу відповідних м'язів.

Необхідно зазначити, що синдром конуса та епіконуса зустрічався в нашому дослідженні у хворих у групі від 48 до 54 років. У 8 % людей у кровопостачанні конуса та епіконуса бере участь радикуломедулярна артерія Депрож-Геттерона, яка проходить до спинного мозку найчастіше з L5 корінцем, що найбільше зазнає механічного впливу при дегенеративних змінах у хребті. Такий конфлікт може призвести до спазму або навіть компресії додаткової радикуломедулярної артерії Депрож-Геттерона і порушення кровопостачання конуса та епіконуса спинного мозку в молодому віці. Надалі ризик радикуломедулярних розладів зменшується, але не через зменшення стенозування хребтового каналу, а у зв'язку з тим, що майже у всіх пацієнтів із відповідним типом кровопостачання термінального відділу спинного мозку на цей час ризик радикуломедулярних порушень уже реалізовано.

Клінічна тяжкість цього синдрому настільки велика, що змушує хворих рано звертатися по допомогу і не відмовлятися від запропонованого хірургічного лікування. Усі наші хворі із синдромом конуса й епіконуса були прооперовані в різні терміни від моменту настання симптоматики. Регрес неврологічного дефіциту в післяопераційному періоді мав індивідуальний характер.

Компресія кінського хвоста, тобто полірадикулярна компресія, проявлялася поєднанням асиметричних периферичних паралічів стоп, відсутністю ахіллових рефлексів, гіпестезією в ногах і промежині з порушенням функцій тазових органів (4 пацієнти).

Нами було виявлено зв'язок між ступенем стенозування хребетного каналу та віком пацієнтів: у пацієнтів, старших за 71 рік, ми спостерігали більшу протяжність стенозу (більше двох рівнів). Не було виявлено зв'язку між ступенем звуження хребетного каналу (сагітальний розмір і кількість рівнів стенозування) і такими ознаками: тривалістю захворювання, інтенсивністю больового синдрому, відстанню, яку треба пройти до появи симптомів нейрогенної переміжної кульгавості.

Ми виявили позитивний кореляційний зв'язок ($p < 0,05$, $r = 0,884$) між гіпертрофією дуговідросткових суглобів та посиленням больового синдрому під час навантажувальних проб. Крім того, у хворих зі спондилоартрозом ми відзначили достовірно ($p < 0,05$) нижчі ($5,9 \pm 1,13$) показники шкали JOA, тобто ці хворі мали гірший функціональний стан поперекового відділу хребта, порівняно з хворими без спондилоартрозних змін ($6,8 \pm 1,23$).

Нижче наводимо клінічні ілюстрації хворих із поперековим спінальним стенозом, що демонструють особливості клініко-візуалізаційних зіставлень.

Спостереження 1.

Б-ная Т, 62 роки, надійшла в клініку зі скаргами на болі в поперековому відділі хребта, з іррадіацією по задній поверхні правої ноги пекучого характеру, помірної інтенсивності, у спокої. Біль у правій паховій ділянці з іррадіацією по передній поверхні стегна.

Ходьба протягом п'яти хвилин на відстань близько 200 метрів змушує пацієнтку зупинитися у зв'язку з посиленням болю пекучого характеру в правій нижній кінцівці. Болі турбували хвору протягом останніх трьох років із періодами ремісії. Уперше болі з'явилися після значного фізичного навантаження.

Неврологічний статус: свідомість ясна. З боку черепно-мозкової іннервації без особливостей. Хворобливість при пальпації паравертебральних точок у попереково-крижовому відділі хребта, праворуч визначаються позитивні симптоми натягу, анталгічна поза. Рефлекси з рук D=S, середньої жвавості, колінні D=S, середньої жвавості, правий ахіллів рефлекс пригнічений, швидко виснажується. Визначається гіпестезія в зоні дерматома LV праворуч. Чутливих порушень на правій нижній кінцівці немає. М'язова сила достатня у всіх групах м'язів. Ходьба на носках і п'ятах вільна. Сфінктерних порушень не відзначається. Статика і координація не страждають. Після навантажувальних проб негативної динаміки неврологічного статусу щодо чутливих і рефлекторно-рухових порушень відзначено не було.

Рентгенографія поперекового відділу хребта: остеохондроз поперекового відділу хребта, спондилоартроз, деформуючий спондильоз, антелістез хребця LIV, диспластичний сколіоз, ознаки вродженого звуження хребетного каналу на рівні LIV-V хребців.

Рентгенографія кульшового суглоба – коксартроз 3 ступеню справа (рис. 4.3).

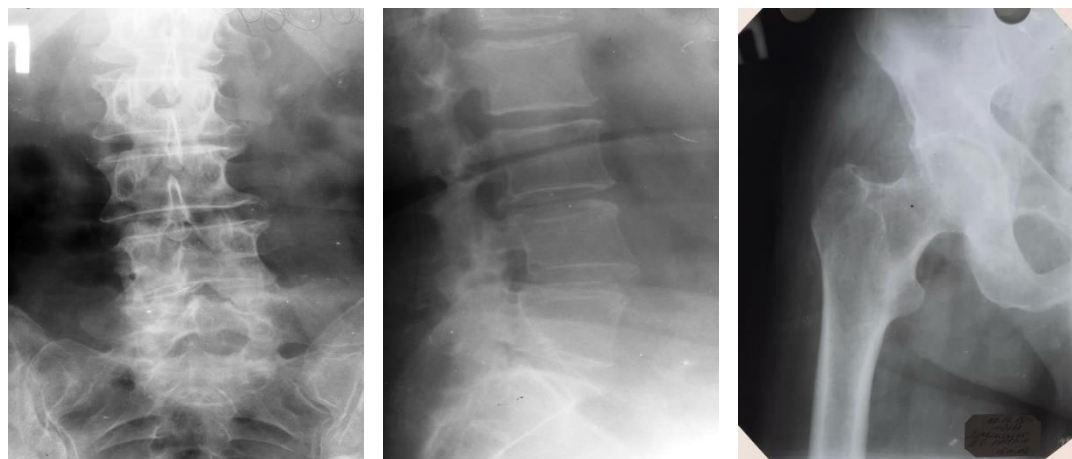


Рисунок 4.3 – Спостереження. Фотовидбитки рентгенограмм хворої Т.

МРТ попереково-крижового відділу хребта: Звуження центральної частини хребетного каналу на рівні LIV-V. Гіпертрофії жовтої зв'язки на рівні LIV-V. антелістез LIV. КРП 1,73 на рівні LIV-V. Правобічна серединно-парамедіанна грижа диска LIV-V, розміром 0,7 см, звужує сагітальний і парамедіанний розмір хребетного каналу до 0,91 см, компримує дуральний мішок і корінець LV праворуч (рис. 4.4).

