

УДК 616.711.6-018.3-089.843
УКПІ
№ держреєстрації 0118U006949
інв. №

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

61024, м. Харків, 24, вул. Пушкінська, 80.
Тел.(057) 725-14-00


ЗАТВЕРДЖУЮ
Директор ДУ «ІНСТИТУТ
ім. проф. М.І.Ситенка НАМН»
д-р мед. наук, професор
М.О.Корж
2021.



З В І Т
ПРО НАУКОВО-ДОСЛІДНУ РОБОТУ
ВИВЧИТИ ОСНОВНІ ПОМИЛКИ ТА УСКЛАДНЕННЯ
ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ В ХІРУРГІЇ ХРЕБТА
ТА РОЗРОБИТИ ЗАХОДИ ЇХ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ

(остаточний)

Науковий керівник НДР
д-р мед. наук, професор


2021.12.17 В.О. Радченко

Нормоконтроль


2019.12.17 Л.А. Васильцова

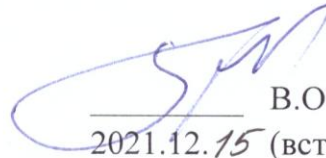
2021

Рукопис закінчено 30 листопада 2021 р

Результати цієї роботи розглянуто Вченою Радою ДУ «ІНСТИТУТ» протокол
від « 17 » грудня 2021 р. № 13


СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР,
зав. відділу інструментальної
та малоінвазивної
хірургії хребта,
д-р мед. наук, проф.




В.О. Радченко
2021.12.15 (вступ; реферат;
розділи 1, 2, 3, 4, 5; висновки)

Відповідальний виконавець:
старш. наук. співроб.
відділу інструментальної
та малоінвазивної
хірургії хребта,
канд. мед. наук



О. О. Барков
2021.12.15 (вступ; реферат;
розділи 1, 2, 3, 4, 5; висновки)

Виконавці:
наук. співроб.
відділу патофізіології
та функціональної діагностики,
канд. біол. наук



Д. Р. Дуплій
2021.12.15 (розділи 1, 2, 5)

Старш.наук.співроб. відділу
консервативного лікування та
клінічних випробувань,
канд.мед.наук



І. В. Корж
2021.12.15 (розділи 3, 4)

Зав.відділом лабораторної
діагностики та імунології,
канд.біол.наук



Ф. С. Леонтєва
2021.12.15 (розділи 3, 4, 8, 9)

Пров.наук.співроб.відділу
лабораторної діагностики та
імунології,
д-р фарм. наук




В.О. Туляков
2021.12.15 (розділи 1, 4, 8, 9)

ЗІДНО З ОРИГІНАЛОМ:
Нач. відділу кадрів ДУ "ІПХС
ім. М.І. Ситенка НАМН України"




Малишкіна О.І.


Старш.наук.співроб.
лабораторії ортезування та
біоматеріалів


І. Б. Тимченко
2021.12.15 (розділи 2, 4)


Зав. відділом
консервативного лікування та
клінічних випробувань,
д-р мед. наук


І. Ф. Федотова
2021.12.15 (розділи 1, 2, 3, 5)

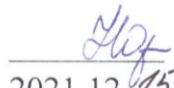
Наук.співроб.відділу
анестезіології,
канд.мед.наук


А. О. Хмизов
2021.12.15 (розділи 3, 4)


Старш.наук.співроб.
відділу експериментального
моделювання і трансплантології
з експериментально-біологічною
клінікою,
канд.біол.наук


О. А. Нікольченко
2021.12.15 (розділи 1, 2)


Мол.наук.співроб. лабораторії
ортезування та біоматеріалів


А. А. Носач
2021.12.15 (розділи 1, 2)


Наук. співроб.відділу
інструментальної та
малоінвазивної хірургії хребта,
канд.мед.наук


О. В. Перфільєв
2021.12.15 (розділи 1, 2, 3)

Наук.співроб.
лабораторії біомеханіки


М. Ю. Карпінський
2021.12.15 (розділ 1, 6, 7)

Відповідальний за метрологічне
забезпечення
Головний метролог



Л. А. Васильцова
2021.12.15 (метрологічна експертиза
документації)




ЗГІДНО З ОРИГІНАЛОМ
Нач. відділу кафедр ДУ "ІПХС
ім. М.І. Ситенка НАМН України"
 Малишкіна О.І.

НАУКОВО-ДОПОМІЖНИЙ ШТАТ


Лаборант б/к відділу лабораторної
діагностики та імунології


2021.12.15 Т. І. Волкова
(розділ 1)

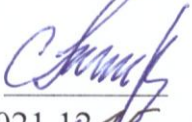
Інженер лабораторії ортезування та
біоматеріалів


2021.12.15 А. Г. Голухова
(розділ 1)

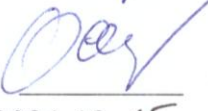
Лаборант б/к відділу лабораторної
діагностики та імунології


2021.12.15 Т. В. Єрьоміна
(розділ 4)

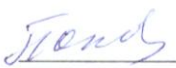
Інженер I кат.лабораторії ортезування та
біоматеріалів


2021.12.15 О. П. Кузнецов
(розділ 4)

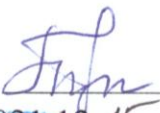
Лаборант б/к лабораторії морфології
сполучної тканини


2021.12.15 О. О. Остапенко
(розділ 3)

Лаборант б/к відділу лабораторної
діагностики та імунології


2021.12.15 В. К. Попова
(розділ 1)

Інженер I кат.лабораторії ортезування та
біоматеріалів


2021.12.15 Т. В. Трубаєва
(вступ; висновки)



ЗГІДНО З ОРИГІНАЛОМ
Нач. відділу кадрів ДУ "ІПХС
ім. М.І. Ситенка НАМН України"

 Малишкіна О.І.

ЛІКАРСЬКО-КЛІНІЧНИЙ ШТАТ

Лікар відділення екстреної
травматологічної допомоги



2021.12.15 О. В. Палкін
(розділи 1, 2)

Лікар відділення екстреної
травматологічної допомоги,
канд.мед.наук



2021.12.15 О. А. Сиренко
(розділи 1, 3)

СПІВВИКОНАВЦІ

Зав.обласного Центру
ортопедії, травматології та
вертебрології,
канд.мед.наук



2021.12.15 В. К. Піонтковський
(розділ 1, Рівненська обласна
клінічна лікарня, м.Рівне)



ЗГІДНО З ОРИГІНАЛОМ:
Нач. відділу кадрів ДУ "ІПХС
ім. М.І. Ситенка НАМН України"



Малишкіна О.І.

РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 220 с., 24 табл., 118 рис., 153 джерел.

ТРАНСПЕДИКУЛЯРНА ФІКСАЦІЯ ХРЕБТА, УСКЛАДНЕННЯ В ХІРУРГІЇ ХРЕБТА, СКІНЧЕНО-ЕЛЕМЕНТНА МОДЕЛЬ, КІНЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, БІОХІМІЧНІ МЕТАБОЛІЧНІ ПОРУШЕННЯ

Об'єкт дослідження – помилки та ускладнення, що виникають після фіксації грудного та поперекового відділів хребта транспедикулярними конструкціями.

Мета роботи – покращити результати лікування захворювань, деформацій та ушкоджень хребта на підставі виявлення основних помилок і ускладнень, що негативно впливають на транспедикулярну фіксацію хребта та розробити систематизовані заходи їх профілактики.

Методи дослідження – клінічні, рентгенологічні, комп'ютерна томографія, біомеханічні (математичне моделювання методом скінчених елементів, кінематичне моделювання), біохімічні, статистичні.

У результаті проведеної НДР за 2019 по 2021р.р. Проведено ретроспективний аналіз ревізійних хірургічних втручань у хворих із захворюваннями хребта після їх стабілізації транспедикулярними конструкціями та вивчено комплексний характер змін, які призвели до ускладнень. Обґрунтовано використання навігаційної системи та нейромоніторингу в запобіганні ускладнень транспедикулярної фіксації хребта. Методом скінчених елементів досліджено напружено деформований стан поперекового відділу хребта з полісегментарною транспедикулярною фіксацією та вивчено динамічну стимуляцію його рухів із використанням скелетно-м'язової моделі при змінах сагітального контуру хребта. Вивчено вплив метаболізму сполучної тканини на розвиток ускладнень транспедикулярної фіксації хребта та розроблено алгоритмізовану систему прогнозування ускладнень.

Умови одержання звіту: за договором. УкрНДІспиртбіопрод, 03190, м. Київ, пров. Бабушкіна, 3.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів	10
Вступ	12
1 Аналітичний огляд літератури	19
2 Матеріали та методи	47
2.1 Характеристика клінічного матеріалу	47
2.1.1 Дослідження пацієнтів після ревізійних хірургічних втручань	47
2.1.2 Дослідження пацієнтів з використанням спинальної навігації	48
2.1.3 Дослідження пацієнтів з використанням нейромоніторингу	49
2.2 Інструментальні методи дослідження	50
2.2.1 Техніка встановлення гвинтів з використанням навігаційної системи	50
2.2.2 Техніка утановки гвинтів стандартною технікою «вільних рук»	51
2.2.3 Оцінка даних та статистичний аналіз	52
2.2.4 Класифікація некоректного проведення гвинтів	52
2.3 Дослідження крові	52
2.3.1 Гематологічні дослідження	54
2.3.2 Біохімічні маркери	54
2.3.3 Показники системи гемостазу	55
2.3.4 Імунологічні маркери	56
2.4 Математичне моделювання	56
2.4.1 Комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану поперекового відділу хребта після проведення моно- та полісегментарної фіксації	56
2.4.2 Кінематичне моделювання на скелетно-м'язових моделях динамічної симуляції рухів у поперековому відділі хребта після виконання заднього бісегментарного спондилодезу	57
3 Результати ретроспективного аналізу ревізійних хірургічних втручань грудного та поперекового відділів хребта	69
4 Результати порівняльної оцінки точності проведення гвинтів з використанням стардантної методики та навігаційної системи	77
5 Інтраопераційний нейромоніторинг у пацієнтів із захворюваннями грудного та поперекового відділів хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації	87
6 Дослідження напружено-деформованого стану поперекового відділу хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації	96

6.1	Результати чисельних досліджень напружено-деформованого стану поперекового відділу хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації	103
7	Дослідження динамічної симуляції рухів у поперековому відділі хребта на скелетно-м'язових моделях після виконання заднього бісегментарного спондилодезу	134
7.1	Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні та на тіло L _{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта без створення дефектів та ефекту денервації м'язів (базова модель, модель № 1)	134
7.2	Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L _{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу для виконання заднього інструментального спондилодезу L _{IV} -S _I (модель № 2)	137
7.3	Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L _{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спондилодезом L _{IV} -S _I у нормолордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 3)	141
7.4	Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L _{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спондилодезом L _{IV} -S _I у гіполордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 4)	147
7.5	Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L _{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спондилодезом L _{IV} -S _I у гіперлордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 5)	152
8	Особливості лабораторних показників у пацієнтів із різними варіантами перебігу післяопераційного процесу після транспедикулярної фіксації хребта	159
8.1	Діагностична чутливість використаних показників	179
9	Алгоритмізована система прогнозування ускладнень у пацієнтів із захворюваннями, деформаціями та травмами хребта після проведення транспедикулярної фіксації	183

9.1	Алгоритмізована система як продовження визначення діагностичної чутливості досліджених показників	183
9.2	Представлення діагностики та прогнозування оцінки вірогідності розвитку можливих запальних післяопераційних ускладнень у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта, які потребують транспедикулярної фіксації у формі нововведення	189
	Висновки	198
	Перелік джерел посилань	203

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АЧТЧ — активний частковий тромбопластиновий час;
ГГ – гаптоглобін;
ГК – грудний кіфоз;
ГП – глікопротеїни;
ДП — дійсно позитивні результати тесту;
ДЧ — діагностичної чутливості;
ДУ «ІПХС» – Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН»;
ЕМГ — Електроміографія;
ЗЦМ – загальний центр мас;
ІЗЛ — індекс здвигу лейкоцитів;
ІЛГ — індекс лімфоцитарно-гранулоцитарний;
ІСЛЕ — індекс співвідношення лімфоцитів та еозинофілів;
ІСНЛ — індекс співвідношення нейтрофілів та лімфоцитів;
ІЯСН — індекс ядерного здвигу нейтрофілів;
КА – рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген;
КТ – комп’ютерна томографія;
ЛІ — лейкоцитарний індекс;
ЛІІ — лейкоцитарний індекс інтоксикації;
ЛФ — лужна фосфатаза;
МВП — моторний викликаний потенціал;
МРТ – магнітно-резонансна томографія;
МСЕ – метод скінчених елементів;
НДС – напружено-деформований стан;
НН — несправжньо-негативні результати тесту;
НТУ «ХП» – Національний технічний університет «Харківський Політехнічний інститут»;

РФМК — розчинні фібрин-мономерні комплекси;
СГ — стимуляція гвинтів;
СМЛ – коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів;
СРП – С-реактивний протеїн;
СХТБ – сагітальний хребтово-тазовий дисбаланс;
ТКЕС — транскраніальна електрична стимуляція;
ХА – рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген;
ХРС – хребтово-руховий сегмент;
ХСТ – хондроїтинсульфати;
ЦК – циркулюючі імунні комплекси;
LL – поперековий лордоз;
РТ – поворот таза;
SS – нахил крижів.

ВСТУП

Актуальність даної теми в першу чергу обумовлена кількістю ускладнень, які виникають у хворих із захворюваннями, деформаціями та ушкодженнями хребта після стабілізації транспедикулярними конструкціями. Ускладнення, які виникають, мають особисте значення при відношенні пацієнта та лікаря, мають економічне значення, бо вони впливають на якість життя та майбутнє пацієнта. Досягнення науково-технічного прогресу суттєвим чином відобразились на стані медичної науки та медичної технології, в тому числі в хірургії хребта. Дякуючи якісно новому рівню діагностики та розвитку хірургічної техніки, за останні 10 років відзначено значущий зріст хірургічної активності при захворюваннях, деформаціях та ушкодженнях хребта.

Найбільш розповсюдженими методами лікування залишаються хірургічні з використанням різноманітних технічних пристроїв та імплантаційних матеріалів. На цей час існує чимало фундаментальних наукових робіт, які присвячено визначенню місця спондилодезу в сучасній хірургії хребта, розробкам нових типів імплантатів для стабілізації заднього опорного комплексу хребта. Проте за наявного прогресу в хірургічному лікуванні хребта відзначаються випадки розвитку помилок та ускладнень у оперованих та суміжних хребтових рухових сегментах. Це негативно позначається на результатах хірургічного лікування, може призвести до незворотніх ускладнень та повторних операцій.

Пошук шляхів для уникнення помилок і ускладнень в хірургії хребта – це розробити систематизовані заходи їх профілактики.

На теперішній час частота ускладнень в хірургії хребта залишається вкрай варіабельною. За даними літератури частота ускладнень коливається в межах від 1,8 до 56,4 % [65]. Така велика розбіжність показників частоти ускладнень, насамперед, пов'язана з відсутністю єдиного систематизованого

аналізу помилок та ускладнень при використанні любих методів, імплантатів і пристроїв для стабілізації хребта, не виключаючи транспедикулярні конструкції. Використання різноманітних транспедикулярних конструкцій на теперішній час є “золотим стандартом” хірургічного лікування дегенеративних захворювань, деформацій та ушкоджень хребта. Але надмірне та необґрунтоване їх використання за часту призводить до їх неефективності, а неефективність вже можна відносити до помилки у тактиці лікування, як на доопераційному так і післяопераційному етапах.

До того ж, самі транспедикулярні конструкції мають різні генерації гвинтів, виробників, технічні рішення та профілі їх фіксації по відношенню до хребта, що також призводить в багатьох випадках до їх неефективності при необґрунтованому і неправильному використанні.

Розбіжність показників ускладнень також пов’язана з тим, що більшість досліджень ретроспективні та кожен автор або дослідник, висловлює саме виявлені безпосередньо ним помилки і ускладнення, без проведення їх систематизації або взаємозв’язку [148].

В літературі представлені різноманітні класифікації помилок і ускладнень в хірургії хребта, які розподілені за тяжкістю ускладнень, часу їх виникнення, пов’язані вони або ні безпосередньо з зоною фіксації або місцем хірургічного втручання, тобто розподіл їх на загальні, місцеві та пов’язаних із фіксуючим пристроєм [7, 30, 90, 92]. Однак в більшості випадків ці класифікації цілеспрямовані на одну нозологію або пристрій, не систематизовані, мають обмежені рамки дослідження та в більшості випадків мають особисте спостереження автора, що також являють собою причиною або неефективності хірургічного лікування, або нестабільності конструкції чи неврологічних порушень.

Такі ускладнення, як залишковий больовий синдром після проведеного хірургічного лікування на хребті (failed back syndrome – синдром невдало прооперованої спини) і захворювання прилеглого сегменту (adjacent segment diseases) теж відносять до ускладнень пов’язаних з транспедикулярною

фіксацією хребта. Частота цих ускладнень досягає від 10 до 46 %, що в свою чергу потребує більш детального вивчення в цьому напрямку [30, 106].

Для уникнення доволі загрозливого ускладнення, як некоректне проведення гвинтів при транспедикулярній фіксації хребта, в сучасній хірургії використовують інноваційні технології такі як спинальна навігація. Існують різні підходи для використання навігаційної системи, такі як: навігація на основі попередньої комп'ютерної томографії або інтраопераційної візуалізації з використанням 3D/2D флюороскопа, або комп'ютерної томографії, що вимагають різних методів реєстрації пацієнтів. Кожен з цих методів має свої певні переваги і недоліки. До теперішнього часу в великій кількості досліджень проведена оцінка коректності проведення гвинтів в шийному, грудному і поперековому відділах хребта з використанням різних систем навігації, а також порівняння їх між собою і стандартною методикою постановки гвинтів [139]. Проте, використання навігаційної системи для пацієнтів поки не виключає ускладнень. Спинальна навігація тісно пов'язана з інтраопераційним тривимірним зображенням, які надають набір даних для навігації та можливість негайної оцінки кінцевого положення гвинта, що дає можливість в подальшому виконати негайну корекцію його розташування в тілі хребця і тим самим уникнути ускладнень і ревізійних хірургічних втручань.

Точне розташування гвинта в кісткових структурах хребця безпосередньо пов'язано з позитивним результатом хірургічного втручання. Гвинт може пройти тіло хребця до переду і привести до таких серйозних ускладнень, як перфорація великих судин і вісцеральних органів. Також проведення гвинта повз дуги тіла хребця може призвести до пошкодження спинного мозку, спинномозкового нерва та їх здавлення або до лікворі, а це, в свою чергу, ризик незворотніх грубих неврологічних ускладнень. Некоректне проведення гвинтів, невідповідність діаметра і довжини гвинтів також можуть стати причиною розвитку нестабільності металоконструкції з точки зору

біомеханічної структури «хребет - металоконструкція» і привести до небажаних наслідків.

Також одним з головніших завдань, що стоїть перед хірургом є збереження функції спинного мозку. Хірургічні втручання при важких деформаціях хребта, ревізійних операціях, при використанні протяжної інструментації хребта мають бути проведені із застосуванням усіх можливих сучасних обладнань, включаючи інтраопераційний моніторинг функції спинного мозку. Реєстрація моторних та сенсорних потенціалів у сполученні з тестом на пробудження (wake-up test) є протокольними процедурами, що застосовує переважна кількість хірургів [71].

Деформація хребта і патологія попереково-крижового відділу хребта зачіпає від 60 до 70 % загальної популяції [135]. Клінічні прояви можуть широко варіювати та залежать від сегменту, відділу і сагітального контуру хребта. Пацієнти мають широкий спектр проблем, від легких симптомів до значних болів і вираженої інвалідності. Сагітальний контур хребта і його взаємовідношення до тазу отримали велику увагу, так як останні дослідження показали, що викривлення хребта в сагітальній площині тісно корелюють з інвалідністю та якістю життя [120]. Фактично, допущення помилки при виправленні сагітального контуру (тобто наявність проблеми в сагітальній площині), є незалежним предиктором негативних результатів майже у всіх випадках розвитку деформації хребта у дорослих (у фронтальній та сагітальній площині [132, 133], пацієнти які оперуються з приводу будь-якої дегенеративної патології хребта без наявності деформації [145].

Хірургічне лікування хребта з використанням транспедикулярних конструкцій доволі широка область. Збільшена тривалість життя і попит на кращу якість життя в процесі старіння, привели до значного зростання кількості кандидатів на корекцію і стабілізацію хребта серед дорослих пацієнтів. З цих причин в останні десятиліття були зроблені зусилля для розширення цих знань в цій області, включаючи біомеханічні дослідження. Було продемонстровано, що об'ємні операції, які порушують баланс хребта в

сагітальній площині призводять до неприпустимо високим показникам поганих результатів і ревізійних втручань [89, 94, 136]. У свою чергу, покращення ефективності транспедикулярної фіксації, передбачає знання біомеханічних умов функціонування елементів хребтово-рухового стовпа (ХРС) і його тканин (кісткової тканини тіл хребців, міжхребцевого диска, суглобового хряща дуговідросткових суглобів) за умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового відділу хребта при транспедикулярній фіксації хребта. При проведенні обзору літератури щодо характеру навантажень ХРС окремо для кожного виду сполучної тканини ми знайшли [26], але без використання транспедикулярної конструкції. Також знайшли подібне дослідження [12], але без урахувань умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового лордозу. Для подальшої успішної корекції деформації або стабілізації хребта необхідні теоретичні знання щодо розподілу навантажень на кісткову та хрящову тканини передніх і задніх опорних структур ХРС, а також на стрижні та транспедикулярні гвинти за різних варіантів сагітального контуру поперекового відділу хребта при моно- та полісегментарній транспедикулярній фіксації.

В сучасних умовах лікування пацієнтів с захворюваннями хребта все частіше потребує високоякісної інструментації з використанням транспедикулярної конструкції або гвинтів. Впровадження нових розробок дозволили значно розширити можливості допомоги вертебрологічним хворим. В той же час, широке використання транспедикулярної фіксації виявило певну кількість можливих ускладнень, з яких частіше всього зустрічається не-стабільність конструкції та навколо конструкційне запалення м'яких тканин. У зв'язку з тим, особливу актуальність набуває дослідження метаболічного статусу пацієнтів до початку хірургічного лікування для прогнозування підвищеної вірогідності ускладнень у такої категорії хворих.

Саме тому розвиток і застосування сучасних технологій та проведення наукових досліджень для нас необхідно, щоб систематизувати отриманні

знання та розробити систематизовані заходи профілактики ускладнень в хірургії хребта

Ціль роботи – вивчити основні помилки та ускладнення транспедикулярної фіксації в хірургії хребта та розробити алгоритмізовану систему прогнозування ускладнень для покращення результатів хірургічного лікування захворювань, деформацій та ушкоджень хребта.

Задачі роботи:

- вивчити стан проблеми можливих помилок і ускладнень в хірургії хребта за даними літератури;

- провести ретроспективний аналіз ревізійних хірургічних втручань у хворих із захворюваннями, деформаціями та травмами грудного і поперекового відділів хребта після їх стабілізації транспедикулярними конструкціями;

- визначити місце та обґрунтувати використання навігаційної системи та нейромоніторингу в запобіганні ускладнень транспедикулярної фіксації хребта;

- вивчити вплив метаболізму сполучної тканини та імунного стану на розвиток запальних ускладнень транспедикулярної фіксації хребта;

- побудувати та провести розрахунки кінцево-елементної моделі, що описує попереково-крижевий відділ хребта з фіксацією транспедикулярною конструкцією при патологічних змінах сагітального балансу хребта;

- вивчити динамічну стимуляцію рухів поперекового відділу хребта з полісегментарною транспедикулярною фіксацією із використанням скелетно-м'язової моделі;

- розробити алгоритмізовану системи прогнозування ускладнень запалень у пацієнтів із захворюваннями, деформаціями та травмами хребта після проведення транспедикулярної фіксації;

- систематизувати отримані результати для оформлення заключного звіту.

Назви етапів:

2019 рік – Провести ретроспективний аналіз ревізійних хірургічних втручань після стабілізації транспедикулярними конструкціями у хворих із захворюваннями, ушкодженнями та деформаціями грудного та поперекового відділів хребта.

2020 рік – Вивчити комплексний характер причин (інструментальний, метаболічний, та біомеханічний), які призводять до помилок і ускладнень транспедикулярної фіксації хребта.

За матеріалами виконаної НДР опубліковано 9 наукових робіт, одержано 2 патент на корисну модель та подана 1 заявка на корисну модель, 1 нововведення, зроблено 9 доповідей на з'їздах, міжнародних вітчизняних та закордонних конференціях та науково-практичних форумах.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

Ускладнення є головним питанням пацієнтів та хірургів при розгляді операцій на хребті. Загальна частота ускладнень або побічних явищ при операціях на хребті невідома. Було проведено як проспективний, так і ретроспективний аналіз, але отримані результати не були критично оцінені. Існують чимало досліджень присвячених хірургічним втручанням на різних відділах хребта (грудному та поперековому відділах) та частоті ускладнень для кожного з них, але вони не зовсім систематизовані, відокремлені захворюваннями та не сопоставлені.

Автори попередніх доповідей стверджують, що пацієнти, які перенесли будь-які хірургічні спинальні процедури, страждають несприятливими подіями або ускладненнями в межах від 10 до 20 % [77, 101, 105].

Більшість літератури, присвяченої спинальній хірургії, складається з ретроспективних досліджень, які, як передбачається, недооцінюють частоту ускладнень. Саме тому, ціль нашого дослідження - оцінити різну частоту ускладнень, як у проспективних так і ретроспективних дослідженнях ускладнень в хірургії хребта шляхом систематичного огляду літератури.

Багато чинників можуть сприяти цій розбіжності в показниках на ускладнення. Визначення ускладнень у хірургії хребта є незрозумілим, як і відповідність чисто медикаментозних періопераційних побічних подій для будь-яких обговорень показників на ускладнення. Тому важливим фактором для систематизації ускладнень є визначення саме дефініції “ускладнення в хірургії хребта”, бо і тут залишаються протиріччя [65, 109].

Коморбідний стан хворого, вік хворого, мінеральна щільність кісткової тканини, вага та шкідливі звички мають вагомий вплив на розвиток помилок та ускладнень при хірургічному лікуванні захворювань хребта. Однак деякі автори таких пацієнтів виключають з дослідження, а деякі вважають, що вони не впливають на результати досліджень [49, 121, 165, 127]

Так, Ragab et al. (2003) повідомив, що супутні захворювання та похилий вік не збільшують захворюваність чи смерть [127]. Однак Glassman et al. зазначають, що частота ускладнень після поперекового інструментарію та зрощення у пацієнтів із цукровим діабетом корелює з віком пацієнта [121]. Ретроспективний огляд Patel et al. задокументував лінійну кореляцію між індексом маси тіла та частотою ускладнень, хоча ці спостереження не були підтверджені проспективними дослідженнями [148].

Вчені з Бразилії провели проспективне дослідження для визначення ризику ускладнень в хірургії хребта [131].

Автори провели оцінку частоту ускладнень у пацієнтів, які перенесли операцію на хребті на хребті з 1 лютого 2013 року по 1 лютого 2014 року, та визначили фактори ризику їх виникнення. Вони зафіксували та проаналізували епідеміологічні характеристики та ускладнення під час хірургічних втручань у 95 пацієнтів, середній вік яких склав 59 років. В цілому 23 % пацієнтів страждали ожирінням. Приблизно 53 % пацієнтів мали супутні захворювання. Ускладнення виявлено в 23 % випадках, де місцеві інфекції були найпоширенішими (9 %). Ризик ускладнень був більшим серед пацієнтів, яким виконували фіксацію для хребта, ніж у пацієнтів, яким не виконували (33 % проти 22 %), а наявність супутніх захворювань не пов'язано з підвищеним ризиком ускладнень після операцій на хребті.

Задній спондилодез поперекового відділу хребта є однією з найпоширеніших методик хірургічного лікування, яка зросла на 356 % між 1993 і 2001 роками. Хірургічний та анестезіологічний прогрес зробив можливість ці операції більш доступними для літніх пацієнтів з більшим навантаженням на коморбідність. Визначення факторів ризику розвитку ускладнень після поперекового спондилодезу дуже важливо для безпеки майбутніх пацієнтів. Саме тому, вчені з Австралії, провели аналіз факторів ризику будь-яких значних ускладнень після селективного заднього спондилодезу поперекового відділу хребта [47].

Всього 7761 пацієнт відповідав їх критеріям включення, при дослідженні яких у 2055 (26,5 %) пацієнтів було виявлено одне значне ускладнення, у 249 (3,2 %) – два, а у 151 (1,9 %) – три значні ускладнення.

На жаль, не існує прийнятих стандартів оцінки результатів хірургії хребта, і, таким чином, визначення пов'язаності частоти ускладнень із загальними хірургічними результатами є складним [44, 45, 70]. Покращення розуміння частоти на ускладнення допоможе при консультуванні пацієнтів та виборі хірургічного втручання.

Одним із факторів ризику розвитку ускладнень у хребтово-рухових сегментах (ХРС) грудного та поперекового відділів, а також суміжних сегментах зі спондилодезованими, є зміни сагітального хребтово-тазового балансу (СХТБ) [93]. СХТБ у пацієнтів з захворюваннями, деформаціями та ушкодженнями хребта супроводжується зміщенням лінії гравітації вперед і формуванням компенсаторних змін, спрямованих на утримання проекції загального центра мас (ЗЦМ) у площі опори. Дослідження [73, 118, 134, 137, 138] показали, що позиційні параметри сагітального хребтово-тазового балансу – грудний кіфоз ГК, поперековий лордоз LL, нахил крижів SS і поворот таза РТ – є взаємозалежними. Змінення сагітальної центрації одного сегмента тягне за собою змінення перш за все суміжного сегмента і, за необхідності, – компенсаторну перебудову всієї кінематичної ланки тіла людини [73], причому оптимальна біомеханічна адаптація вертикальної пози є можливою за умови збереження певного об'єму рухів у відповідних зчленуваннях [102, 134].

Компенсаторні змінення величини сагітальних вигинів хребта (наприклад, збільшення грудного кіфозу з відповідним збільшенням глибини поперекового лордозу) у нормі практично не змінюють положення лінії гравітації. Проте у разі дегенеративного сплюснення сагітальних вигинів з формуванням дегенеративної деформації flat back вмикаються альтернативні механізми компенсації [40, 62], що нерідко погіршують дегенеративні деформації хребтових сегментів. Так, в умовах дегенеративного сплюснення поперекового лордозу одним із перших механізмів, спрямованих на

компенсацію сегментарного кіфозу, є гіперекстензія суміжного поперекового сегмента [137]. Можливим є також розвинення полісегментарної гіперекстензії з формуванням перерозгинання верхньопоперекового відділу хребта у випадку кіфозування його нижньопоперекових сегментів [136]. З одного боку, поперекова гіперекстензія частково компенсує переднє зміщення проєкції ЗЦМ, підвищуючи стійкість ортоградної пози, але з іншого боку, в умовах перерозгинання суттєво підвищується навантаження на задні відділи міжхребцевого диска та дуговідросткові суглоби, що підвищує ризик прогресування дегенерації міжхребцевого диска з розвитком ретролістезу, спондилоартрозу, міжостистої гіперпресії з формуванням міжостистих неоартрозів, рідше – розвитку істмічного спондилолізу [137].

Дегенеративні компенсаторні дископатії необхідно диференціювати від класичних вікових дископатій. У першому випадку, як відзначено вище, розвиваються гіперекстензії (моно-, бі- або полісегментарні) поперекових хребтових сегментів. У другому випадку, у разі інволютивних змін, відбувається зниження висоти дисків зі збереженням паралельного положення замикальних пластинок і зменшення глибини поперекового лордозу [46].

Характер змін, що розвивається у поперекових хребтових сегментах, може бути пов'язаний з морфологічними особливостями будови поперекових хребців і, відповідно, з анатомічним типом лордозу [137]. Так, у разі згладжених вигинів хребта з гіполордозом лінія передньої поверхні тіл хребців і лінія суглобових фасеток являють собою практично пряму лінію зі збільшенням відстані між фасетками та остистими відростками. Навпаки, у випадку гіперлордозу відстань між суглобовими фасетками та остистими відростками суглобових хребців є меншою; відповідно, лінія передньої поверхні тіл хребців і лінія суглобових фасеток являють собою дугу, радіус якої тим менший, чим більшою є величина гіперлордозу. Ці анатомічні варіації можуть пояснити невисоку розтяжність гіперлордотичного хребта і більшу мобільність хребта з поперековим гіполордозом, а також різний ступінь навантаження елементів заднього опорного комплексу і, відповідно, різний

ступінь схильності до розвитку спондилоартрозу і дегенеративного спондилолістезу [129, 134].

Ще одним механізмом, що компенсує СХТБ, є ретролістез поперекових хребців [137]. Величина зміщення поперекових хребців звичайно не перевищує від 2 до 3 мм, проте призводить до тяжкого форамінального стенозу і, в рідких випадках, до центрального стенозу. В умовах дегенеративних кіфотичних деформацій поперекових сегментів ретролістез хребців спостерігається і в нижніх, і у верхніх сегментах, проте найчастішою локалізацією є люмбосакральний сегмент. У разі використання сучасних візуалізуючих технік променевої діагностики, коли МРТ- або КТ-скани виконують у положенні лежачи, ретролістез, як правило, не діагностується. У цих випадках однією із МРТ-діагностичних ознак ретролістезу є незначне зближення суглобових фасеток з накопиченням рідини та частими синовіальними кістами у дуговідросткових суглобах на зацікавленому рівні [69]. Таким чином, розуміння основних біомеханічних принципів для стабілізації хребта необхідно для запобігання ускладнень.

Саме тому необхідно провести систематичний огляд літератури з хірургії хребта, щоб хронікувати частоту ускладнень, співвідносити частоту ускладнень з виконаними процедурами (грудний та поперековий відділи), оцінити вплив рік публікації дослідження та тривалість подальшого спостереження на частоту ускладнень; визначити, чи вплинув вид дослідження (проспективний порівняно з ретроспективним) на випадки виникнення ускладнень. Крім того, необхідно провести оцінку визначень ускладнень, використовуваних у різних дослідженнях, щоб знайти консенсус щодо визначення поняття «ускладнення».

Незважаючи на те, що з того часу, як вперше було запропоновано використання транспедикулярних пластин, а потім і використання транспедикулярних гвинтів в поперековому відділі хребта пройшло більше двох десятків років, ускладнення які пов'язані з транспедикулярною фіксацією хребта залишаються і до теперішнього часу. Надруковано не одне практичне

видання та розроблена відома на весь світ, і до того ж широко використовується на практиці, техніка «вільних рук» (“free-hand” - англomовний термін) для точного і ефективного проведення транспедикулярних гвинтів в грудному та поперековому відділах хребта. Однак всі ці знання не гарантують стовідсотковий успіх, тому що таке ускладнення, як некоректне проведення гвинтів, інша назва мальпозиція, займають вагомe місце серед ускладнень в хірургії хребта. Некоректне проведення транспедикулярних гвинтів безпосередньо пов'язано з ризиком неврологічних, судинних, вісцеральних ускладнень та ликвореї. Особливо коли це стосується деформацій хребта, де середні величини мальпозиції транспедикулярних гвинтів в різних дослідженнях варіюють від 0–2 % до 25–95 % у пацієнтів зі сколіотичною деформацією хребта та близько 4,2 % у пацієнтів з дегенеративними захворюваннями хребта.

Так, R. Ali зі співавт. (2003) [45] у ретроспективному дослідженні 28 пацієнтів з ідіопатичним сколіозом у дорослих, які перенесли первинну коригуючу операцію, визначили одне інтраопераційне ускладнення (3,5 %) серед 28 пацієнтів та чотири післяопераційні ускладнення (14,3 %) у 3 з 28 пацієнтів. Загальний термін спостереження склав 38 місяців, а загальна кількість ускладнень 17,8 %. Про задоволення результатами операції повідомлялося у 87 % пацієнтів.

Ще одне ретроспективне дослідження проведено групою співавторів на чолі с К. Bridwell (2003) [53]. Вони дослідили результати керуючого хірургічного лікування 33 пацієнтів з фіксованою деформацією хребта у сагітальній площині з використанням поперкової субтракційної педикулярної остеотомії хребта. Середній термін спостереження яких склав 3,5 років. Загальна кількість ускладнень склала 39 %. З яких 18 % хворих мали наявність псевдоартрозу в грудному відділі хребта, 15 % мали транзиторні неврологічні розлади та у 6 % пацієнтів виник гострий ангулярний кіфоз в грудноперековому відділі суміжно з проксимальним рівнем інструментації хребта.

Ретроспективне дослідження, що пов'язане з хірургічним лікуванням ушкоджень хребта з використанням транспедикулярних гвинтів, проведено М. Butt та іншими (2007) [103]. Було визначено 66 % усіх ускладнень. Найбільша кількість ускладнень була пов'язана з конструкцією (40 %). Нестабільність гвинтів визначено у 16 % хворих, зігнутих гвинтів було у 14 %, перелом гвинтів виявлено у 10 %. Залшкові 6 % мали загоєння з боку рани та 14 % хворих мали інфекції сечовивідних шляхів. Середній термін спостереження склав 59 місяців.

Група вчених з Сполучених Штатів Америки провели ретроспективне дослідження на підставі хірургічного лікування 41 пацієнта з нестабільними ушкодженнями грудного та поперекового відділів хребта з використанням техніки флюороскопічного контролю транспедикулярних гвинтів. Вони оцінили 252 гвинти після 15 місяців спостереження. Загальна кількість ускладнень склала 9,7 %, з яких 2,4 % мали нестабільність конструкції та 7,3 % хворих мали інфекційні ускладнення з боку рани [56].

Ще одна група американських вчених на чолі з М. Doubs та L. Lenke (2007) провели ретроспективне дослідження, визначення частоти ускладнень та результатів хірургічного лікування деформацій хребта, у пацієнтів старіше 60 років. З віком, все більша кількість пацієнтів літнього віку мають порушення деформації хребта, які можуть потребувати великих реконструктивних процедур. Попередні дослідження повідомляли, що частота ускладнень у цій віковій групі досягає 80 %. Виявлено, що поширеність ускладнень зростає із збільшенням кількості фіксації хребтово-рухових сегментів. До їх дослідження ввійшли 46 пацієнтів, яким було 60 років або старше та здійснено їм корекцію грудного або поперекового сколіоз. Мінімальна кількість фікованих рівнів склала 5, а максимальна – 16. Результати дослідження показали, що загальний рівень ускладнень склав 37 %, а основний рівень ускладнень – 20 %. Зростання віку було важливим фактором при прогнозуванні наявності ускладнень. У пацієнтів старіше

69 років було більше ускладнень. Наявність коморбідності не асоціювалась із частотою ускладнень і не впливала на кінцеві результати [44].

Відомо, що у пацієнтів пахилого віку мінеральна щільність кісток знижена. Саме тому С. DeWald та Е. Nottmeir (2006) провели ретроспективне спостереження за пацієнтами старіше 65 років, яким було виконано транспедикулярну фіксацію хребта мінімум на 5 рівнях зі сколіотичною деформацією хребта. Метою їхнього дослідження було визначити вплив транспедикулярної фіксації на хребці зі зменшеною щільністю кісткової маси для змінення хірургічної тактики лікування так і передопераційного планування таких хворих. До дослідження увійшли 38 пацієнтів, мінімальний строк спостереження склав 5 років. Загальна кількість ускладнень склала 39%, які розділили на ранні та пізні. Ранні ускладнення склали 13 %, саме це були преломи безпосередньо транспедикулярних гвинтів або преломи хребців. Пізні ускладнення включали псевдоартрози з порушенням інструментації, дегенерацію суміжного сегменту та прогресуючий кіфоз вище рівня фіксації хребта транспедикулярною конструкцією [72].

Це не єдине дослідження, яке освітлено у літературі стосовно ускладнень у дорослих пацієнтів після проведення корекції деформації хребта з протяною транспедикулярною фіксацією [64, 99, 112, 148]. Ці автори також повідомляють про загальні ускладнення у 27 %, 32,3 %, 22 % та 48 % відповідно, які в більшості випадків пов'язані з псевдоартрозом або ускладненнями на суміжних з інструментацією рівнях.

З віком пацієнти з вертеброгенними проблемами набувають хронічний біль у поперековому відділі хребта, який потребує хірургічного лікування у випадках його довготривалого існування, прогресування або який не зменшується після консервативних заходів лікування. Саме цій проблемі група вчених з Швеції провела багатоцентрове рандомізоване дослідження з дворічним періодом спостереження та незалежним спостерігачем [58]. Вони провели порівняння трьох груп пацієнтів, у яких використовували три види хірургічних методів спондилодезу поперекового відділу хребта при

хронічному больовому синдромі та зменшив працездатність цих пацієнтів. Першу групу склали 73 пацієнти з заднелатеральними (алло- або аутоспондилодез) спондилодезом, до другої групи увійшли 74 пацієнти, яким виконали транспедикулярну фіксацію хребта і нарешті в третій групі, у кількості 74 пацієнтів, провели транспедикулярну фіксацію хребта в поєднанні із заднім міжтіловим спондилодезом. На час кінцевого спостереження через 2 роки увійшли 201 (91 %) пацієнт з 222. Було встановлено, що всі хірургічні методи значно зменшують біль і зменшують інвалідність, але суттєвих відмінностей серед груп не виявлено. У всіх трьох групах пацієнти оцінювали загальний результат аналогічно, як і незалежний спостерігач. Більш вимогливі методи в групах 2 і 3 споживають значно більше ресурсів щодо часу операції, переливання крові та днів перебування в лікарні після операції. Рівень ранніх ускладнень склав 6 % у групі 1, 16 % у групі 2 та 31 % у групі 3. Швидкість спондилодезу, за оцінкою звичайних рентгенограми, склала 72 % у групі 1, 87 % у групі 2 та 91 % у групі 3.

Ще одно проспективне багатецентричне дослідження ускладнень після хірургічного лікування деформацій хребта 3311 пацієнтів показало, що загальна кількість ускладнень через рік спостереження склала 21,3 %. З яких загальних було 5,7 %, механічних, безпосередньо пов'язаних з конструкцією, було 11,5 %, кількість інфекційних ускладнень склала 4,7 % та 1,8 % пацієнтів мали неврологічні ускладнення [82].

Своє ретроспективне дослідження провели вчені з Греції для виявлення ускладнень та проблем, що виникли у пацієнтів із захворюваннями та ушкодженнями хребта під час та після транспедикулярної фіксації хребта [63]. До дослідження увійшло 120 пацієнтів, які лікувались за допомогою системи транспедикулярної фіксації Cotrel-Dubousset. Середній вік пацієнтів склав 47 років, а середній термін спостереження – 35 місяців. Сорок сім загальних ускладнень було виявлено у 41 пацієнта (36,5 %). Крім того, проблеми з транспедикулярною конструкцією спостерігалися у 12 пацієнтів (10,7 %), проблеми із суміжними рівнями виявлено у п'яти пацієнтів (4,5 %),

ускладнення на фіксованих сегментах було у 39 пацієнтів (34,7 %), а проблеми з дисбалансом тулубу виникли у п'яти пацієнтів (4,5 %). Хоча частота повідомлених ускладнень була високою, автори стверджують, що на кінцевий результат пацієнтів суттєво не вплинуло. Використання транспедикулярних гвинтів в грудо-поперековому та поперековому відділах хребта є технічно вимогливою процедурою. Її повинні використовувати досвідчені та кваліфіковані хірурги, які знають про підводні камені, які пов'язані з її використанням.

Транспедикулярні системи мають чіткі переваги над існуючими іншими системами для фіксації хребта. Такі як жорстка сегментарна фіксація, стабілізація трьох колон хребта, рання післяопераційна мобілізація при ефективній супутній медичній допомозі та найменші ускладнення при лікуванні ушкоджень в грудо-поперековому відділі хребта. Метою дослідження авторів з Індії був аналіз та порівняння клінічного та рентгенологічного результатів хірургічного лікування переломів грудо-поперекового відділу хребта, з використанням короткосегментарної транспедикулярної фіксації та протяжної [61].

До дослідження увійшли 34 пацієнти, які перенесли задню стабілізацію хребта, з використанням транспедикулярних гвинтів, при нестабільних переломах грудо-поперекового відділу хребта з неврологічним дефіцитом або без нього. При рентгенологічній оцінці було визначено, що середня втрата корекції склала $7,48^\circ$ та 3,4 % ускладнень безпосередньо пов'язаних з транспедикулярною конструкцією в групі пацієнтів де виконано коротку фіксацію хребта, тоді як групі протяжної інструментації було 61° середньої втрати корекції та не було відмічено жодного випадку ускладнень з боку конструкції.

Американські вчені з Вашингтону, M. Lapp, K. Bridwell, L. Lenke та інші [63], провели цікаве ретроспективне дослідження, в якому вони провели порівняння двох груп дорослих пацієнтів з деформаціями хребта, що перенесли комбіновані передньо-задні хірургічні втручання, для виявлення

частоти пізніх (більше 6 місяців) ускладнень. До першої групи увійшли 18 хворих яким провели первинне хірургічне лікування, а другу групу склали 26 пацієнтів з ревізійними хірургічними втручаннями. Строк спостереження склав 42 місяці. Клінічні дані були отримані за допомогою діаграм та рентгенографії. Основними ускладненнями автори вважали наявність глибокої інфекції рани, псевдартроз, транзиторний синдром, неврологічний дефіцит та смерть. До незначних ускладнень вони відносили безсимптомну недостатність інструментації (без втрати корекції), вистояння конструкції під шкірою, що потребує видалення, наявність проксимального або дистального сегментарного кіфозу ($5-10^\circ$) або подальше зменшення висоти диску на 2-5 мм без клінічних симптомів. Пацієнти також заповнили анкету, спрямовану на оцінку болю, функції та задоволеності. За результатами їхнього дослідження загальна кількість значних ускладнень склала 22 % у першій групі пацієнтів та 12 % у групі з ревізійними втручаннями. Автори пояснюють у своєму висновку, що задоволеність результатом лікування була більша у пацієнтів з ревізійними втручаннями, ймовірно, тому, що вони відчували більший рівень сприйняття болю та дисфункції на момент їх перегляду.

К. Mazda зі співавторами, провели проспективне дослідження у 75 пацієнтів з ідіопатичним сколіозом, яким виконали задню корекцію деформації хребта [75]. Згідно представленому дослідженню, загальна кількість ускладнень склала 25,5 %, де 1,3 % пацієнтів мали транзиторний синдром верхньої мезентеріальної артерії, 2,6 % мали глибоке інфекційне запалення рани, 14,6 % пацієнтів втратили корекцію, а останні 7 % мали інвалідизуючий біль після операції.

При хірургічному лікуванні деформацій хребта існує ризик розвинення переопераційних ускладнень, пов'язаних з загальними соматичним станом пацієнта. Так, F.Mohamad з групою співавторів [122] провели ретроспективний огляд лікарняних карт пацієнтів з нервово-м'язовим сколіозом, які пройшли хірургічну корекцію в одному медичному центрі. Дані

були доступні у 175 пацієнтів. Загальний показник періопераційних ускладнень склав 33,1 % (96 ускладнень у 58 пацієнтів). Ускладнення підрозділялися: на легеневі проблеми (19,4 %), ранні та імплантаційні інфекції (9,7 %), серцево-судинні ускладнення (4,0 %), внутрішньоопераційні неврологічні зміни (4,6 %), різні ускладнення (5,7 %) та ускладнення пов'язані з інструментацією (3,4 %). Частота ускладнень у пацієнтів, яким виконали одноетапне хірургічне лікування виявилася нижчою (37,4 %), ніж у пацієнтів, яким здійснювали поетапні втручання (57,1 %). У періопераційному періоді смертей не було.

Ще одним загрозливим соматичним ускладненням після хірургічного лікування деформацій хребта є легенева емболія. Саме тому вчені зі США провели ретроспективне дослідження для визначення захворюваності та виявлення супутніх факторів ризику легеневої емболії у пацієнтів, які отримують фармакологічну тромбопрофілактику після хірургічної деформації хребта у дорослих [125]. Дослідження включало 361 дорослих пацієнтів з деформацією хребта, яким було проведено 407 корегуючих операцій при сколіозі, кіфозі або кіфосколіозі. Захворюваність на легеневу емболію визначали та порівнювали з групою контролю аналогічних пацієнтів, які перенесли подібні операції, але без післяопераційної фармакологічної тромбопрофілактики. Їх демографічна інформація, оцінка Американського товариства анестезіологів, час операції, хірургічний підхід, хірургічна складність та внутрішньоопераційна втрата крові також були проаналізовані для визначення наявності супутніх факторів ризику. Незважаючи на універсальну фармакологічну тромбопрофілактику, було діагностовано 10 легневих емболій (2,4 %). Пацієнти, які перенесли операцію на передніх відділах хребта, зазнали значно більшого ризику, ніж пацієнти, які перенесли задню інструментацію хребта ($P = 0,024$). Передній доступ з права також був пов'язаний зі значно більшою частотою емболії порівняно з лівостороннім доступом ($P = 0,018$). Хоча показник легеневої емболії після заднього доступу не відрізнявся від попереднього контролю, а після переднього доступу

зменшився на 50 % порівняно з групою контролю. Вік, стать, передбачувана втрата крові, час операції, стан ревізії та кількість фіксованих рівнів не були значущими для легеневої емболії.

Ще один фактор на якому слід зупинитися, який впливає на успіх хірургічного втручання – це ожиріння. Багато пацієнтів, яким виконують селективну інструментацію хребта на грудному або поперековому відділах, страждають ожирінням, але внесок ожиріння в ускладнення операцій на хребті не визначений. Саме тому автори з Чикаго ретроспективно оцінили поширеність ожиріння в когорті пацієнтів, які перенесли грудний та поперековий спондилодез, і співвіднесли наявність ожиріння з частотою операційних ускладнень [109]. У дослідження було включено 84 пацієнта, з мінімальним періодом спостереження після операції 36 місяців. Вони виявили, що ожиріння є поширеним станом у пацієнтів, яким виконують задній спондилодез при дегенеративних захворюваннях хребта та може збільшити поширеність і частоту періопераційних ускладнень. Частота загальних ускладнень склала 36,9 %, з яких 20,2 % були значними, 9,5 % мали ненавмисне ушкодження дуральної оболонки з ліквореєю, 9,5 % мали інфекції січополової системи та 3,6 % мали ускладнення пов'язаних із загоєнням рани.

Велике проспективне дослідження, на великому клінічному матеріалі провели (700 пацієнтів), провели американські вчені з Торонто для визначення внутрішньоопераційних побічних явищ та пов'язаних з ними післяопераційних ускладнень при операціях на хребті [92]. Всі післяопераційні клінічні ускладнення були проспективно ідентифіковані, класифіковані за типом та оцінені (від 0 де їх не було до IV (смерть)) у 700 пацієнтів, які перенесли хірургічні втручання на хребті (за винятком мікродискектомій більше 300 днів після операції) в університетському центрі з січня 2002 по червень 2003 року. Для підтвердження точності даних та оцінки клінічних наслідків будь-яких побічних подій автори переглянули медичну документацію цих 700 пацієнтів. Загальна частота інтраопераційних ускладнень склала 14 % (98/700), проте більшість (76,5 %) не призвели до

негативних наслідків. Всього 23 побічні явища призвели до післяопераційних клінічних наслідків 3,2 % (23/700). Конкретні побічні явища включали ушкодження дуральної оболонки 8,3 % (58), події, пов'язані з імплантатами 1,7 % (12), втрата крові понад 5000 мл 1,4 % (n = 10), пов'язані з наркозом 0,6 % (4), підозра на фактичне ушкодження хребетної артерії 0,4 % (3), ускладнення, пов'язані з доступом 0,4 % (3), травми стравоходу / глотки 0,3 % (2) та інші 0,9 % (6). Автори вважають, що підвищення безпеки пацієнтів можна досягти лише за допомогою незалежного аудиту та розробки перспективних методів для запису даних про побічні події, щоб можна було розробити розширені клінічні протоколи, заснованих на доказах.

Систематичний огляд провели вчені з Сполучених Штатів Америки, заснований на доказах, для виявлення в опублікованій літературі частоти ускладнень в хірургії хребта. [65] Вони обрали ключові слова «хірургія хребта» та «ускладнення». Пошук MEDLINE проводився за період з 1992 по 2008 рік. Початковий пошук виявив приблизно 780 статей, присвячених ускладненням хірургії хребта. Надалі огляд був обмежений, використовуючи лише статті з англійської мови, зосередившись на клінічних дослідженнях, які пропонували значні дискусії щодо ускладнень в хірургії хребта, і акцентували увагу на статтях, у яких повідомлялося про більші серії. З дослідження виключено всі звіти про випадки, всі невеликі серії (менше 20 пацієнтів), всю літературу, яка не є англійською мовою, і всі серії, в яких частота ускладнень та оцінка не були чітко зафіксовані. Оцінка була обмежена 105 репрезентативними статтями (80 статей з ускладненнями в груднопоперековому відділі та 25 шийному відділі хребта), які відповідали критеріям включення та були розглянуті. У кожній статті вони відзначали місце операції (шийний або грудно-поперековий відділ), дизайн дослідження (перспективне чи ретроспективне), рік публікації дослідження та тривалість спостереження. Було відмічено визначення кожного оперативного ускладнення. Статистичну значимість оцінювали, використовуючи t-тести для дослідження змінних та частоти ускладнень. Значення p було встановлено на

рівні 0,05. Середні значення тривалості спостереження були отримані з окремих звітів. Коли значення дослідження були незрозумілими або відсутніми, вони були виключені з оцінки. Логістичні регресії були використані для оцінки впливу року навчання та тривалості дослідження на загальний рівень ускладнень. У 105 розглянутих статтях було 79 471 пацієнт, з яких 13 067 мав ускладнення, при загальній захворюваності на ускладнення 16,4 % на одного пацієнта. Ускладнення частіше зустрічалися при операціях у грудо-поперекових (17,8 %), ніж у шийних відділах хребта (8,9 %; $p < 0,0001$). Проспективні дослідження давали більшу частоту ускладнень (19,9 %), ніж ретроспективні дослідження (16,1 %; $p < 0,0001$). Частота ускладнень у проспективних дослідженнях в грудо-поперековому відділі була більшою (20,4 %), ніж у ретроспективних серіях (17,5 %; $p < 0,0001$).

Біль у спині викликає тривалу втрату працездатності, тривогу та дискомфорт, і в багатьох випадках це є показанням для проведення хірургічних втручань для позбавлення пацієнта саме болю [151]. Однак незважаючи на існування різноманітних технологій хірургічного лікування та різноманітних імплантатів для лікування саме болю у поперековому відділі хребта, одним із загрозливих і часто зустрічаємим ускладненням в хірургії хребта є залишковий больовий синдром в зоні проведеної операції. Одним із таких значних, ретроспективних досліджень 55 пацієнтів, саме і було присвячено вчених з Індії залишковому больовому синдрому після проведення хірургічного лікування болю в хребті [39].

У цьому дослідженні вони проаналізували та порівняли клінічні та рентгенологічні результати між пацієнтами з транспедикулярною фіксацією в поєднанні з заднім міжтіловим аутогенним кістковим трансплантатом із крила клубової кістки та пацієнтів з транспедикулярною фіксацією і заднім міжтіловим спондилодезом системою B-Twin при залишковому больовому синдромі у хребті, з періодом спостереження 10 років після операції. Клінічні та рентгенологічні зміни порівнювались між цими двома групами пацієнтів на основі поліпшення болю в спині, радикулярного болю та працездатності.

Отримані результати показали, що в групі пацієнтів з використанням аутоотрансплатату з крила клубової кістки за даними комп'ютерної томографії і рентгенографії, втрату висоти міжхребцевого простору між 25 % і 45 %. У групі де використовували В-Twin було виявлено втрату висоти міжхребцевого простору на 8–12 % протягом періоду спостереження за 9 місяців з подальшою стабільністю. Хворі з останньої групи добре справилися з точки зору корекції поперекового лордозу, але в плані рецидиву болю не справилися. Хоча пацієнти, яким застосовували кістковий аутоотрансплантат, не змогли утратити лордоз поперекового відділу хребта в довгостроковій перспективі, у них спостерігали менше рецидивів болю та меншими шансами на додаткові втручання для зменшення болю. Усього з обох груп 31 пацієнт (55 %) покращив показник зменшення болю в спині та повернення до свого рівня роботи.

Чимало авторів у своїх дослідженнях звертають увагу на розвинення ускладнень пов'язаних безпосередньо з некоректним проведенням гвинтів в гудному відділі хребта при хірургічному лікуванні деформацій хребта. Так S. Suk зі співавторами провели ретроспективний аналіз хірургічного лікування 462 пацієнтів на протязі 2 років з ідіопатичним та вродженим сколіозом та кіфозом [147]. Авторами всього було проаналізовано 4604 гвинта в грудному відділі хребта (10,1 гвинт на 1-го пацієнта). У 48 пацієнтів (10,4 %) було виявлено 67 некоректно проведених гвинтів (1,5 %). З яких, некоректне проведення гвинтів до низу виявлено у 33 пацієнтів, латерально у 18, вище у 12 та медіально у 4 пацієнтів. Неврологічні ускладнення, пов'язані з гвинтами, мали місце у 4-х пацієнтів (0,8 %), один з парапарезом і троє мали ушкодження дуральної оболонки. Інші ускладнення включали 11 (2,4 %) переломів гвинтів, 35 (7,8 %) були з нестабільністю гвинтів, 9 (1,9 %) післяопераційних інфекцій та 1 (0,2 %) з пневмотораксом.

Не менш пристальної уваги заслуговує рівень L_v-S_I при протяжній транспедикулярній фіксації хребта, де за частую виникають ускладнення пов'язані нестабільністю або переломами фіксуючих гвинтів або стрижнів [12,

104]. Саме тому виникає необхідність продовжувати дистальну фіксацію до тазової кістки. К. Tsuchiya, К. Bridwell, Т. Kuklo та інші провели ретроспективне дослідження 67 пацієнтів з деформаціями хребта (спондилолістезом та сколіозом у дорослих), яким виконували білатеральну фіксацію крижі та клубових кісток гвинтами, з довгостроковим спостереження більш 5 років [105]. Автори відмічають, що 5 (8 %) хворих мали псевдоартроз на рівні сегменту L_V-S_I і у трьох з п'яти випадків не було передньої міжтілової опори на цьому рівні. Переломи гвинтів у клубових кістках було у 7 (10 %) випадках, а виривання гвинтів у 6 % хворих. Однак, не зважаючи на утримані ускладнення, автори вважають отримані результати задовільними і даний вид фіксації забезпечує надійну фіксацію при необхідності фіксації до рівня L_V-S_I .

Ретроспективне дослідження пізніх ускладнень після первинно виконаного хірургічного лікування з приводу ідіопатичного сколіозу при протяжній інструментації хребта до L_{IV} хребця або вище провели А. Rinella та К. Bridwell зі співавт. [96]. Метою їхнього дослідження було проаналізувати, чи мали пацієнти, які потребують ревізійної операції, нижчі показники післяопераційних показників за опросником SRS-24; чи корелює вік старіше 40 років з вищими показниками ревізійної хірургії; чи справді дегенерація диска нижче фіксації відбувалася частіше з більш дистальним рівнем інструментації або старшим віком пацієнта (більше або 40 років); і чи були у курців більш високі показники значних ускладнень або ревізійних хірургічних втручань. Вони проаналізували 67 пацієнтів із середнім віком 38,8 років. Середній строк клінічного спостереження склав 7,8 років. Пацієнтів класифікували за віком (більше 40 років або менше) та рівнем найнижчого фіксованого хребця ($T_{XI}-L_{II}$ проти $L_{III}-L_{IV}$). Загальна кількість ускладнень склала більше 15 %, з яких 9 % пацієнтів мали псевдоартроз, 3 % мали транзиторний синдром, у 1,5 % видалили конструкцію у зв'язку з небажаними клінічними проявами та однаковий відсоток (1,5 %) був у пацієнтів нестабільністю конструкції. Однак, автори визначили, що у пацієнтів з ідіопатичним сколіозом у дорослих та протяжною інструментацією

спостерігалися схожі показники псевдартрозу, але більш високі показники транзиторного синдрому, коли нижчі інструментовані хребці були до L_{III}-L_{IV} відносно до рівнів T_{XI}-L_{II}. За віком частота ускладнень була однаковою для кожної групи. Пацієнти з псевдоартрозом, які потребували ревізійної операції, мали нижчі загальні показники за опитувальником SRS-24, ніж ті, у кого не було ($P = 0,02$ та $P = 0,01$ відповідно). Пацієнти які палили та ні не мали суттєвих відмінностей.

Окремої уваги заслуговують пацієнти, яким необхідно провести ревізійні (повторні) хірургічні втручання [128]. Технічно це дуже складні операції з невизначеним і негарантованим позитивним результатом. Передопераційне, внутрішньоопераційне, а також післяопераційне ведення таких пацієнтів важче ніж у звичайних пацієнтів. Успішне втручання вимагає детального обстеження та ретельно підібрані діагностичні тести. Передопераційне планування є першорядним у цих випадках. Процес прийняття рішення повинен вирішувати питання об'єму та виду операції, необхідність та протяжність фіксації сегментів хребта, корекцію сагітального дисбалансу, тип остеотомії хребта та її розташування. Хірург повинен бути готовим до регулювання супутніх ускладнень, таких наприклад як лікварея або масова втрата крові. Вирішити який вид трансплантату необхідно використати, щоб допомогти досягти успішного спондилодезу.

Нажаль в нашій країні ми бачимо збільшення кількості вікового населення, а в такому суспільстві пропорційно зростає кількість пацієнтів із запущеними дегенеративними захворюваннями хребта. Ці пацієнти зачастують потребують хірургічного лікування. Саме тому A. Baranowska зі співавторами проаналізували причини негативних результатів операцій при дегенеративних захворюваннях поперекового відділу хребта [50]. Вони провели ретроспективне дослідження історій хвороб пацієнтів, оперованих однією групою хірургів, в одному нейроортопедичному відділенні, у 2014 та 2015 роках з дегенеративними захворюваннями поперекового відділу хребта. З когорти пацієнтів, які перенесли ревізійні втручання, відібрали для

дослідження та розділили на дві групи пацієнтів. Одну групу склали пацієнти яких раніше оперували в іншому центрі, до другої увійшли пацієнти які раніше оперувались у їхньому нейроортопедичному центрі. Причини негативних ісходів операцій були детально проаналізовані на основі анамнезу, фізичного обстеження, візуальних досліджень та звітів про операцію. Автори дослідження визначили, що найбільш частими причинами ревізійних операцій на одному і тому ж самому хребтово-руховому сегменті були періодичні грижі диска, неадекватна декомпресія хребтового каналу та невідповідна хірургічна техніка. В групі пацієнтів, котрим встановили імплантати для стабілізації хребта, ревізійні втручання в більшості випадків були пов'язані з захворюванням суміжного сегменту.

Виконання ригидної фіксації поперекових хребтово-рухових сегментів пов'язано з ризиком ранньої дестабілізації імплантів і формуванням псевдоартрозів, особливо у пацієнтів похилого віку [29, 30, 35, 117]. Оцінку факторів ризику розвитку нестабільності транспедикулярних конструкцій після виконання декомпресивно-стабілізуючих втручань у пацієнтів з дегенеративною патологією поперекового відділу хребта провели вчені з Росії [34].

Дослідження було нерандомізованим поздовжнім проспективним. До дослідження залучено 130 пацієнтів з дегенеративними захворюваннями поперекового відділу хребта. Мінімальний термін спостереження склав 18 місяців. Пацієнтам перед операцією проводилася комп'ютерна томографія поперекового відділу хребта і визначалася радіоденсivність кісткової тканини. Пацієнтам виконували декомпресію корінців спинного мозку з застосуванням транспедикулярної фіксації в поєднанні з міжтіловим спондилодезом або без нього. У післяопераційному періоді реєстрували всі випадки з рентгенографічними ознаками дестабілізації гвинтів. Автори визначили, що радіоденсivність кісткової тканини за результатами комп'ютерної томографії є значущим прогностичним фактором розвитку нестабільності імплантів. Суттєвими факторами ризику розхитування гвинтів також є збільшення

протяжності ригидної фіксації і екстенсивна резекція дугоотростчатих суглобів і зв'язкового апарату хребетово-рухових сегментів. Перераховані фактори ризику необхідно враховувати при плануванні декомпресивно-стабілізуючих втручань, особливо у пацієнтів похилого віку.

Є дослідження де визначено, що для пацієнтів віком 65 років і старше, яким виконано задню транспедикулярну фіксацію хребта, довший час операції пов'язаний з більшим ризиком розвитку тромбоемболії, переливання, інтубації, проблем нирок, інфекцій сечовивідних шляхів, інфекцій в ділянці хірургічного втручання та загальних післяопераційних ускладнень. Ці дані підкреслюють декілька специфічних ускладнень, на які впливає час операції у пацієнтів літнього віку, і необхідність мінімізувати час операції при задній інструментації хребта з використанням транспедикулярних гвинтів [100].

Післяопераційні ускладнення при операціях на хребті пов'язані зі збільшенням захворюваності, тривалості перебування в лікарні та витратами. Вчені з Аргентини провели ретроспективне дослідження для визначення кількості післяопераційних ускладнень [54]. Реєстр ускладнень в хірургії хребта неоднорідний. У період з липня 2016 року по червень 2017 року було проаналізовано 274 операцій на хребті та визначено наявність післяопераційних ускладнень на 90 день (за класифікацією Діндо-Клав'єна, I-V ступінів), тривалість перебування в лікарні, складність хірургії (низька, середня та висока), незапланована ревізія та фактори ризику. Результати дослідження показали, що усього 79 пацієнтів перенесли ускладнення (28,8 %), з них 21 (26,7 %) - I ступеня, 24 (30,3 %) - II ступеня, 4 (5,7 %) – IIIA ступеня, а 29 (37,3 %) - ступеня IIIB. Випадків IV та V класу не було. Найчастішим ускладненням був надмірний біль з подальшим глибоким зараженням рани та анемією. Хірургічна складність та хірургічний час були суттєво пов'язані з ризиком розвитку ускладнень. Середня тривалість перебування у лікарні у пацієнтів без та із ускладненнями становила відповідно 2,7 та 10,6, а частота незапланованих ревізій - 11 %.

Одним із загрозових видів ускладнень в хірургії хребта при викрастанні транспедикулярних гвинтів є можливість некоректного їх проведення, особливо в грудному відділі хребта або у пацієнтів з деформаціями хребта, що може призвести до незворотніх неврологічних ускладнень [66, 76, 124]. Частота некоректного проведення гвинтів коливається в межах від 0–2 % до 25–65 % у пацієнтів зі сколіозом, та близько 4.2 % з дегенеративними захворюваннями хребта [130].

Безумовно, до існування сучасних приладів та комп'ютерного обладнання (або можливо і без наявності його в теперішній час), контроль, положення гвинтів здійснюють за допомогою рентгенографії або флюороскопії [56]. Однак залишається питання, чи можуть післяопераційні рентгенограми точно визначити коректне розташування гвинта в хребці. Саме цьому було присвячене одне із ретроспективних досліджень, де було визначено безпеку післяопераційних рентгенограм для оцінки коректного розташування транспедикулярного гвинта [55]. У дослідженні в післяопераційному періоді використовували рентгенограми в якості попередника для виявлення проблемних гвинтів, а для підтвердження безпечного їх проведення вконували комп'ютерну томографію (КТ). Післяопераційні передньо-задні та бічні рентгенограми було оглянуто 6 незалежно осліпленими спостерігачами. Мальпозицію гвинтів оцінювали за допомогою раніше визначених критеріїв. У свою чергу рентгенолог оцінив усі КТ на коректне розташування гвинтів. Положення гвинтів класифікували як прийнятне або некоректне. Мальпозицію гвинтів підкласифіковано як медіальне, латеральне або передне розташування. До дослідження було залучено 104 пацієнтів зі сколіозом або кіфозом, які перенесли задню інструментацію хребта та мали післяопераційну КТ. Загалом було оцінено 2034 грудних та поперекових транспедикулярних гвинтів. За даними КТ було виявлено прийнятними 1772 гвинти, 142 були розміщені латерально, 30 — медіально та 90 до переду. З 30 медіально розташованих гвинтів, від 80 % до 87 % гвинтів, вважали, що вони знаходяться в іншому положенні, ніж медіальному, а 73 % (від 63 % до 92 %) цих гвинтів вважали, що

вони були в нормальному положенні. Аналогічно, із 142 гвинтів, розміщених латерально, від 49 % до 81 % гвинтів було визначено у положеннях, відмінних від латерального, при цьому у середньому в 77 % (від 59 % до 96 %) цих гвинтів в нормальному положенні. З 90 передньорозташованих гвинтів, від 16 % до 87 % гвинтів було визначено в іншому положенні, ніж спереду, 72 % (від 20 % до 98 %) в нормальному положенні. На підставі проведеного дослідження автори зробили висновок, що рентгенографія — це погана діагностична модальність для спостереження за коректним розташуванням гвинтів.

У сучасному світі інноваційних комп'ютерних технологій і пристроїв, «спинальна навігація» та нейромоніторинг в хірургії хребта зайняли вагомий нішу, продовжують набувати все більшої популярності і вдосконалюються для максимального зменшення частоти ускладнень та проведенні ревізійних хірургічних втручань. Існують різні підходи для використання навігаційної системи, такі, як стереотактична навігація, навігація на основі попередньої комп'ютерної томографії або інтраопераційної візуалізації з використанням 3D/2D флюороскопа, або комп'ютерної томографії, що вимагають різних методів реєстрації пацієнтів [68]. На сьогодні у великій кількості досліджень проведено оцінку коректності проведення гвинтів в шийному, грудному та поперековому відділах хребта з використанням різних систем навігації, а також порівняння їх між собою та стандартною методикою установки гвинтів [139]. Кожен з цих метод має свої певні переваги і недоліки, проте, чітких доказів, переваги використання саме якої навігаційної системи для пацієнтів поки немає. Спинальна навігація тісно пов'язана з інтраопераційним тривимірним зображенням, яке надає набір даних для навігації та можливість негайної інтраопераційної оцінки кінцевого положення гвинта, що в подальшому уможливорює виконання швидкої корекції його розташування в тілі хребця і, тим самим, уникнути ускладнень та ревізійних хірургічних втручань.

Точне розташування гвинта в кісткових структурах хребця прямо пов'язано з позитивним результатом хірургічного втручання. Гвинт може

перфорувати тіло хребця допереду та призвести до таких серйозних ускладнень, як перфорація крупних судин та вісцеральних органів. Також проведення гвинта мимо дуги тіла хребця може призвести до пошкодження спинномозкового нерву, його сдавлення або ліквореї, а це, в свою чергу, ризик незворотних грубих неврологічних ускладнень. Мальпозиція гвинтів, невідповідність діаметра та довжини гвинтів також можуть стати причиною розвитку нестабільності металокопункції з точки зору біомеханічної структури «хребет – металокопункція» та призвести до небажаних наслідків.

Тому розвиток та використання сучасних комп'ютерних технологій, проведення наукових досліджень для нас необхідне, щоб уникнути ускладнень в хірургії хребта, а це, перш за все, якість життя пацієнта. [27, 123, 141]

Також в останні роки набуває популярності метод хірургічного планування, особливо при деформаціях хребта, заснований на 3D-друковану вироблену модель [32, 113, 142]. Перш за все, цей метод, дозволяє наглядно уявити відділ хребта, який планується для хірургічного втручання, спланувати необхідну маніпуляцію і максимально зменшити можливі ускладнення, особливо при повторних втручаннях, коли втрачені анатомічні орієнтири хребта.

Некоректне положення гвинта з його впливом на нервові структури — найбільш часте раннє ускладнення, що зустрічається при транспедикулярній фіксації. Згідно досвіду Великобританії, це ускладнення при операціях без використання навігаційної системи зустрічається в 15 % випадків, а використання навігаційної системи дозволило знизити відсоток ускладнень від 2 % до 6 % [143].

Некоректне проведення транспедикулярних гвинтів пов'язано з ризиком неврологічних, судинних, вісцеральних ускладнень та ліквореї [60]. Так, Gautchi L. P. зі співавт. Провели огляд літератури, заснований на 35 630 проведених транспедикулярних гвинтів, для виявлення клінічно значимих ускладнень, пов'язаних з їх проведенням та тактикою лікування в грудному та поперековому відділах. Вони проаналізували 39 статей, із яких

1 рандомізоване контрольоване дослідження, 8 з контрольною групою порівняння, а інші — клінічні спостереження. Пошкодження дуральної оболонки та ознаки радикулопатії, пов'язані з некоректним проведенням гвинтів, зареєстровано в середньому в 0,18 % та 0,19 % відповідно. 39 пацієнтам у 10 дослідженнях (5 654 пацієнти з 39 досліджень) було необхідне проведення ревізійного хірургічного втручання. В жодному з досліджень не повідомляли про судинні ускладнення, але були 2 випадки клінічно значимих вісцеральних ускладнень. Отримані данні порівняні з нашим дослідженням, де 37 пацієнтам із 2128 було необхідне проведення ревізійних втручань в групі пацієнтів, де гвинти проводили з використанням техніки «вільних рук».

Середні величини мальпозиції транспедикулярних гвинтів у різних дослідженнях варіюють від 0 % до 95 % у пацієнтів з дегенеративними захворюваннями хребта [130].

Завдяки розвитку сучасних комп'ютерних технологій, використання сучасної навігаційної системи широко розповсюдилося в усьому світі та має великий успіх. Існує достатня кількість досліджень, що показують переваги використання навігаційних систем, починаючи з КТ-залежних навігаційних систем і закінчуючи інтраопераційно 3D- асистуємими системами [149]. Однак не так багато досліджень пов'язаних з проведенням порівняльної оцінки коректності проведення транспедикулярних гвинтів та ревізійних втручань з використанням навігації та без неї.

Використання навігаційної системи необхідне для досягнення високої точності встановлення гвинтів та зведення до мінімуму ускладнень, пов'язаних з цією маніпуляцією. Однак в деяких дослідженнях *in vivo* та *in vitro* було показано, що з використанням навігаційних технологій не має ніяких переваг в порівнянні зі звичайними методами. Крім того, в різних дослідженнях було зроблено несумісні висновки через різні характеристики популяцій та методів, що використовували для оцінки точності розташування проведених гвинтів. Також неясно, менше чи ні ускладнень, пов'язаних з

проведенням транспедикулярних гвинтів під навігацією. У зв'язку з чим, група китайських вчених провела мета-аналіз всіх доступних даних, пов'язаних з оцінкою коректного положення транспедикулярних гвинтів та ускладнень пов'язаних з ними, з використанням навігаційної системи та без неї [123]. Для пошуку досліджень вони використовували бази даних PubMed, MEDLINE, EMBASE. Критеріями виключення були лише 3 рандомізованих контрольованих та 9 ретроспективних порівняльних дослідження. Ці дослідження включали в себе 732 пацієнта та 4 953 проведених гвинта. В завершенні це дослідження показало, що точність проведення транспедикулярних гвинтів в грудному та поперековому відділах хребта значно збільшилася, а кількість ускладнень, пов'язаних з проведенням гвинтів, зменшилась. Аналогічно, в нашому дослідженні ми порівняли та проаналізували 2 128 пацієнтів, яким було виконано транспедикулярну фіксацію хребта з використанням стандартної техніки для проведення гвинтів та 632 пацієнта з використанням навігаційної системи. Загальна кількість імплантованих гвинтів склала 12879 та 3203 відповідно. В групі пацієнтів з використанням навігаційної системи точність проведення гвинтів також була значно вище, ніж без неї і не було виконано жодного ревізійного хірургічного втручання.

Велике значення має навігаційна система при імплантації гвинтів у пацієнтів з наявністю сколіотичних та кіфотичних деформацій хребта. Дослідники з Росії провели оцінку точності установки транспедикулярних гвинтів з використанням 3D-навігації на базі КТ з інтраопераційним рентген-контролем у порівнянні з методом «вільних рук» у дітей з ідіопатичним сколіозом [27]. Вони показали, що в групі пацієнтів з навігацією встановлено 710 транспедикулярних гвинтів, середній час установки гвинта склав 55,0 с та не виникло жодного ускладнення, пов'язаного з проведенням транспедикулярних гвинтів. В групі пацієнтів, де використовували стандартну техніку установки гвинтів, установка гвинта потребувала в середньому 135,2 с та ускладнювалась переломом ніжки дуги при формуванні 5,1 % каналів. В

нашому дослідженні кількість пацієнтів з грубими деформаціями хребта склала 144 особи в групі без використання навігаційної системи та 34 — з її використанням. В першій групі ревізійне хірургічне втручання у зв'язку з симптоматичним некоректним проведенням гвинтів виконано у 5 пацієнтів в післяопераційному періоді, в той час, як у другій групі не було виконано жодної ревізії. Однак, у 9 пацієнтів з грубими сколіотичними деформаціями мало місце інтраопераційне перепроведення гвинтів, виявлене за допомогою використання інтраопераційного рентген-контроля та нейромоніторинга. Не дивлячись на цей факт, ці дані також вказують на переваги використання навігаційної системи.

Зустрічаються публікації про покращення якості встановлення гвинтів у підздухвинні кістки, зменшення променевого навантаження на пацієнта та персонал, а також тривалість часу операції [79, 86]. Використання навігаційної системи фірми «Brainlab», при операціях, що включають встановлення гвинтів в підздухвинні кістки, дозволило скоротити час інтраопераційної рентгенографії на 50 %, значно зменшити променеве навантаження на пацієнта та персонал, за рахунок чого значно скорочується час хірургічного втручання [116].

Застосування засобів інженерії у вертебрології дозволяє визначити компоненти напружено-деформованого стану елементів досліджуваної біомеханічної системи хребтово-рухових сегментів хребта, тим самим обґрунтувати використання імплантатів або визначити їх слабкі місця та зміни сил навантаження. На сучасному етапі найбільшу популярність у рішенні таких завдань отримав метод скінчених елементів (МСЕ), який не тільки дозволяє збудувати геометричну модель, наближену до реальної анатомії кісткових структур, а й врахувати механічні та кінематичні властивості навантаження досліджуваного анатомічного кістково-м'язового комплексу. Дослідженню напружено-деформований стан (НДС) як окремих хребців, так і блоку хребців за допомогою МСЕ присвячено багато досліджень [12, 22, 23, 51, 52, 57, 59, 74, 81,

97, 98, 115, 119, 144, 146]. У наведених роботах досліджено «поведінку» хребта як у нормі, так і з різноманітними відхиленнями.

Так, наприклад, А.О. Мезенцев зі співавторами провели дослідження напружено-деформівного стану системи «імплантат – поперековий відділ хребта – таз» при різних варіантах протяжної фіксації хребта транспедикулярними гвинтами [12]. Саме за допомогою математичного моделювання з використанням методу скінчених елементів було доведено, що найбільш напруженими ділянками кісткової тканини є місця введення транспедикулярних гвинтів у хребці. Водночас у міру віддалення від цих зон величина напружень кісткової тканини зменшується. Під час використання фіксації таза стрижнями найбільш вірогідною ділянкою перелому останніх є зона їхнього згину. Напружено-деформований стан системи є сприятливішим у разі протяжності інструментації L_1-S_1 – таз, де рівень напруження у хребці L_v зменшено до 22,5 МПа, а у крил клубових кісток – до 59,2 МПа порівняно з попередніми варіантами фіксації.

Існують дослідження про те, що навантаження на суміжній сегмент чутливий до ступеня лордозу, який створюється хірургічно під час інструментації хребців. Дегенерація суміжного сегменту часто спостерігається після поперекового спондилодезу, але причинно-наслідковий механізм не є цілком очевидним. Змінена кінематика сусідніх сегментів та потенційно нефізіологічні механічні навантаження на міжхребцеві суглоби задіяні у цьому процесі. Однак мало відомо про те, як зміна лордозу та кінематика впливають на навантаження на сусідні міжхребцеві суглоби, з урахуванням активних м'язових сил. Саме цієї проблемі М. Sentler зі співавторами присвятили своє дослідження [78]. Це дослідження було спрямовано на оцінку ефектів змін навантаження на суміжні міжхребцеві суглоби, імітуючи спондилодез $L_{IV}-L_{V}$, використовуючи кінематичні-контрольовані моделі опорно-рухового апарату з одним загальним та вісьмома моделями сагітального вирівнювання. Моделі мали різні конфігурації хребта, але були нормалізовані зростанням, масами та властивостями м'язів. Нахил з вертикального положення до 45^0 згинання та

назад було змодельовано для всіх моделей у недоторканих та спорожних умовах. В результаті дослідження було визначено, що гіполордотична конфігурація призвела до збільшення ссувних сил навантаження на суміжний сегмент в середньому на 29 %, тоді як спондилодез в положенні гіперлордозу зменшив навантаження на 39 %. Загалом, штучне зменшення поперекового лордозу, призводить до несприятливих умов навантаження, особливо на суміжних краніальних рівнях, а також до зміни в м'язовому моменті плеча сили, зокрема, для м'язів задіяних під час виконання спондилодезу.

Таким чином наявність великої розбіжності як показників так і видів ускладнень диктує необхідність у вивченні комплексного характеру змін, які призводять до помилок і ускладнень при транспедикулярній фіксації хребта, систематизувати отриманні знання і розробити заходи їх профілактики для покращення результатів лікування захворювань, деформацій та ушкоджень хребта.

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження проводились у ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» (акредитаційний сертифікат з 19.04.21 р. по 18.04.24 р. за № 015211 серією МЗ) в клініці патології хребта.

2.1 Характеристика клінічного матеріалу

2.1.1 Дослідження пацієнтів після ревізійних хірургічних втручань

Матеріалом дослідження послужив ретроспективний аналіз 268 пацієнтів (148 жінок та 120 чоловіків), які зазнали ревізійних хірургічних втручань після задньої інструментації хребта з використанням транспедикулярних гвинтів за період з 2004 по 2018 рік.

Залежно від кількості фіксованих хребтово-рухових сегментів пацієнтів було розділено на дві групи:

- I група - пацієнти з моносегментарною фіксацією;
- II група - пацієнти з полісегментарною фіксацією хребта.

Розподіл пацієнтів за кількістю фіксованих рівнів хребтово рухових сегментів представлено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Розподіл пацієнтів за за кількістю фіксованих рівнів хребтово рухових сегментів

Групи пацієнтів в залежності від рівнів фіксації	Кількість пацієнтів
Моносегментарна	80
Полісегментарна: 2 рівня — 115 пацієнтів; 3 рівня — 42 пацієнти; > 3 рівнів — 31 пацієнт	188
Всього	268

Ревізійні втручання були результатом специфічних помилок і ускладнень після хірургічних втручань у пацієнтів з ушкодженнями, деформаціями і захворюваннями хребта, які були залучені в дослідження.

Розподіл пацієнтів за захворюваннями з приводу яких виконано первинні хірургічні втручання представлено в таблиці 2.2

Таблиця 2.2 – Розподіл пацієнтів за назологією первинного проведених хірургічних втручань

Показання	Кількість пацієнтів
Дегенеративні захворювання	152
Спондилолітез	42
Травма хребта	41
Деформації	33
Всього	268

2.1.2 Дослідження пацієнтів з використанням спинальної навігації

Матеріалом клінічного дослідження був ретроспективний аналіз 2 760 пацієнтів старше 18 років, яким зроблено задню інструментацію хребта з використанням транспедикулярних гвинтів за період з 2004 по 2017 рр, для того, щоб провести порівняльну оцінку точності розташування гвинтів в хребцях та виявити кількість ревізійних хірургічних втручань, пов'язаних безпосередньо з некоректним розташуванням гвинтів між стандартною технікою установки гвинтів (техніка «вільних рук») та проведення гвинтів з використанням 3D навігаційної системи. Кількість встановлених гвинтів склала 16 082 штук.

Пацієнтів також було розподілено на дві групи. Першу групу (2128 хворих) склали пацієнти, яким виконано стандартну процедуру (техніка «вільних рук») проведення гвинтів з інтра- та післяопераційним рентгенконтролем гвинтів протягом 2004–2017 рр. Другу групу (632 пацієнти) склали пацієнти, яким було виконано процедуру встановлення гвинтів з використанням навігаційної системи фірми «Brainlab» в режимі попереднього

КТ-сканування пацієнта в положенні лежачи на животі з валиками під крилами підздухвинних кісток за період з 2013 по 2017 рр. Відмінності в періодах оцінки між групами пов'язано з тим, що використання навігаційної системи в нашій установі розпочато з 2013 року і подальшим його більш широким впровадженням.

2.1.3 Дослідження пацієнтів з використанням нейромоніторингу

Нами проведено 62 інтраопераційних нейрофізіологічних моніторингів, за допомоги пристрою NIM Eclipse фірми «Medtronic» (рис.1.1), у поєднанні зі спінальною навігацією, за період з березня 2014 року по листопад 2020 року, оскільки використання нейромоніторингу в нашій установі розпочато з 2014 року. В 24 (39 %) випадках використовували поєднання модальностей моторних викликаних потенціалів (МВП) і стимуляції транспедикулярних гвинтів (СГ), в 25 (40 %) випадках — тільки МВП, а в 13 (21 %) — тільки модальність СГ.



Рисунок 2.1 – Пристрій для нейромоніторингу NIM Eclipse фірми «Medtronic»

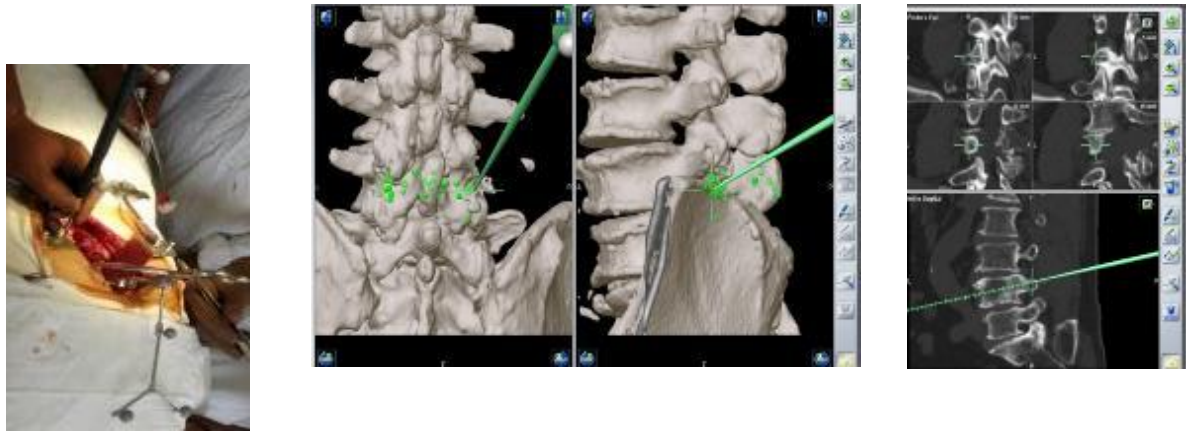
В дослідження було включено пацієнтів з дегенеративними захворюваннями хребта, спондилолистезом, деформаціями і травмами в шийному, грудному і поперековому відділах хребта.