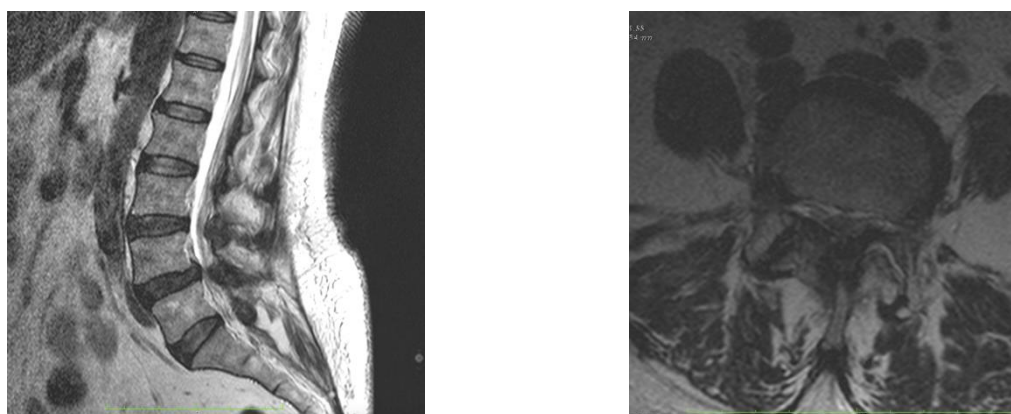


Рисунок 4.4 – Спостереження МРТ поперекового відділу хребта.

Діагноз: поперековий спінальний стеноз. Диспластичний сколіоз. Антелістез хребця LIV. Вертеброгенна радикулопатія LV корінця справа. Синдром унілатеральної переміжної кульгавості. Правобічний коксартроз.

У цьому спостереженні факторами, що компримують структури хребетного каналу, є: вроджена вузькість хребетного каналу з множинними додатковими впливами (протрузія і грижа диска, потовщення задньої поздовжньої зв'язки, гіпертрофія жовтої зв'язки, дислокація LIV хребця, сколіотична деформація поперекового відділу хребта).

Враховуючи наявність стійкої неврологічної симптоматики у вигляді неврогенної переміжної кульгавості, абсолютного стенозу хребтового каналу із збереженням поперекового лордозу за даними рентгенологічного та томографічного дослідження, хворій показано хірургічне втручання на хребті після ендопротезування кульшового суглоба.

Таким чином, найбільш значущими ранніми симптомами поперекового спінального стенозу є неврогенна переміжна кульгавість різного ступеня вираженості, крампі та алгічний синдром у поперековій ділянці з іррадіацією в нижню кінцівку (нижні кінцівки).

Неврологічні прояви поперекового хребтового стенозу характеризувалися наявністю неврогенної переміжної кульгавості, переважанням суб'єктивних симптомів у вигляді болю, парестезій на тлі відсутності або різного ступеня вираженості стійкого об'єктивного неврологічного дефіциту, транзиторними радикулопатіями, синдромом кінського хвоста, радикуломієлоїшеміями.

Патогномонічним клінічним синдромом ПСС була неврогенна переміжна кульгавість: уні- або білатеральна. Частіше білатеральна кульгавість зустрічалася в групі хворих із комбінованим поперековим спінальним стенозом.

Необхідність хірургічної декомпресії нервових структур в разі абсолютного стенозу хребтового каналу, підтвердженого клінічними та

томографічними даними, є першочерговою у хворих із поєднаною патологією хребта та кульшового суглоба.

4.2 Результати дослідження змін хребтово-тазових параметрів у хворих до операції ендопротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта

Із загальної кількості обстежених хворих для остаточного аналізу було обрано 110 пацієнтів, по 55 хворих в кожній групі в залежності від проявів з боку поперекового відділу хребта. Середній вік хворих становив $(63,74 \pm 11,42)$ років, середній ІМТ – $(28,10 \pm 5,84)$ кг/м², 69 (62 %) пацієнтів були жінки, 41 (37 %) – чоловіки. За демографічними даними групи були однорідні.

У двох групах обстежених пацієнтів відмічено значущі зміни сагітальних хребтово-тазових параметрів при зміні положення тіла, що досягали статистичної значущості. Відмічається підвищення показника тазового нахилу, невідповідності рівня тазового нахилу – поперекового лордозу, сагітальної вертикальної вісі відповідно до ступеня патологічних змін хребта в положенні стоячи: $(12,4^\circ / 24,8^\circ, P = .048)$, PI-LL $(-6,7^\circ / 16,1^\circ, P < .001)$, SVA $(9,9 \text{ мм} / 38,9 \text{ мм}, P < .001)$. Також відмічене зниження показника поперекового лордоза в положенні стоячи $(59,9^\circ / 47,1^\circ, P < .001)$ (табл. 4.3).

Також статистично значущі відмінності в сагітальних параметрах були відмічені в положенні сидячи. Порівняно із групою із збереженим лордозом, група з «плоскою спиною» продемонструвала найбільший тазовий нахил РТ сидячи $(26,3^\circ / 32,8^\circ, P = .048)$, невідповідності рівня тазового нахилу-поперекового лордозу, PI-LL $(15,7^\circ / 29,3^\circ, P < .001)$, сагітальної вертикальної вісі SVA $(57,3 \text{ мм} / 69,8 \text{ мм}, P < .001)$. Друга група також продемонструвала найнижчі значення поперекового лордозу LL в положенні сидячи $(37,3,0^\circ / 33,8^\circ, P < .001)$. Показник рівня тазового нахилу PI не досяг статистичної значущості при зміні положення тіла.

Таблиця 4.3 – Зміни хребтово-тазових параметрів у хворих з поєднаною патологією хребта та кульшових суглобів до операції ендопротезування в залежності від ступеню виразності змін з боку поперекового відділу хребта

Хребтово-тазові параметри	Остеохондроз із збереженим лордозом (N = 55)			Остеохондроз із зменшеним лордозом «плоска спина» (N = 55)		
	Стоячи	Сидячи	P значення	Стоячи	Сидячи	P значення
Тазовий нахил PT, °	12.40 ± 5.25	26.33 ± 10.97	<.0001	24.81 ± 7.03	32.75 ± 9.96	<.0001
Рівень тазового нахилу PI, °	51.17 ± 11.33	51.00 ± 15.95	.914	63.13 ± 13.64	63.08 ± 12.82	.966
Поперековий лордоз LL, °	59.87 ± 9.21	37.36 ± 15.91	<.0001	47.05 ± 14.84	33.82 ± 16.13	<.0001
Невідповідність PI-LL, °	-6.65 ± 8.04	15.67 ± 15.47	<.0001	16.09 ± 5.27	29.26 ± 12.43	<.0001
Сагітальна вертикальна вісь SVA, (мм)	9.89 ± 26.90	57.30 ± 28.00	<.0001	38.91 ± 40.23	69.76 ± 30.41	<.0001