2.2 Інструментальні методи дослідження

Під час ретроспективного аналізу історій хвороб пацієнтів, котрим проводили ревізійні хірургічні втручання, оцінювали тільки специфічні клінічні, рентгенологічні та неврологічні ускладнення або помилки які призвели до негативного результату при первинному хірургічному лікуванні.

2.2.1 Техніка встановлення гвинтів з використанням навігаційної системи

Пацієнтам, яким виконували установку гвинтів за допомогою навігаційної системи «Brainlab», попередньо проводили обстеження в діагностичному центрі та виконували комп'ютерну томографію («Siemens», 16-срезова) потрібного відділу хребта для хірургічного втручання в положенні лежачи на животі з валиками під передні ості підздухвинних кісток. Записаний диск завантажували в навігаційну систему. На операційному столі положення хворого на животі з валиками під передні ості підздухвинних кісток, апаратура та інфрачервона камера навігаційної системи встановлені поруч з операційним столом в ногах у пацієнта. Виконували реєстрацію інструментів потрібних для проведення гвинта. Розріз виконували по серединній лінії вздовж остістих відростків, скелетували задні елементи хребців, обирали для маркування необхідний хребець, ретельно звільняли його від оточуючих м'яких тканин, на остистий відросток монтували антену та за допомогою спеціальної указки проводили просторове маркування цього хребця. Після реєстрації та переконавшись в правильному просторовому положенні хребця починали виконувати процедуру безпосередньої маніпуляції встановлення гвинтів (рис. 2.2).



а

б

в

Рисунок 2.2 – Навігація та маркування хребців (а, б) та проведення гвинтів на моніторі (в)

За допомогою указки визначали місце проведення гвинта та його напрямок в аксіальній та сагітальній площинах. Пробойником визначали вхід розвертки. Її використовували для формування каналу через корінь дуги в тіло хребця. За допомогою метчика нарізали різьбу відповідного діаметра необхідного гвинта. Всі перераховані маніпуляції виконували під чіткою візуалізацією на екрані навігаційної системи. Після установки всіх гвинтів виконували рентгенконтроль хребта в двох проєкціях, після чого всі маніпуляції з навігаційною системою закінчували.

2.2.2 Техніка утановки гвинтів стандартною технікою «вільних рук»

На операційному столі положення хворого на животі з валиками під передні ості підздухвинних кісток. Розріз виконували за серединною лінією вздовж остистих відростків, скелетували задні елементи хребців, визначали місце введення гвинта та його напрямок за допомогою стандартних анатомічних орієнтирів. Пробойником визначали вхід розвертки. Розвертку використовували для формування каналу через корінь дуги в тіло хребця. За допомогою метчика нарізали різьбу відповідного діаметра потрібного гвинта. Кожний крок спостерігали зондом для контролю кісткового каналу, що формується (медіальна стінка, латеральна, проксимальна, дистальна та дно

мають бути кістковими). Після встановлення гвинта виконували рентген-контроль хребта в двох проєкціях з використанням флюороскопа.

2.2.3 Оцінка даних та статистичний аналіз

Для оцінки результатів дослідження використовували загальновизнані методи статистичної обробки даних [18] за допомогою програми Microsoft Excel 2010 на сучасному стаціонарному комп'ютері.

2.2.4 Класифікація некоректного проведення гвинтів

Коректне топографічне розташування транспедикулярних гвинтів в хребцях оцінювали відповідно до класифікації Герцбина-Роббінса [126]. Розташування гвинта в межах коркового шару дужки хребця класифікували як ступінь А, якщо гвинт перфорував корковий шар в межах ≤ 2 мм — ступінь В, перфорація коркового шару в межах ≤ 4 мм — ступінь С і, нарешті, якщо гвинт перфорував корковий шар ≤ 6 мм розташування його класифікували як ступінь Е (Рис.2.3).

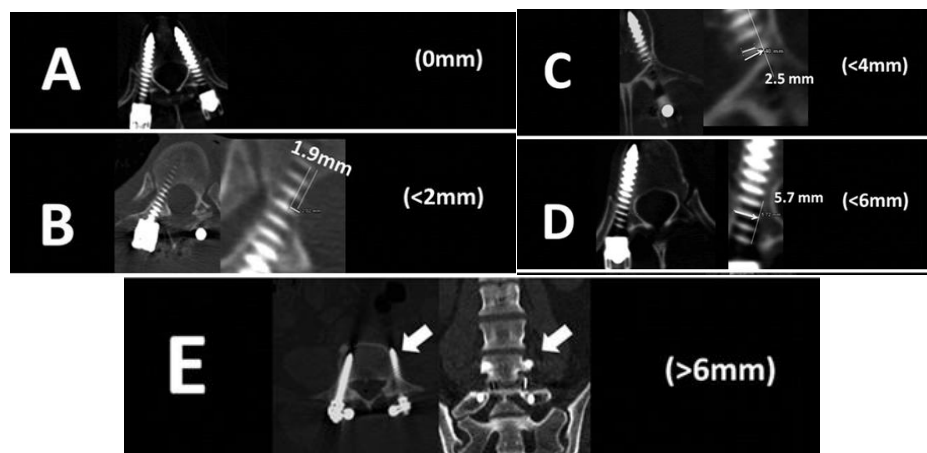


Рисунок 2.3 – Топографічне розташування транспедикулярних гвинтів в хребцях відповідно до класифікації Герцбина-Роббінса

2.3 Дослідження крові

Дане дослідження ґрунтується на вивченні метаболічних особливостей у осіб із дегенеративно-дистрофічними захворюваннями, сколіотичними деформаціями та ушкодженнями хребта (надалі — хворі на захворювання

хребта), яким після клінічного та біохімічного обстеження проводили хірургічне лікування із використанням транспедикулярної фіксації.

Порівняння проводили у двох груп хворих, у яких в післяопераційному періоді спостерігалися ускладнення у наступному вигляді: перша група — запалення м'яких тканин навколо металоконструкції (20 хворих); друга група — нестабільність металоконструкції (20 пацієнтів). Групою порівняння служили результати передопераційного обстеження 20 осіб, у яких післяопераційний період перебігав без вказаних ускладнень. Також проводили порівняння показників всіх трьох груп із контрольною групою, до якої входили 20 практично здорових людей.

Перед нами було поставлено задачу визначити показники, які були б носіями найбільшої діагностичної цінності для подальшого використання при прогнозуванні можливих ускладнень. Порівняльне дослідження було виконане у три етапи. При цьому на першому етапі роботи для визначення показників, що найбільше змінюються при збільшенні вірогідності розвитку ускладнень після виконання транспедикулярної фіксації у пацієнтів із різною патологією грудного та поперекового відділів хребта, зокрема запалення м'яких тканин та нестабільності зазначених конструкцій, важливим було встановити різницю між параметрами хворих із відповідними ускладненнями та такими у групі практично здорових людей. Для того, щоб визначити, на яких відхилення слід сконцентруватися для прогнозування заданого кола ускладнень проводили другий етап роботи.

На другому етапі роботи для видокремлення кола ознак, на які можна було б опертися при прогнозуванні ускладнень, слід виділити тести, результати яких були б статистично достовірно відмінними у групі хворих із подальшими ускладненнями по відношенню до групи порівняння.

Третій етап порівняльних досліджень — порівняння відібраних на двох попередніх етапах показників, які показали свою інформативність при прогнозуванні обох груп досліджуваних ускладнень показників які були б змінені окремо в тій чи іншій мірі в тій чи іншій групі для уточнення, яке саме

післяопераційне ускладнення із досліджених двох вірогідно може розвинути у взятого окремого хворого.

2.3.1 Гематологічні дослідження крові

В крові хворих на захворювання хребта було досліджено наступні показники: еритроцити, гемоглобін і загальні лейкоцити — за допомогою гематологічного аналізатору Mindray, лейкограму — у мазках, зафарбованих за Романовським-Гімзою [21, 36].

Також розраховували наступні інтегральні гематологічні показники [11, 13].

- Лейкоцитарний індекс (ЛІ) = лімфоцити / сегментоядерні нейтрофіли.
- Індекс здвигу лейкоцитів (ІЗЛ) = (міелоцити + метаміелоцити + паличкоядерні нейтрофіли + сегментоядерні нейтрофіли + еозинофіли + базофіли) / (лімфоцити + моноцити).
- Лейкоцитарний індекс інтоксикації (ЛІІ) = (міелоцити + метаміелоцити + паличкоядерні нейтрофіли + сегментоядерні нейтрофіли + плазматичні клітини) / (лімфоцити + моноцити + еозинофіли + базофіли).
- Індекс лімфоцитарно-гранулоцитарний (ІЛГ) = (лімфоцити × 10) / (міелоцити + метаміелоцити + паличкоядерні нейтрофіли + сегментоядерні нейтрофіли + еозинофіли + базофіли).
- Індекс співвідношення нейтрофілів та лімфоцитів (ІСНЛ) = (міелоцити + метаміелоцити + паличкоядерні нейтрофіли + сегментоядерні нейтрофіли) / лімфоцити.
- Індекс ядерного здвигу нейтрофілів (ІЯСН) = (міелоцити + метаміелоцити + паличкоядерні нейтрофіли) / сегментоядерні нейтрофіли.
- Індекс співвідношення лімфоцитів та еозинофілів (ІСЛЕ) = лімфоцити / еозинофіли.

2.3.2 Біохімічні маркери крові

Під час лабораторного обстеження хворих на захворювання хребта у сироватці крові було визначено наступні біохімічні маркери: загальний білок,

загальний білірубін, глюкозу, сечовина, креатинін, загальний холестерол, ліпопротеїни низької щільності (β -ліпопротеїни) — згідно сучасних наборів до реагентів, С-реактивний білок — за допомогою латекс-тесту, пробу Вельтмана — модифікованим методом, сечової кислоти с фосфорно-вольфрамовим реактивом, сіалових кислот за методом Hess, фосфор неорганічний — за методом Фіске-Субароу, кальцій — на аналізаторі електролітів АЕК-01. Активність ферментів (аланінамінотрансферази, аспартатамінотрансферази, лужної фосфатази, кислої фосфатази, визначали кінетичними методами. Тимолову пробу проводили за методом R. E. Shank & C. W. Hoagland. Гаптоглобін досліджували гемоглобіновим методом [15].

Вміст загальних хондроїтинсульфатів досліджували за реакцією з риванолом методом Nemeth-Csoka у модифікації Л.І. Слуцького [2–4, 20, 24, 28, 31, 33], глікопротеїни — модифікованим методом О.П. Штенберга та Я.Н. Доценко.

2.3.3 Показники системи гемостазу крові

Вміст фібриногену, протромбіновий час, активний частковий тромбoplastиновий час (АЧТЧ), розчинні фібрин-мономерні комплекси (РФМК), фібринолітичну активність у плазмі крові хворих на захворювання хребта визначали з використанням сучасних наборів готових реагентів. [9, 10, 14, 17].

Отримані результати було статистично оброблено за Фішером-Стьюдентом із визначенням середньої арифметичної та середньоквадратичного відхилення, після цього було проведено аналіз рядів на рівномірність та наявність статистичної достовірності різниці між порівнювальними рядами при $P < 0,05$ [8].

Для кількісної характеристики діагностичної надійності лабораторного тесту був використаний критерій діагностичної чутливості (ДЧ). Він був обчислений як вірогідність того, що у хворого буде отриманий позитивний результат тесту. ДЧ оцінювали за долею (%) позитивних результатів аналізу у

пацієнтів з відповідним захворюванням за формулою 1.1 [14]:

$$ДЧ = \frac{ДП}{ДП + НН} \times 100 \% \quad (1.1),$$

де ДП — дійсно позитивні результати тесту; НН — несправжньо-негативні результати тесту.

2.3.4 Імунологічні маркери крові

Дослідження рівня циркулюючих імунних комплексів у сироватці крові визначали осадженням у 3,5 % розчині поліетиленгліколю (6000 Да) на спектрофотометрі СФ-46. Вивчення спонтанної міграції лімфоцитів і тканинно-специфічної сенсibiliзації до колагенів хрящової тканини та бактеріальних антигенів проводили, згідно з капілярною модифікацією Ю. П. Делевського, методу Т. М. Кримкіної та Л. В. Ковальчук [14].

2.4 Математичне моделювання

2.4.1 Комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану поперекового відділу хребта після проведення моно- та полісегментарної фіксації

Дослідження напружено-деформованого стану біологічних та біомеханічних систем аналітичними методами неможливо, так як геометрична форма елементів систем володіє достатньою складністю при опису. Таким чином, звертаються до використання методів дискретизації складної геометричної форми. Дане дослідження було засновано на використанні методу скінчених елементів [153].

Для комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану елементів біомеханічної системи, що описує поперековий руховий сегмент людини після проведення моно- та полісегментарної фіксації, з урахуванням умов різних конфігурацій сагітального контуру поперекового відділу хребта, був використаний продукт Ansys Workbench [48, 140]. Даний програмно-

розрахунковий комплекс дає можливість проводити розрахунки, за використанням методу скінченно-елементних моделей. Даним програмним комплексом обладнаний обчислювальний центр комп'ютерного моделювання «Тензор» Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», який володіє комп'ютерним кластером «ПОЛІТЕХНИК-125». Центр був задіяний на підставі договору про співпрацю між ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» та Національним технічним університетом «Харківський політехнічний інститут».

2.4.2 Кінематичне моделювання на скелетно-м'язових моделях динамічної симуляції рухів у поперековому відділі хребта після виконання заднього бісегментарного спонділодезу

Для оцінювання функціонування сегментів поперекового відділу хребта проведено математичне моделювання, використовуючи на скелетно-м'язових моделях динамічну симуляцію згинальних рухів у поперековому відділі, в умовах післяопераційних змін після виконання заднього бісегментарного спонділодезу. У процесі дослідження проведено теоретичну оцінку сили навантаження, яку створювали хребці один на одного та крижова кістка на таз. Це результуюча сила, яка виникає між сусідніми кістками в рухомому зчленуванні та обумовлена вагою та інерційними силами двох сегментів.

Програмне забезпечення для досліджень

Експериментальне дослідження математичного моделювання динамічної симуляції рухів виконано з використанням програмного забезпечення OpenSim [110]. Цей пакет програмного забезпечення дає змогу створювати, редагувати, а також аналізувати скелетно-м'язові комп'ютерні моделі та відтворювати їхні динамічні переміщення. Це в свою чергу дає можливість вивчати нервово-м'язову координацію, аналізувати спортивні вправи, а також порівнювати внутрішні навантаження, які виникають в опорно-руховій системі. Симуляція також корисна для виявлення причин

патологічних видів рухів та допомагає визначити наукове підґрунтя для розробки плану лікування. Програмний пакет OpenSim розповсюджується вільно, доступний без обмежень та безкоштовний [91]. Елементи скелета представлені у вигляді скінчено-елементних моделей як тривимірні об'єкти. Загалом наявні в моделях 91 сегмент скелетної системи, які зчленовуються в суглоби різних форм та функцій.

Використана базова модель є об'єктом 1,7 м заввишки та масою 71,0 кг. Скелетна частина моделі представлена чоловічим скелетом. У ній представлені м'язи тулуба за допомогою 238 м'язово-сухожилкових одиниць. (рис. 2.4)

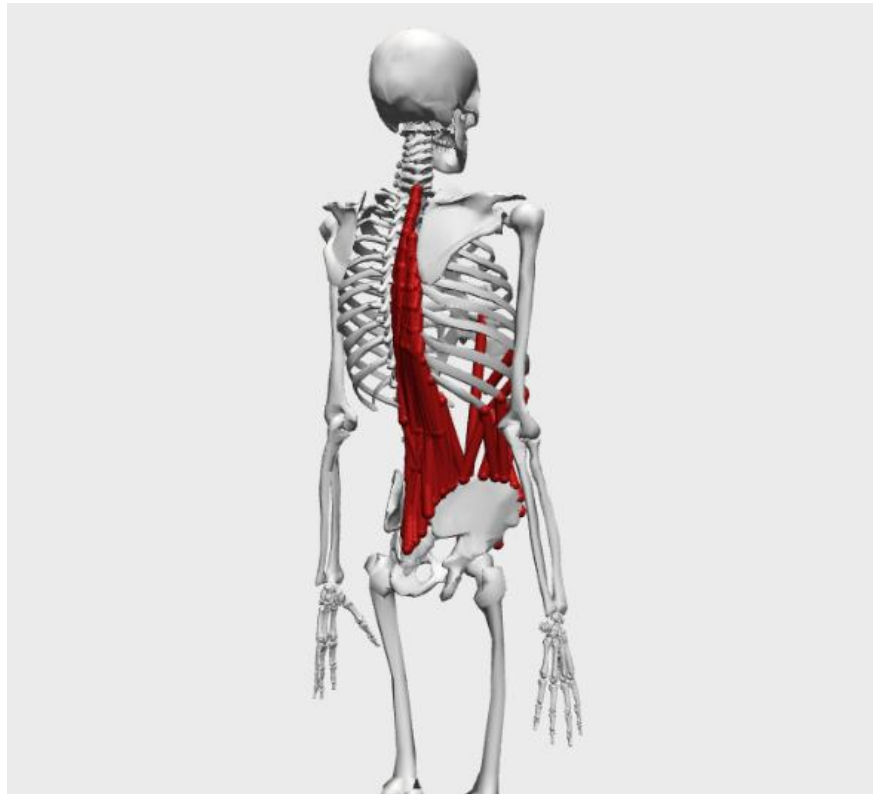


Рисунок 2.4 – Скелетно-м'язова модель, яка використана для досліджень (показано всі м'язово-сухожилльні одиниці правої половини моделі)

Кінематика

Геометрія кісток. Дані кісткових структур отримані шляхом маркування поверхонь за допомогою полігональної сітки, потім визначено координати вершин за допомогою цифрового перетворювача.

Геометрія суглобів. Тазовий центр обертання знаходиться на середині лінії, яка з'єднує дві передньо-верхні ості. Поперековий відділ хребта представлений 5 хребцями, які зчленовуються між собою. Кожен хребтово-руховий сегмент поперекового відділу хребта має 6 ступенів свободи, що дозволяє отримувати дані про пасивну жорсткість елементів міжхребцевого диску, зв'язок та капсульних елементів. Ці пасивні елементи жорсткості кожного хребтово-рухового сегмента поглинають сили реакції опори та моменти сил відповідно до поступальних та обертальних зусиль, які відбуваються між двома сусідніми хребцями. Сумарно поперековий відділ хребта отримав 30 ступенів свободи (рис. 2.5).

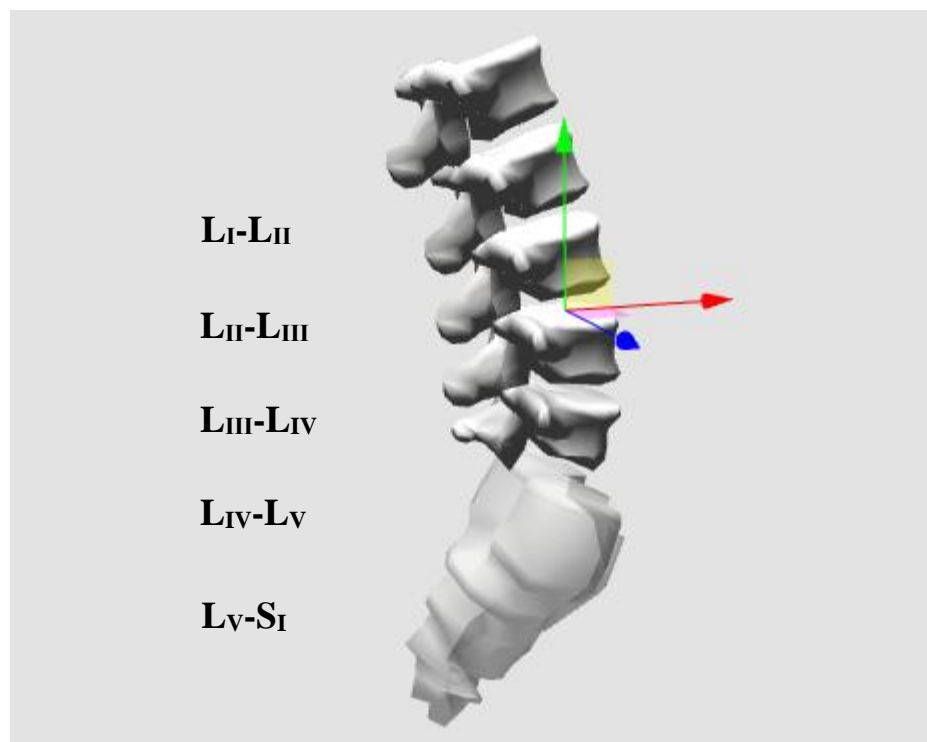


Рисунок 2.5 – Скелетна модель поперекового відділу хребта, яка використана для досліджень (стрілками показані ступені свободи, які присутні в кожному із хребтово-рухових сегментів поперекового відділу хребта)

Кульшовий суглоб представлений сферичним шарнірним зчленуванням із можливістю рухів у всіх площинах та ротацією, проте без можливості поступального руху між головкою стегнової кістки та кульшовою западиною.

М'язова геометрія. Суглоби нижньої кінцівки приводяться в рух за допомогою 238 м'язово-сухожилкових одиниць [91]. Шлях та напрямок скорочення м'язово-сухожилкових одиниць визначений на підставі анатомічних даних про точки прикріплення м'язів на кістках. Кожна м'язово-сухожилкова одиниця представлена як математична модель м'яза, запропонованого Hill в складі із еластичним сухожилком.

Математична модель м'яза за Hill

М'язова модель Hill представляє собою динамічні властивості м'яза, яка створена на основі експериментальних спостережень із контролем вхідних та вихідних параметрів (довжина м'яза, навантаження на нього, його нервова стимуляція) [85]. Модель складається із скорочувального елемента, який генерує активну силу м'язу, та еластичного елемента для представлення пасивних м'язових структур. Еластичний елемент, який приєднується послідовно, відтворює сухожилок м'яза, апоневротичні структури та ділянки поперечних зв'язків між міофібрилами. Його напрямок співпадає з напрямком сили скорочення всього м'язу. Паралельний еластичний елемент представляє собою пасивні сполучнотканинні компоненти м'яза, які направлені паралельно до скорочувального елемента (рис. 2.6). Описана модель була актуальною протягом багатьох десятиліть. За умов включення деяких аспектів в'язко-пружних властивостей м'яза та динаміки його активації модель Hill'а є актуальною й на сьогодні [57]. Вона здатна точно описувати співвідношення між силою та станом м'яза (довжина, швидкість, рівень активації), за її допомогою можна обчислити дані параметри м'яза, які будуть із великою точністю відповідати експериментальним даним. Модель Hill не може бути використана лише для вивчення мікроскопічних процесів у м'язах.

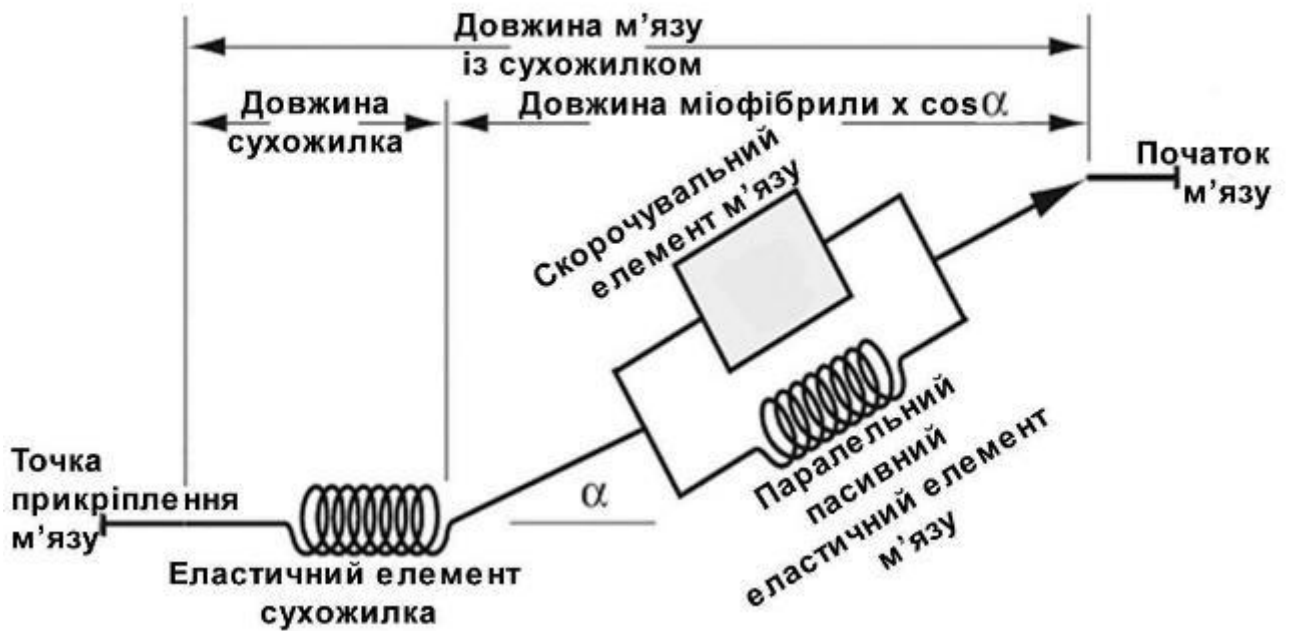


Рисунок 2.6 – Математична модель м'яза за Hill (кут α – кут між напрямком пучка міофібрил та напрямком сухожилка). Описана Zajac, 1989 [152]

Основні параметри м'язово-сухожилкової одиниці для дослідження

Основними параметрами математичної моделі м'яза за Hill, за допомогою яких можна теоретично описати роботу м'яза та обчислити низку вихідних параметрів (силу м'яза, швидкість скорочення тощо), є оптимальна довжина міофібрили, фізіологічна площа поперечного перерізу м'яза, довжина сухожилка у випадку розслабленого м'яза, кут між напрямками міофібрил та сухожилка. Слід зазначити, що 2 з 4 названих параметрів для кожного м'яза (оптимальна довжина міофібрили, кут між напрямками міофібрил та сухожилка у разі оптимальної довжини міофібрили) є величинами постійними та залежать від особливостей структури конкретного м'яза. Проте довжина сухожилка у випадку розслабленого м'яза та фізіологічна площа поперечного перерізу м'яза – показники, які можуть змінюватися залежно від умов функціонування м'яза, особливо після хірургічних втручань. У програмному пакеті OpenSim ці 4 представлені параметри математичної моделі м'яза за Hill об'єднані в один показник – максимальну ізометричну силу м'яза.

Саме змінюючи показник максимальної ізометричної сили м'яза та координати точок прикріплення, можна моделювати часткові дефекти м'язів у випадках резекції їх зі зміною площі поперечного перерізу без порушення їхньої протяжності [41, 57]. Таким чином, у разі створення часткового дефекту м'яза без порушення його довжини та зміни точок прикріплення проведено зменшення максимальної ізометричної сили м'яза пропорційно зміни його площі поперечного перерізу. У випадках часткових дефектів м'язів зі зміною довжини та точок їх прикріплення змінювали такі параметри: оптимальну довжину міофібрили та довжину сухожилка у випадку розслабленого м'яза. У разі створення тотального дефекту м'яза вся інформація про певний елемент видалялася з моделі, щоб унеможливити вплив залишкової інформації про вагу елемента на інерційні властивості моделі.

У табл. 2.3 представлено перелік м'язів, які представлені в скелетно-м'язовій моделі та кількість м'язово-сухожилкових одиниць в кожній м'язовій групі.

Таблиця 2.3 – Перелік м'язів скелетно-м'язової математичної моделі, яка використана у дослідженнях

Назва м'язу	Кількість м'язово-сухожилкових одиниць, якими представлений м'яз в скелетно-м'язовій математичній моделі
m. iliocostalis lumborum pars lumborum	8
m. iliocostalis lumborum (pars thoracis)	16
m. longissimus thoracis (pars thoracis)	42
m. longissimus thoracis (pars lumborum)	10
m. quadratus lumborum	36
m. psoas major	22
m. multifidi (spinous process)	40
m. multifidi (entry level)	10
m. external oblique	12
m. internal oblique	12
m. rectus abdominis	2
m. latissimus dorsi	28
Всього	238

Система координат для дослідження

У проведеному дослідженні вивчали динаміку змін сили навантаження, яку спричиняють між собою поверхні тіл поперекових хребців чи суглобова поверхня крижової кістки на здухвинну у крижово-здухвинному зчленуванні під час циклу нахилу до переду верхньої половини тіла людини. Сила навантаження є векторною величиною і описується за допомогою трьох параметрів: довжини вектору сили (скалярна величина), його напрямку та точки прикладення. Оскільки напрямок вектору в тривимірному просторі описувати важко, для опису напрямку сили використовують величини його проєкцій на 3 осі ортогональної системи координат для тривимірного простору.

Напрямок сили навантаження тіла визначають за спрямованістю її проєкції відносно відповідної осі тривимірної системи координат. Для опису напрямку проєкції вектору сили навантаження в передньо-задньому (в сагітальній площині) напрямку використовують вісь X. Позитивне значення проєкції вектору на неї вказує на напрям дії вектору вперед, а від'ємне – назад. Компонент дії вектору сили у вертикальному напрямку описує вісь Y, позитивне значення проєкції вектору на неї означає напрямок навантаження тіла вертикально догори. Від'ємне ж значення вказує на напрямок дії сили в протилежну сторону — донизу. Дію сили у фронтальній площині описує вісь Z. Позитивне значення проєкції вектору сили на неї вказує на дію сили в праву сторону. Від'ємне ж значення означає напрямок дії вектору сили в цій площині вліво (рис. 2.7). В даному дослідженні зміни значення проєкції вектору сили на вісь Z навантаження не враховувалось.

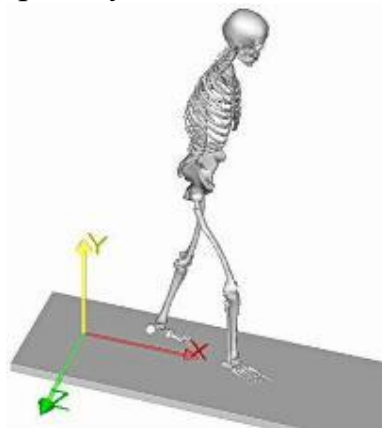


Рисунок 2.7 – Використана для досліджень тривимірна скелетна модель та зв'язана з нею система координат XYZ (стрілки вказують на позитивний напрям дії сили) (OpenSim, S.L. Delp, 2007) [110]

Скелетно-м'язові моделі поперекового відділу хребта

Для порівняння сили навантаження в суміжних до фіксованих сегментів поперекового відділу хребта разом із вихідною (базовою моделлю) створені скелетно-м'язові моделі поперекового відділу хребта, в яких відтворено післяопераційний стан поперекового відділу хребта після декількох варіантів хірургічного втручання.

Серед них були такі моделі:

– Модель № 1 (базова), в якій повністю функціонують всі хребтово-рухові сегменти поперекового відділу хребта та м'язи (*відсутні ефекти ушкодження та денервації м'язів, всі точки прикріплення їхні збережені*) (рис. 2.8, а);

– Модель № 2, в якій повністю функціонують всі хребтово-рухові сегменти поперекового відділу хребта та відтворенні ефекти виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спондилодезу на рівні $L_{IV}-S_I$, які заключались в змінах параметрів м'язово-сухожилкових одиниць (табл. 2.4);

– Модель № 3, в якій змодельовано інструментальний спондилодез двох хребтово-рухових сегментів поперекового відділу хребта на рівнях $L_{IV}-L_V$ та L_V-S_I , фіксація сегменту $L_{IV}-L_V$ виконано під сагітальним кутом 22° (незмінно відносно «доопераційного» стану), а сегменту L_V-S_I під кутом 24° (рис. 2.8, б); Також відтворенні ефекти виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спондилодезу $L_{IV}-S_I$ (табл. 2.4);

– Модель № 4, в якій змодельовано інструментальний спондилодез двох хребтово-рухових сегментів поперекового відділу хребта на рівнях $L_{IV}-L_V$ та L_V-S_I , фіксація сегменту $L_{IV}-L_V$ виконано із відтворенням гіполордотичного положення під сагітальним кутом 8° , а сегменту L_V-S_I під кутом 10° (зменшено на 14°) (рис. 2.8, г); також відтворенні ефекти виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спондилодезу $L_{IV}-S_I$ (табл. 2.4.);

– Модель № 5, в якій змодельовано інструментальний спонділодез двох хребтково-рухових сегментів поперекового відділу хребта на рівня L_{IV} - L_V та L_V - S_I , фіксація сегменту L_{IV} - L_V виконано із відтворенням гіперлордотичного положення під сагітальним кутом 32° , а сегменту L_V - S_I під кутом 34° (збільшено на 10°), (рис. 2.8, в); також відтворенні ефекти виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спонділодезу L_{IV} - S_I (табл. 2.4).

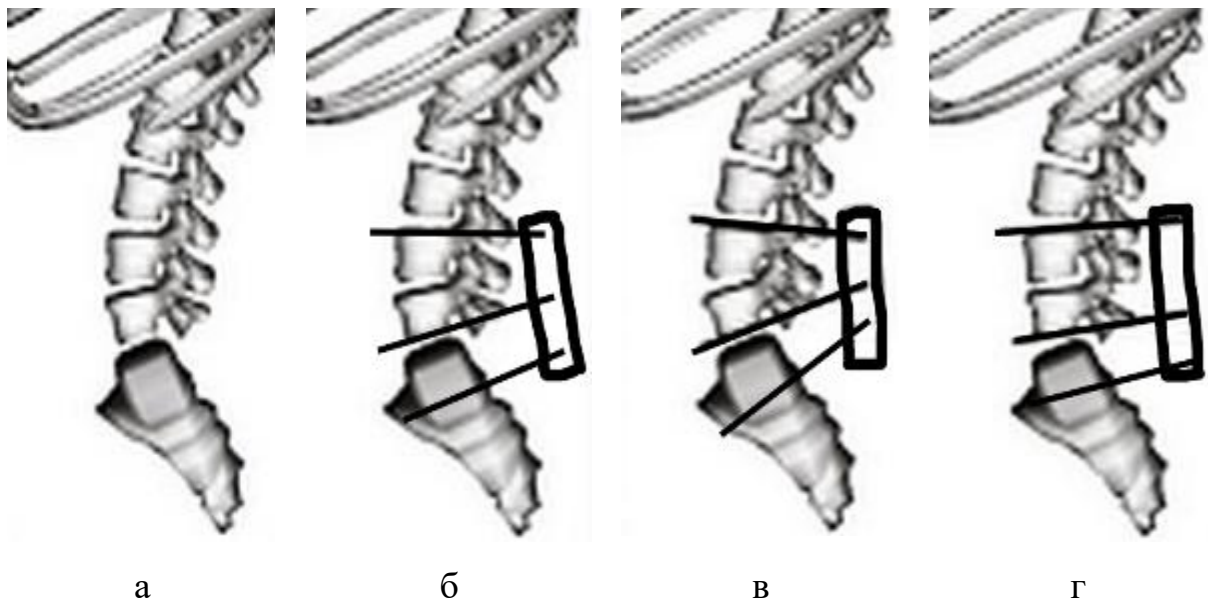


Рисунок 2.8 – Варіанти взаємовідносин у поперековому відділі хребта в інтактному положенні (а), нормолордотичному (б), гіперлордотичному (в), гіполордотичному (г) положеннях за рахунок зміни кута спонділодеза L_{IV} - S_I

Використаний у дослідженні цикл рухів в поперековому відділі хребта

У представлених скелетно-м'язових моделях верхньої частини тіла проведена динамічна симуляція згинання в поперековому відділі хребта до кута 45° і назад (повернення в вихідне положення), починаючи з прямостоячої пози та без жодних зовнішніх навантажень (0° - 45° - 0°). Рухи в кульшових суглобах не враховувались в даному дослідженні (рис. 2.9).

Таблиця 2.4 – Зміни, які проведені в параметрах м'язово-сухожильних одиниць скелетно-м'язової математичної моделі поперекового відділу хребта для відтворення ефектів виконання хірургічного заднього доступу до поперекового відділу хребта для проведення заднього інструментального спондилодезу L_{IV}-S_I

Назва м'язу	Кількість м'язово-сухожилкових одиниць математичної моделі м'язу			
	всього в наявності	видалено	змінено розташування проміжних точок кріплення м'язів до кісткових структур моделі	всього змінені
m. iliocostalis lumborum (pars lumborum)	8	2	0	2
m. iliocostalis lumborum (pars thoracis)	16	0	0	0
m. longissimus thoracis (pars thoracis)	42	0	18	18
m. longissimus thoracis (pars lumborum)	10	4	0	4
m. quadratus lumborum	36	2	2	4
m. psoas major	22	0	0	0
m. multifidi (spinous process)	40	12	20	32
m. multifidi (entry level)	10	6	0	6
m. external oblique	12	0	0	0
m. internal oblique	12	0	0	0
m. rectus abdominis	2	0	0	0
m. latissimus dorsi	28	0	2	2
Всього	238	26	42	68

Грудний відділ хребта і грудна клітка моделі об'єднані в єдину жорстку ригідну конструкцію, що представляє грудна клітка. Поперековий відділ хребта і крижова кістки змодельована шістьма сегментами для кожного з рівнів від L₁ до S₁. Вся маса тіла була перерозподілена по сегментам (руки, голова, грудна клітка, поперековий відділ від L₁ до S₁) для надання моделі інерційних властивостей.

Динамічна симуляція згинання в поперековому відділі хребта проведена в діапазоні від 0° до 45°. Кути згинання вимірювались за допомогою орієнтації

верхньої замикальної пластини тіла L_1 хребця відносно її орієнтації у вертикальному положенні стоячи.

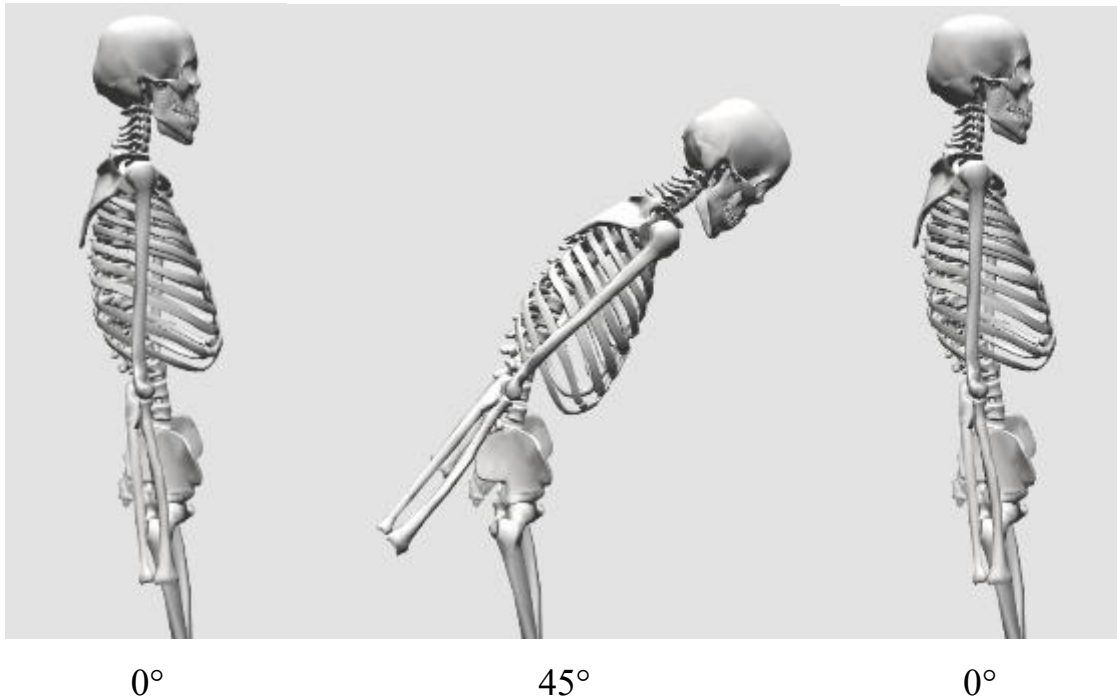


Рисунок 2.9 – Використаний у дослідженні цикл рухів в поперековому відділі хребта: починаючи з прямостоячої пози (0°) згинання до 45° повернення в вихідне положення (0°)

Сагітальні плоскі кути для характеристики кутів заднього інструментального спондилодезу $L_{IV}-S_I$ вимірювались за допомогою метода Коба.

Імітовані умови спондилодезу були наступні:

- in situ (спондилодез $L_{IV}-S_I$ із кутом $L_{IV}-L_V$ 22° , L_V-S_I 24°);
- гіперлордотичний (збільшення кута лордозу $L_{IV}-S_I$ на 10° у разі спондилодезу $L_{IV}-S_I$);
- гіполордотичне (зменшення кута лордозу $L_{IV}-S_I$ на 14° у разі спондилодезу $L_{IV}-S_I$).

Спондилодез $L_{IV}-S_I$ реалізовано при середніх кутах 23° , 33° та 8° відповідно, тоді як загальний L_I-S_I лордоз становив у середньому 56° . Загальний міжсегментарний рух від L_{III} до S_I зберігався, але пропорційно перерозподілено відповідно до результатів дослідження *in vitro* [43].

Динамічне дослідження відбувалось під час імітування руху вперед (нахил до переду) і далі назад з максимумом нахилу вперед 45° . Загальна тривалість руху ставила 5,0 с від початкової до остаточної постави, тобто повернення у вихідне вертикальне положення. Цей час вибраний для мінімізації динамічних ефектів, які можуть виникати під час раптового прискорення руху.

Під час руху руки знаходились поруч із тулубом, голова – в нерухомому положенні щодо грудної клітки. Повний рух вперед виконано за рахунок поперекового відділу хребта, тобто не відбулося одночасного обертання стегна або крижово-клубовому зчленуванні.

Досліджувались сили навантаження між хребцями на досліджуваних рівнях. Аналіз сили навантаження між хребцями зосереджувався на двох суміжних сегментах (на 1 рівень вище та нижче), на яких виконано інструментальний спондилодез L_{IV}-S_I. Тобто досліджувались сегменти L_{III}-L_{IV} та крижово-здухвинне зчленування.

Основні параметри рухів у хребтово-рухових сегментах під час циклу нахилу до переду, використаного в дослідженні, представлені на рис. 2.10.