Аналіз, що порівнює обидві групи, продемонстрував значні ступінчасті відмінності в попереково-тазових змінах параметрів при переході від стояння до сидіння (Δ) в двох групах відповідно (табл. 4.4). В групі хворих з ознаками «плоскої спини» виявлено найменші зміни в PT ($13,93^\circ / 7,95\%$, $P = .029$) та поперекового лордозу ($-21,91^\circ / -13,23^\circ$, $P = .003$) при переході з положення стоячи в положення сидячи. Між групами також відзначено значну різницю в зміні сагітальної вертикальної вісі SVA від стояння до сидіння ($47,41$ мм / $32,1$ мм, $P = .006$). Друга група також продемонструвала найменшу зміну в PI-LL ($-22,32^\circ / 13,18^\circ$, $P = .001$). Зміни показника PI не досягали достовірної статистичної значущості.

Дослідження демонструє, що величина змін хребтово-тазового поясу значно пов'язана з тяжкістю патології поперекового відділу хребта. При втраті гнучкості в поперековому відділі хребта первинним компенсаторним механізмом є збільшення нахилу таза та збільшення ретроверсії таза із зменшенням поперекового лордозу.

Таблиця 4.4 – Різниця (Δ) хребтково-тазових параметрів в положенні сидячи/стоячи у хворих з поєднаною патологією хребта та кульшових суглобів

Хребтково-тазові параметри	Остеохондроз із збереженим лордозом (N = 55)	Остеохондроз із зменшеним лордозом «плоска спина» (N = 55)	P значення
	Δ Стоячи-Сидячи	Δ Стоячи-Сидячи	
Тазовий нахил PT	13,93	7,95	0.029
Рівень тазового нахилу PI	0,17	0,05	0.821
Поперековий лордоз LL	22,51	13,23	0.003
Невідповідність PI-LL	-22,32	13,18	0.0001
Сагітальна вертикальна вісь SVA (мм)	47,41	32,1	0.0001

Підраховуючи отримані дані, можна сказати, що хворі, які мають ознаки «плоскої спини», – це ті хворі, в яких показник невідповідності рівня нахилу таза-поперековий лордоз складає PI-LL більше 10° . При наявності «плоскої спини» збільшується показник тазового нахилу як в положенні стоячи, так і в положенні сидячи. Але при обчисленні зміни даного показника, тобто різниці між положенням стоячи та сидячи, ці хворі демонструють найменшу різницю, порівняно із хворими із ознаками лише дегенеративного остеохондрозу. Тобто в цій групі хворих є обмежена рухливість таза при зміні положення тіла, і біомеханічно ці пацієнти повинні збільшувати обсяг рухів в кульшових суглобах для досягнення положення сидячи. А в умовах наявності поєднаної патології, ознак остеоартриту кульшового суглоба з обмеженням рухів в суглобі/суглобах відбувається зменшення функціональної антеверсії кульшової западини і виникає ризик переднього імпінджменту. Така ситуація є несприятливою та може привести до вивиху ендопротеза.

4.3 Стан сагітального контуру хребта та хребтково-тазового балансу до та після ендопротезування кульшового суглоба

Мета цього розділу – провести аналіз змін сагітального контуру хребта та хребтково-тазового балансу до та після артропластики кульшового суглоба.

Матеріал дослідження представлено результатом лікування 110 хворих з поєднаною патологією поперекового відділу хребта і кульшового суглоба, яким проводили ендопротезування кульшового суглоба. Як ми вже вказували, всі хворі були розділені за ознакою – нормальні показники сагітального балансу хребта та тазу (SVA) та негативні показники сагітального балансу хребта та тазу (SVA). Також всі хворі з негативними показниками сагітального балансу були розподілені на порушення сагітального контуру хребта (SVA) за рахунок контрактури кульшового суглоба та порушення сагітального контуру хребта (SVA) за рахунок зменшення показників лордозу та кіфозу. В цій частині ми розглядали хворих із порушенням сагітального контуру хребта (SVA) за рахунок контрактури кульшового суглоба.

Всі хворі отримували повне рентгенологічне дослідження сагітального контуру хребта, яке проводили за встановленою методикою. Для визначення сагітального балансу хребта пацієнтам виконано рентгенограми поперекового та грудного відділів хребта із головками стегнових кісток у бічній проекції в положенні стоячи. На спондилограмах визначали позиційні параметри сагітального хребтово-тазового балансу відносно лінії гравітації (вертикальна лінія схилу проведена від центру тіла S_{VII} хребця) та константний параметр відхилу таза від вертикальної осі PI. До параметрів сагітального контуру хребта відносили величину кіфозу та лордозу, сагітальну вертикальну вісь. Розраховували співвідношення поперекового лордозу та скошеності таза (PI–LL). За нормальний показник вважають PI – LL $\pm 10^\circ$, від $\pm 10^\circ$ до $\pm 20^\circ$ — помірно збільшений «+», понад 20° – збільшений «++». Всі рентгенометричні дослідження проводили до та після хірургічного лікування – ендопротезування кульшового суглоба із приводу коксартрозу. Відновлення сагітального балансу та кривизни фізіологічних викривлень забезпечує запобігання компенсаторних патологічних змін у суміжних ХРС (спондилоартроз, остеопороз). У 15 хворих (71 %) до хірургічного лікування показники зміщення сагітальної вертикальної осі виходили за межі норми, загальний середній показник сагітальної вертикальної осі SVA дорівнював

+6,9. У процесі оцінювання співвідношення величини поперекового лордозу та нахилу таза (PI-LL) виявлено певні особливості – у 10 хворих він був в межах норми (від 0° до 10°), помірне збільшення показника PI-LL від 10° до 20° характеризується зменшенням величини лордозу, а саме його випрямленням, що було встановлено в 9 пацієнтів (43 %). Значне збільшення показника PI-LL від 20° зафіксовано у 2 осіб (9,5 %). Загальна кількість хворих з помірним та значним збільшенням показника PI-LL склала 11 хворих (52,3 %).

Після хірургічного лікування – ендопротезування кульшового суглоба – відмічались позитивні зміни сагітального контуру хребта, а саме – загальний середній показник сагітальної вертикальної осі SVA дорівнював +5,1. Загальна кількість хворих з помірним та значним збільшенням показника PI-LL зменшилась до 7 хворих (33,3 %).

Таким чином, у результаті аналізу функціонального стану хребта визначено, що стан кульшового суглоба впливає на показники сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу. Артропластика кульшового суглоба позитивно впливає на показники сагітального контуру хребта.

4.4 Результати дослідження сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу у хворих до та після оперативного лікування на хребті та кульшовому суглобі

Остаточний аналіз пацієнтам групи А було виконано 85 хворим, решта 16 хворих не з'явилися на контрольний огляд, або рентгенометрія була ускладнена за рахунок недостатніх даних зображення, та вибули з дослідження.

Демографічні дані хворих представлені таким чином: чоловіків було включено в дослідження 33 (39%), жінок – 52 (61%). Середній вік хворих становив 63,4 роки (від 35 до 81 років). Середній індекс маси тіла склав 28,9.

В середньому показник сагітальної хребтово-тазової вісі до операції при зміні положення тіла від стоячи до сидячи склав 2.2 см (від -7,2 см до 17,4 см)

($P < 0.05$). Після операції цей показник становив 1.2 см (від -14,2 до 22,4) ($P < 0.05$).

Щодо змін показника рівня нахилу таза (PI) до та після операції не було визначено достовірної різниці. Це означає, що при ендопротезуванні кульшового суглоба центр ротації головок стегнових кісток не був зміщений (табл. 4.5).

Таблиця 4.5 – Зміни параметрів сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу у хворих групи А (до та після ендопротезування кульшового суглоба)

Показники	Сидячи	Стоячи	Δ сидячи-стоячи
SSPT			
До операції, мм	13.2 (-77 до 118)	-8.7 (-151 до 72)	21.9 (-72 до 174)
Після операції, мм	57 (-120 до 147)	2.1 (-170 до 81)	12.0 (-142 до 224)
SS			
До операції, град.	23,3 (17-55)	42,9 (2-85)	13,2 (-49.0 до 11.0)
Після операції, град.	24,7 (-15-54)	42,0 (8-73)	17.3 (-9,0 до 46.0)
PI			
До операції, град.	57,7 (30-86)	57,7 (30-86)	57.7 (30 до 86)
Після операції, град.	55,5 (32-90)	60,5 (34-90)	1,0 (0,2 до 1,8)
PT			
До операції, град.	27,8 (15- 36)	12,0 (8-28)	15,8
Після операції, град.	30,1 (22-44)	18,7 (10-30)	11,4
LL			
До операції, град.	23,7 (14-80)	34,6 (23-47)	12.8 (8 - 28)
Після операції, град.	22,8 (12-40)	35,3 (24-48)	12.2 (6 - 30)

В групі хворих із середнім значенням PI показник сагітальної хребтово-тазової вісі до операції збільшувався від переходу положення сточи-сидячи. Він завжди ставав позитивним в положенні сидячи. Порівнюючи показник до та після операції, то він збільшується в положенні стоячи, і середне значення цього показника стає позитивним, відбувається передній нахил таза.

У групі хворих із низьким PI SSPT підвищується значно від положення стоячи-сидячи як до операції, так і після ($P < 0.05$). Порівнюючи показник до та після операції в положенні стоячи, то він достовірно збільшується, але середнє значення залишається негативним ($P .001$).

У групі з високим PI SVA збільшився від положення стоячи-сидячи як до, так і після операції ($P = 0.034$). SVA залишався позитивним у всіх положеннях. Не відмічено достовірних змін показника як до операції, так і після.

В другу групу хворих В було включено 68 осіб, остаточний аналіз показників проведено 58 хворим, 10 пацієнтів вибули з дослідження. Середній вік пацієнтів після заднього спондилодезу склав 64,4 років (від 36 до 77 років). Чоловіків – 26, жінок – 32. Середній вік спостереження склав 7,1 місяць.

Перед операцією у хворих було виявлено порушення сагітального контуру та балансу хребта із середніми значеннями PI 42,1°, SVA + 71 мм, LL 38,4°, невідповідність PI-LL 16°, PT – 37,1°. Після корекції деформації хребта досягнути наступні показники – SVA + 48 мм, LL 54,5°, PI-LL невідповідність 11°, PT – 28,8°. Отримані значення свідчать о позитивному результаті лікування (табл. 4.6).

Таблиця 4.6 – Зміни параметрів хребтово-тазового балансу в групі хворих до та після операції на хребті

Одиниці вимірювання	До операції	Після операції	Середні значення корекції.
PI , град	42,7±9,2	42,1±9,2	0,6±0,01
PI- LL , град	16±13,3	11±10,4	5±12,9
LL , град	38,4±18,7	54,5±15,5	16,1±24,9
PT , град	37,1±14,9	28,8±22,5	8,3±11,3
SVA (mm)	71±69,8	48±39,5	23±50,7

Також додатково ми вимірювали відношення PT до PI ($PI/ PT * 100 \%$), що дозволило визначити оптимальні значення PT по відношенню до незмінного індивідуального PI.

PT відображає компенсацію тазу після деформації хребта, а значення PT та показники якості життя мають статистичний взаємозв'язок. Тим не менш, PT є вимірюванням, що залежить від індивідуальної постави, і пацієнти з великим PI можуть мати значний PT та нахил крижів. Таким чином, $PT > 20^\circ$, хоч і є патологічним на підставі критеріїв Schwab, може бути природним явищем у пацієнтів з більшим PI. Таким чином, щоб подолати обмеження PT ми вичислювали його індивідуальні значення.

В нашому дослідженні ми визначали окреме важливе значення індексу PT, як ознаки гармонійного балансування хребта над тазом. Власні дослідження показують, що великий PT, який ми спостерігали у 14 хворих (24,1 %), не утримує сагітальний баланс хребта та призводить до наявності больового синдрому. Одинадцять хворих (18,9 %) мали зменшену величину поперекового лордозу LL.

Більшість хворих, яким було проведено хірургічне втручання на хребті, мали значення величини лордозу в межах норми. Також більшість хворих, які були прооперовані, мали значення PT згідно з індивідуальною відповідністю. Так, наприклад, у хворого, який мав показник PT в межах норми і нормальні показники LL, після хірургічного лікування вони залишились без змін (рис. 4.5).

Хворі, які мали порушення хребтово-тазового балансу в вигляді ретроверсії тазу, а саме – величина $PT > 20^\circ$, або хворі, які мали низькі значення поперекового лордозу, потребували корекції як одного, так і іншого значення (рис. 4.6).

Власні дослідження встановили, що саме відновлення поперекового лордозу приводе до антеверсії тазу, а саме – відновлює положення тазу. Так з одинадцяти хворих корекція поперекового лордозу була досягнута у дев'яти хворих (15,5 % від загальної кількості хворих із спондилодезом), і саме ці хворі мали зміни в індексі PT.



Рисунок 4.5 – Лордоз до та після хірургічного втручання на хребті у пацієнтів без порушення хребтovo-тазового балансу.