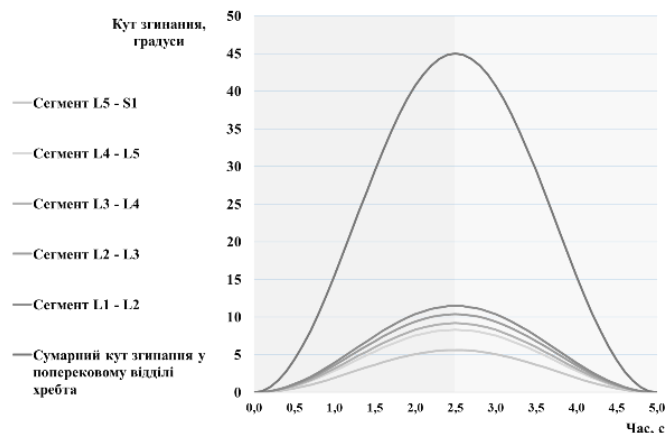


Рисунок 2.10 – Графік зміни положення у хребтово-рухових сегментах поперекового відділу хребта під час циклу нахилу до переду (тривалість циклу $t = 5,0 \text{ с} = 100 \%$)

Це дослідження схвалено на засіданні комітету з біоетики при ДУ «ПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 180 від 14.05.2018 р).

3 РЕЗУЛЬТАТИ РЕТРОСПЕКТИВНОГО АНАЛІЗУ РЕВІЗІЙНИХ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ ГРУДНОГО ТА ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛІВ ХРЕБТА

Ретроспективний аналіз ревізійних хірургічних втручань 268 пацієнтів показав, що найбільш частими причинами для повторних втручань були ускладнення або помилки у 143 пацієнтів (53 %) пов'язаних безпосередньо з транспедикулярною конструкцією. Другим за значущістю був так званий залишковий біль у поперековому відділі хребта (“failed back” синдром – англomовний термін) після первинно виконаної інструментації хребта у 64 (24 %) пацієнтів і третім - інфекційне запалення післяопераційної рани на ранній або пізній строк — 32 (11 %). Далі розподіл ревізійних хірургічних втручань був наступним: захворювання суміжного сегменту — 16 (6 %), ушкодження дуральної оболонки з наступною ліквореєю — 8 (3 %), рубцевий стеноз — 5 (2 %) (рис. 3.1).

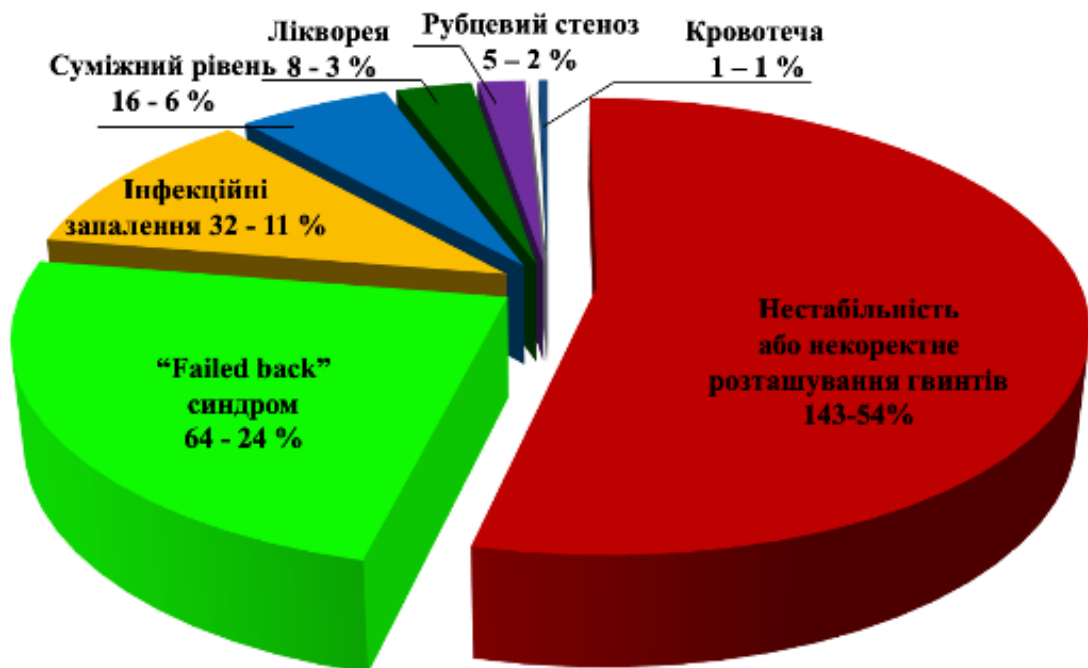


Рисунок 3.1 – Розподіл ревізійних хірургічних втручань

Як показує наступна діаграма розподілу ревізійних операцій по рокам (рис. 3.2), на початку становлення розвитку транспедикулярних систем, кількість повторних операцій була значно більшою ніж у теперішній час.

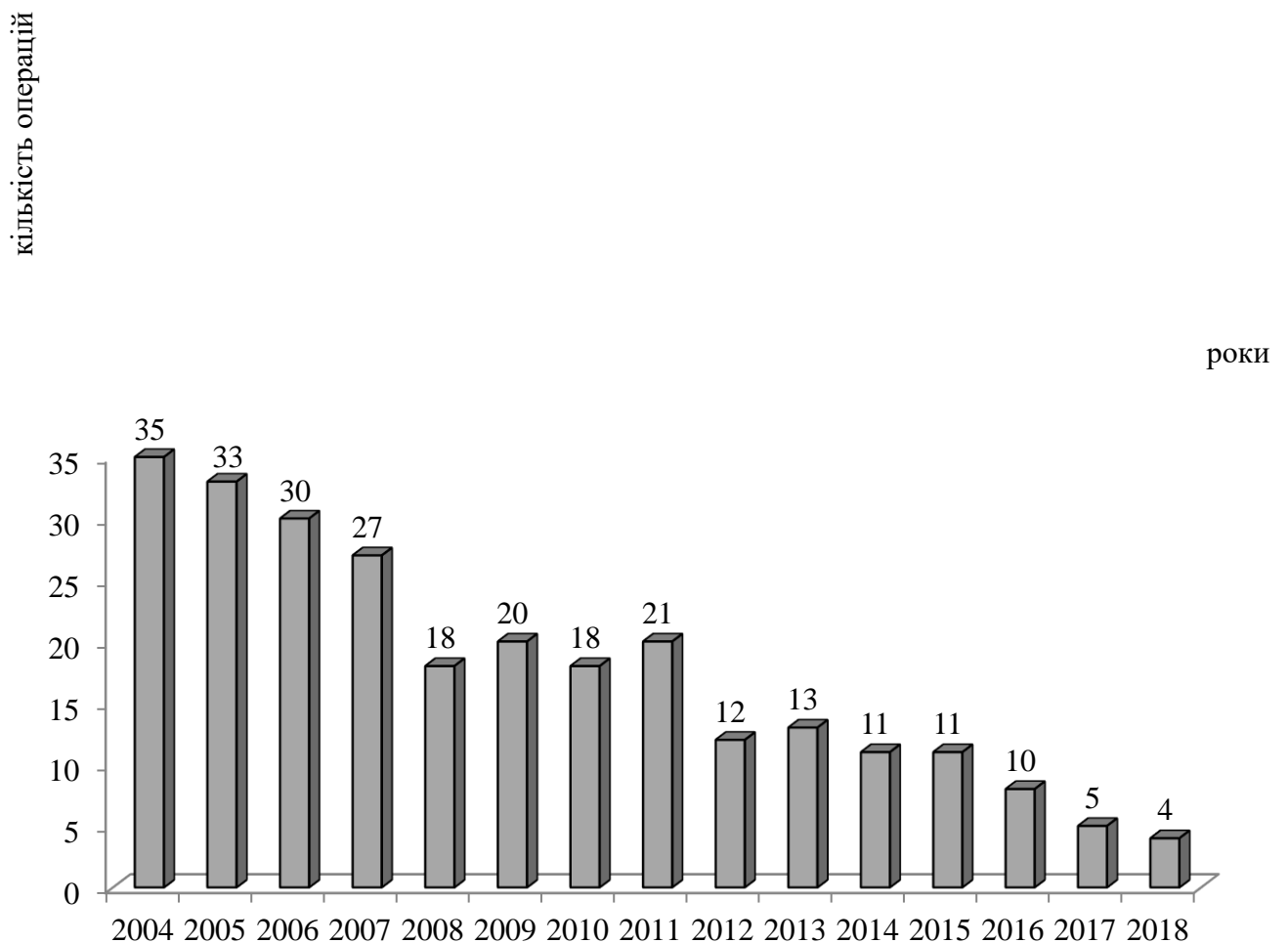


Рисунок 3.2 – Діаграма розподілу ревізійних операцій по роках

З усіх видів ускладнень яки ми визначили наше подальше дослідження було направлене безпосередньо на ускладнення яки виникли на фоні будь-яких проблем пов'язаних з транспедикулярними конструкціями (некоректне проведення гвинтів, нестабільність та перелом стрижнів і гвинтів, а також запалення м'яких тканин навколо транспедикулярної конструкції)

Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань показав, що основними ускладненнями були нестабільність та прелом срижнів, нестабільність та перелом транспедикулярних гвинтів, нестабільність всіх компонентів конструкції і нарешті некоректне проведення гвинтів по відношенню до хребтового каналу. Розподіл цих ускладнень представлено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань за ускладненнями пов'язаних з конструкцією

Причина	Дегенеративні	Спондилолітез	Травма	Деформації
Нестабільність стрижня	5 (3,3 %)	2 (4,8 %)	1 (2,5 %)	1 (3,0 %)
Перелом стрижня	4 (2,6 %)	1 (2,4 %)	3 (7,4 %)	3 (9,0 %)
Нестабільність гвинта	20 (13,1 %)	6 (14,3 %)	4 (9,7 %)	2 (6,0 %)
Перелом гвинта	12 (7,9 %)	8 (19,0 %)	4 (9,7 %)	5 (15,2 %)
Нестабільність стрижня і гвинта	6 (4,0 %)	4 (9,5 %)	5 (12,2 %)	10 (30,4 %)
Мальпозиція гвинта	22 (14,5 %)	6 (14,3 %)	4 (9,7 %)	5 (15,2 %)
Всього	69 (45,4 %)	27 (64,3 %)	21 (51,2 %)	26 (78,8 %)

У наступній таблиці 3.2 наведено кількість випадків ускладнень було в залежності від рівнів які було фіксовано транспедикулярною конструкцією і чи були ці ускладнення з одного чи обох боків.

Таблиця 3.2 – Рентгенологічний аналіз нестабільності імплантатів в залежності від рівнів фіксації

Причина	Кількість	Рівні фіксації		Сторона/число	
		Моно	Полі	Одна	Обидві
Нестабільність стрижня	9 (6,3 %)	3 (2,1 %)	6 (4,2 %)	8 (5,6 %)	1 (0,7 %)

Перелом стрижня	10 (7,1 %)	1 (0,7 %)	9 (6,4 %)	7 (5,0 %)	3 (2,1 %)
Нестабільність гвинта	33 (23,1 %)	8 (5,6 %)	25 (17,5 %)	24 (16,7 %)	9 (6,4 %)
Перелом гвинта	29 (20,2 %)	8 (5,6 %)	21 (14,6 %)	24 (16,7 %)	5 (3,5 %)
Нестабільність стрижня і гвинта	25 (17,5 %)	-	25 (17,5 %)	22 (15,4 %)	3 (2,1 %)
Мальпозиція гвинта	37 (25,8 %)	11 (7,7 %)	26 (18,1 %)	33 (23,1 %)	4 (2,7 %)
Всього	143 (100 %)	31 (21,7 %)	112 (78,3 %)	118 (82,5 %)	25 (17,5 %)

Основним загрозовим ускладненням і в той же час найбільш часто зустрічався – це некоректне проведення транспедикулярних гвинтів 37 (25,8%). Основними показаннями для проведення ревізії у всіх цих пацієнтів було наявність клінічних проявів (табл. 3.3), включаючи важкі незворотні неврологічні ускладнення, у всіх 37 пацієнтів. Серед них у 26 пацієнтів мальпозицію гвинтів було підтверджено за комп'ютерною томографією. Саме тому цей вид ускладнення потребує подальшого ретельного дослідження, яке представлено у розділі 4.

Таблиця 3.3 – Показання для ревізійних втручань у пацієнтів з мальпозицією гвинтів

Показання для ревізійних втручань	Кількість пацієнтів
Мальпозицію гвинтів виявлено за комп'ютерною томографією	26
Післяопераційна ішалгія	30
Наявність парезу після операції	6
Пошкодження твердої мозкової оболонки	1

Далі представлено клінічні приклади ускладнень які було виявлено під час дослідження (рис. 3.3-3.10).



Рисунок 3.3 – Варіанти мальпозиції транспедикулярних гвинтів



Рисунок 3.4 – Варіанти нестабільності стрижнів

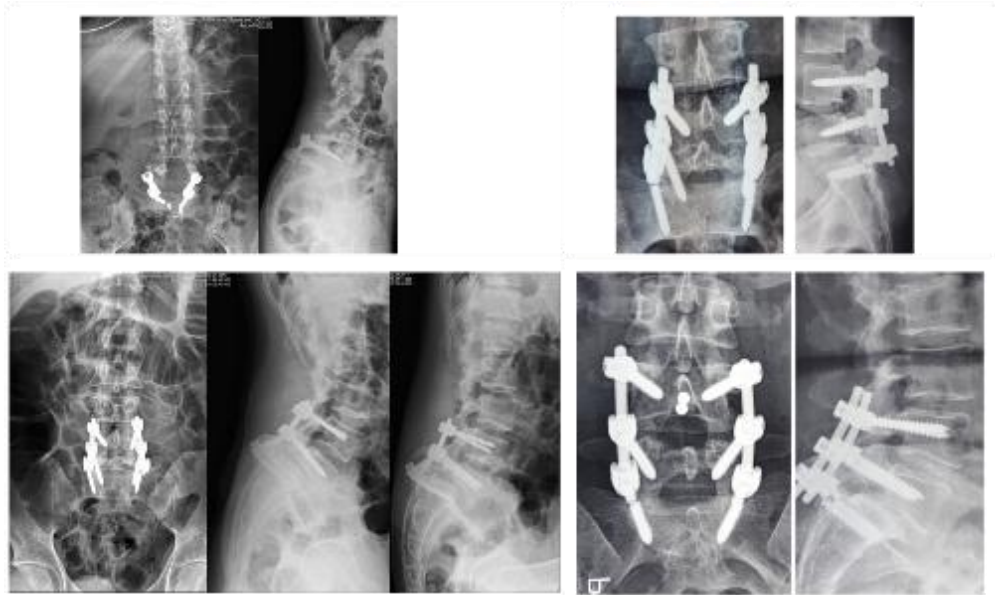


Рисунок 3.5 – Варіанти переломів транспедикулярних гвинтів



Рисунок 3.6 – Варіанти переломів стрижнів і гвинтів



Рисунок 3.7 – Варіанти переломів стрижнів

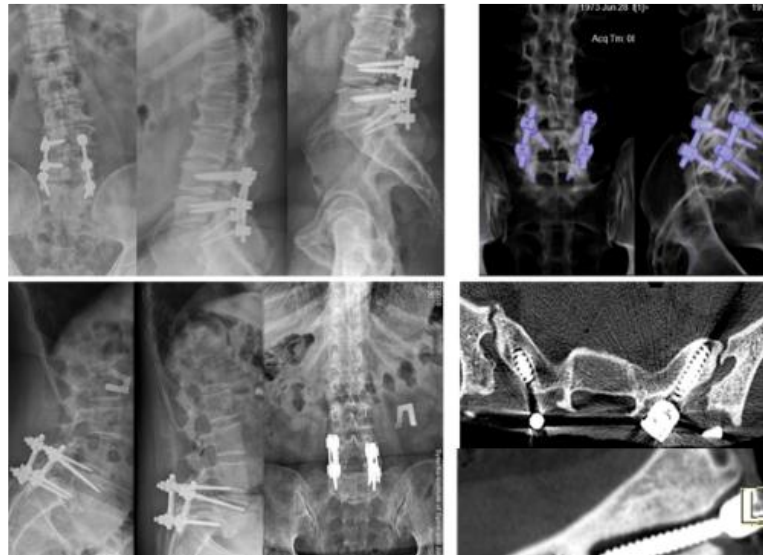


Рисунок 3.8 – Варіанти нестабільності гвинтів



Рисунок 3.9 – Невірно обраний рівень інструментації



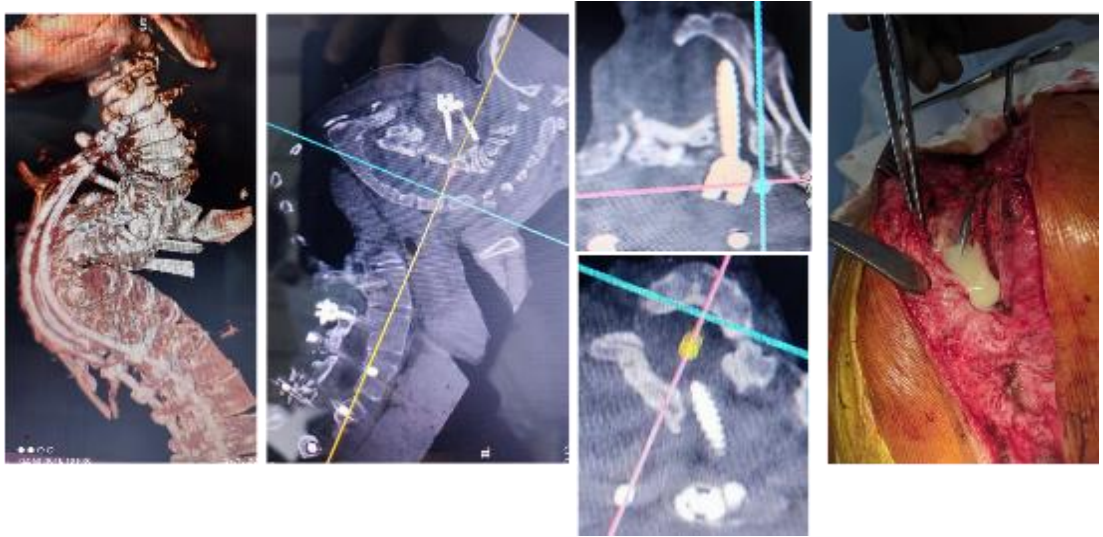


Рисунок 3.10 – Нестабільність та некоректне проведення гвинтів, глибоке нагноєння

Отже аналізуючи отримані ускладнення, можна сказати що вони мають доволі широкий спектр причин їх виникнення. В багатьох випадках де виконували ревізійні втручання відмчалась відсутність спондилодезного блоку, який саме і є основною метою при проведенні фіксації хребта, а також є гарантом отримання гарного результату хірургічного лікування. На початку становлення використання транспедикулярних гвинтів було відмічено використання неякісних імплантатів, а також мали місце неправильна технологія їх постановки та неправильно підібраний розмір гвинтів, що негативно вплинуло кінцевий результат. Ретельне клініко-лабораторне передопераційне обстеження хворого, тщентно зібраний анамнез захворювання також є залогом правильно вибраної тактики хірургічного дослідження, однак на жаль наше дослідження показало, що в деяких випадках було недостатнє обстеження, а це або неправильний діагноз, або незвертання уваги специфічні лабораторні біохімічні маркери, а на прикінці – неправильний обсяг хірургічного лікування. Також важливим є розуміння сагітального балансу хребту, бо якщо принебати його показниками можна отримати незадовільний, а в багатьох випадках незворотній кінцевий результат. Цей фактор ми також визначили в нашому дослідженні. За частую при використанні протяжної інструментації хребта, особливо це стосується будь-яких деформацій хребта

можуть виникати ускладнення пов'язаних з конструкцією, що наведено у дослідженні.

4 РЕЗУЛЬТАТИ ПОРІВНЯЛЬНОЇ ОЦІНКИ ТОЧНОСТІ ПРОВЕДЕННЯ ГВИНТІВ З ВИКОРИСТАННЯМ СТАНДАРТНОЇ МЕТОДИКИ ТА НАВІГАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ

За 14 років у першій групі пацієнтів ми проаналізували 2 128 хворих, яким було виконано транспедикулярну фіксацію хребта з використанням стандартної техніки «вільних рук» для проведення гвинтів. Загальна кількість імплантованих транспедикулярних гвинтів склала 12 879. В таблиці 4.1 показано розподіл пацієнтів залежно від виконаної кількості стабілізованих сегментів хребта.

Таблиця 4.1 – Розподіл пацієнтів 1-ої групи залежно від виконаної кількості стабілізованих сегментів хребта

Кількість пацієнтів	Кількість сегментів	Кількість гвинтів
831	Один (4 гвинта)	3324
785	Два (6 гвинтів)	4704
368	Три (8 гвинтів)	2941
144	Чотири та більше (10 і більше гвинтів)	1910

Залежно від нозології для проведення стабілізації хребта транспедикулярною конструкцією пацієнтів розподілено наступним чином (табл. 4.2).

Таблиця 4.2 – Розподіл пацієнтів 1-ої групи залежно від нозології

Нозологія	Кількість пацієнтів
Дегенеративні захворювання хребта	1294
Травма хребта	339
Спондилолітез	307
Сколіотичні деформації хребта	144
Пухлини хребта	44
Всього	2128

З 2013 року ми почали свій перший досвід використання 3D навігації на базі комп'ютерної томографії фірми «Brainlab» (Німеччина). За 5 років використання техніки проведення транспедикулярних гвинтів за допомогою навігаційної системи в другій групі пацієнтів було проаналізовано 632 пацієнти, а загальна кількість встановлених гвинтів склала 3203. В таблиці 4.3 наданий розподіл пацієнтів залежно від виконаної кількості стабілізованих сегментів хребта.

Таблиця 4.3 – Розподіл пацієнтів 2-ої групи залежно від виконаної кількості стабілізованих сегментів хребта

Кількість пацієнтів	Кількість сегментів	Кількість гвинтів
452	Один (4 гвинта)	1808
63	Два (6 гвинтів)	378
82	Три (8 гвинтів)	656
35	Чотири та більше (10 і більше гвинтів)	361

Залежно від нозології для проведення стабілізації хребта пацієнтів даної групи було розподілено наступним чином (табл. 4.4).

Таблиця 4.4 – Розподіл пацієнтів 2-ої групи залежно від нозології

Нозологія	Кількість пацієнтів
Дегенеративні захворювання хребта	473
Травма хребта	68
Спондилолітез	41
Сколіотичні деформації хребта	34
Пухлини хребта	16
Всього	632

Кількість ревізійних хірургічних втручань, пов'язаних з некоректним проведенням гвинтів, склала 37 (1,74 %) пацієнтів в 1-й групі (22 (59,46 % — з дегенеративними захворюваннями хребта, 6 (16,21 %) — зі спондилолітезом, 4 (10,81 %) — із травмою хребта та 5 (13,52 % — з деформацією). Із загальної кількості пацієнтів із ревізійним втручанням у

11 (29,73 %) пацієнтів некоректне проведення гвинтів було при моносегментарній фіксації, у 26 (70,27 %) — при стабілізації двох та більше сегментів, 33 (89,19 %) пацієнти мали проблеми з одного боку та 4 (10,81 %) — проблеми пов'язані з мальпозицією гвинтів з обох боків.

В другій групі пацієнтів перепроведено всього 12 гвинтів у 9 (1,42 %) пацієнтів інтраопераційно у зв'язку з некоректним їх проведенням після рентген-контроля або нейромоніторинга, причому 9 гвинтів було перепроведено у пацієнтів з грубими деформаціями хребта. Жодному пацієнтові не було виконано ревізійне хірургічне втручання у зв'язку з мальпозицією транспедикулярних гвинтів в ранньому та пізньому операційних періодах. У одного пацієнта були виражені прояви радикулопатії в післяопераційному періоді після корекції деформації хребта по вогнутій стороні та підтверджене на КТ некоректне проведення гвинта (ступінь В за класифікацією Герцина-Роббінса), однак після проведення симптоматичної терапії було досягнуто повного регресу больового синдрому.

Пацієнти (37 осіб), яким виконували ревізійне хірургічне втручання, мали симптоматичні прояви некоректного проведення гвинтів і одно ревізійне втручання, яке виконали через лікворею. Із них 30 пацієнтів мали ознаки радикулопатії, у 5 з'явилась слабкість на протилежній кінцівці або посилилась вже існуюча. У одного пацієнта був глибокий парапарез через грубе та некоректне проведення гвинтів з двох сторін при багаторівневій фіксації.

Із 36 пацієнтів, у яких були симптоматичні прояви некоректного проведення гвинтів, у 23 були підтверджені даними КТ. Залежно від перфорації коркового шару гвинтом, згідно з класифікацією Герцина-Роббінса, пацієнтів розподілено наступним чином: ступінь В — 5 пацієнтів, С — 14, Е — 4. Хочеться відмітити, що 5 пацієнтів, яким виконано ревізійне хірургічне втручання, мали клінічні прояви у вигляді радикулопатії не дивлячись на невелику ступінь penetрації гвинтом коркового шару дужки хребця (ступінь В), у всіх ця проблема локалізувалася на п'ятому поперековому хребці, так само, як і у пацієнта 2-ої групи, це, в свою чергу,

пов'язано з анатомічною будовою бічних поглиблень п'ятого поперекового хребця [23].

В нашому дослідженні не було можливості проведення розрахунків для визначення статистично значимих результатів, оскільки на час первинного проведення операцій у першій групі пацієнтів технічно це було неможливо. Однак отримані дані в нашому дослідженні наявно показують переваги використання навігаційної системи, враховуючи основний фактор — це відсутність ревізійних хірургічних втручань у пацієнтів, яким було виконано інструментацію хребта з використанням КТ-навігації, як при одно-, так і при багаторівневій фіксації хребта, а також у пацієнтів з важкими сколіотичними та кіфотичними деформаціями хребта.

Основним приводом для використання навігації для транспедикулярної фіксації є зменшення променевого навантаження на пацієнта та персонал, а також збільшення безпеки для пацієнта з точки зору можливих ускладнень, пов'язаних з некоректним положенням гвинтів.

Згідно з нашими спостереженнями, використання навігаційної системи дозволяє скоротити час операції за рахунок зменшення протяжності операційної рани та скорочення обсягу скелетування задніх відділів оперованих хребців під час виконання хірургічного доступу.

В літературі залишається дискусійним питання, який вид навігації краще. Згідно одним літературним даним, краще використовувати навігаційну систему сумісно з 3D флюороскопом, ніж з 2D флюороскопом або КТ [40]. Згідно іншим даним, наприклад, при транспедикулярній фіксації грудних хребців, перевагу віддають КТ, яка забезпечує більш низьке число некоректного розташування гвинтів, меншу інтраопераційну втрату крові та меншу кількість ускладнень [35, 67].

Ми використовуємо навігаційну систему разом з КТ та за час освоєння виявили декілька причин її незадовільної роботи та можливі причини помилок:

- неточна (неакуратна) реєстрація;

- відмінності положення пацієнта при виконанні КТ дослідження і на операційному столі;
- зміни положення пацієнта після реєстрації;
- подих пацієнта;
- зміщення антени на остистому відростку після реєстрації;
- пошкодження відображуючого покриття кульок на антені або інструменті.

В результаті аналізу невдач ми розробили низку практичних рекомендацій, які допомагають попередити збої в роботі навігаційної системи та уникнути майбутніх ускладнень.

До найбільш грубих помилок роботи навігаційної системи призводять поєднання декількох причин, тому треба уважно відстежувати кожний етап від моменту виконання доопераційної КТ до встановлення останнього гвинта.

При реєстрації хребців, під час операції за допомогою попередньо виконаної КТ, причиною грубих помилок може бути різниця між положенням пацієнта під час виконання КТ та положенням пацієнта на операційному столі. Навігаційна система розглядає пацієнта ніби то він знаходиться в положенні, в якому виконували КТ. Ми навчилися усувати цю помилку шляхом виконання КТ в тому положенні пацієнта, в якому він буде знаходитися на операційному столі. Тобто при плануванні операції на поперековому відділі хребта КТ виконували лежачи на животі з кифозуванням поперекового відділу за допомогою спеціальних валиків. Для грудного відділу томографія виконується просто в положенні лежачи на животі.

Під час налаштування навігаційної системи важливо правильно вказати положення пацієнта, положення хірурга та інфрачервоної камери по відношенню до пацієнта.

Неточна (неакуратна) реєстрація включає в себе, по-перше, помилку визначення рівня хребця в рані, до якого прикріплюється антена, з рівнем вказаним навігаційній системі для реєстрації. Також для зменшення помилки антену рекомендують кріпити до остистого відростка в його середній частині

й строго за середньою лінією тіла. Для акуратної реєстрації рекомендують в рані ставити крапки реєстрації з максимальним розкидом, покриваючи найбільшу площу.

Дострокове пробудження під час операції або інтенсивні маніпуляції після реєстрації можуть призвести до зміни положення пацієнта на столі, внаслідок чого можуть з'являтися спотворення в роботі навігаційної системи. До спотворення може призводити також глибокий подих пацієнта.

До спотворення роботи навігаційної системи, пов'язаним з положенням пацієнта, також відносяться спотворення, які виникають при роботі на хребці, що віддалений від місця реєстрації на один чи більше сегмент. Тобто чим більш віддалений сегмент, що оперується, від зареєстрованого хребця, тим більше вірогідність виникнення спотворень. При виникненні подібних помилок в роботі треба перереєструвати навігаційну систему на потрібному рівні.

До некоректної роботи навігаційної системи може призводити зміщення антени, що виникає внаслідок послаблення фіксуєчого гвинта або перелому остистого відростка. Після повторного закріплення антени навігаційну систему краще повністю перезавантажити, після чого виконати нову реєстрацію.

Клінічний приклад № 1

Пацієнт Б., 52 роки, іст.хвороби № 92134, діагноз: анкілозуючий спондилоартрит, аксіальна форма. Кіфотична деформація, анкілоз шийного, грудного та поперекового відділів хребта, крижово-підздухвинних суглобів. Порушення функції жування, обмеження погляду (рис. 4.2).

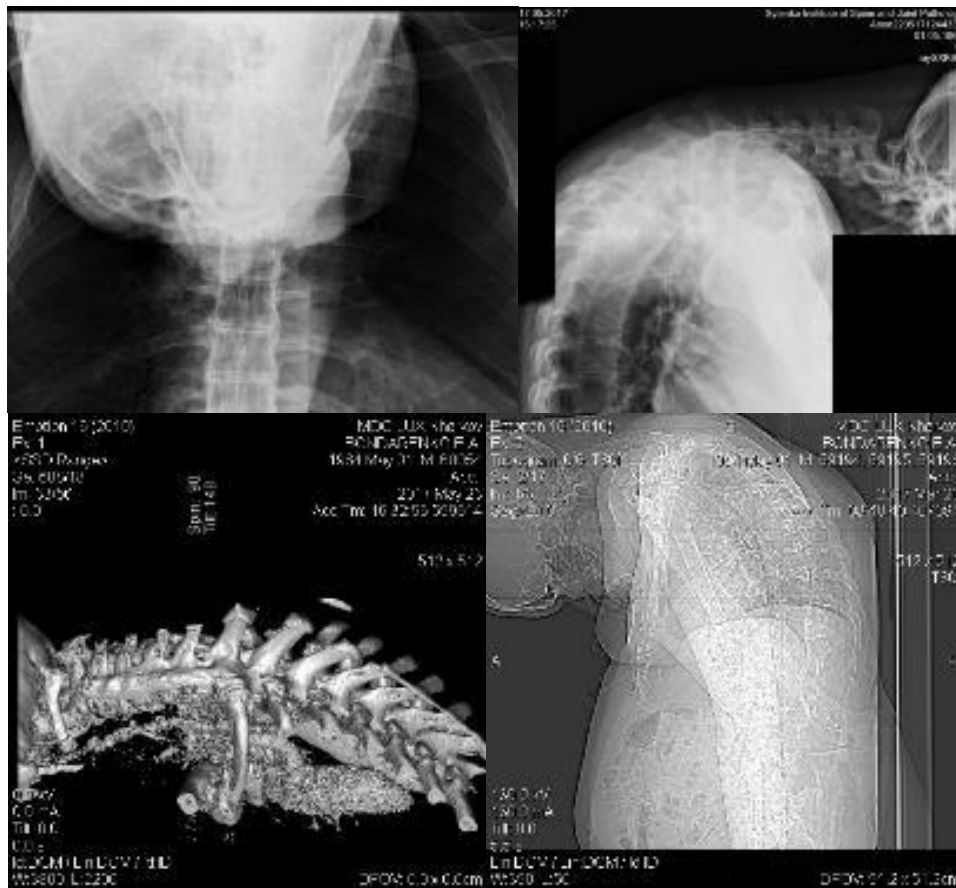


Рисунок 4.2 – Рентгенограми та комп'ютерна томографія пацієнта Б. до хірургічного лікування

Пацієнту показане коригуюча остеотомія на рівні шийного відділу хребта. Пацієнти з хворобою Бехтерева, як правило, страждають остеопорозом, тому традиційна задня фіксація через бічні маси неможлива, у зв'язку з чим необхідна транспедикулярна фіксація, в той час коли груднопоперековий перехід дуже складний та небезпечний відділ хребта для задньої інструментації навіть за нормальних анатомічних взаємовідношень.

Подібні операції проводяться у зв'язку з ризиком кровотечі, в положенні пацієнта сидячи на операційному столі.цей факт разом зі ступенем та ригідністю деформації робить інтраопераційну контрольну рентгенографію дуже важкою.

При підготовці площадки для безпечного введення гвинта без використання навігаційної системи кожного разу необхідно оголяти всі прилеглі утворення, що оточують корінь дуги, щоб коректно ввести гвинт під

контролем зору. Тривалість цієї операції важко собі уявити. В умовах хвороби Бехтерева за відсутності анатомічних орієнтирів та великій необхідній кількості гвинтів (мінімум по 6 вище та нижче остеотомії) ця операція без використання навігаційного обладнання стає майже неможливою.

В плані підготовки до операції виконувався плануємий хірургічний доступ (рис. 4.3). З усіх боків корінь дуги обмежений небезпечними, з точки зору можливих ускладнень, анатомічними утвореннями. Медіально розташовується спинний мозок, латерально — вертебральна артерія, вище та нижче — спінальні корінці. На малюнку стрілками показано оголений корінь дуги — замість введення гвинта, діаметр якого складає приблизно 0,5 см.

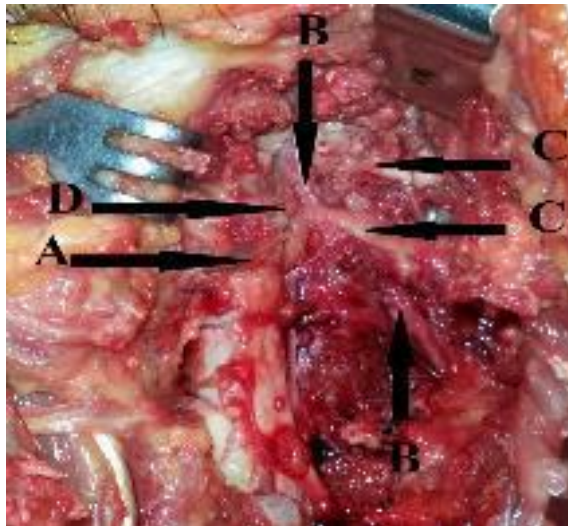


Рисунок 4.3 – Хірургічний доступ для транспедикулярного проведення гвинтів на шийному рівні. Рівень C_{VI} . А — спинний мозок, В — вертебральна артерія, С — нервові корінці

Пацієнту виконано операцію: ламінектомія $C_{VI}-C_{VII}-Th_I$, задня остеотомія тіла C_{VII} , корекція кіфотичної деформації. Фіксація $C_{IV}-C_V-C_{VI}-Th_I-Th_{II}-Th_{III}$ транспедикулярною конструкцією «Medtronic» за допомогою навігаційної системи (рис. 4.4).

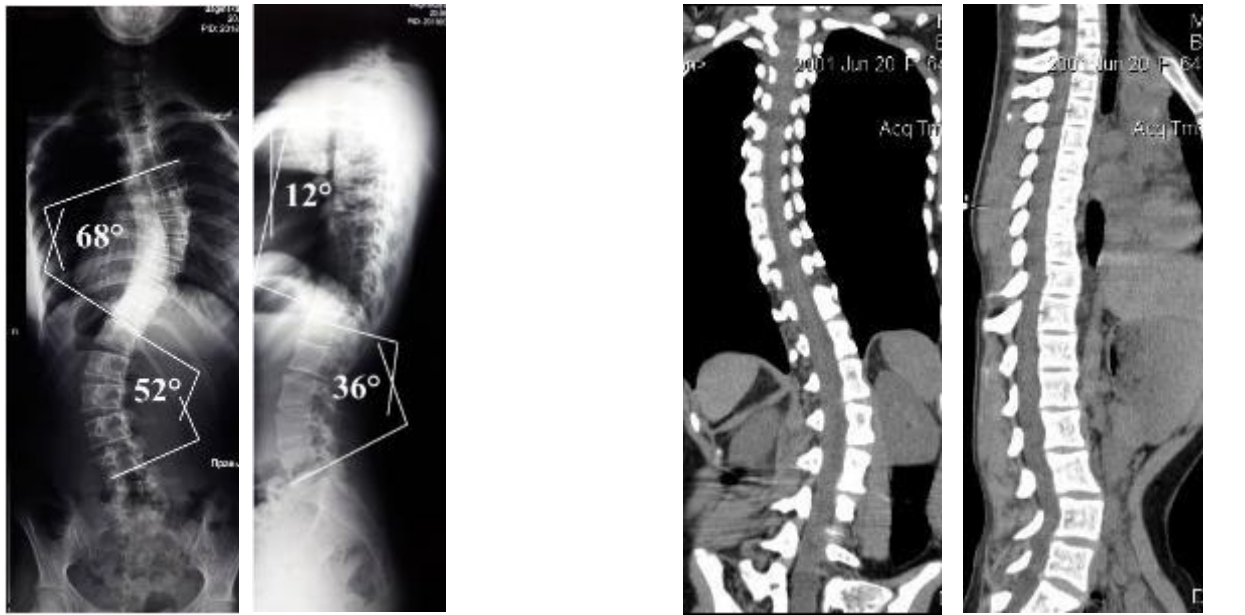


Рисунок 4.4 – Рентгенограми пацієнта Б. після хірургічного лікування

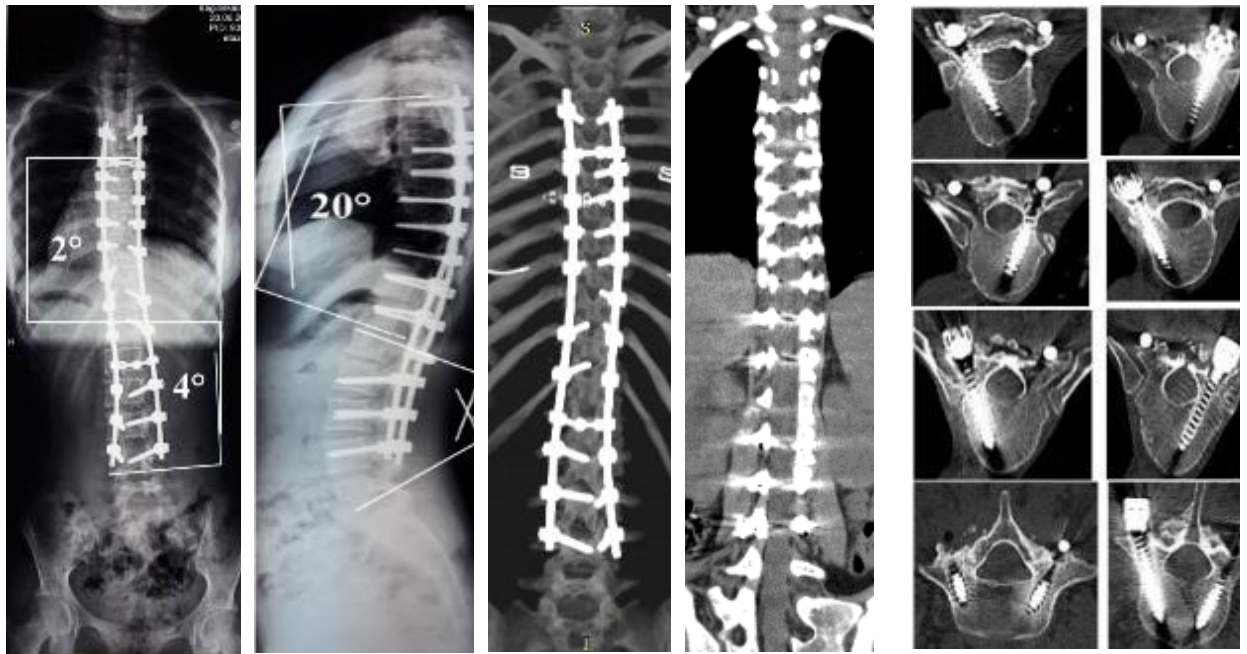
Операція пройшла без ускладнень. В результаті хірургічного втручання вдалося досягнути 25° корекції, що дозволило пацієнтові без перешкод відкривати рот. Для покращення погляду, в майбутньому, пацієнтові було запропоновано коригуючу остеотомію на поперековому рівні.

Клінічний приклад № 2

Пацієнт Ш., 25 років, історія хвороби № 93, діагноз: правобічний грудний ідіопатичний сколіоз IV ступеня (рис. 4.5). Операція: корекція деформації хребта полісегментарною транспедикулярною конструкцією «Medtronic», стабілізація сегментів Th_{IV}–L_{IV}, задній аутоспондилодез. Під час операції використано навігаційну систему, яка дозволяє з високою точністю провести транспедикулярні гвинти по вогнутій стороні деформації з урахуванням індивідуальних особливостей анатомічної будови коренів дуг та ротації тіл хребців пацієнта. Виконана в післяопераційний період КТ хребта підтвердила високу точність імплантованих гвинтів.



а



б

Рисунок 4.5 – Рентгенограми та КТ пацієнтки до операції (а), після операції (б)

5 ІНТРАОПЕРАЦІЙНИЙ НЕЙРОМОНІТОРИНГ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ЗАХВОРЮВАННЯМИ ГРУДНОГО ТА ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛІВ ХРЕБТА ПРИ ЗАСТОСУВАННІ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ

Всі хірургічні втручання виконані з заднього доступу. Середня тривалість хірургічного втручання склала 4 години та 6 хвилин. За цей час проводили від 4 до 35 транскраніальних електричних стимуляцій (ТКЕС), середнє число ($14,3 \pm 6,49$). МВП — складний потенціал дії, що викликається стимуляцією рухової кори головного мозку і реєструється на периферичних м'язах мішенях. Для ефективного виконання МВП у пацієнта, що перебуває під загальною анестезією, важливим є правильний підбір параметрів стимуляції, таких як частота пред'явлення стимулів, межстимульний інтервал та інтенсивність стимулів. Наприклад аналіз даних Azabon E. зі співавт. [111], отриманих за 77 операцій з приводу сколіотичних деформацій хребта, показав, що для інтраопераційного викликання рухових потенціалів з переднього великогомілкового м'яза оптимальна частота симуляцій, при їх тривалості 0,5 мс, становить від 5 мс до 7 мс, міжстимульний інтервал від 2 мс до 4 мс, інтенсивність стимулів — від 300 В до 700 В.

В нашому дослідженні робоча сила стимулу зазвичай складала 200 В. У випадках значних знижень амплітуд МВП або втрати сигналів (явище тривоги), для отримання ефективних МВП інтенсивність стимулу підвищували. Наприкінці хірургічного втручання, на момент накладення пов'язки на післяопераційну рану, величина стимулу залишалася такою ж, як і на початку (200 В) в 28 % випадках, в 12 % — стимул збільшували до 225 В, в 14 % — до 250 В, а в одному випадку (2 %) — до 500 В (рис. 5.1).



Рисунок 5.1 – Гістограма величин стимулів трансcranіальної електричної стимуляції

З плином операції, і збільшенням напруги стимулу ТКЕС, також збільшувалася сила струму, що проходила через пацієнта (рис. 5.2). У деяких випадках сила струму, що проходила через пацієнта, збільшувалася від першої стимуляції до останньої, аж на 70 %.

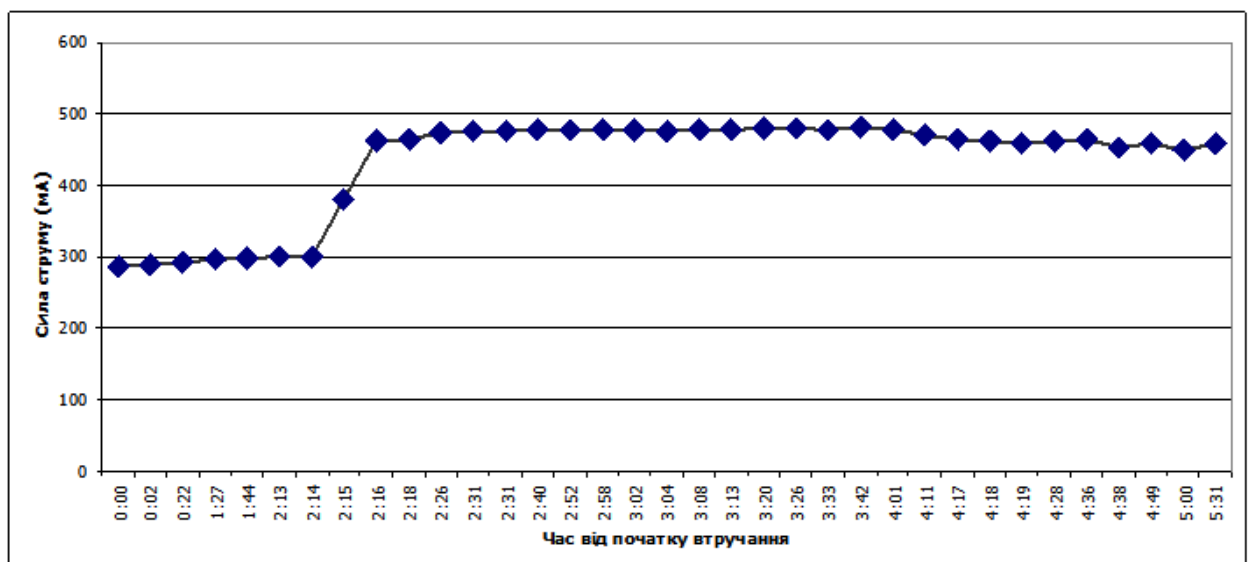


Рисунок 5.2 – Динаміка збільшення сили струму, що проходить через пацієнта під час хірургічного втручання

Аналіз напруги стимулу ТКЕС і сили струму, показав, що електричний опір тіла пацієнта істотно не змінюється або знижується до кінця операції. Кореляція між тривалістю втручання та приростом сили струму виявилася статистично незначною ($R < 0,5$) (рис. 5.3). Ці дані вказують, що вимушене підвищення напруги стимулу ТКЕС, і збільшення сили струму, що проходить через пацієнта, можливо, викликано зниженням збудливості рухової зони кори головного мозку і провідності нервових структур внаслідок анестезії, зниження рівня артеріального тиску, температури тіла тощо. Вплив кожного з цих факторів на амплітуди МВП заслуговує окремого дослідження.

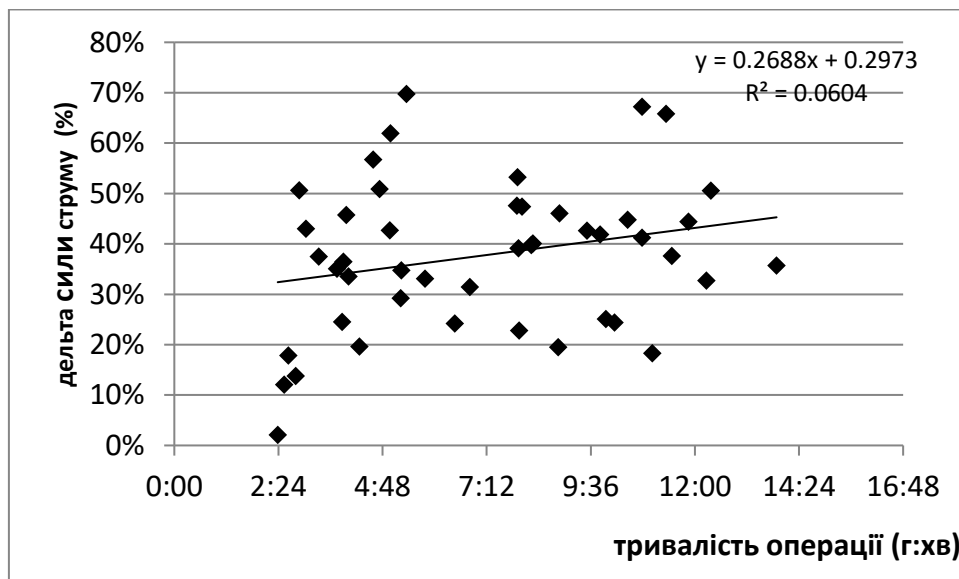


Рисунок 5.3 – Кореляція між приростом сили струму, що проходить через пацієнта, відносно референтного значення і тривалістю хірургічного втручання

Амплітуда МВП протягом часу значно змінюється в умовах анестезії. Для прикладу представлений графік динаміки амплітуди МВП у хворого з травматичним ушкодженням хребта (рис. 5.4). На ньому показані амплітуди МВП на нижніх кінцівках (*mm. tibialis anterior*) протягом хірургічного втручання. Перші точки – це амплітуди МВП отримані до початку втручання в 11:00, величини, яких прийняті за референтні. Потім помітні коливання амплітуд, тенденція зростання амплітуд, одноразове зниження, і подальше збільшення.

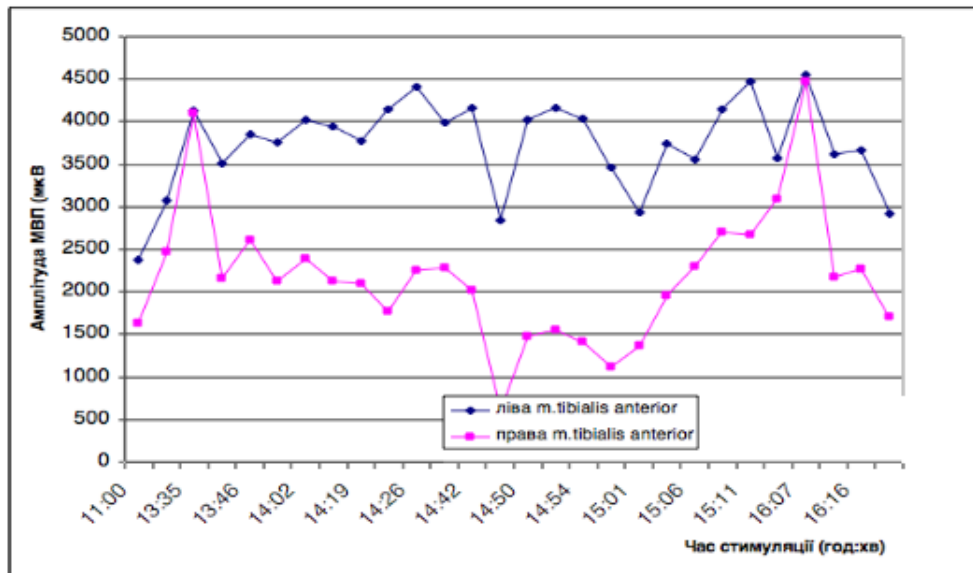


Рисунок 5.4 – Приклад динаміки амплітуд МВП під час хірургічного втручання

В нашому дослідженні МВП реєстрували на: *mm. tibialis anterior*, *mm. abductor hallucis longus* в усіх 49 (100 %) випадках, на *mm. abdominis rectus* в 21 (43 %), на *mm. abdominis obliquus* в 22 (44 %), а на *mm. vastus lateralis* — в 26 (53 %). Амплітуди МВП змінюються з технічних, хірургічних та анестезіологічних привидів. Перші МВП реєстрували на початку хірургічного втручання, в положенні на спині, а потім в положенні на животі. Останні МВП реєстрували під час зшивання шкіри та накладання пов'язки на післяопераційну рану. Нами проаналізовано амплітуди МВП наприкінці операції, коли дію анестезії, як правило, вже зменшено (табл. 5.1).

З таблиці 5.1 видно, що високі амплітуди МВП спостерігаються на передньому великогомілковому м'язі і м'язах живота. МВП на чотириголовому м'язі стегна низькі, часто нижче аніж 50 мкВ, що зменшує їх інформативність. На *mm. abdominis rectus* МВП високі, але на них часто реєструються перешкоди, викликані положенням пацієнта. Найбільш стабільні МВП спостерігаються на *mm. abductor hallucis longus*, їх амплітуди мало схильні до механічних перешкод і змін артеріального тиску. Такий факт можна пояснити тим, що *mm. abductor hallucis longus* дистальний, компактний м'яз, що має гарне представництво в руховій корі, більше, наприклад, ніж *mm. vastus lateralis*.

Таблиця 5.1 – Результати аналізу амплітуд МВП під час хірургічного втручання на хребті

М'яз	Бік	Середня амплітуда МВП (μВ)	Стандартна похибка	Максимум	Мінімум	Інтервал	Кількість досліджень
<i>abdominis rectus</i>	Лів.	655,98	±728,23	3017	18	2999	41
	Прав.	721,02	±1205,67	7127	14	7127	41
<i>abdominis obliquus</i>	Лів.	535,73	±86,31	1444	98	1346	22
	Прав.	974,05	±237,13	3975	20	3955	22
<i>vastus lateralis</i>	Лів.	282,73	±68,29	1370	29	1341	26
	Прав.	220,92	±63,82	1647	15	1632	26
<i>tibialis anterior</i>	Лів.	1479,98	±183,65	4993	106	4887	49
	Прав.	1454,31	±179,35	4590	106	4484	49
<i>abductor hallucis longus</i>	Лів.	969,10	±127,20	3645	19	3626	49
	Прав.	829,51	±138,55	3692	20	3672	49

Таким чином, амплітуди МВП м'язів мішеней відрізняються по інформативності та ефективності, завдяки індивідуальним морфологічним і моторним характеристикам (рис. 5.5).

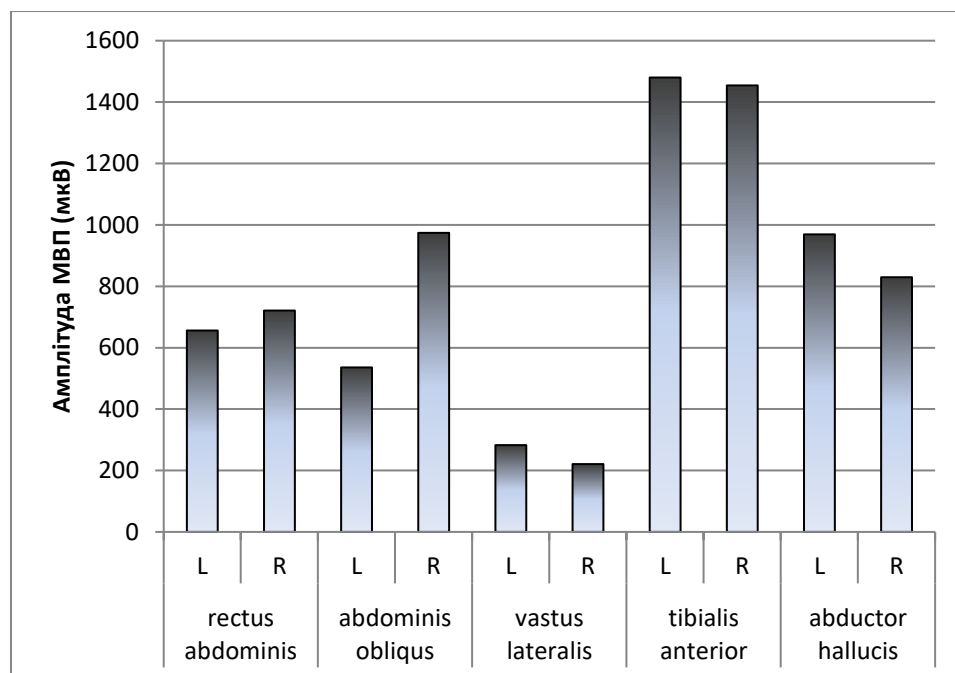


Рисунок 5.5 – Гістограма амплітуд МВП. По осі ординат вказано назва м'яза та бік - Ліва (L), Права (R)

Саме тому переважно використовувати максимально можливу кількість м'язів для моніторингу. Наприклад, при рівні інструментації L_V–S_I не обмежуватися тільки переднім великогомільковим м'язом, а моніторувати також м'язи стопи і стегна. У пацієнтів з деформаціями хребта, в тій чи іншій мірі, має місце компресія спинного мозку, що в умовах анестезії може порушувати провідність по кортикоспінальному тракту.

Загальні фізіологічні зміни, як зниження артеріального тиску та температури тіла відображаються одночасним зниженням МВП на всіх каналах і повертаються після відповідних заходів. Більш несприятливим є однобічне зниження амплітуди. Однобічне стійке зниження амплітуди більш ніж на 60 % вважається ознакою тривоги. Інші автори допускають від 50 % до 80 % падіння амплітуд [150].

У нашому дослідженні двостороннє зниження амплітуд МВП більш, ніж на 80 % спостерігали в 17 (34 %) випадках. Це зниження було оборотним, і при збільшенні інтенсивності стимулу амплітуді МВП досягали ефективних значень. В одному випадку, при спондилолізном спондилолістезі L_V хребця при спондилолістезі II ступеня (2 %), відзначали одностороннє стійке падіння амплітуд МВП на *mm. tibialis anterior* і *mm. abductor hallucis longus*. В післяопераційному періоді у пацієнтки розвився нижній монопарез, який повністю регресував через 3 місяці.

Ще в одному випадку (2 %) одностороннього зниження МВП, яке спостерігали через 1,5 години після хірургічного маневру (відкритого вправлення L_V хребця при спондилолістезі IV ступеня) амплітуда впала на *mm. tibialis anterior* в 20 разів, у той час як на *mm. abductor hallucis longus* амплітуда знизилась лише на 16 %. У ранньому післяопераційному періоді у пацієнтки відзначався правобічний монопарез з подальшим поступовим відновленням на 10 добу. В інших випадках ознак неврологічного дефіциту не було визначено в жодного пацієнта.

Модальність перевірки транспедикулярних гвинтів реєструє біоелектричну активність довільної електроміографії (ЕМГ) на м'язах мішенях після стимуляції гвинта. Після установки хірургічного щупа на головку гвинта запускають стимуляцію від 0 мА до 30 мА. Кістка має високий імпеданс, що потребує високий поріг для збудження прилеглого нервового корінця. Якщо кортикальний шар ніжки не ушкоджений, то для отримання ЕМГ потрібен великий струм стимуляції. При перфорації кістяної педикулярної стінки хребця, безпосередня стимуляція гвинта може викликати збудження нервового корінця та викликати ЕМГ в відповідному міотомі при меншій інтенсивності стимулу, аніж у випадку неушкодженого кортикального шара. Виникнення ЕМГ при силі постійного струму менше від 6 мА до 10 мА може бути приводом для ревізії або перепроведення гвинта. Відсутність ЕМГ при силі струму до 30 мА є відмінною ознакою коректно розташованого гвинта, від 20 мА до 29 мА — доброю, а від 10 мА до 19 мА — невизначеною. В нашому дослідженні стимулювали 354 гвинта на рівнях Th_{IX}–S_I (табл. 5.2).

Таблиця 5.2 – Результати стимуляції транспедикулярних гвинтів

Сила струму (мА)	Th _{IX}		Th _X		Th _{XI}		Th _{XII}		L _I		L _{II}		L _{III}		L _{IV}		L _V		S _I	
	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R
30					2	2	3	3	6	6	9	8	1	1	1	1	2	2	1	1
													4	5	8	9	1	0	8	9
20–29							1		5	5	3	2	2	2	3	3	3	2	1	3
10–19			2	2	2	2	6	6	2	3	2	4	5	4	5	3	4	6	1	1
																			2	0
<10	1	1	2	2	4	5	3	4	6	5	3	2	4	4	3	4	4	3	4	2
N	1	1	4	4	8	9	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3
							3	3	8	8	7	6	5	5	9	9	2	1	6	5

Пройшли тест на 30 мА 183 гвинта (52 %), від 20 мА до 29 мА — 35 (10 %), від 10 мА до 19 мА — 76 (21 %), а до 9 мА — 60 (17 %). Отже при умові, що всі гвинти були встановлені коректно, при одночасному використанні під час хірургічного втручання навігаційної системи та флюороскопа, було 218 випадків істино-негативних та 60 хибно позитивних сигналів тривоги. Цей факт також визначено за даними літератури,

спровокована ЕМГ має високий рівень хибно-позитивних сигналів без клінічної кореляції [83].

Отже при проведенні нашого дослідження визначено, що кореляція між тривалістю хірургічного втручання та приростом сили струму є статистично незначною ($R < 0,5$). Доведено, що динаміка амплітуд МВП м'язів мішеней відрізняється по інформативності та ефективності під час хірургічного втручання, завдяки індивідуальним морфологічним і моторним характеристикам. Найбільш стабільні МВП спостерігаються на *mm. abductor hallucis longus*. А також визначено, що несприятливим і достовірним фактором ознаки тривоги є однобічне стійке зниження амплітуди більш ніж на 60 %. За результатами стимуляції транспедикулярних гвинтів було отримано 218 випадків істино-негативних та 60 хибно позитивних сигналів тривоги.

Таким чином, використання інтраопераційного моніторингу у пацієнтів із захворюваннями грудного та поперекового відділів хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації, в поєднанні з навігаційною системою, дозволяє фактично повністю виключити ризик неврологічних ускладнень під час та після хірургічного лікування. Як вже в попередньому дослідженні було вказано, що найбільш часто вони виникають саме при некоректному проведенні транспедикулярних гвинтів за рахунок пенетрації останніми спинного мозку або спинномозкових корінців. Слід зауважити, що в нашому дослідженні двоє пацієнтів мали транзиторні неврологічні ускладнення, у вигляді монопарезу, які виникли не за рахунок некоректного проведення гвинтів, а скоріш за все за рахунок натягіння нервових структур, зміни їх положення, а також зміни ширини хребтового каналу підчас корегувальних дій при одномоментному вправленні L_v хребця. В обох випадках був регрес неврологічного дефіциту. Слабким місцем нашого дослідження безумовно є те, що це досить різна категорія хворих за віком та діагнозом, які важко порівняти між собою.

Отримані результати показують, що інтраопераційний моніторинг спинного мозку являє собою досить чутливим методом дослідження під час проведення транспедикулярних гвинтів і корегувальних дій у грудному та

поперековому відділах хребта. Цей метод значно додає впевненості хірургу під час хірургічних маніпуляцій на хребті та рутинному його використанні для уникнення інтра- та післяопераційних неврологічних ускладнень.

6 ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА ПРИ ЗАСТОСУВАННІ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ

У роботі було побудовано 4 розрахункові групи (табл. 6.1), які описували поперековий відділ хребта. До моделі було включено хребці L_1-L_v та S (крижа). Побудовані моделі включали в себе: хребці, міжхребцеві диски та хрящі дуговідросткових суглобів, а також модель була доповнена додатковим елементом. Цей елемент був побудованим для коректної передачі навантаження. Під час побудови моделі хребців було враховано структурний поділ на кортикальну та губчасту тканину.

Кожна розрахункова група налічувала 11 розрахункових схем, які описували різноманітний стан поперекового відділу хребта, а саме інтактне, «патологічний» та з застосуванням як моно- так і полісегментарної транспедикулярної фіксації. Патологічний стан та стан із застосуванням транспедикулярної фіксації (фіксація сегментів L_v-S_1 , $L_{IV}-S_1$, $L_{III}-S_1$, $L_{II}-S_1$, L_I-S_1) описувалися для різних сегментів поперекового відділу хребта. У таблиці 1 наведено опис розрахункових схем.

Відмінності між розрахунковими схемами полягали у кутових величинах сегментарного і тотального поперекового лордозу [26].

Перші дві розрахункові групи описували моделі поперекового відділу згідно з даними, отриманими фахівцями [84, 108, 114], відповідно. Третя і четверта групи описували патологічні зміни сегментарного і тотального поперекового лордозу у бік зменшення (гіполордоз) та збільшення (гіперлордоз), відповідно. Було прийнято, що нормальні величини сегментарного і тотального поперекового лордозу відповідають першій та другій розрахунковим групам.

Таблиця 6.1 – Опис розрахункових схем

№ розрахункової схеми	Опис
1	2
Розрахункова група 1	
1.1	Інтактний стан
1.2	«Патологічний» міжхребцевий диск L_V-S_I
1.3	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{IV}-S_I$
1.4	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{III}-S_I$
1.5	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{II}-S_I$
1.6	«Патологічні» міжхребцеві диски L_I-S_I
1.7	«Патологічний» міжхребцевий диск + транспедікулярна фіксація L_V-S_I
1.8	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{IV}-S_I$
1.9	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{III}-S_I$
1.10	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{II}-S_I$
1.11	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L_I-S_I
Розрахункова група 2	
2.1	Інтактний стан
2.2	«Патологічний» міжхребцевий диск L_V-S_I
2.3	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{IV}-S_I$
2.4	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{III}-S_I$
2.5	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{II}-S_I$
2.6	«Патологічні» міжхребцеві диски L_I-S_I
2.7	«Патологічний» міжхребцевий диск + транспедікулярна фіксація L_V-S_I
2.8	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{IV}-S_I$
2.9	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{III}-S_I$
2.10	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація $L_{II}-S_I$
2.11	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L_I-S_I
Розрахункова група 3	
3.1	Інтактний стан
3.2	«Патологічний» міжхребцевий диск L_V-S_I
3.3	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{IV}-S_I$
3.4	«Патологічні» міжхребцеві диски $L_{III}-S_I$

Продовження табл. 6.1

1	2
3.5	«Патологічні» міжхребцеві диски L _{II} -S _I
3.6	«Патологічні» міжхребцеві диски L _I -S _I
3.7	«Патологічний» міжхребцевий диск + транспедікулярна фіксація L _V -S _I
3.8	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{IV} -S _I
3.9	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{III} -S _I
3.10	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{II} -S _I
3.11	«Патологічні» міжхребцеві диски та транспедікулярна фіксація L _I -S _I
Розрахункова група 4	
4.1	Інтактний стан
4.2	«Патологічний» міжхребцевий диск L _V -S _I
4.3	«Патологічні» міжхребцеві диски L _{IV} -S _I
4.4	«Патологічні» міжхребцеві диски L _{III} -S _I
4.5	«Патологічні» міжхребцеві диски L _{II} -S _I
4.6	«Патологічні» міжхребцеві диски L _I -S _I
4.7	«Патологічний» міжхребцевий диск + транспедікулярна фіксація L _V -S _I
4.8	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{IV} -S _I
4.9	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{III} -S _I
4.10	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _{II} -S _I
4.11	«Патологічні» міжхребцеві диски + транспедікулярна фіксація L _I -S _I

На рисунку 6.1 представлені геометричні моделі 4-х розрахункових груп, які описують інтактний стан поперекового відділу хрета (розрахункові схеми 1.1, 2.1, 3.1, 4.1).

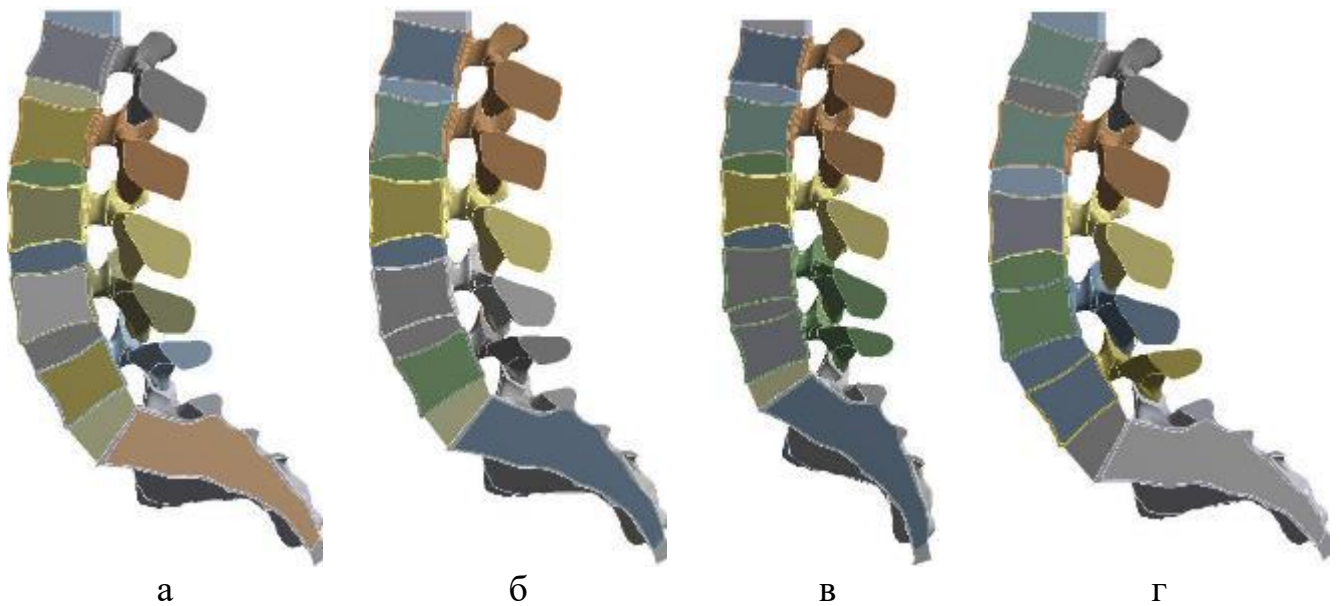


Рисунок 6.1 – Геометричні моделі: а) 1-а розрахункова група (розрахункова схема 1.1); б) 2-а розрахункова група (розрахункова схема 2.1); в) 3-я розрахункова група (розрахункова схема 3.1); г) 4-а розрахункова група (розрахункова схема 4.1)

Перша та друга моделі є порівняльними (з нормальними величинами поперекового лордозу) для третьої (гіполордоз) та четвертої (гіперлордоз) моделей.

На рисунку 6.2 представлена геометрична модель в різних видах, на прикладі 1.11 розрахункової схеми з першої розрахункової групи (модель, яка описує поперековий відділ хребта «пошкоджених» міжхребцевих дисків з транспедікулярною фіксацією на рівнях сегментів від L_1 до S_1), а також геометричні моделі 1.7–1.10 розрахункових схем (рис. 6.3).

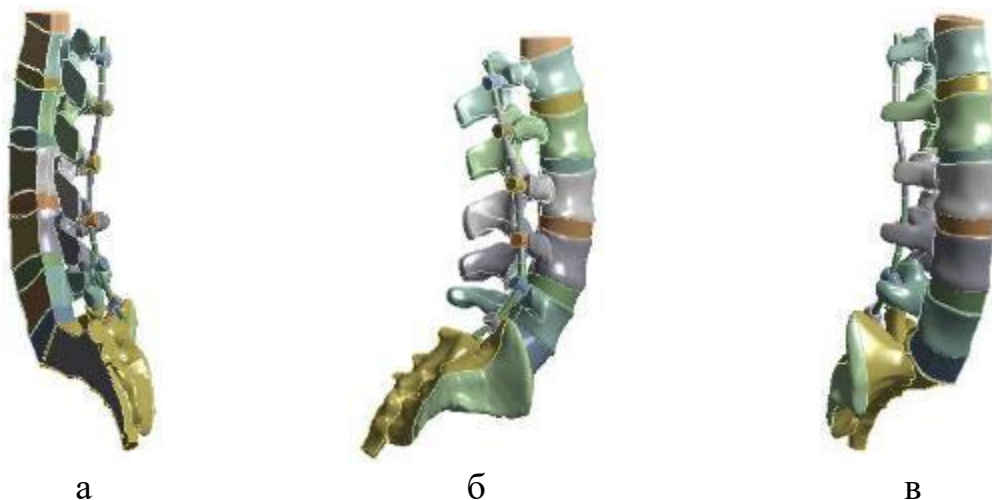


Рисунок 6.2 – Розрахункова система 1.11: а) вид 1; б) вид 2; в) вид 3

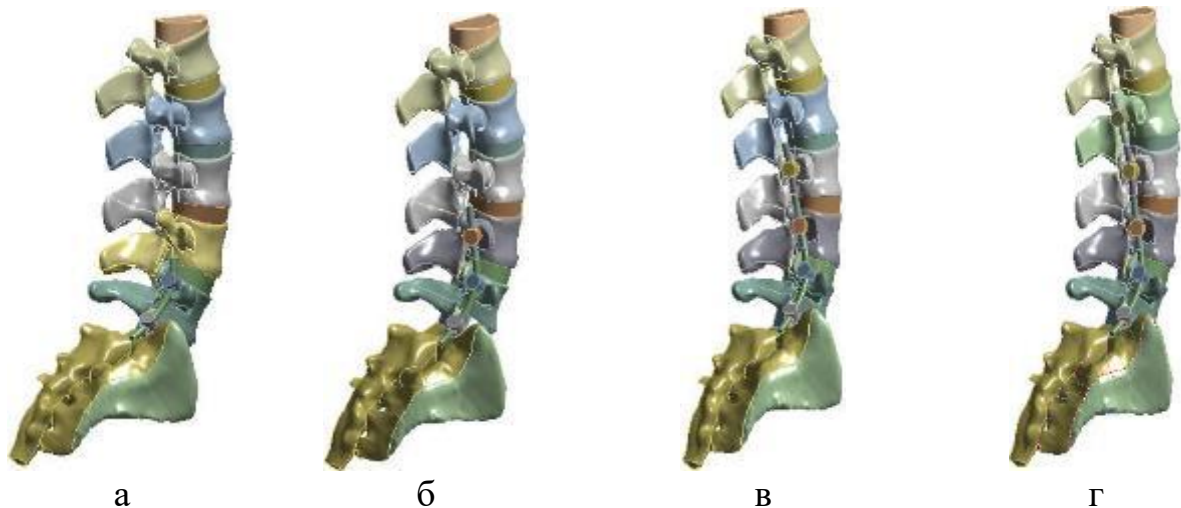


Рисунок 6.3 – Геометричні моделі розрахункових схем: а) розрахункова схема 1.7 (фіксація L_V-S_I); б) розрахункова схема 1.8 (фіксація $L_{IV}-S_I$); в) розрахункова схема 1.9 (фіксація $L_{III}-S_I$); г) розрахункова схема 1.10 (фіксація $L_{II}-S_I$)

У таблиці 6.2 представлені величини сегментарного і повного поперекового лордозу для всіх розрахункових груп [24].

Таблиця 6.2 – Величини сегментарного і тотального поперекового лордозу (град $^\circ$)

Сегмент хребта	1-а розрахункова група	2-а розрахункова група	3-я розрахункова група	4-а розрахункова група
L_I-L_{II}	4 $^\circ$	1,5 $^\circ$	1,2 $^\circ$	6,4 $^\circ$
$L_{II}-L_{III}$	7 $^\circ$	7 $^\circ$	4,4 $^\circ$	9,9 $^\circ$
$L_{III}-L_{IV}$	13 $^\circ$	11,3 $^\circ$	4 $^\circ$	16 $^\circ$
$L_{IV}-L_V$	20 $^\circ$	16,5 $^\circ$	14,5 $^\circ$	21,1 $^\circ$
L_V-S_I	28 $^\circ$	24,6 $^\circ$	19,2 $^\circ$	27,4 $^\circ$
L_I-S_I	72 $^\circ$	60,9 $^\circ$	43,3 $^\circ$	80,8 $^\circ$

У рамках цього дослідження були використані наступні фізико-механічні властивості кортикальної та губчастої кісток, хряща дуговідросчатих суглобів, міжхребцевого диску та «пошкодженого» міжхребцевого диску, які наведені в таблиці 6.3 [5, 6, 16, 37, 84, 87, 88, 107, 108, 114].

Таблиця 6.3 – Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, (МПа)	Коефіцієнт Пуассона ν
----------	----------------------	---------------------------

Кортикальна кістка	10 000	0,3
Губчаста кістка	450	0,2
Хрящ дуговідросткового суглобу	10,6	0,49
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Тітан	102 000	0,3
«Патологічний» міжхребцевий диск	1,6	0,45

Побудова комбінованих скінченно-елементних моделей відбувалась з використанням елементів різних типів, а саме: 10-тивузловий тетраедр (SOLID187), 20-тивузловий кубічний елемент (SOLID186) [42]. Застосування 10-тивузлового тетраедру дає можливість розбити більш складні області моделі, для яких неможливе використання 20-тивузлового кубічного елемента. Використання 20-тивузлового кубічного елемента дає можливість розбити більш прості області геометричної моделі з найменшою похибкою. На рисунку 6.4 представлені структурні схеми використовуваних скінченних елементів за умов дослідження біологічних систем.

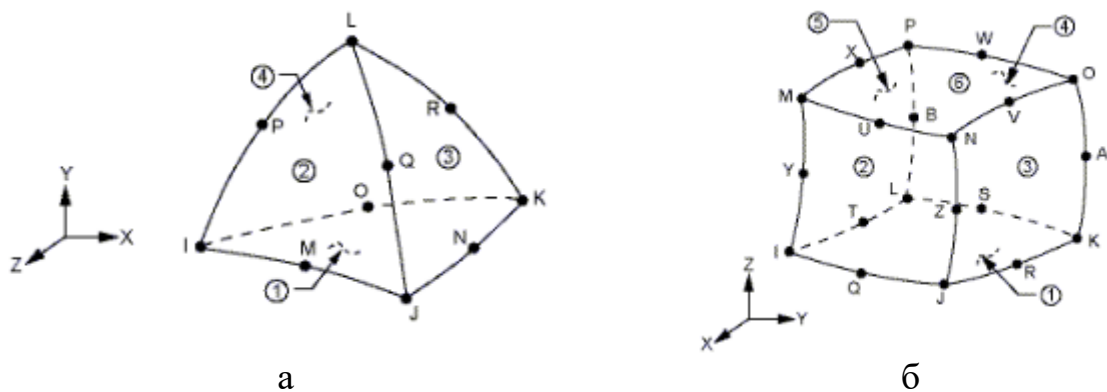


Рисунок 6.4 – Структурна схема елементів: а) 10-ти вузловий тетраедр; б) 20-ти вузловий кубічний елемент

Побудовані скінченно-елементні моделі налічували близько 600 тис. елементів з 1,2 млн. вузлів. На рисунку 6.5 представлено скінченно-елементну модель для першої розрахункової схеми.

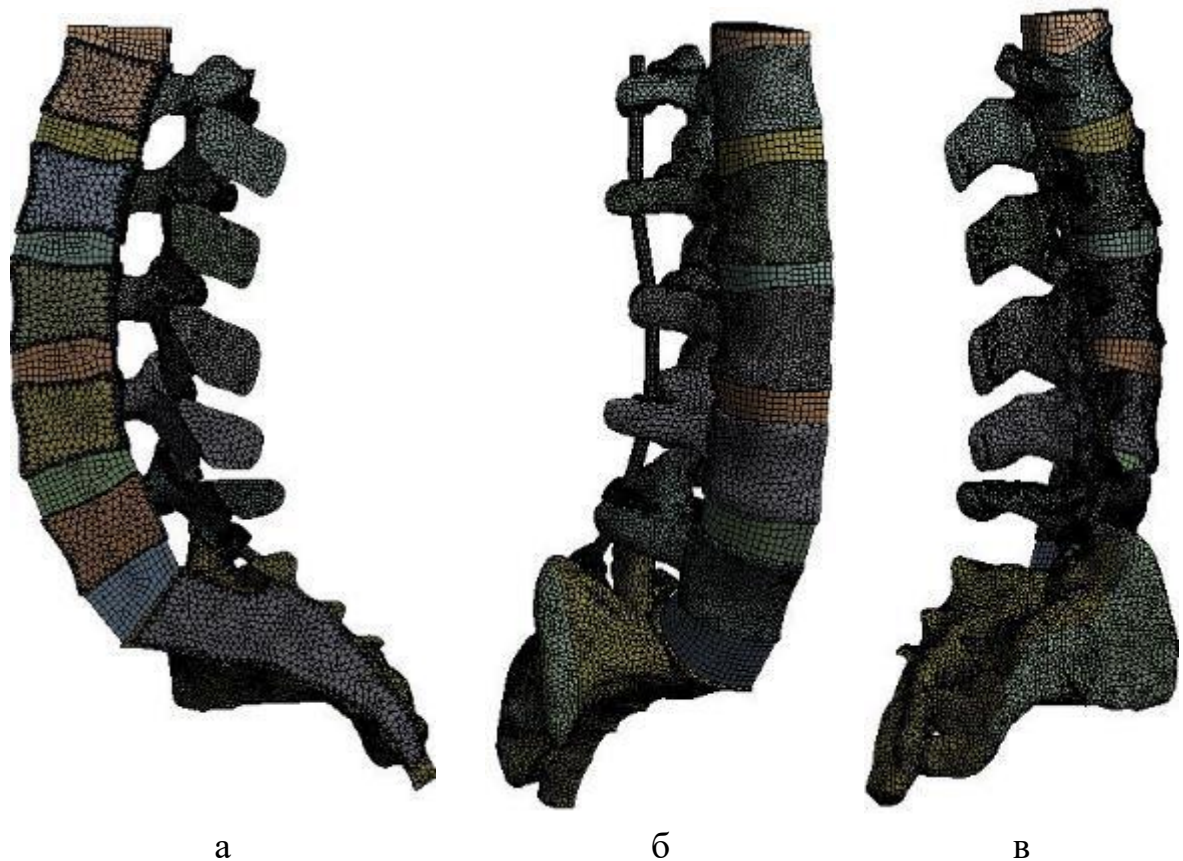


Рисунок 6.5 – Скінченно-елементна модель 1.11 розрахункової схеми (фіксація L₁–S₁): а) вид 1; б) вид 2; в) вид 3

Таким чином, високу апроксимацію напружено-деформованого стану при розрахунках вдається отримати завдяки застосуванню двох різних типів елементів у скінченно-елементних моделях.

За допомогою відповідної сили, було відтворене необхідне навантаження. Сила, що діє у вертикальному напрямку, дорівнює 500 Н (тобто 50 кг). Дана величина була отримана з урахуванням симетрії в сагітальній площині. Для закріплення було спеціально виділено частину крижової області хребця крижі. На рисунку 6.6 представлені схеми навантаження, закріплення і умови симетрії в сагітальній ділянці на прикладі 1.11 розрахункової схеми.

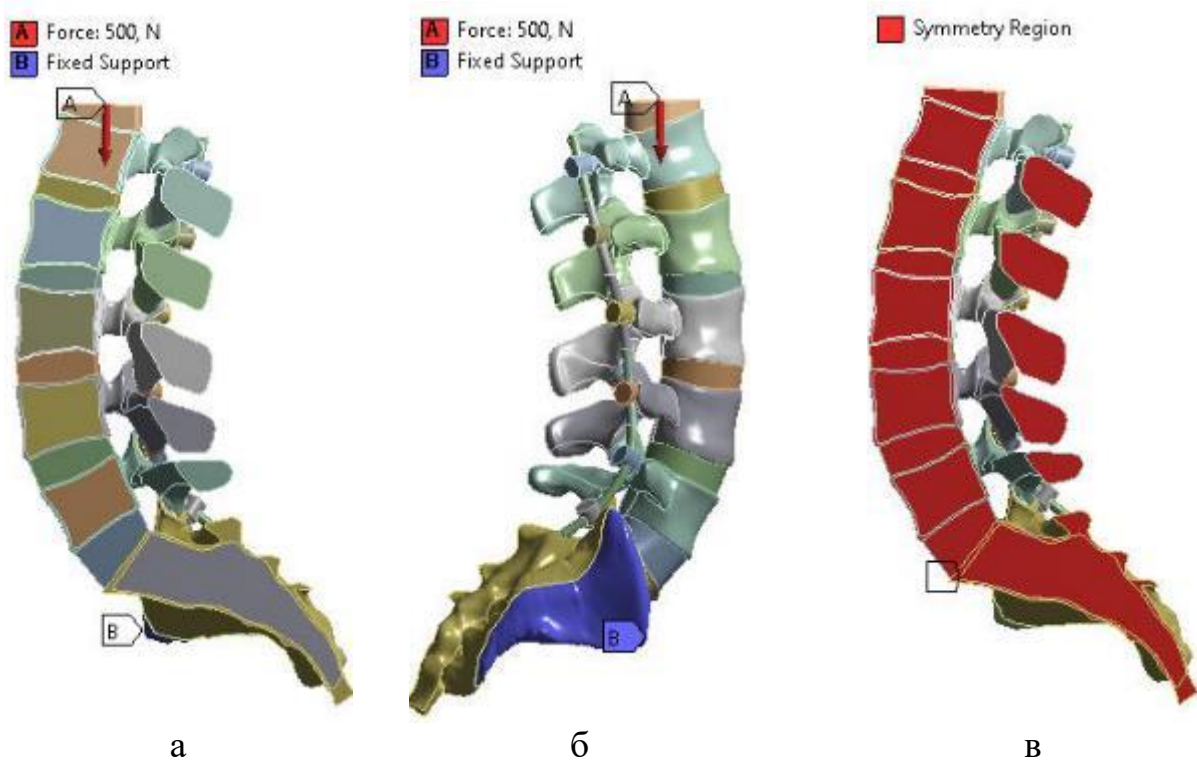


Рисунок 6.6 – Схеми навантаження і закріплення, а також умови симетрії (1.11 розрахункова схема): а) навантаження; б) закріплення; в) умови симетрії

6.1 Результати чисельних досліджень напружено-деформованого стану поперекового відділу хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації

За підсумками проведених досліджень 4 розрахункових груп були визначені максимальні еквівалентні напруження за von-Mises і повні переміщення для досліджуваного поперекового сегменту біологічних і біомеханічних систем.

Нижче на рисунках 6.7–6.10 представлені діаграми з максимальними еквівалентними напруженнями за von-Mises кортикальної кістки для всіх розрахункових груп.



Рисунок 6.7 – Максимальні еквівалентні напруження — 1 розрахункова група (кортикальні кістки)



Рисунок 6.8 – Максимальні еквівалентні напруження — 2 розрахункова група (кортикальні кістки)



Рисунок 6.9 – Максимальні еквівалентні напруження – 3 розрахункова група (кортикальні кістки)



Рисунок 6.10 – Максимальні еквівалентні напруження — 4 розрахункова група (кортикальні кістки)

На рисунках 6.11–6.18 представлені діаграми з максимальними еквівалентними напруженнями за von-Mises міжхребцевих дисків та хрящів дуговідросткових суглобів для всіх розрахункових груп, відповідно.