а)



б)

Рисунок 4.6 – До спондилодезу поперекового відділу хребта (РТ 45 ° LL 38°) (а); після спондилодезу поперекового відділу хребта (РТ 20 ° LL 50 °) (б).

Таким чином, достатня корекція поперекового лордозу приводе до покращення та утриманню сагітального балансу хребта, надає кращі умови для ендопротезування, тим самим знижуючи можливість інвалідазації.

4.5 Щодо вибору методу інструментації хребта в разі поєднаної патології хребта та кульшового суглоба

Як, ми раніше вказували, що усіх пацієнтів, яким проводили хірургічні втручання на хребті – 31 хворий, розподілили на 2 групи залежно від методу лікування на моносегментарний або бісегментарний спондилодез: 14 хворих (чотирьох або шестигвинтова конструкція, можливо в поєднанні з міжхребцевою опорою) та полісегментарна інструментація хребта – 17 хворих (більш восьмигвинтова фіксація поперекового відділу хребта).

По перше, ми досліджували два варіанта перебігу дегенеративних захворювань хребта – це перші хворі, які мали позитивний рівень SVA (10 хворих) і які мали негативний рівень SVA за рахунок зменшення величини лордозу та кіфозу – 21 хворий.

Із загальної кількості хворих більша частина хворих (17) мали зменшення показників поперекового лордозу, а саме – використання довгої фіксації хребта дозволяло змінювати величину поперекового лордозу.

В той же час моносегментарний та бісегментарний спондилодез не змінювали показники хребтово-тазового балансу. Далі ми наведемо деякі клінічні спостереження, які дозволять відобразити принципи вибору методу хірургічного лікування патології хребта в разі наявності коксартрозу (рис 4.7-4.10).

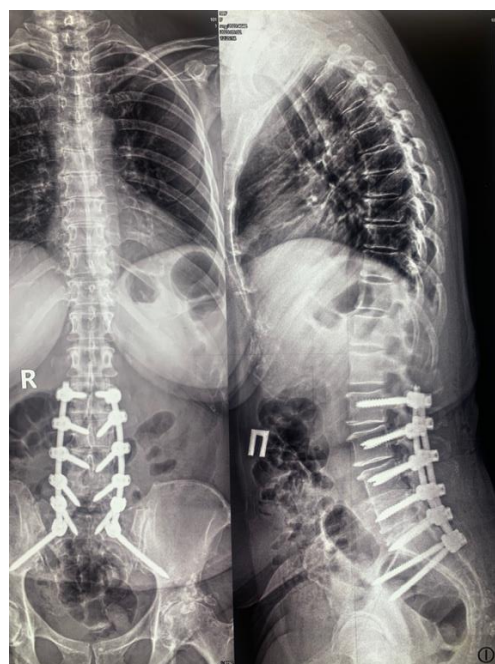


Рисунок 4.7 – Задня транспедикулярна фіксація сегментів L2-L3-L4-L5-S1 з крилами крижових кісток.

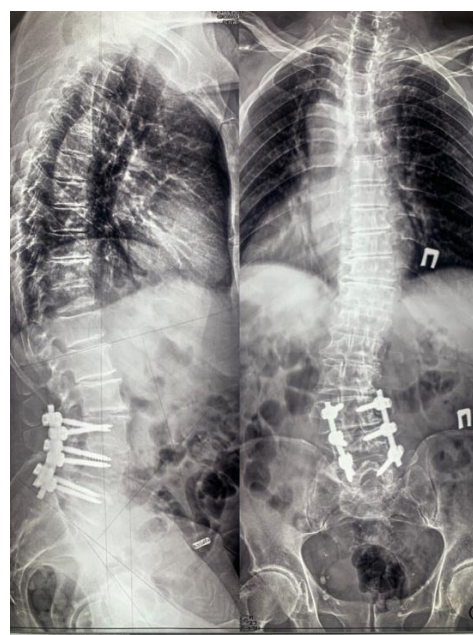
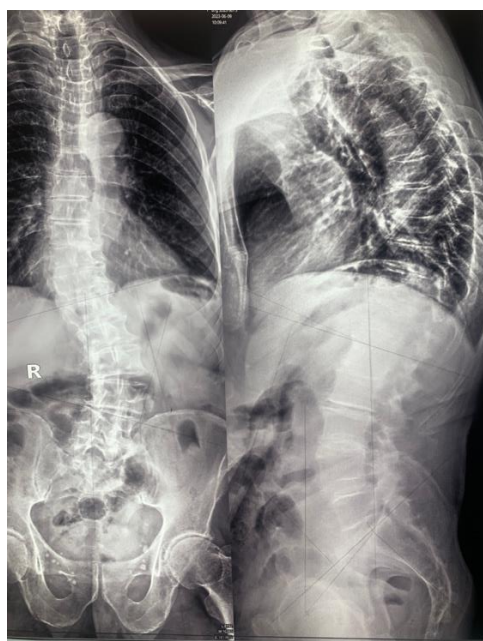


Рисунок 4.8 – Задня транспедикулярна фіксація сегментів L3-L4-L5.