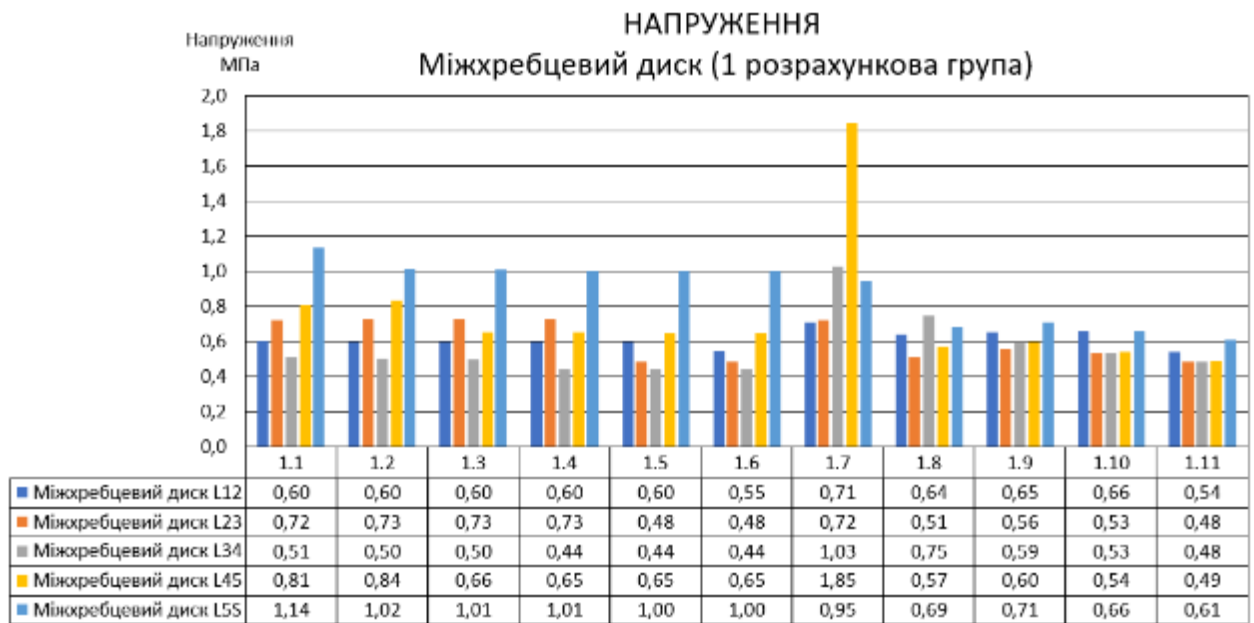


Рисунок 6.11 – Максимальні еквівалентні напруження — 1 розрахункова група (міжхребцеві диски)



Рисунок 6.12 – Максимальні еквівалентні напруження — 2 розрахункова група (міжхребцеві диски)

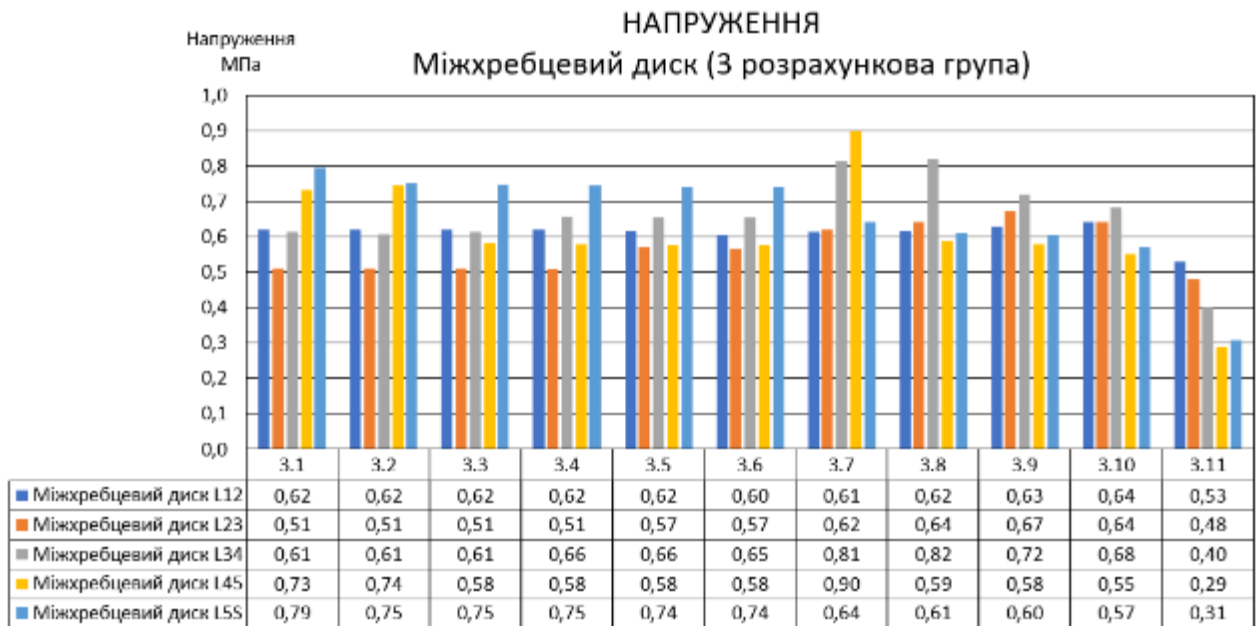


Рисунок 6.13 – Максимальні еквівалентні напруження — 3 розрахункова група (міжребцеві диски)

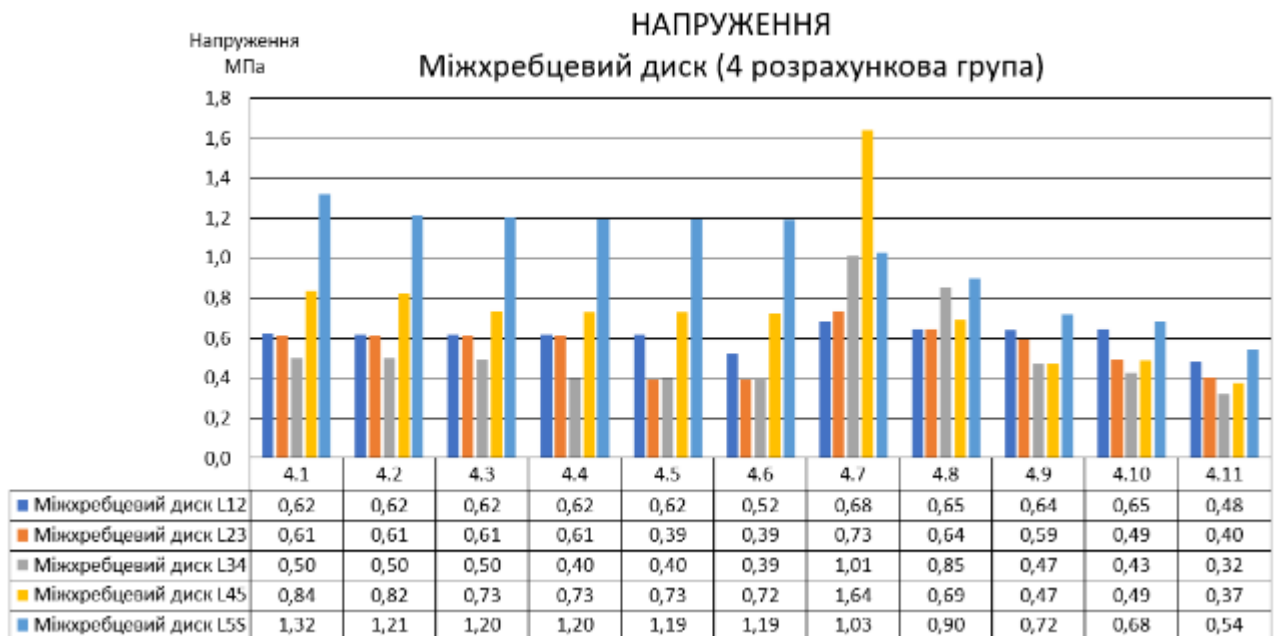


Рисунок 6.14 – Максимальні еквівалентні напруження — 4 розрахункова група (міжребцеві диски)



Рисунок 6.15 – Максимальні еквівалентні напруження — 1 розрахункова група (хрящі дуговідросчатого суглобу)



Рисунок 6.16 – Максимальні еквівалентні напруження — 2 розрахункова група (хрящі дуговідросчатого суглобу)

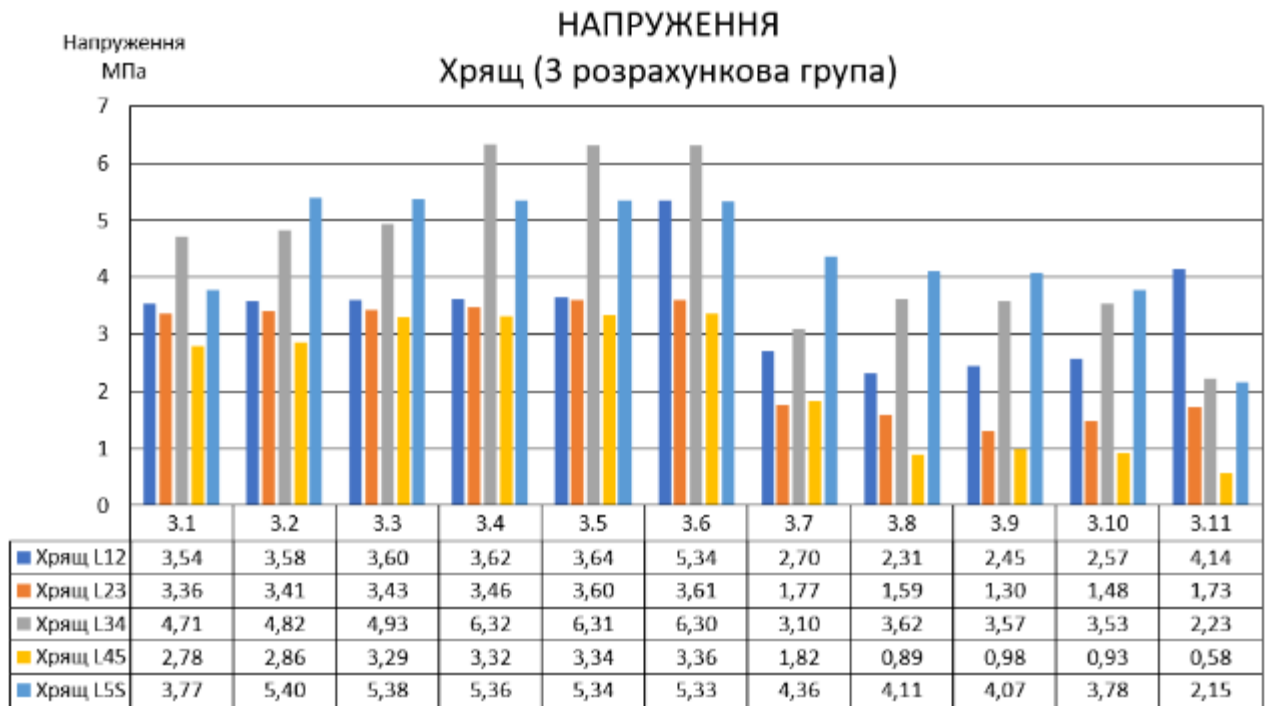


Рисунок 6.17 – Максимальні еквівалентні напруження — 3 розрахункова група (хрящі дуговідростчатого суглобу)

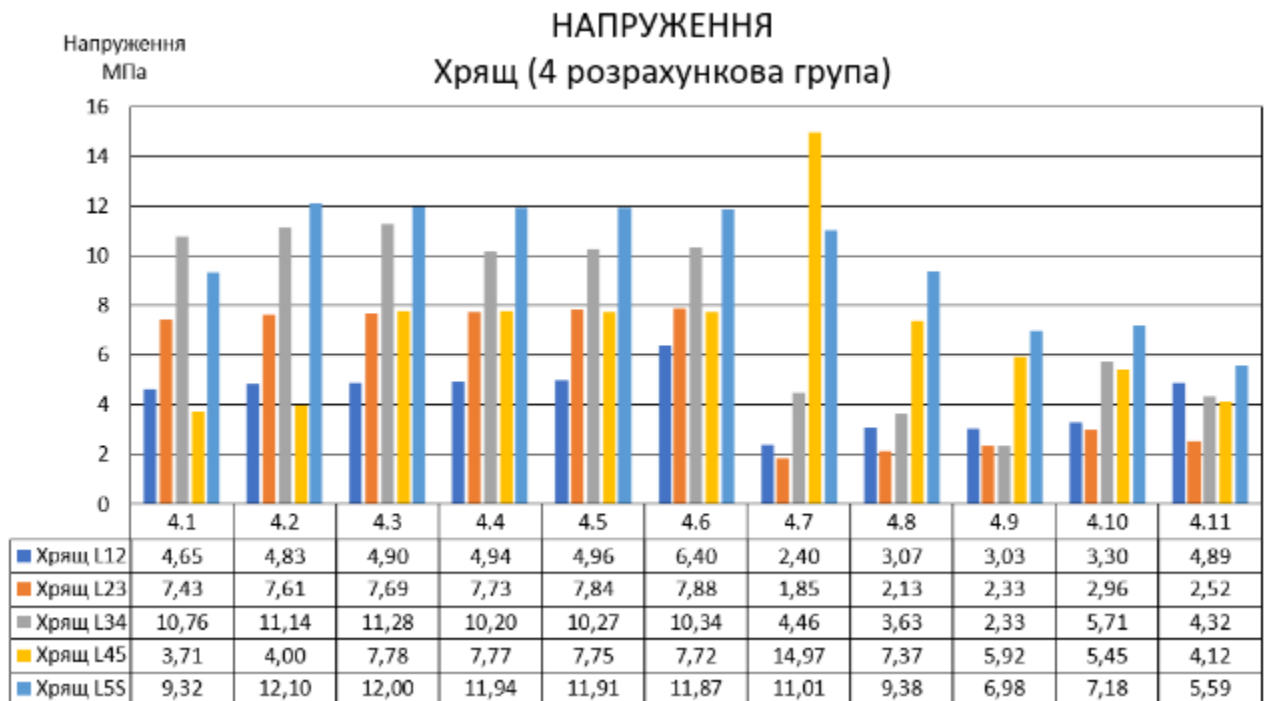


Рисунок 6.18 – Максимальні еквівалентні напруження — 4 розрахункова група (хрящі дуговідростчатого суглобу)

На рисунках 6.19–6.29 наведені діаграми з максимальними еквівалентними напруженнями за von-Mises кортикальних кісток для кожної відповідної розрахункової схеми наскрізь всіх розрахункових груп.

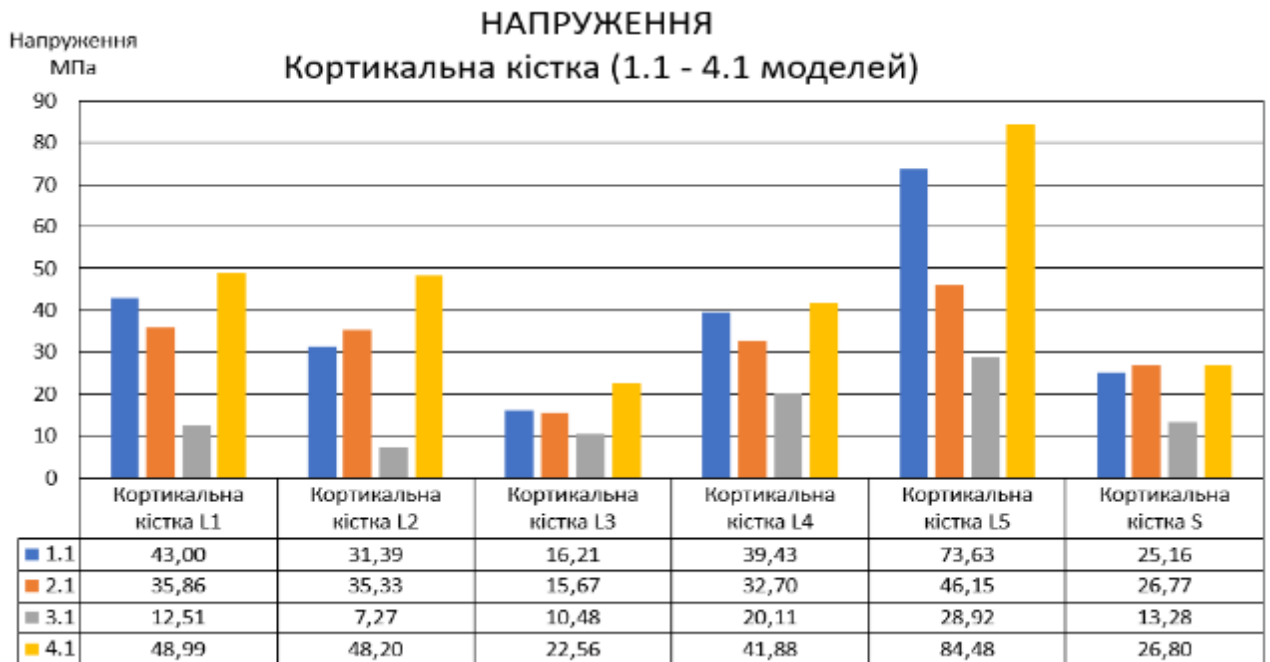


Рисунок 6.19 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.1, 2.1, 3.1, 4.1 розрахункові схеми)



Рисунок 6.20 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.2, 2.2, 3.2, 4.2 розрахункові схеми)



Рисунок 6.21 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.3, 2.3, 3.3, 4.3 розрахункові схеми)

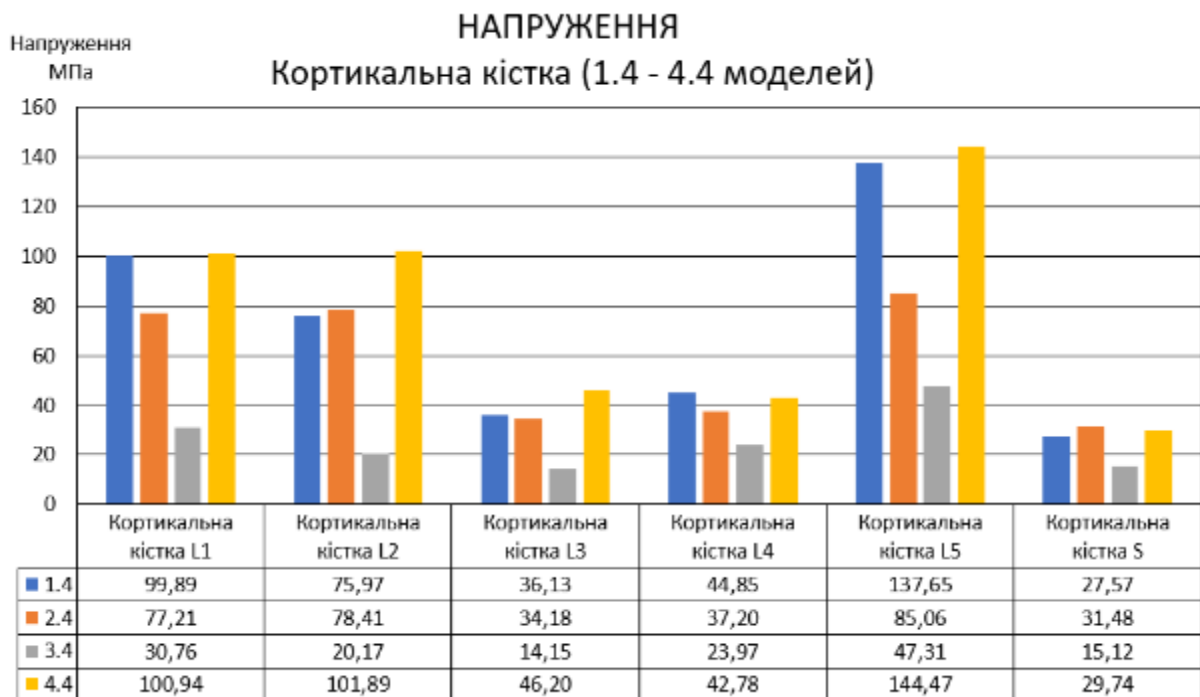


Рисунок 6.22 – Максимальні еквівалентні напруження – кортикальна кістка (1.4, 2.4, 3.4, 4.4 розрахункові схеми)



Рисунок 6.23 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.5, 2.5, 3.5, 4.5 розрахункові схеми)

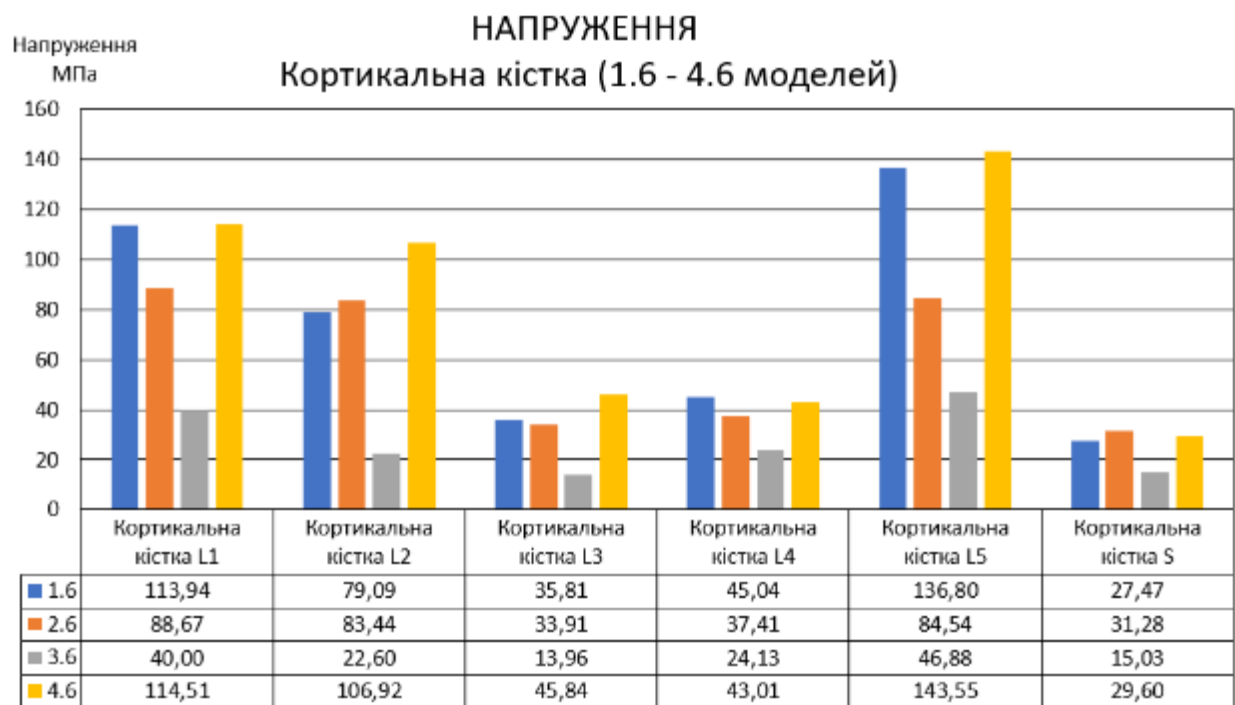


Рисунок 6.24 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.6, 2.6, 3.6, 4.6 розрахункові схеми)



Рисунок 6.25 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.7, 2.7, 3.7, 4.7 розрахункові схеми)



Рисунок 6.26 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.8, 2.8, 3.8, 4.8 розрахункові схеми)

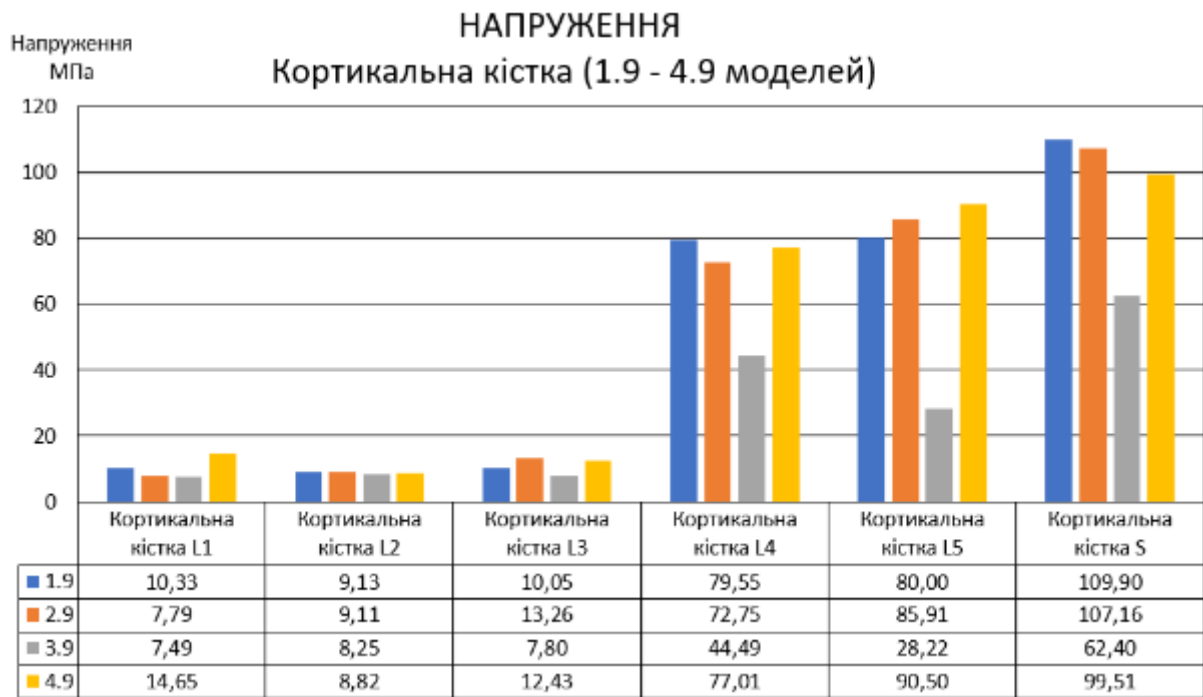


Рисунок 6.27 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.9, 2.9, 3.9, 4.9 розрахункові схеми)

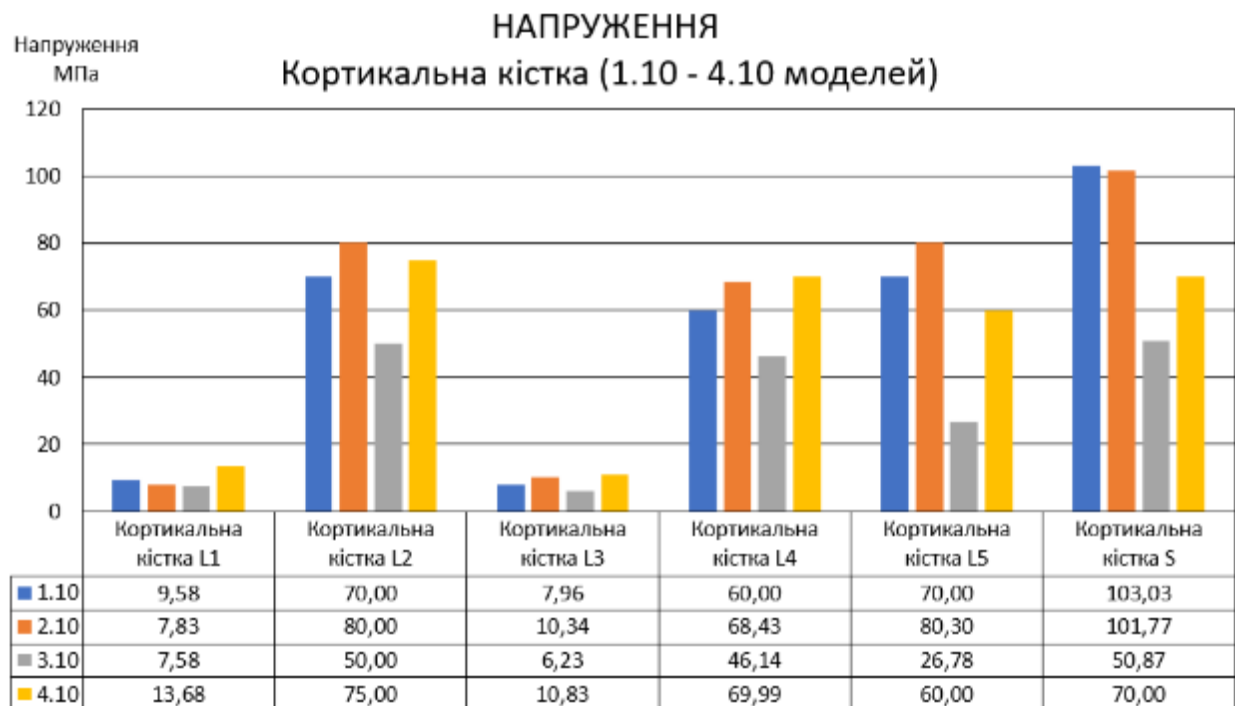


Рисунок 6.28 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.10, 2.10, 3.10, 4.10 розрахункові схеми)

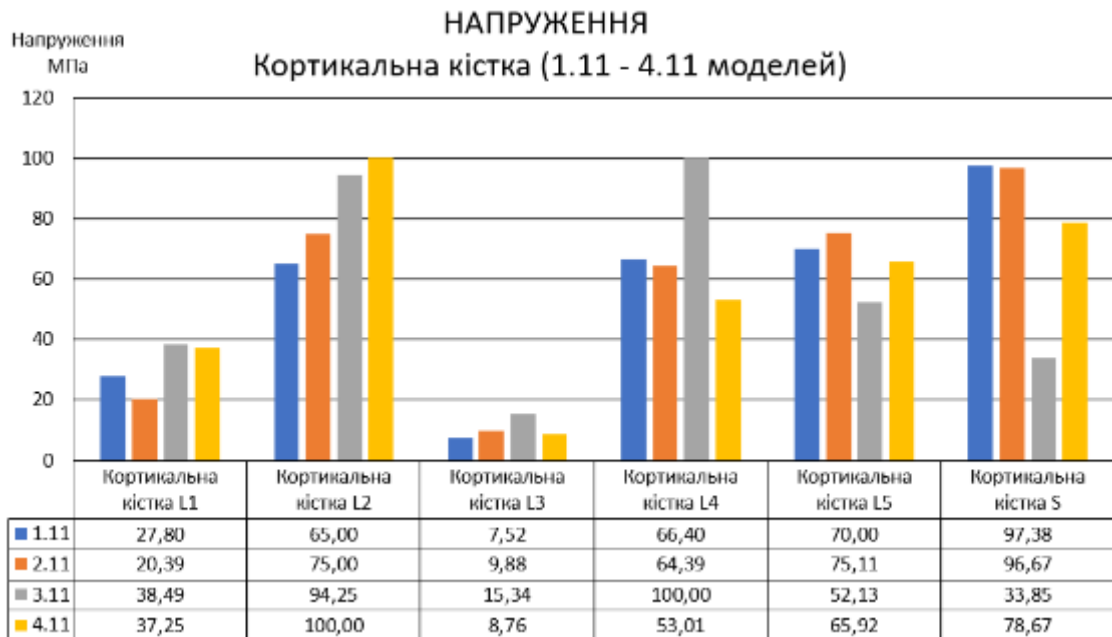


Рисунок 6.29 – Максимальні еквівалентні напруження — кортикальна кістка (1.11, 2.11, 3.11, 4.11 розрахункові схеми)

На рисунках 6.30–6.51 наведені діаграми з максимальними еквівалентними напруженнями за von-Mises міжхребцевих дисків та хрящів дуговідросткових суглобів для кожної відповідної розрахункової схеми наскрізь всіх розрахункових груп, відповідно.

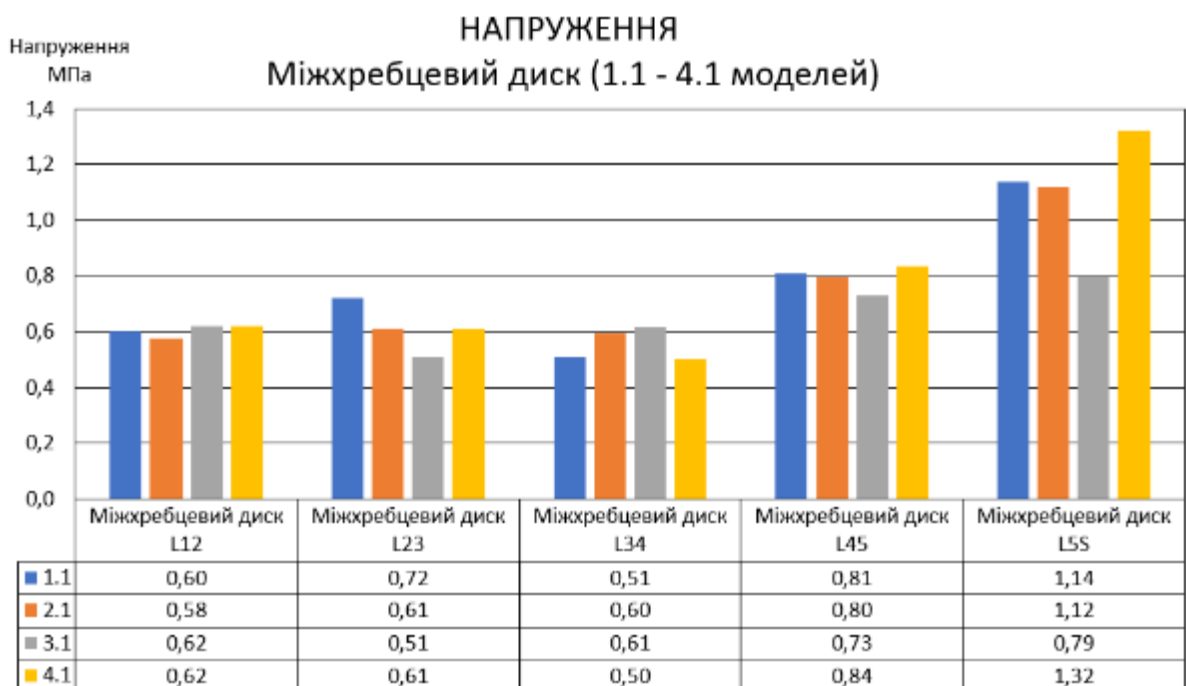


Рисунок 6.30 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.1, 2.1, 3.1, 4.1 розрахункові схеми)

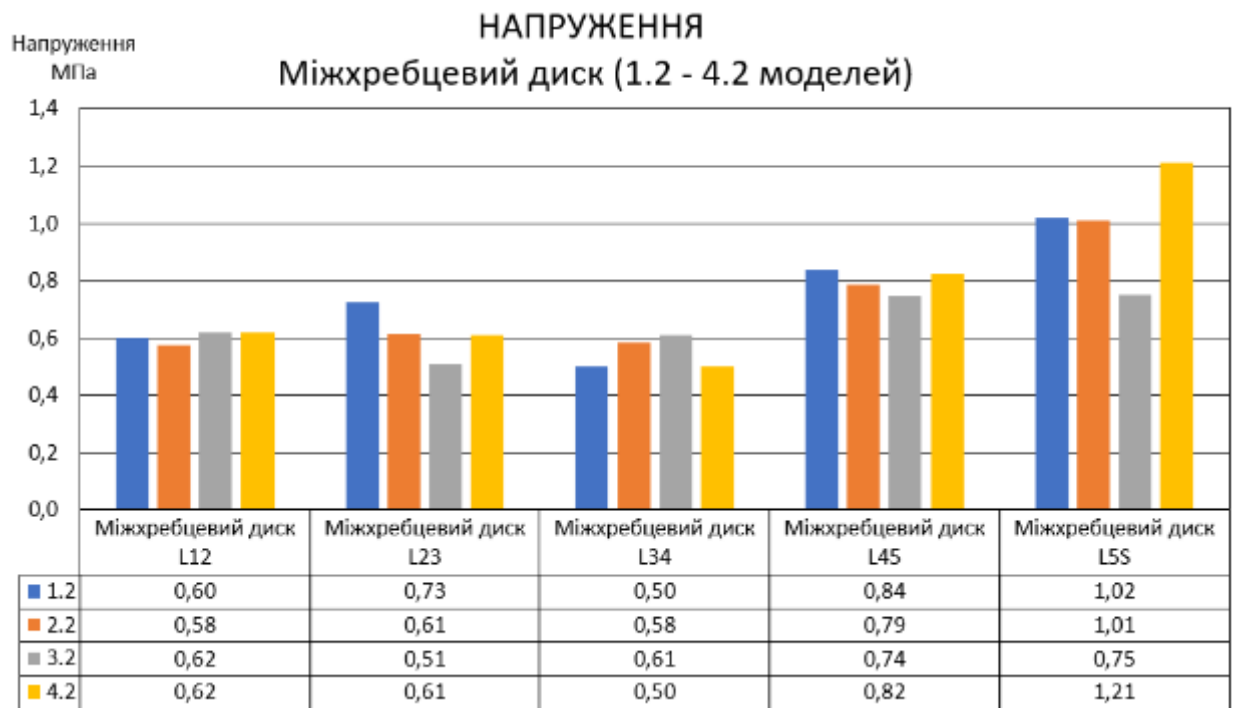


Рисунок 6.31 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.2, 2.2, 3.2, 4.2 розрахункові схеми)

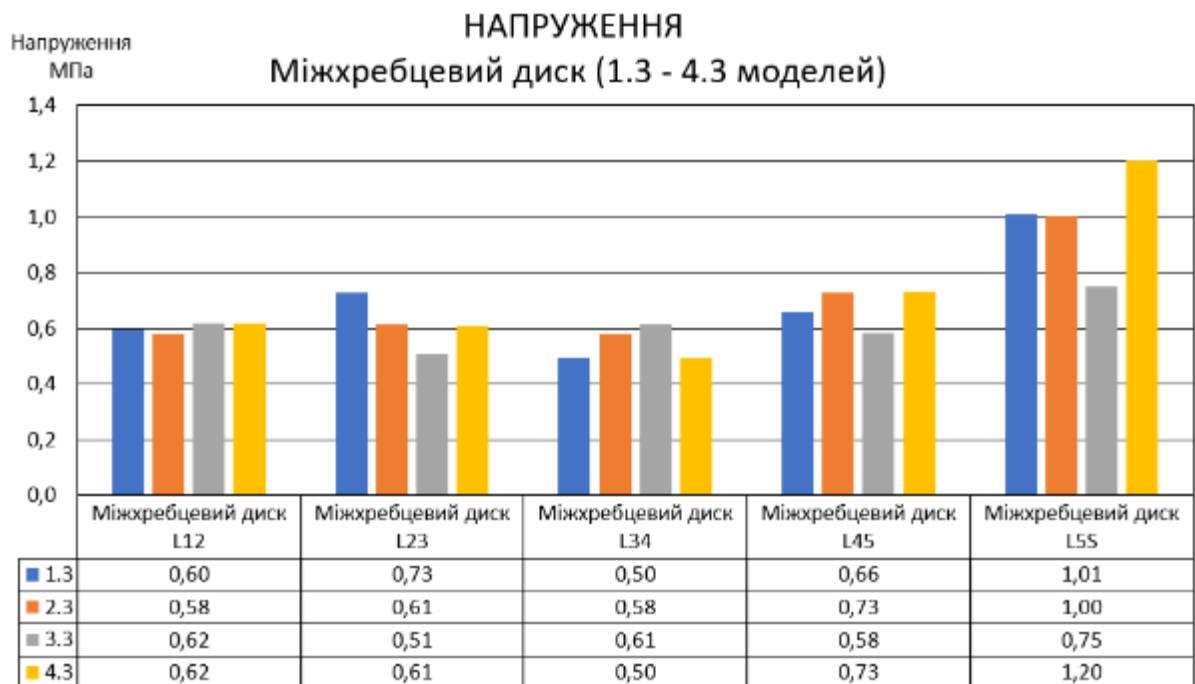


Рисунок 6.32 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.3, 2.3, 3.3, 4.3 розрахункові схеми)

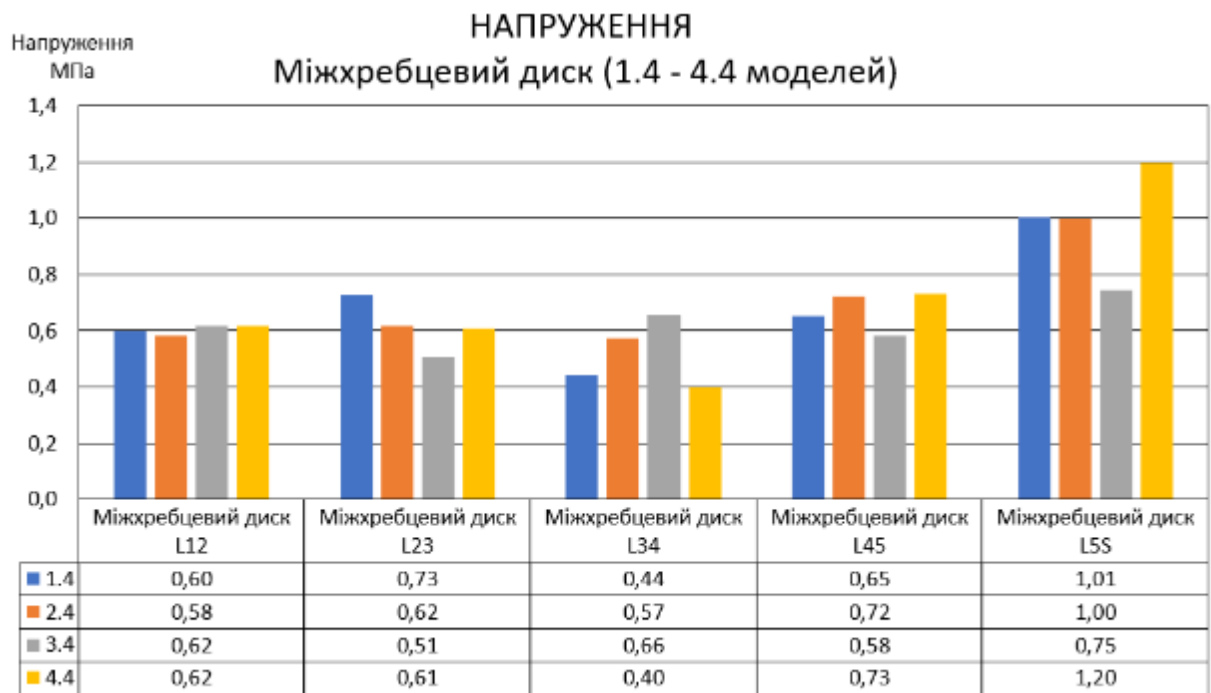


Рисунок 6.33 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.4, 2.4, 3.4, 4.4 розрахункові схеми)

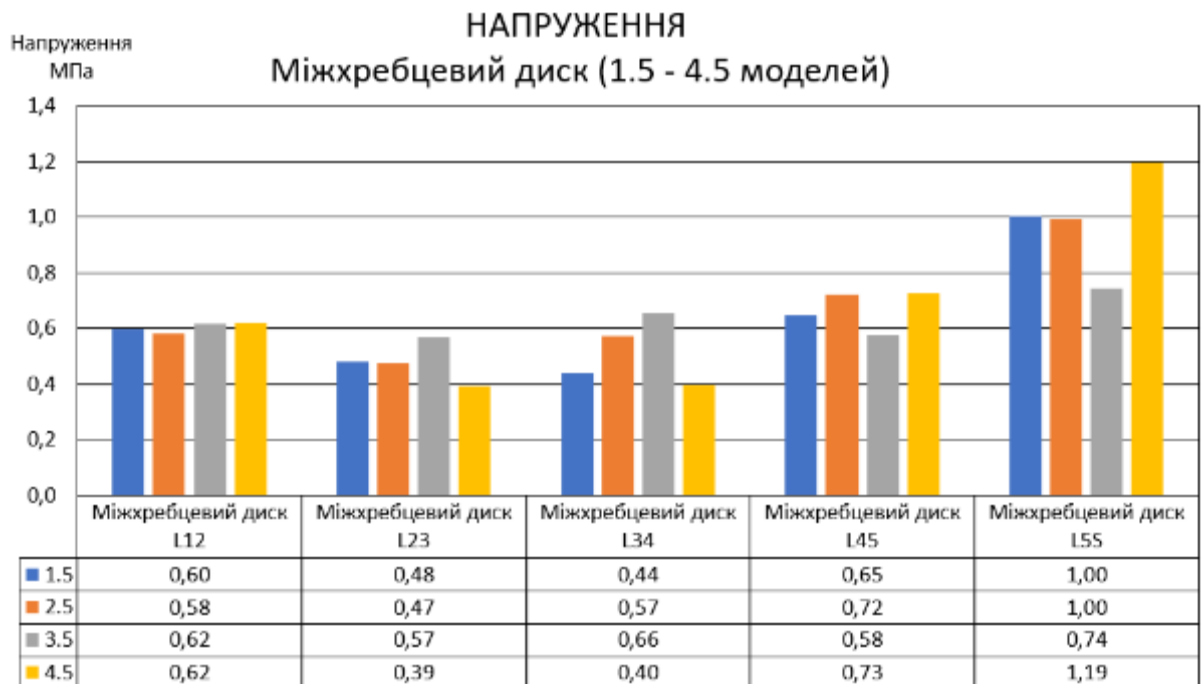


Рисунок 6.34 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.5, 2.5, 3.5, 4.5 розрахункові схеми)

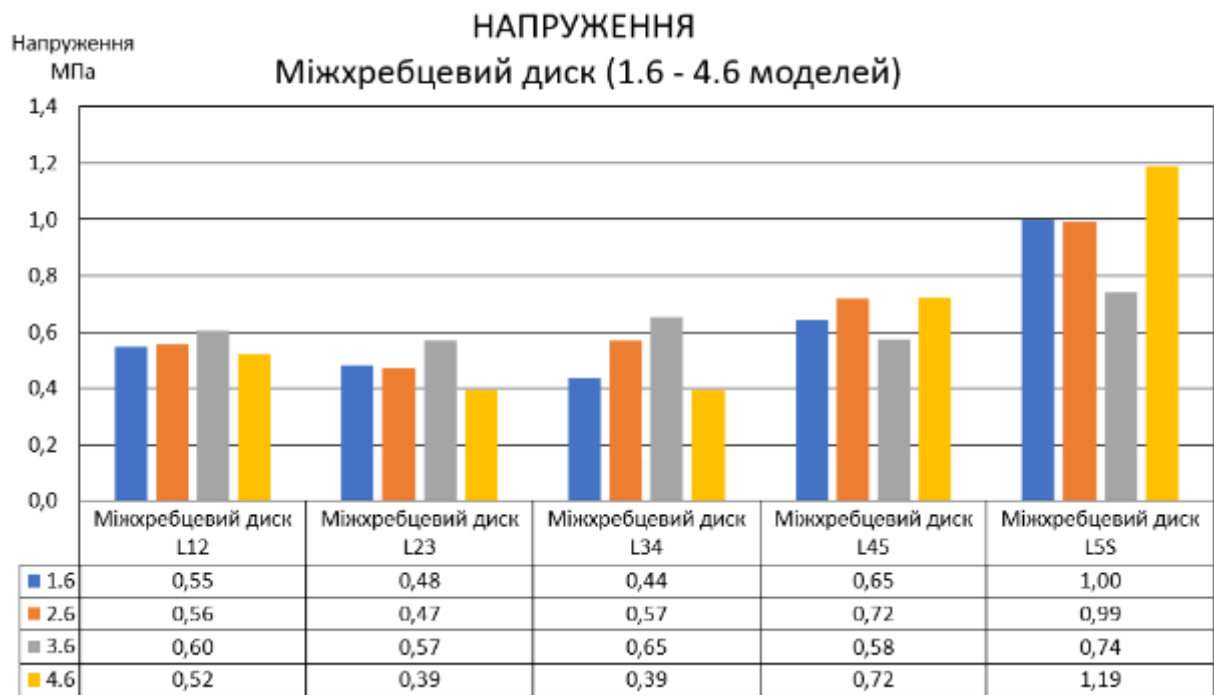


Рисунок 6.35 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.6, 2.6, 3.6, 4.6 розрахункові схеми)

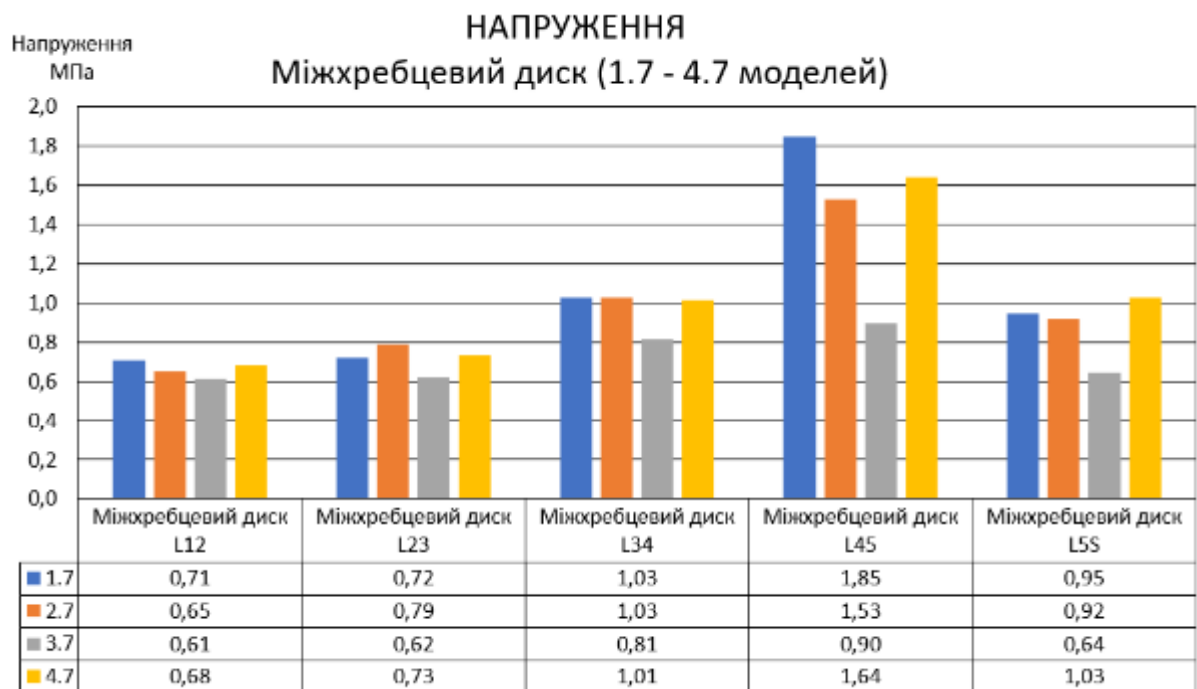


Рисунок 6.36 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.7, 2.7, 3.7, 4.7 розрахункові схеми)

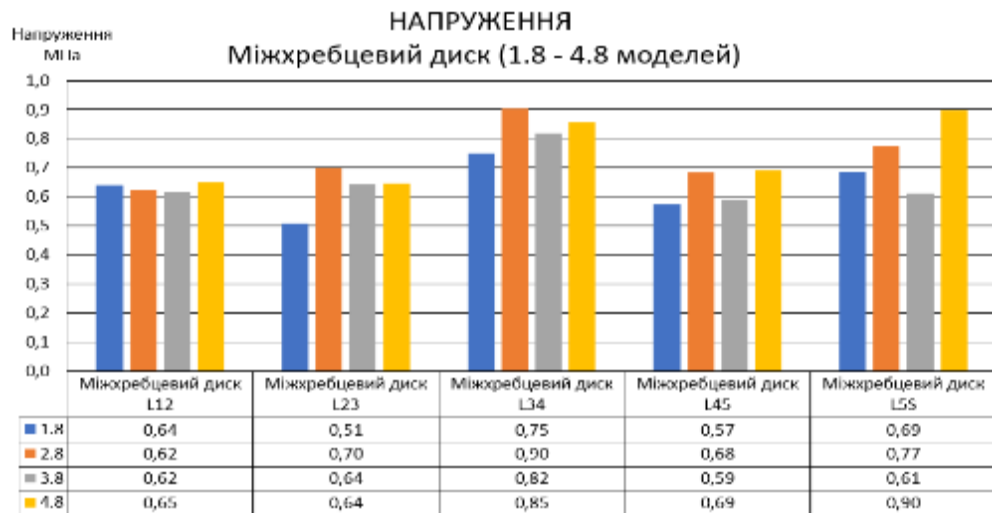


Рисунок 6.37 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.8, 2.8, 3.8, 4.8 розрахункові схеми)

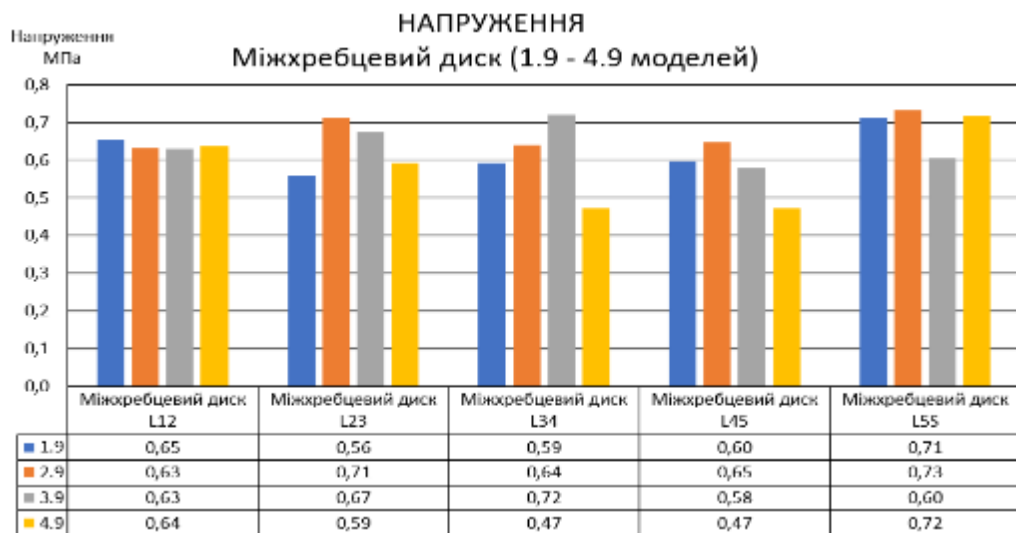


Рисунок 6.38 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.9, 2.9, 3.9, 4.9 розрахункові схеми)

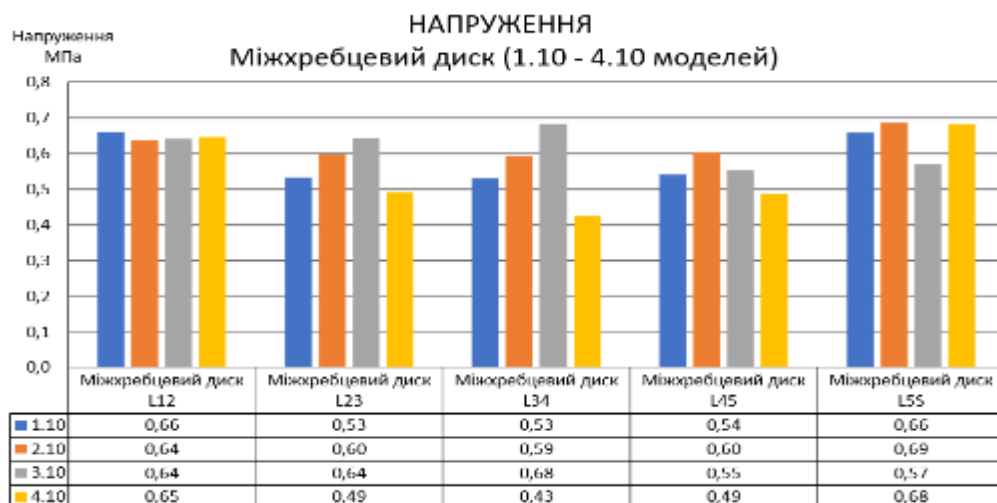


Рисунок 6.39 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.10, 2.10, 3.10, 4.10 розрахункові схеми)

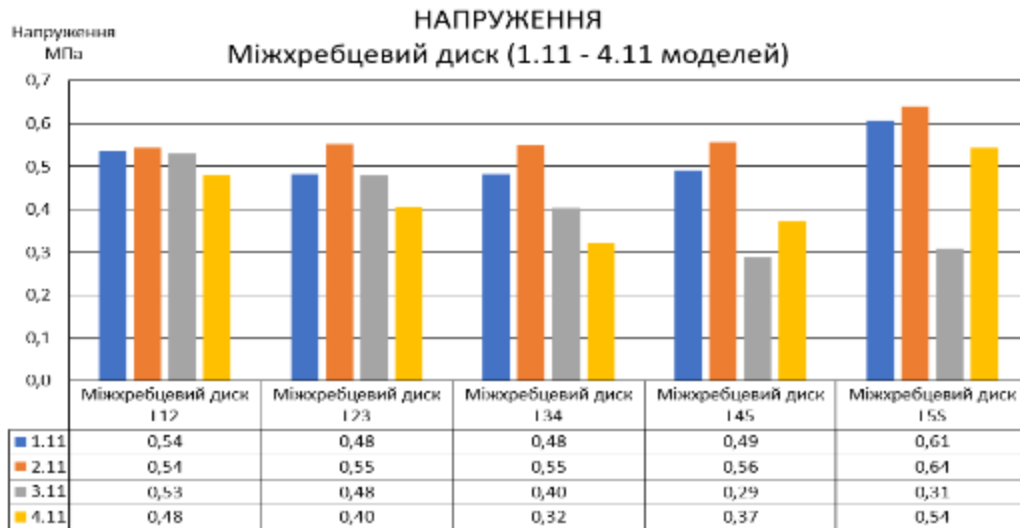


Рисунок 6.40 – Максимальні еквівалентні напруження — міжхребцевий диск (1.11, 2.11, 3.11, 4.11 розрахункові схеми)



Рисунок 6.41 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.1, 2.1, 3.1, 4.1 розрахункові схеми (кортикальна кістка))



Рисунок 6.42 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.2, 2.2, 3.2, 4.2 розрахункові схеми)



Рисунок 6.43 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.3, 2.3, 3.3, 4.3 розрахункові схеми)



Рисунок 6.44 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.4, 2.4, 3.4, 4.4 розрахункові схеми)



Рисунок 6.45 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.5, 2.5, 3.5, 4.5 розрахункові схеми)



Рисунок 6.46 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.6, 2.6, 3.6, 4.6 розрахункові схеми)

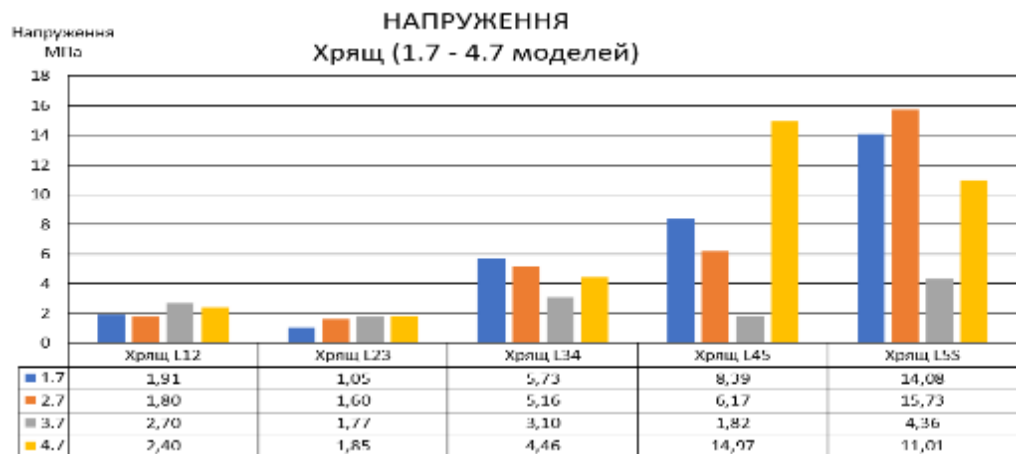


Рисунок 6.47 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.7, 2.7, 3.7, 4.7 розрахункові схеми)

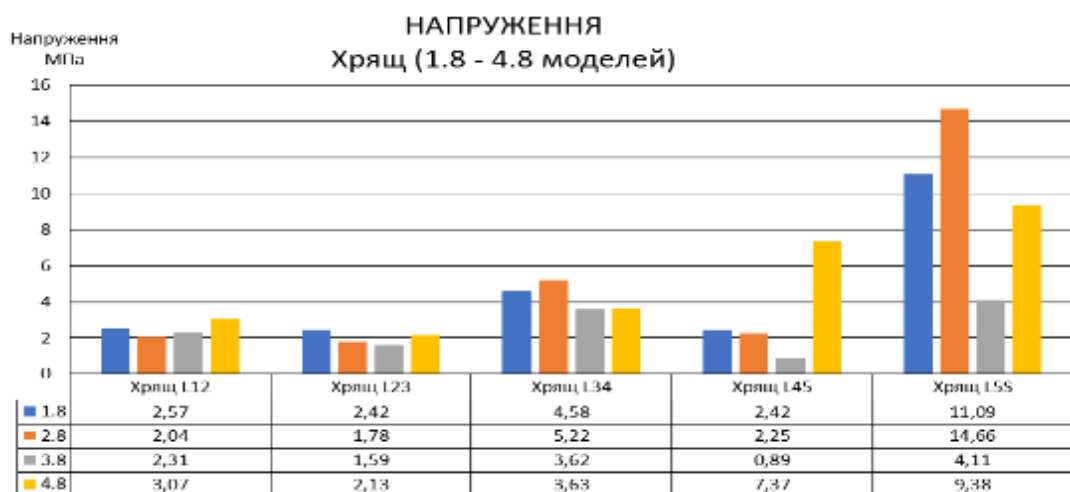


Рисунок 6.48 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.8, 2.8, 3.8, 4.8 розрахункові схеми)

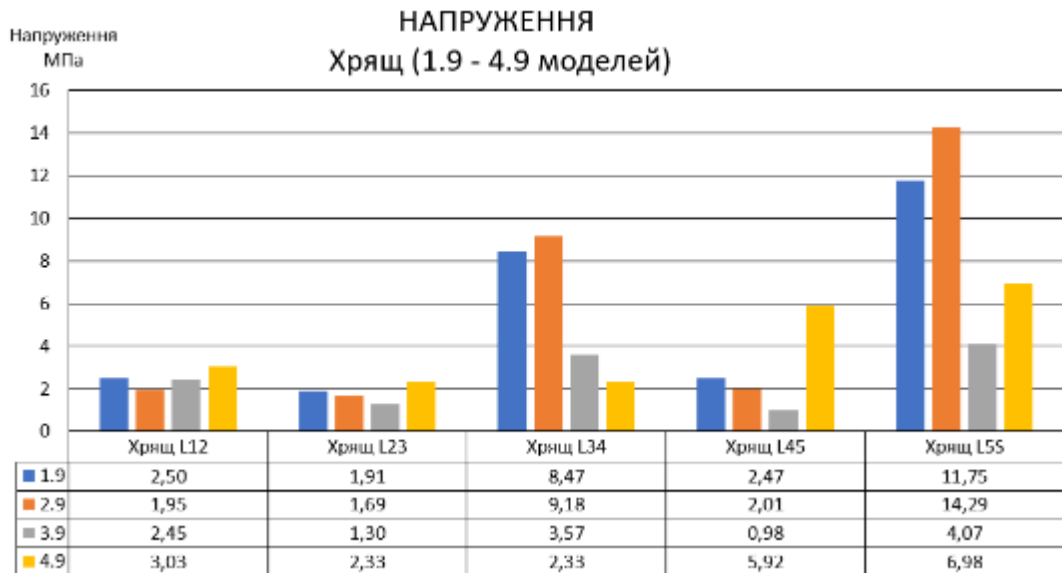


Рисунок 6.49 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.9, 2.9, 3.9, 4.9 розрахункові схеми)

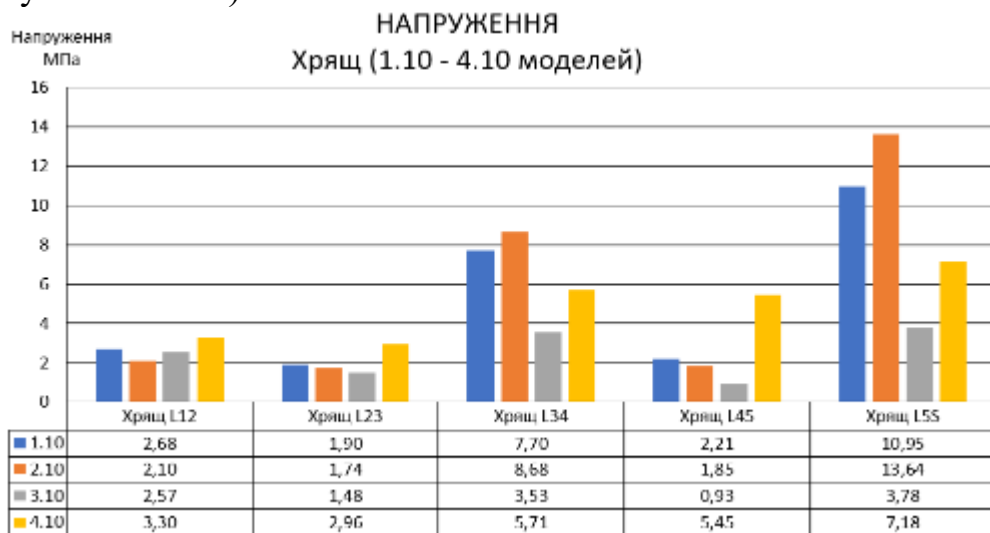


Рисунок 6.50 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.10, 2.10, 3.10, 4.10 розрахункові схеми)

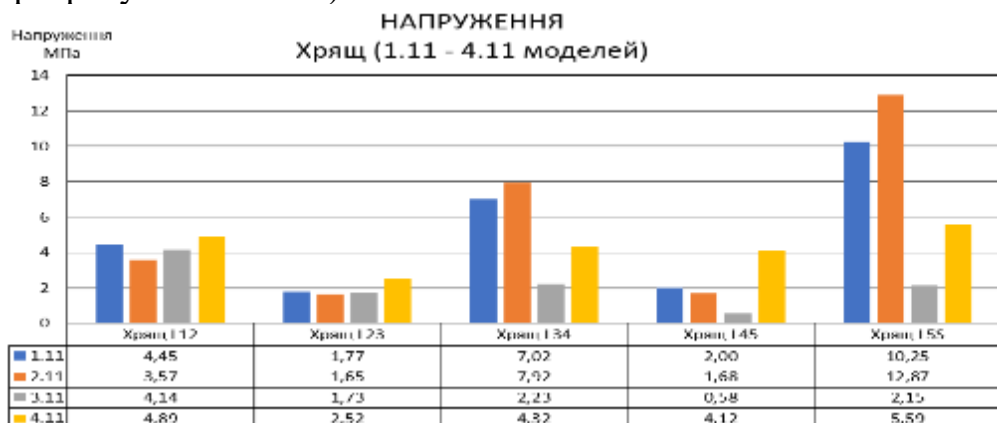


Рисунок 6.51 – Максимальні еквівалентні напруження — хрящ (1.11, 2.11, 3.11, 4.11 розрахункові схеми)

Діаграми з максимальним еквівалентним напруженнями за von-Mises в елементах транспедікулярної системи наведенні на рисунках 6.52–6.58, а саме для стрижня, гвинтів які знаходяться у хребцях S, L_V, L_{IV}, L_{III}, L_{II} та L_I для усіх розрахункових схем та груп, відповідно.

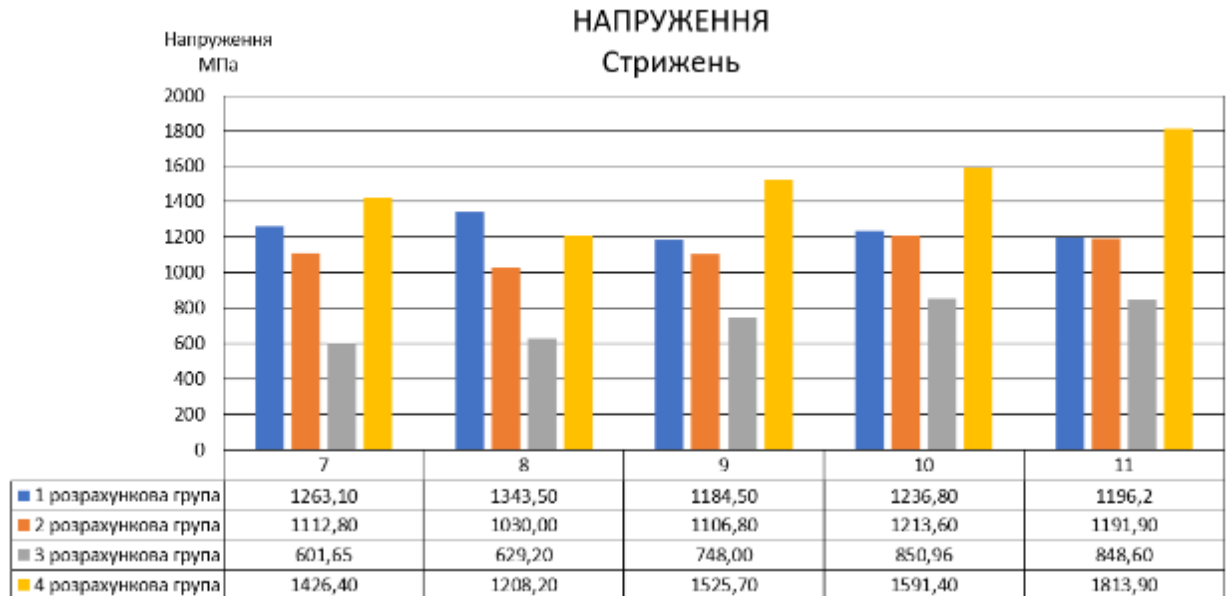


Рисунок 6.52 – Максимальні еквівалентні напруження–стрижень

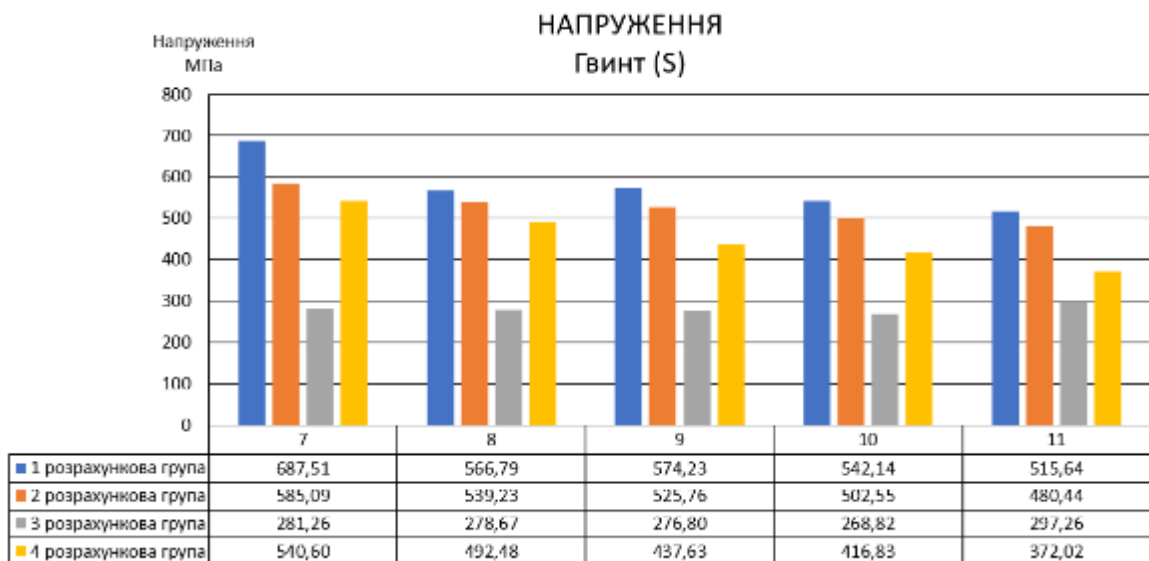
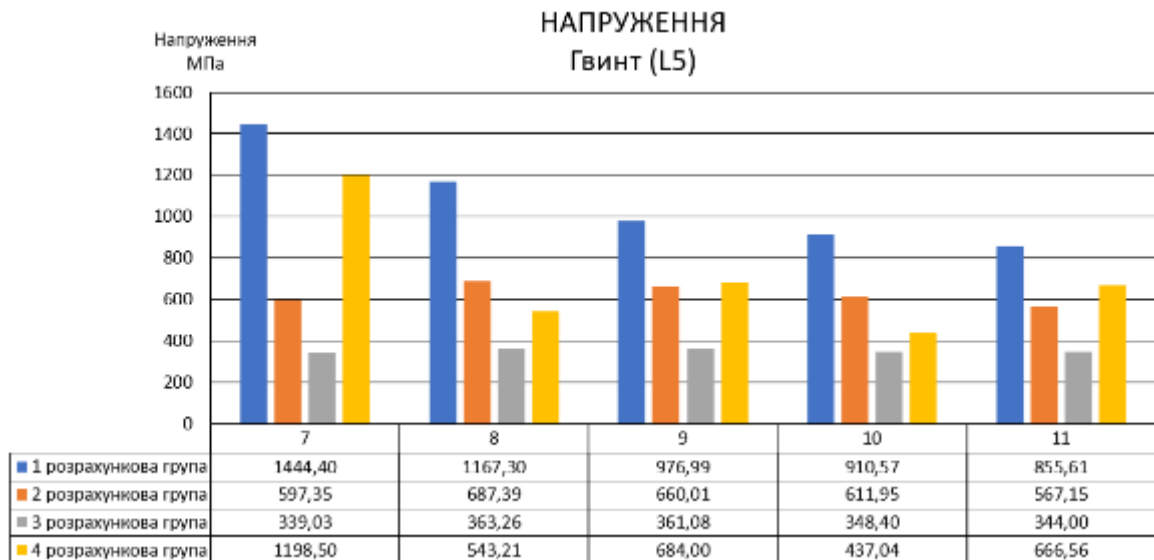
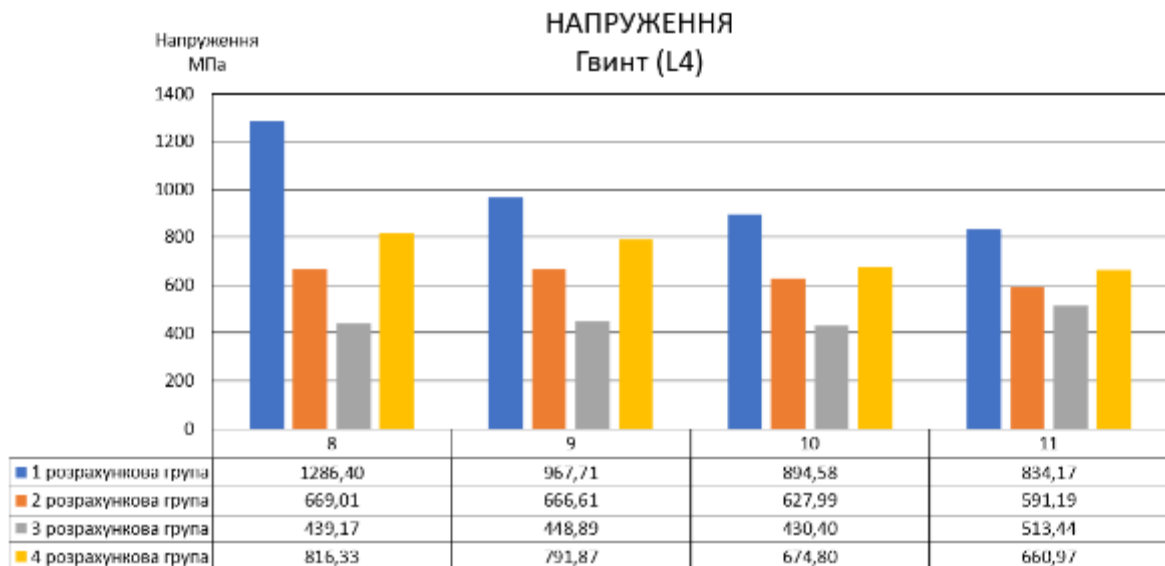
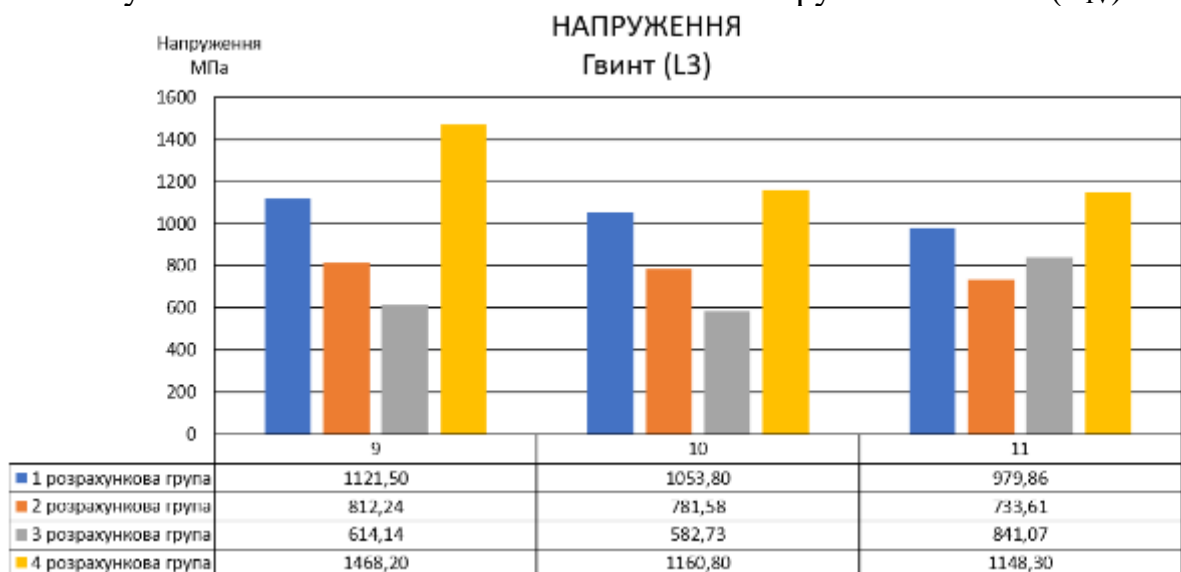
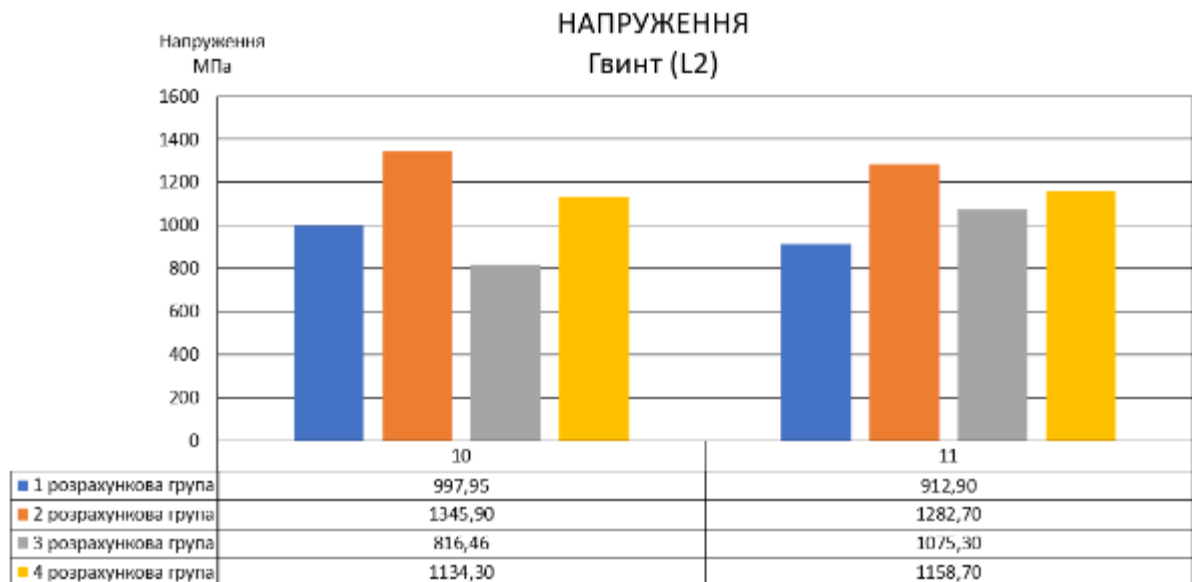
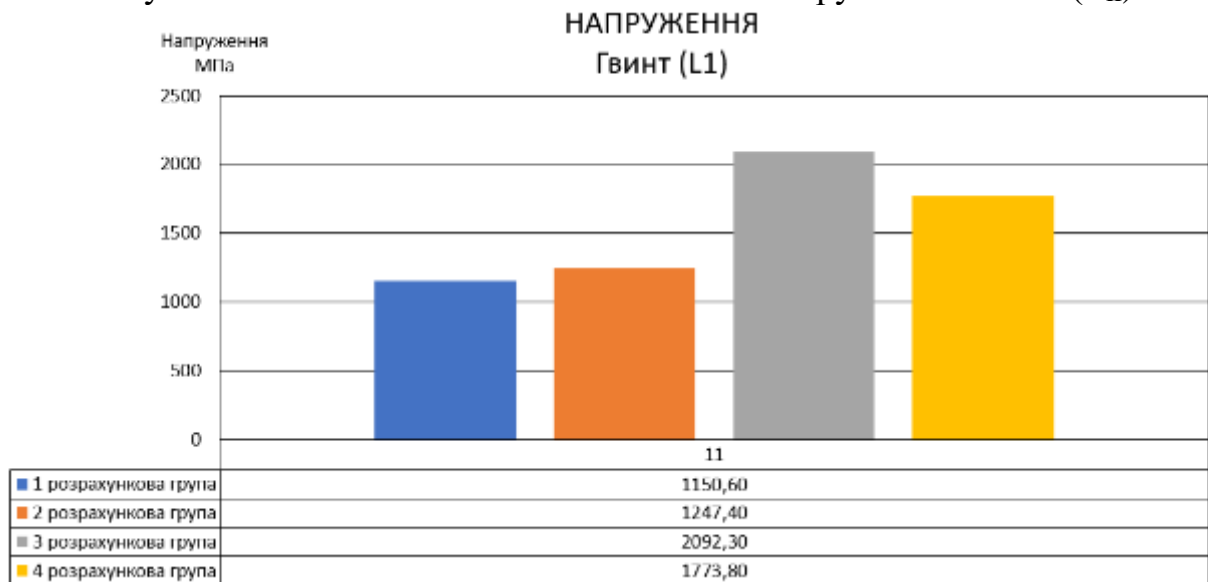


Рисунок 6.53 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (S)

Рисунок 6.54 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (L_V)Рисунок 6.55 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (L_{IV})Рисунок 6.56 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (L_{III})

Рисунок 6.57 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (L_{II})Рисунок 6.58 – Максимальні еквівалентні напруження–гвинт (L_I)

Показники, які відповідають максимальним повним переміщенням отриманим для усіх розрахункових схем наведені у діаграмі на рисунку 6.59.



Рисунок 6.59 – Максимальні повні переміщення

Далі зображені поля розподілу переміщень та еквівалентних напружень для 1, 6 та 11 розрахункових схем для усіх розрахункових груп. Де, як було зазначено вище, 1 розрахункова схема відповідає інтактному стану поперекового відділу хребта, 6 розрахункова схема – «патологічному» стану з максимальною кількістю ушкоджених міжхребцевих дисків, 11 розрахункова схема — «патологічному» стану з максимальною кількістю ушкоджених міжхребцевих дисків та з застосуванням транспедікулярної фіксації від L_1 до S_1 .

На рисунках 6.60–6.63 наведені поля розподілу переміщень (чорним позначений контур початкового поперекового сегмента перед навантаженням), на рисунках 6.64–6.67 представлені поля розподілу еквівалентних напружень, відповідно.