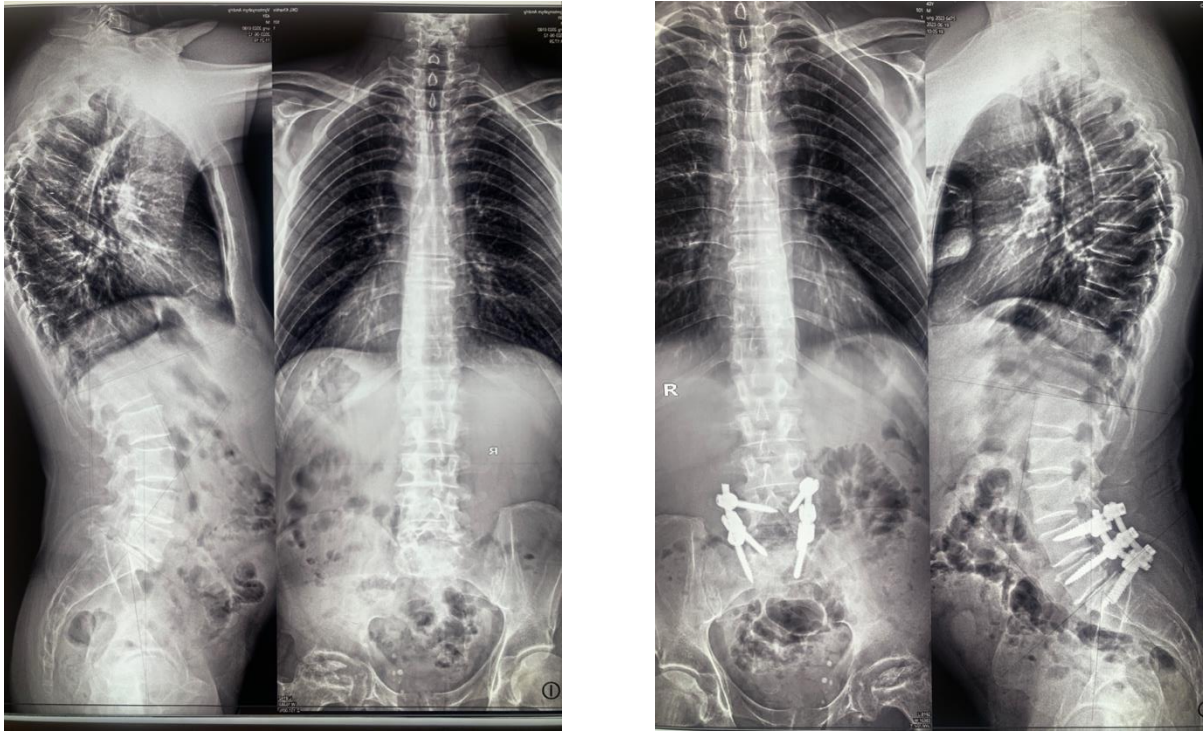


Рисунок 4.9 – Задня транспедикулярна фіксація сегментів L3-L4-L5.

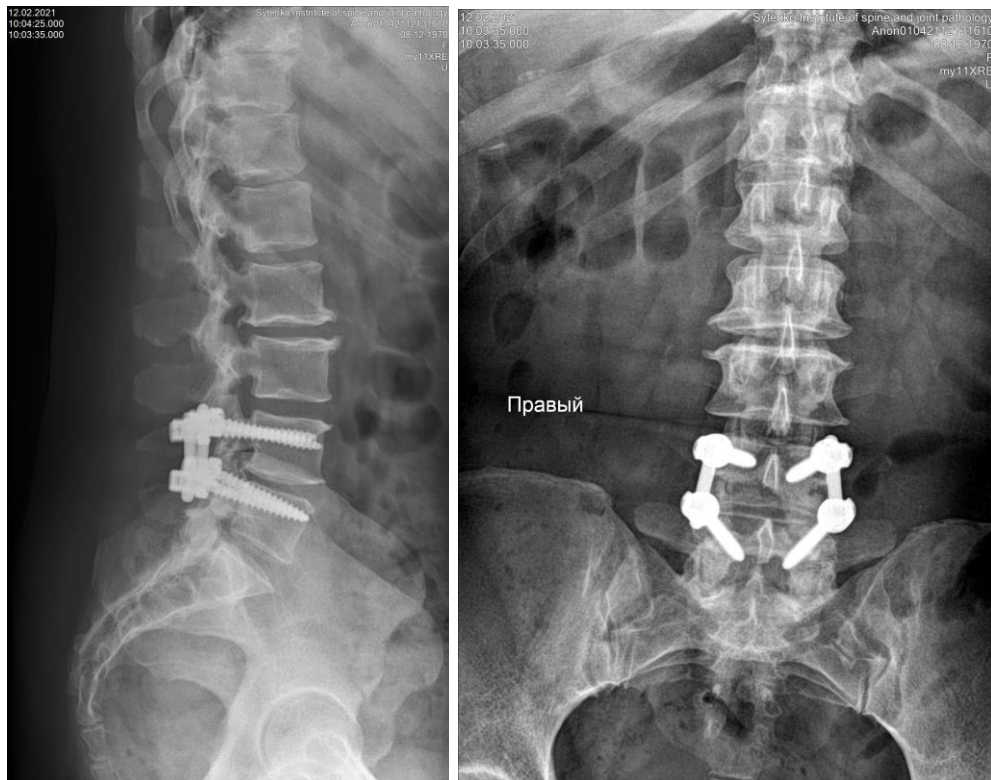


Рисунок 4.10 – Задня транспедикулярна фіксація сегментів L4-L5.

Таким чином, застосування моно- або бісегментарного спондилодезу поперекового відділу суттєво не впливає на зміни сагітального контуру хребта,

але позитивно впливає на поперековий лордоз і може бути використане у хворих, які потребують одночасно декомпресії невральних структур і ендопротезування кульшового суглоба. Моно- або бісегментарний спондилодез поперекового відділу хребта, при необхідності, може бути застосований першочергове.

В разі порушення сагітального контуру хребта (SVA) із значним зменшенням величини поперекового лордозу, доцільно використовувати довгу інструментацію хребта після ендопротезування кульшового суглоба. Першочергове полісегментарний спондилодез може бути застосований, коли артропатія кульшового суглоба не призводить до контрактури кульшового суглоба з порушенням сагітального контуру хребта (SVA).

ВИСНОВКИ

1. За результатами аналізу наукової літератури встановлено відсутність єдиної думки щодо впливу стану кульшового суглоба на дегенеративно змінений хребет і навпаки. Під час планування лікувальних заходів недостатньо враховується стан сагітального контуру хребта стосовно кульшового суглоба. Не вирішено такі питання хірургічної тактики, як етапність хірургічних заходів, довжина інструментації хребта та особливості ендопротезування.

2. У результаті аналізу напружено-деформованого стану системи «транспедикулярна конструкція – хребтовий руховий сегмент» в разі нормальних показників сагітального балансу хребта та хребтово-тазового балансу встановлено, що використання всіх варіантів заднього спондилодезу дозволяє знизити рівень напружень в тілах, дугах та дуговідросткових суглобах хребців поперекового відділу хребта нижче рівня моделі в нормі.

3. У результаті аналізу напружено-деформованого стану системи «транспедикулярна конструкція – хребтовий руховий сегмент» в разі негативних показників сагітального балансу хребта та хребтово-тазового балансу встановлено, що при всіх варіантах монтажу транспедикулярних конструкцій виникає високий рівень напружень на фіксуючих гвинтах та в хребцях в порівнянні з попередньою біомеханічною моделлю.

4. У результаті аналізу напружено-деформованого стану моделі заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта в разі корекції поперекового лордозу напружений стан в області міжтілової опори досягає різних значень в залежності від типу імпланту, і більш напруженою є передня його частина.

5. Хребтово-тазові відносини є суттєвим фактором, який необхідно оцінювати при виконанні ендопротезування кульшового суглоба. Аномальна рухливість хребтово-тазового комплексу є фактором ризику вивиху після ендопротезування. Дослідження змін хребтово-тазових параметрів у хворих в залежності від мобільності поперекового лордозу показало, що ці показники

(тазовий нахил, поперековий лордоз, невідповідність PI-LL, сагітальна вертикальна вісь) достовірно змінюються в залежності від положення тіла: стоячи/сидячи. Хворі, які мають ознаки «плоскої спини» демонструють найменшу різницю тазового нахилу PT, порівняно із хворими із ознаками лише дегенеративного остеохондрозу. В цій групі хворих є обмежена рухливість таза при зміні положення тіла, і біомеханічно ці пацієнти повинні збільшувати обсяг рухів в кульшових суглобах для досягнення положення сидячи. А в умовах наявності поєднаної патології, ознак остеоартриту кульшового суглоба з обмеженням рухів в суглобі/суглобах відбувається зменшення функціональної антеверсії кульшової западини, і виникає ризик переднього імпінджменту. Така ситуація є несприятливою та може привести до вивиху ендопротеза.

6. В результаті аналізу функціонального стану хребта визначено, що стан кульшового суглоба впливає на показники сагітального контуру хребта та хребтово-тазового балансу. Ендопротезування кульшового суглоба позитивно впливає на показники сагітального контуру хребта.

7. Необхідність хірургічної декомпресії нервових структур в разі абсолютного стенозу хребтового каналу з неврологічною симптоматикою є першочерговим у хворих із поєднаною патологією хребта та кульшового суглоба. Застосування моно- або бісегментарного спондилодезу поперекового відділу суттєво не впливає на зміни сагітального контуру хребта, але позитивно впливає на поперековий лордоз і може бути використане у хворих, які потребують одночасно декомпресії невральних структур і ендопротезування кульшового суглоба. Моно- або бісегментарний спондилодез поперекового відділу хребта, при необхідності, може бути застосований першочергове. В разі порушення сагітального контуру хребта (SVA) із значним зменшенням величини поперекового лордозу доцільно використовувати довгу інструментацію хребта після ендопротезування кульшового суглоба. Першочергове полісегментарний спондилодез може бути застосованим, коли артропатія кульшового суглоба не призводить до

контрактури кульшового суглоба з порушенням сагітального контуру хребта (SVA).

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. A predictive model for outcome after conservative decompression surgery for lumbar spinal stenosis / K. F. Spratt, T. S. Keller, M. Szpalski [et al.] // *Eur. Spine J.* –2004. – Vol. 13. – P. 14–21.
2. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW (2016) What safe zone? The vast majority of dislocated THAs are within the Lewinnek safe zone for acetabular component position. *Clin Orthop Relat Res* 474(2):386–391
3. An VVG, Phan K, Sivakumar BS, et al. Prior lumbar spinal fusion is associated with an increased risk of dislocation and revision in total hip arthroplasty: a meta-analysis. *J Arthroplasty*. 2018;33(1):297–300.
4. Barrey C, Perrin G, Michel F, Vital JM, Obeid I (2014) Pedicle subtraction osteotomy in the lumbar spine: indications, technical aspects, results and complications. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 24(Suppl 1):S21–S30.
5. Blizzard DJ, Nickel BT, Seyler TM et al. The impact of lumbar spine disease and deformity on total hip arthroplasty outcomes. *Orthop Clin North Am* 2016;47:19
6. Bohl WR, Steffee AD. Lumbar spinal stenosis. A cause of continued pain and disability in patients after total hip arthroplasty. *Spine* 1979; 4(2):168–73.
7. Bozic KJ, Ong K., Lau E., Kurtz SM, Vail TP, Rubash HE, Berry DJ. Risk of complication and revision total hip arthroplasty among Medicare patients with different bearing surfaces. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468:2357–2362.
8. Brooks, P.J. Dislocation following total hip replacement. *Bone Jt. J.* 2013, 95 (Suppl. SA), 67–69.
9. Buckland AJ, Fernandez L, Shimmin AJ, Bare JV, McMahon SJ, Vigdorichik JM (2019) Effects of sagittal spinal alignment on postural pelvic mobility in total hip arthroplasty candidates. *J Arthroplasty* 34(11):2663–2668
10. Buckland AJ, Puvanesarajah V, Vigdorichik J, et al. Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. *Bone Joint J.* 2017;99- B(5):585–591.

11. Clinical and psychofunctional measures of conservative decompression surgery for lumbar spinal stenosis: a prospective cohort study / R. Gunzburg, T.S. Keller, M. Szpalski [et al.] // *Eur. Spine J.* –2003. – Vol. 12. – P. 197–204.
12. Dai L. Lumbar spinal stenosis: a review of biomechanical studies / L. Dai, Y. Xu // *Chin. Med. Sci. J.* – 1998. – Vol. 13, № 1. – P. 56–60.
13. Delaunay C. The SoFCOT Group; Hamadouche M., Girard J., Duhamel A. What Are the Causes for Failures of Primary Hip Arthroplasties in France? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013, 471, 3863–3869.
14. Devin CJ, McCullough KA, Morris BJ, et al. Hip-spine syndrome. *J Am Acad Orthop Surg.* 2012;20(7):434–442.
15. Diebo BG, Beyer GA, Grieco PW, et al. Complications in patients undergoing spinal fusion after THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2018;476(2):412–417.
16. Esposito CI, Carroll KM, Sculco PK, et al. Total hip arthroplasty patients with fixed spinopelvic alignment are at higher risk of hip dislocation. *J Arthroplasty.* 2018;33(5):1449–1454.
17. Esposito CI., Gladnick BP., Lee YY., Lyman S., Wright TM., Mayman J., et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *J Arthroplast.* 2015;30(1):109–13.
18. Fokter S. K. Patient-based outcomes for the operative treatment of degenerative lumbar spinal stenosis / S. K. Fokter, S.A. Yerby // *Eur. Spine J.* –2006. – Vol.15. – P. 1661–1669.
19. Gausden E.B., Parhar H.S., Popper J.E., Sculco P.K., Rush B.N. Risk Factors for Early Dislocation Following Primary Elective Total Hip Arthroplasty. *J. Arthroplast.* 2018, 33, 1567–1571.
20. Guy R Fogel, Stephen I Esses. Hip spine syndrome: management of coexisting radiculopathy and arthritis of the lower extremity. *The Spine Journal* Volume 3, Issue 3, May–June 2003, Pages 238-241
21. Haffer H., Amini D. A., Perka C., Pumberger M.. The Impact of Spinopelvic Mobility on Arthroplasty: Implications for Hip and Spine Surgeons. *J Clin Med.* 2020 Aug; 9(8): 2569.

22. Heckmann N.; McKnight B., Stefl M., Trasolini N.A., Ike H., Dorr L.D. Late Dislocation Following Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg. Am.* Vol. 2018, 100, 1845–1853.
23. Hee H.T., The long-term results of surgical treatment for spinal stenosis in the elderly / H. T. Hee, H. K. Wong // *Singapore Med. J.* – 2003. – Vol. 44. – P. 175–180.
24. Herkowitz H.N. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis. A prospective study comparing decompression with decompression and intertransverse process arthrodesis / H. N. Herkowitz , L. T. Kutz // *J. Bone Joint Surg.* – 1991. – Vol. 73-A, № 8. – P. 802–808.
25. Hurwitz D.E., Hulet C.H., Andriacchi T.P., Rosenberg A.G., Galante J.O. (1997) Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res* 15(4):629–635.
26. Indications for early hip revision surgery in the UK--a re-analysis of NJR data. Bolland BJ, Whitehouse SL, Timperley AJ. *Hip Int.* 2012 Mar-Apr; 22(2):145-52.
27. James W Pritchett Hip resurfacing with a highly cross-linked polyethylene acetabular liner and a titanium nitride-coated femoral component *HIP International* 1 –7 DOI: 10.1177/1120700017752334
28. Kanawade V., Dorr LD, Wan Z. Acetabular component angular change from sitting to standing. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96-A:978.
29. Kim Y., Pour AE , Lazennec JY. How do global sagittal alignment and posture change after total hip arthroplasty? *Int Orthop.* 2020 Feb;44(2):267-273.
30. laßen T, Scheid C, Landgraeber S, Jäger M (2017) Characteristics of elective hip replacement in the elderly. *Orthopäde* 46(1):25–33.
31. Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P (2011) Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):564–571
32. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C (2007) The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 370(9597):1508–1519

33. Lee MJ, Dettori JR, Standaert CJ, et al. The natural history of degeneration of the lumbar and cervical spines: a systematic review. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012; 37:S18.
34. Lembeck B., Mueller O., Reize P., Wuelker N. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate. *Acta Orthop.* 2005;76: 517–523.
35. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(2):217–20.
36. Lum ZC, Coury JG, Cohen JL, Dorr LD. The current knowledge on spinopelvic mobility. *J Arthroplasty* 2018;33:291.
37. Lum ZC, Klineberg EO, Danielsen B, et al. Female sex and longer fusion constructs significantly increase the risk of total hip arthroplasty following spinal fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 2019;101(8):675–681.
38. Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management?: A prospective 10-year study / T. Amundsen, H. Weber, H. Nordal [et al.] // *Spine.* – 2000. – Vol. 25, № 11. – P. 1424–1435.
39. Malkani A.L.; Garber A.T.; Ong K.L.; Dimar J.R., Baykal D.; Glassman S.D.; Cochran A.R.; Berry D.J. Total Hip Arthroplasty in Patients With Previous Lumbar Fusion Surgery: Are There More Dislocations and Revisions? *J. Arthroplast.* 2018, 33, 1189–1193.
40. Markman JD, Gewandter JS, Frazer ME, et al. Evaluation of outcome measures for neurogenic claudication: A patient-centered approach. *Neurology* 2015; 85:1250.
41. McCarthy TF, Alipit V, Nevelos J, Elmallah RK, Mont MA. Acetabular cup anteversion and inclination in hip range of motion to impingement. *J Arthroplast.* 2016;31(9 Suppl):264–8
42. McNamara MJ, Barrett KG, Christie MJ, et al. Lumbar spinal stenosis and lower extremity arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993;8(3):273–7.

43. Nam D.; Riegler V.; Clohisy J.C.; Nunley R.M.; Barrack R.L. The Impact of Total Hip Arthroplasty on Pelvic Motion and Functional Component Position is Highly Variable. *J. Arthroplast.* 2017, 32, 1200–1205.
44. North R.B, Kidd D.H, Zahurak M et al. Specificity of diagnostic nerve blocks. *Pain.* 1996; 65: 77-85
45. Padgett DE, Warashina H. The unstable total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;420:72–79.
46. Patel PD, Potts A., Froimson MI. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment. *J Arthroplasty.* 2007;22:86–90.
47. Pelvic tilt and its effect on functional orientation of the cup at total hip arthroplasty. J. Pierrepont et al. Variation in functional pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty. *BJJ Vol. 99-B, No. 2, 2017.*
48. Perfetti D.C.; Schwarzkopf R.; Buckland A.J.; Paulino C.B.; Vigdorichik J. Prosthetic Dislocation and Revision After Primary Total Hip Arthroplasty in Lumbar Fusion Patients: A Propensity Score Matched-Pair Analysis. *J. Arthroplast.* 2017, 32, 1635.e1–1640.
49. Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R (2015) The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J 97-B(8):1017–1023*
50. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study. RP Jackson, AC. McManus. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994 Jul 15;19(14):1611-8.
51. Redmond JM, Gupta A, Hammarstedt JE, et al. The hip- spine syndrome: how does back pain impact the indications and outcomes of hip arthroscopy? *Arthroscopy.* 2014;30(7): 872–881.
52. Roussouly P., Gollogly S., Nosedo O., Berthonnaud E., Dimnet J. The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the C7 plumb line. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31:E320.

53. Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ. Nerve palsy associated with total hip replacement. Risk factors and prognosis. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73(7):1074–80.
54. Schwab F., Ungar B., Blondel B., Buchowski J., Coe J., Deinlein D., et al. Scoliosis Research Society – Schwab adult spinal deformity classification. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012;37:1077e82. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31823e15e2>
55. Sigmundsson FG (2014) Determinants of outcome in lumbar spinal stenosis surgery. *Acta Orthop Suppl* 85(357):1–45
56. Sing DC, Barry JJ, Aguilar TU, et al. Prior lumbar spinal arthrodesis increases risk of prosthetic-related complication in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2016;31:227.
57. Stefl M.; Lundergan W.; Heckmann N., McKnight B.; Ike H.; Murgai, R., Dorr, L.D. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Jt. J.* 2017, 99 (Suppl. SA), 37–45.
58. Stephens A, Munir S, Shah S, Walter WL. The kinematic relationship between sitting and standing posture and pelvic inclination and its significance to cup positioning in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2015;39:383.
59. Tsung-Cheng Yin, Adam M Wegner , Meng-Ling Lu , Yao-Hsu Yang, Yao-Chin Wang , Woon-Man Kung Do Orthopedic Surgeons or Neurosurgeons Detect More Hip Disorders in Patients with Hip-Spine Syndrome? A Nationwide Database Study *Brain Sci* 2021 Apr 11;11(4):485. doi: 10.3390/brainsci11040485.
60. Wan Z, Malik A, Jaramaz B, Chao L, Dorr LD. Imaging and navigation measurement of acetabular component position in THA. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:32– 42.
61. Xia XP, Chen HL, Cheng HB. Prevalence of adjacent segment degeneration after spine surgery: a systematic review and meta-analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2013; 38:597.
62. Yukizawa, Y.; Dorr, L.D.; Ward, J.A.; Wan, Z.; Information, P.E.K.F.C. Posterior Mini-Incision With Primary Total Hip Arthroplasty: A Nine to Ten Year Follow Up Study. *J. Arthroplast.* 2016, 31, 168–171.