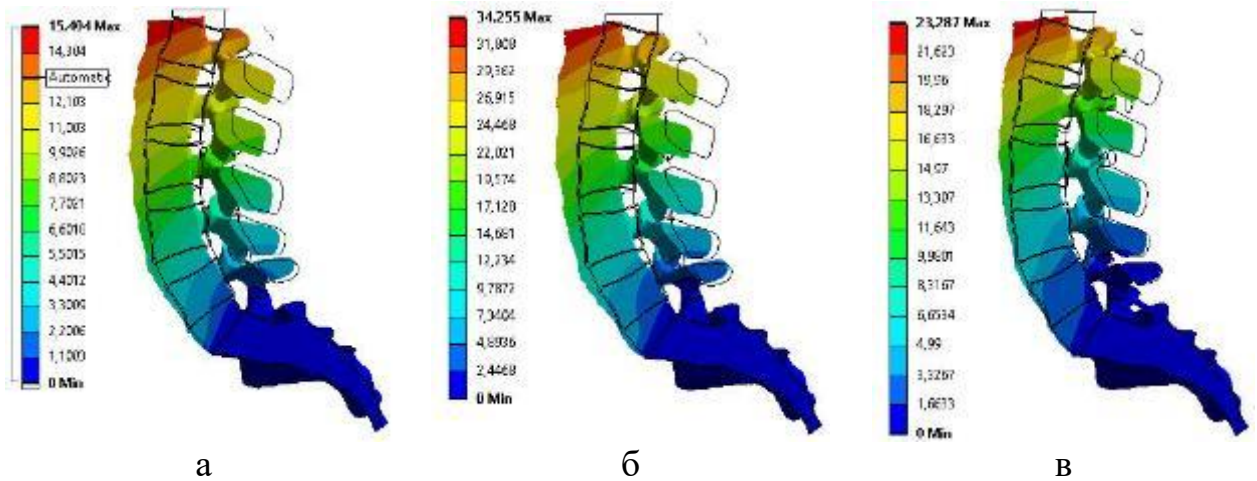


Рисунок 6.60 – Поля розподілу повних переміщень — 1 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

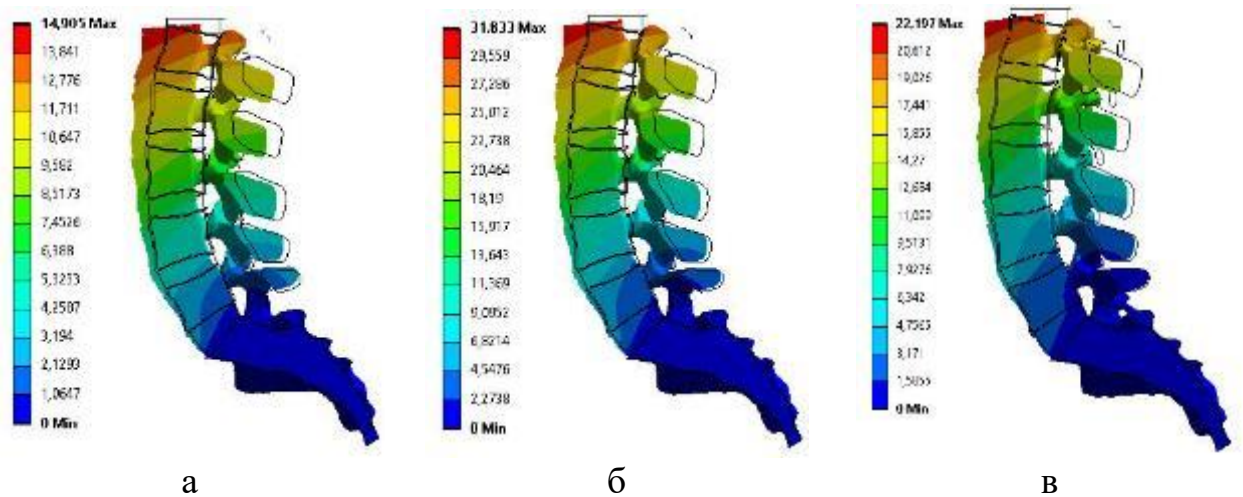


Рисунок 6.61 – Поля розподілу повних переміщень — 2 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

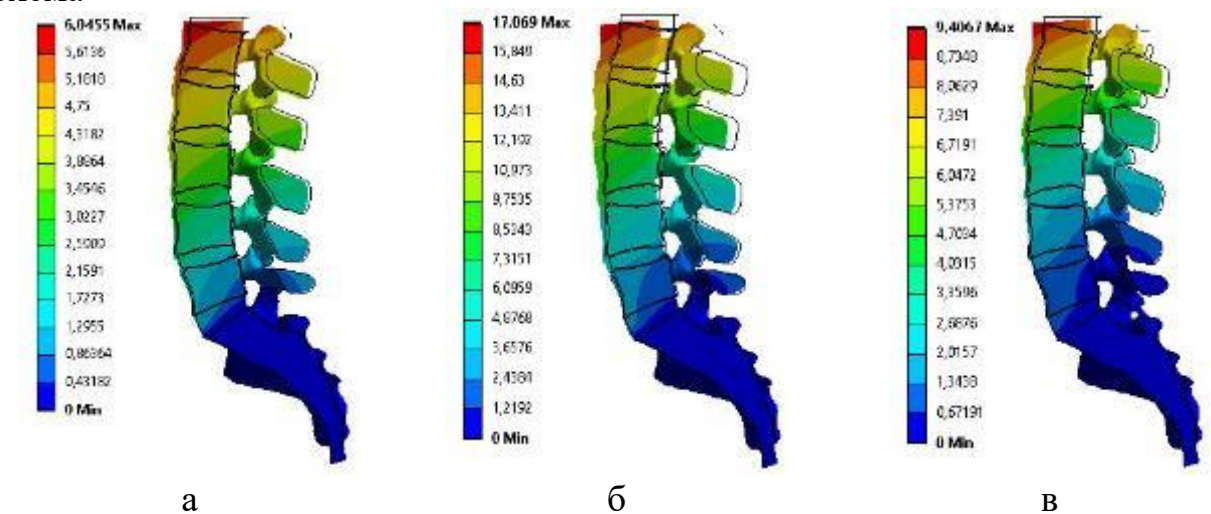


Рисунок 6.62 – Поля розподілу повних переміщень — 3 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

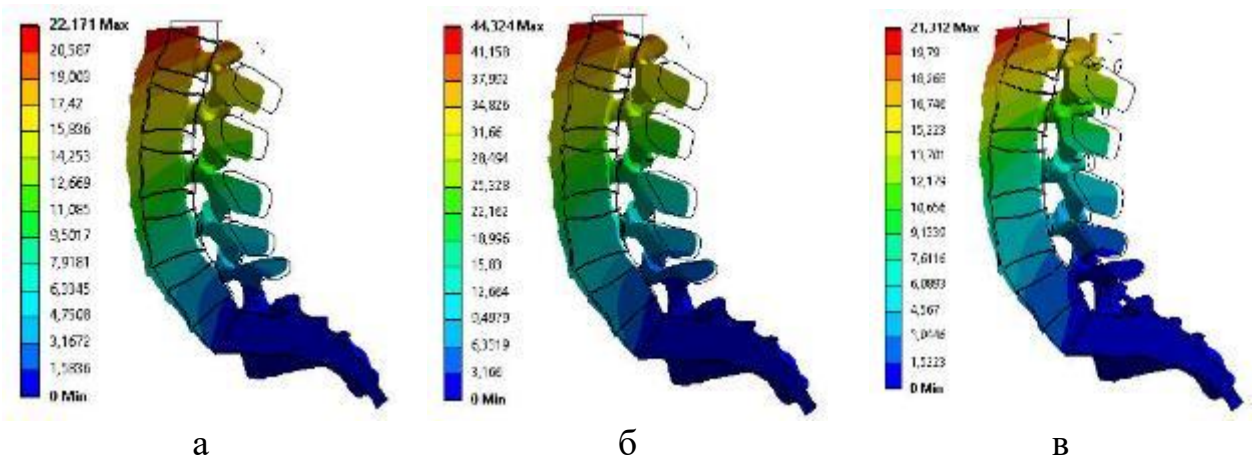


Рисунок 6.63 – Поля розподілу повних переміщень — 4 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

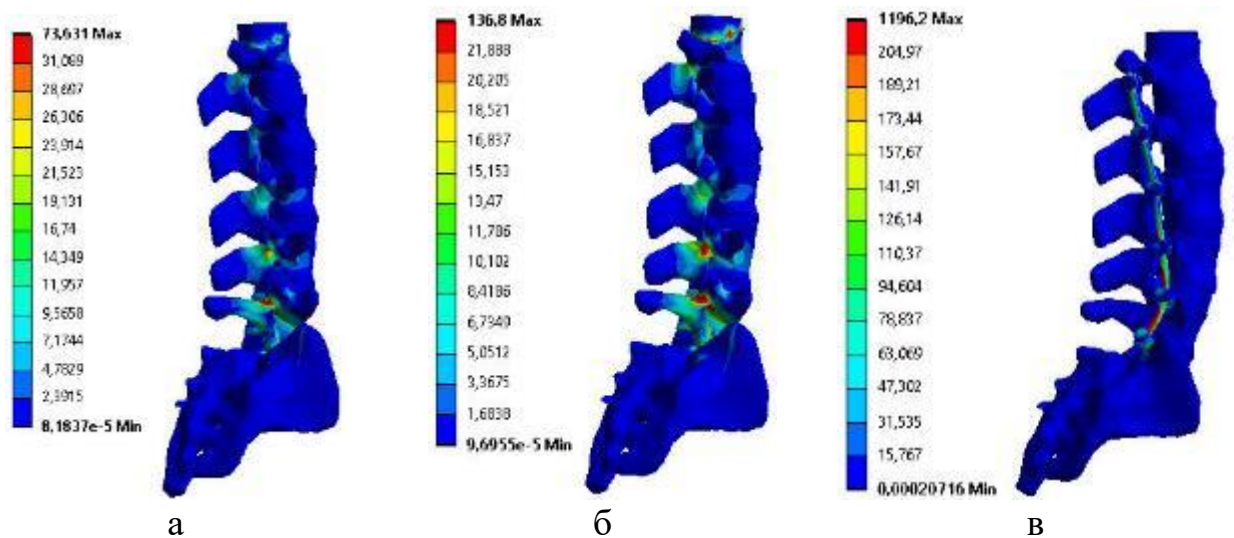


Рисунок 6.64 – Поля розподілу еквівалентних напружень — 1 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

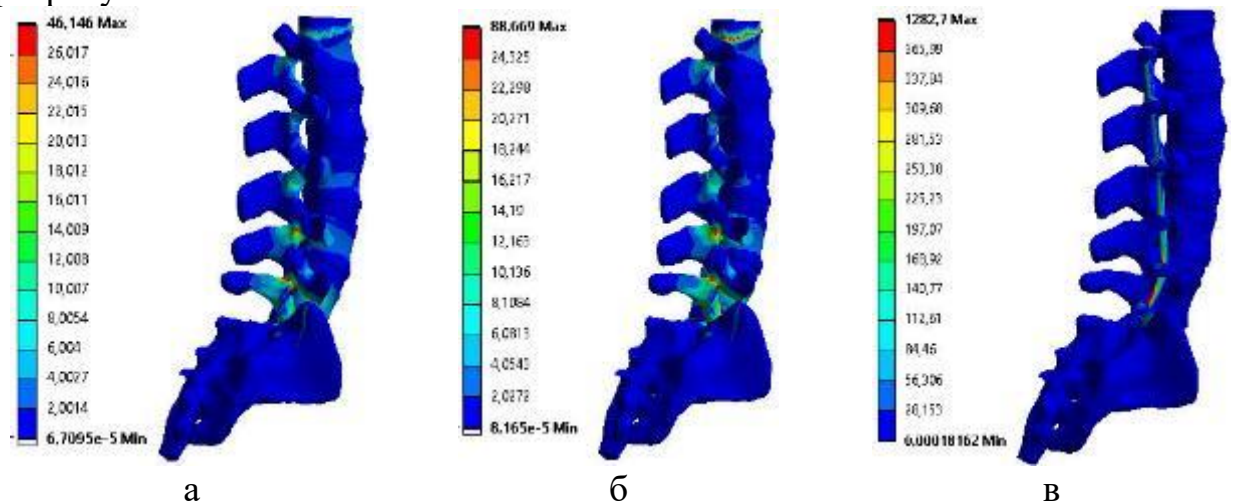


Рисунок 6.65 – Поля розподілу еквівалентних напружень — 2 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

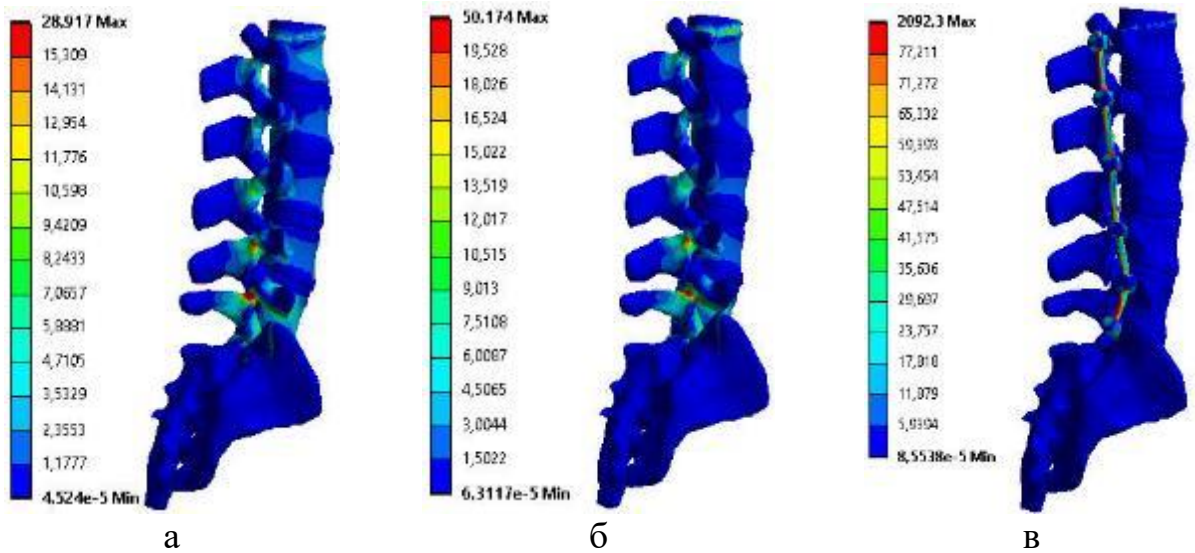


Рисунок 6.66 – Поля розподілу еквівалентних напружень — 3 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

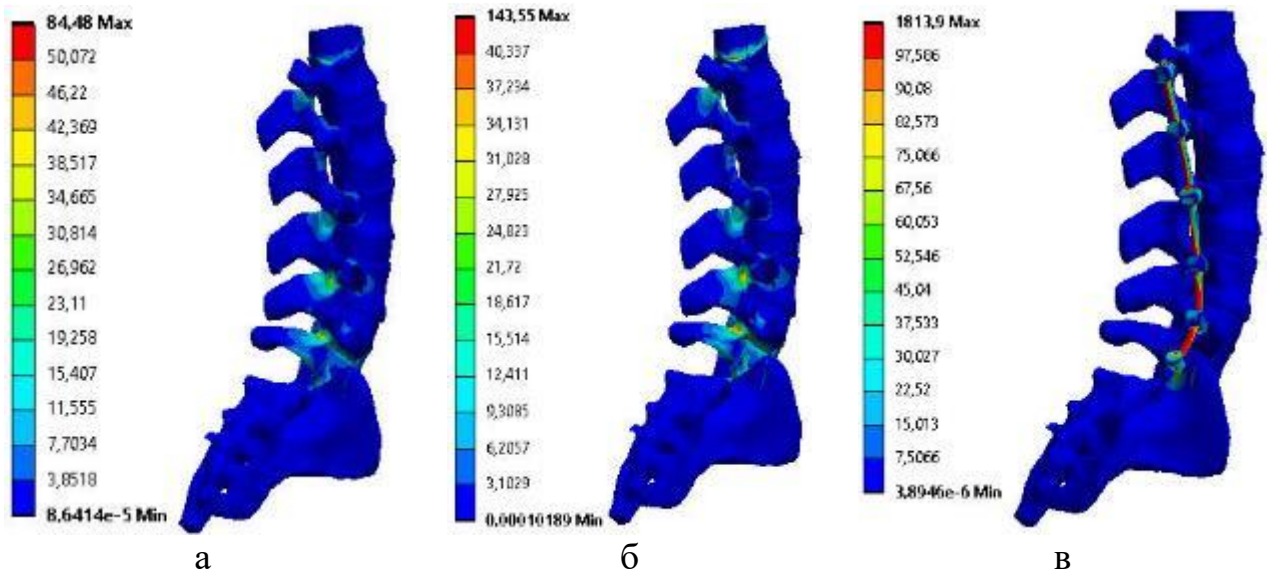


Рисунок 6.67 – Поля розподілу еквівалентних напружень — 4 розрахункова група: а) 1 розрахункова схема; б) 6 розрахункова схема; в) 11 розрахункова схема

Отже, беручи до уваги, що 1 та 2 розрахункові групи описують моделі із близькими значеннями кутів, які описують нормальні величини сегментарного і тотального поперекового лордозу, отримані значення максимальних еквівалентних напружень та повних переміщень є близькими.

В 1 розрахунковій групі (з нормальним лордозом) максимальні еквівалентні напруження на кортикальну кістку L_v хребця складають 140 МПа при «патологічному» міжхребцевому диску L_v-S_1 (рис. 6.7). Таке

навантаження може призвести до підвищених навантажень на суміжний сегмент в цілому та можна расцінювати як початок каскаду до розвитку навантаження на прилеглий суміжний сегмент. В порівнянні з 4 розрахунковою групою (з гіперлордозом), ці напруження на кортикальну кістку L_V хребця зростають до 147 МПа (рис. 6.10).

Якщо розглядати варіанти транспедикулярної фіксації, то при моносегментарній фіксації L_V-S_I та «патологічному» диску на цьому рівні, зростають еквівалентні напруження на кортикальну кістку L_V та S_I хребців (від 100 МПа до 134 МПа), як в групах з нормальним так і з гіперлордозом. При полісегментарній фіксації L_I-S_I , виникає перерозподіл напруження на кортикальну кістку всіх хребців, але все ж такі кортикальна кістка L_V та S_I хребців іспитує максимальні напруження (від 60 МПа до 98 МПа) майже у всіх розрахункових групах (рис. 6.7, 6.8, 6.10), і тільки в групі з гіполордозом ці напруження мінімальні (33 МПа, 52 МПа) (рис. 6.9).

Розглядаючи максимальні еквівалентні напруження на міжхребцевий диск, то тут звертає на себе увагу зростання навантаження на вище розташований диск при транспедикулярній фіксації. Розглядаючи першу розрахункову груп з гіполордозом, при схемі «патологічному» диску L_V-S_I з транспедикулярною фіксацією цього сегменту, зростає напруження на міжхребцевий диск $L_{IV}-L_V$ до 0,90 МПа в порівнянні з інтактним станом (0,73 МПа) (рис. 6.11, 6.12, 6.13). Суттєво зростає напруження на суміжний міжхребцевий диск $L_{IV}-L_V$ при фіксації сегменту L_V-S_I в групі з гіперлордозом (рис. 6.14). Отримані дані ще раз показують взаємозв'язок факторів перерозподілу навантаження прилеглих між собою сегментів.

Максимальне зростання напруження на хрящ дуговідросткових суглобів сегменту $L_{IV}-L_V$ до 15МПа визначено при фіксації сегменту L_V-S_I в четвертій розрахунковій групі з гіперлордозом. В інших групах отримані значення не дають можливість отримати чітку закономірність в змінах значень. (рис. 6.15–6.18).

Під час проведення дослідження отримані максимальні значення еквівалентних напружень губчастих кісток для 1 та 7–11 розрахункових схем не перевищують 10 МПа, але для 2–6 розрахункових схем, які відповідають «патологічному» стану без застосування транспедікулярної фіксації, значення критично наближаються до межі міцності, так для губчастої він становить від 16 МПа до 22 МПа [66]. Дана тенденція спостерігається при розгляді максимальних еквівалентних напружень кортикальних кісток відповідних до L_V хребця 2–6 розрахункових схем, але не перевищують межу міцності, яка становить для кортикальних кісток 160 МПа [69].

З розгляду максимальних еквівалентних напружень стрижня значення для 1 та 2 розрахункових груп (група яка описує нормальні кути сегментарного і тотального лордозу) близькі до значень 4 розрахункової групи (група яка описує найбільші кути сегментарного і тотального поперекового лордозу), що складає від 1100 МПа до 1800 МПа. Максимальне напруження на стрижень 1800 МПа приходиться на стрижень в 4 групі 11 розрахункової схеми (група з гіперлордозом і полісегментарною фіксацією L_I-S_I). Найменші значення максимальних еквівалентних напружень (від 600 МПа до 850 МПа) спостерігаються тільки в третій групі, яка описує зменшені кути сегментарного і тотального лордозу (рис. 6.52). Особливо, дана тенденція яскраво виражена при розгляді максимальних повних переміщень (рис. 6.59). Аналіз значень максимальних еквівалентних напружень отриманих в елементах транспедікулярної системи близькі до значень межі міцності, яка складає від 600 МПа до 1000 МПа [73].

З аналізу отриманих значень максимальних еквівалентних напружень для гвинтів, найбільші спостерігаються в L_V хребці при фіксації во всіх розрахункових групах, окрім 3 (гіполордоз), такі ж самі розподілу напруження спостерігаються і в L_{IV} хребці. Це мабуть зв'язано з тим, що 50 % тотального лордозу приходиться саме на кути міжхребцевих сегментів $L_{IV}-L_{IV}$, L_V-S_I . Також, максимальні еквівалентні напруження на гвинт спостерігаються в L_{III} хребці в групі з гіперлордозом, і це є очевидним, оскільки він розташований

на верхівці вигину збільшеного лордозу (рис. 6.53–6.58). Однак в 11 розрахунковій схемі, де значення напружень у гвинті, який розташовано L_1 у хребці, найбільший во всіх розрахункових групах, і навіть в групі з гіполордозом вони максимальні. Це скоріш за все пов'язано з тим, що цей хребець є останній в побудованій скінчено-елементній моделі, поверх якого побудовано додатковий елемент для коректної передачі навантаження. Тобто, з високою вірогідністю ці значення мають похибку і можливо при побудові в моделі вверх ще пару хребців ці значення будуть змінені. Отже, застосування транспедікулярної фіксації призводить до стабілізації «патологічного» сегменту, а також призводить до перерозподілу і зменшенню напружень.

Таким чином, зміна кутових показників, які описують сегментарний і повний поперековий лордоз суттєво змінюють напружено-деформований стан. Так, збільшення кутових значень, які описують сегментарний і тотальний поперековий лордоз призводить до збільшення виникаючих напружень в елементах біологічних та біомеханічних систем, і навпаки, зменшення кутових значень призводить до зниження напружень. Дані висновки відповідають при розгляді повних переміщень.

За підсумками проведених досліджень були побудовані параметричні моделі, які описують різні кутові значення сегментарного і тотального поперекового лордозу, а також різноманітний стан поперекового хребта, без та з урахуванням моно- та полісегментарної транспедікулярної фіксації.

7 ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІЧНОЇ СИМУЛЯЦІЇ РУХІВ У ПОПЕРЕКОВОМУ ВІДДІЛІ ХРЕБТА НА СКЕЛЕТНО-М'ЯЗОВИХ МОДЕЛЯХ ПІСЛЯ ВИКОНАННЯ ЗАДНЬОГО БІСЕГМЕНТАРНОГО СПОНДИЛОДЕЗУ

В цілому, моделювання представлених конфігурацій інструментального спондилодезу (інтактному, нормолордотичному, гіперлордотичному, гіполордотичному положеннях за рахунок зміни кута спонділодеза L_{IV}-S_I) показало, що сила навантаження суміжних сегментів при згинанні вперед, помітно залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу. Нижче представлені та обговорені результати для кожної побудованої скелетно-м'язової моделі.

7.1 Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні та на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта без створення дефектів та ефекту денервації м'язів (базова модель, модель № 1)

Першу модель було побудовано як базову для того, щоб визначити, як в цілому змінюються сили навантаження на суміжні сегменти в умовах повного циклу згинання. Отже, в умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини, сила навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні в цій моделі, змінювалась динамічно.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від 0,12 % ваги тіла з досягненням максимального 10,39 % ваги тіла в кінці періоду руху з досягненням кута згинання 45° (різниця за цей період склала 10,27 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило (5,80 ± 3,88) % (мінімальне – 0,12 %, максимальне – 10,39 %).

По осі Y зазначений параметр на початку руху (у проміжку 0° - 13° згинання) незначно збільшувався від 44,05 % до 45,06 %. Далі (від 14° до 44°) відбувалося поступове зниження сили навантаження від 44,95 % до 36,96 % досягнувши пікового мінімального значення на 45° у значенні 36,88 % ваги тіла моделі. Різниця за цей період склала 8,17 %. Середнє значення величини сили навантаження становило $(42,21 \pm 2,99)$ % ваги тіла (мін. – 36,88%, макс. – 45,06 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.1).

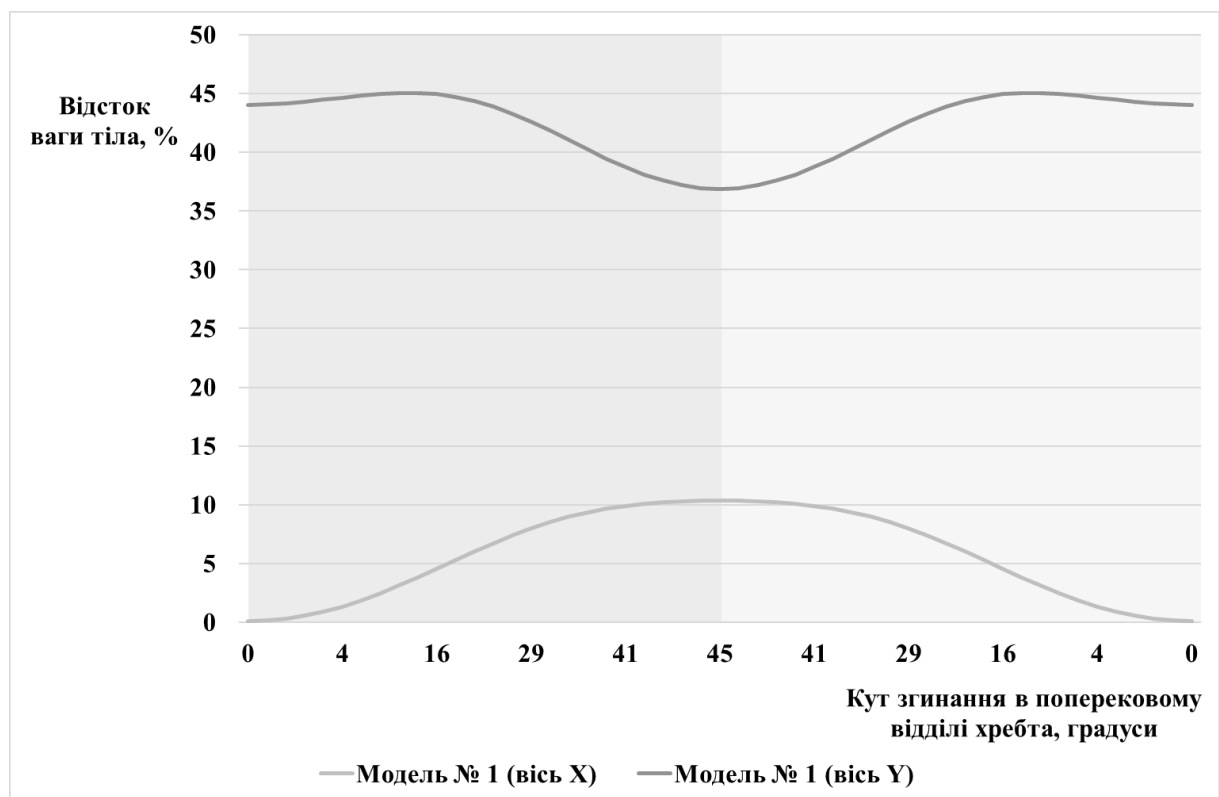


Рисунок 7.1 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 1)

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L_{IV} хребця в цій моделі, яку взято за базову для дослідження, змінювалась динамічно.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від -6,94 % ваги тіла

з досягненням максимального $-0,93\%$ ваги тіла в кінці періоду з досягненням кута згинання 45° (різниця за цей період склала $6,01\%$). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-3,94 \pm 2,24)\%$ (мінімальне $-6,94\%$, максимальне $-0,93\%$).

По осі Y зазначений параметр на початку руху (у проміжку 0° - 13° згинання) незначно збільшувався від $48,95\%$ до $49,97\%$. Далі (від 14° до 44°) відбувалося поступове зниження сили навантаження від $49,89\%$ до $42,65\%$ досягнувши пікового мінімального значення на 45° у значенні $42,57\%$ ваги тіла моделі (різниця за цей період склала $7,40\%$). Середнє значення величини сили навантаження становило $(47,39 \pm 2,58)\%$ ваги тіла (мін. $-42,57\%$, макс. $-49,97\%$). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.2).

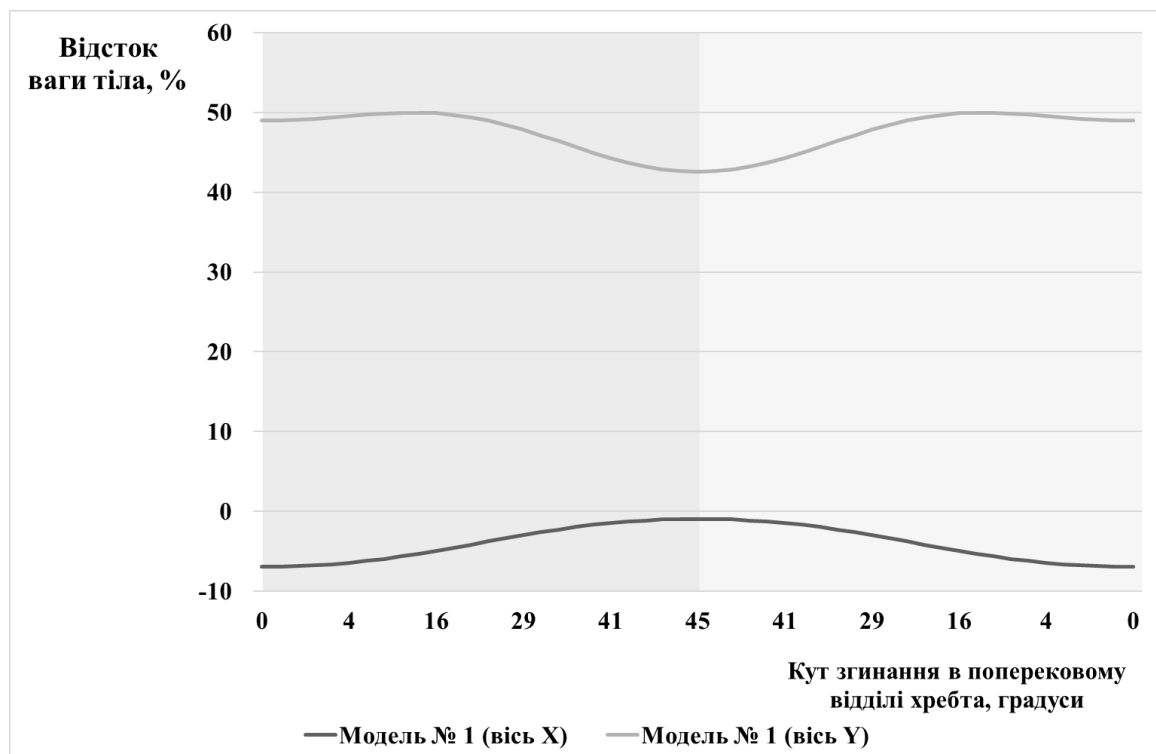


Рисунок 7.2 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 1)

7.2 Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу для виконання заднього інструментального спондилодезу L_{IV}-S_I (модель № 2)

Другу модель було побудовано для того, щоб визначити, як в цілому змінюються сили навантаження на суміжні сегменти в умовах повного циклу згинання при імітації ушкодження м'язів спини поперекового відділу хребта під час виконання доступу для здійснення інструментального спондилодезу на рівні L_{IV}-S_I.

В умовах післяопераційних змін під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні в моделі № 2, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від -0,08 % ваги тіла з досягненням максимального 10,86 % ваги тіла в кінці періоду з досягненням кута згинання 45° (різниця за цей період склала 10,94 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило (5,94 ± 4,13) % (мінімальне – -0,08 %, максимальне – 10,86 %).

По осі Y зазначений параметр на початку руху (у проміжку 0°-10° згинання) незначно збільшувався від 44,70 % до 45,52 %. Далі (від 11° до 44°) відбувалося поступове зниження сили навантаження від 45,48 % до 37,02 % досягнувши пікового мінімального значення на 45° у значенні 36,94 % ваги тіла моделі (різниця за цей період склала 10,94 %). Середнє значення величини сили навантаження становило (42,53 ± 3,18) % ваги тіла (мін. – 36,94%, макс. – 45,52 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від

кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.3).

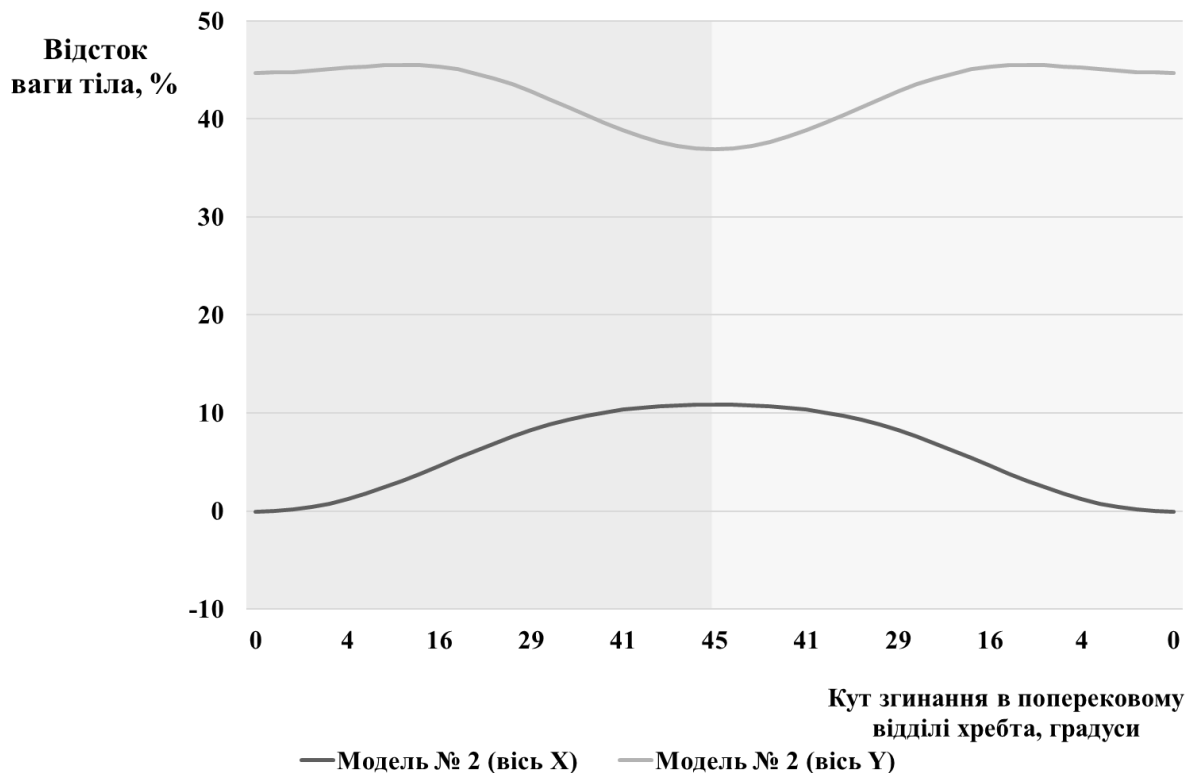


Рисунок 7.3 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 2)

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L4 хребця в моделі № 2, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від $-7,11\%$ ваги тіла з досягненням максимального $-0,85\%$ ваги тіла в кінці періоду з досягненням кута згинання 45° (різниця за цей період склала $6,26\%$). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-3,97 \pm 2,34)\%$ (мінімальне – $-7,11\%$, максимальне – $-0,85\%$).

По осі Y зазначений параметр на початку руху (у проміжку 0° - 10° згинання) незначно збільшувався від $48,62\%$ до $49,31\%$. Далі (від 11° до 44°)

відбувалося поступове зниження сили навантаження від 49,26 % до 41,09 % досягнувши пікового мінімального значення на 45° у значенні 41,01 % ваги тіла моделі (різниця за цей період склала 8,30 %). Середнє значення величини сили навантаження становило $(46,43 \pm 3,08)$ % ваги тіла (мін. – 41,01 %, макс. – 49,31 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.4).

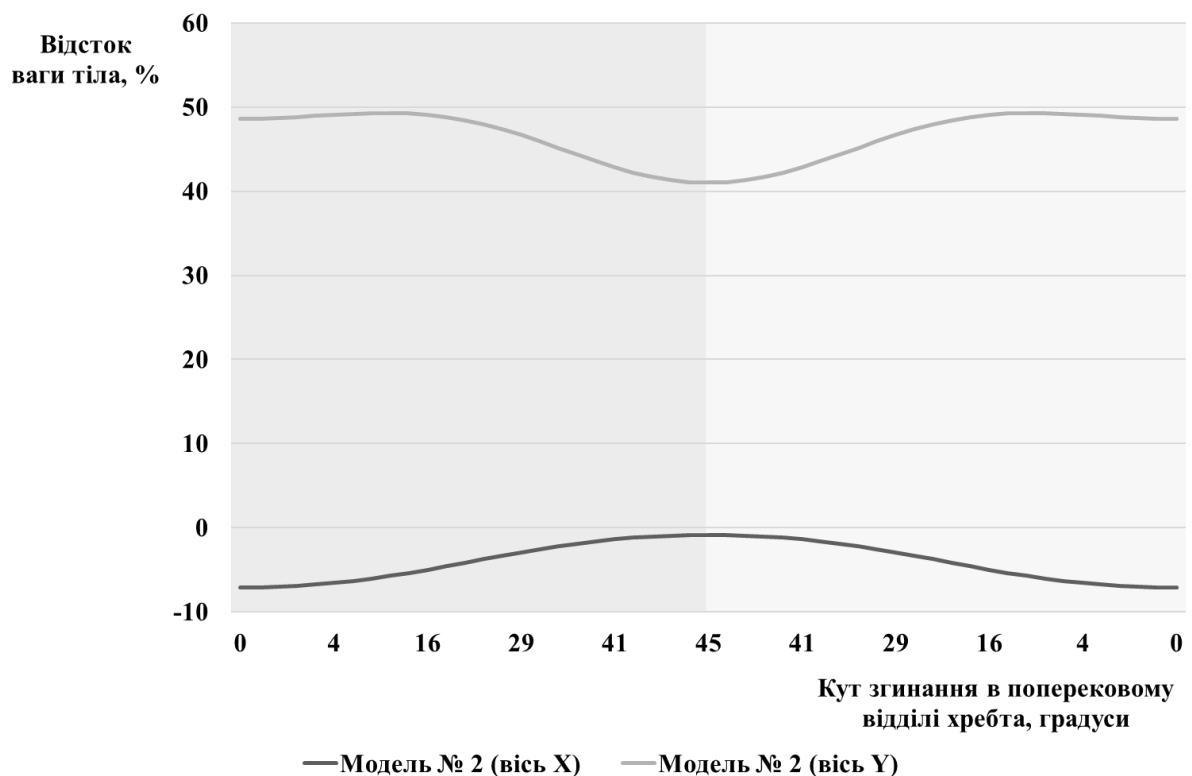


Рисунок 7.4 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 2).

Таким чином, під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця в силі навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні між моделями № 1 та № 2, біла наступна. На осі X відмічено більше навантаження у моделі № 1 в порівнянні із моделлю № 2 від 0° до 12° згинання. Значення змінювались від 0,20 % до

0,04 % на користь моделі № 1. Однакові значення навантаження були на куті згинання 13° . А далі (від 14° до 45°) відбувалось поступове збільшення значення різниці сили навантаження від 0,04 % ваги тіла з досягненням максимальної різниці 0,47 % ваги тіла на користь моделі № 2 в кінці першого періоду кута згинання до 45° . Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження становило $(0,14 \pm 0,25) \%$ (мін. – -0,20 %, макс. – 0,47 %).

По осі Y різниця в зазначених параметрах на початку та в кінці руху (0°) була максимальною і склала 0,65 %. Пікове мінімальне значення різниці навантажень на 45° було 0,05 % ваги тіла моделі. Середнє значення різниці величини сили навантаження становило $(0,32 \pm 0,22) \%$ ваги тіла (мін. – 0,65 %, макс. – 0,05 %).

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця сили навантаження на тіло L_{IV} хребця між моделями № 1 та № 2, змінювалась наступним чином. У першому періоді руху в проміжку від вертикального положення до 25° згинання на осі X різниця в навантаженні була більшою на користь моделі № 1 в порівнянні із моделлю № 2 де відбувалося поступове зменшення різниці значення сили з від 0,18 % до 0 %. Далі навантаження по даній осі було більшим у моделі № 2 із різницею, яка поступово наростала від 0,01 % до 0,08 % (26° - 45° згинання).

По осі Y різниця в зазначених параметрах на початку та в кінці руху (0°) була мінімальною і склала 0,33 %. Пікове максимальне значення різниці навантажень за кута згинання 45° було 1,56 % ваги тіла моделі. Середнє значення різниці величини сили навантаження становило $(0,96 \pm 0,45) \%$ ваги тіла (мін. – 0,33 %, макс. – 1,56 %) (рис. 7.5).

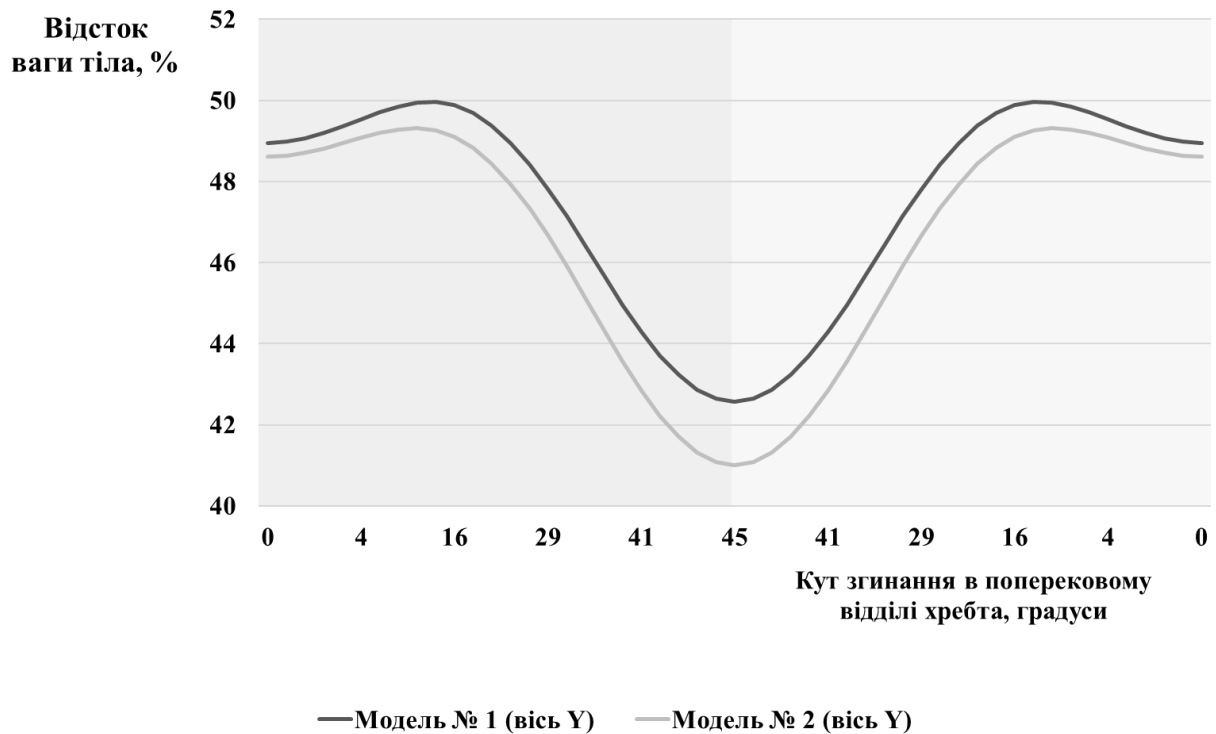


Рисунок 7.5 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 1 та № 2

7.3 Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спонділодезом $L_{IV}-S_I$ у нормолордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 3)

В умовах післяопераційних змін під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні в моделі № 3 змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили від $-11,96\%$ ваги тіла з досягненням максимального $0,32\%$ ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період $12,28\%$). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-5,30 \pm 4,45)\%$ (мін. $-0,32\%$, макс. $-11,96\%$).

По осі Y зазначений параметр з початком згинання поступово знижувався від $62,30\%$ до $45,12\%$ на куті 45° згинання (різниця за цей період $17,19\%$). Середнє значення величини сили навантаження становило $(54,23 \pm 6,41)\%$ ваги тіла (мін. $-45,12\%$, макс. $-62,30\%$). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.6).

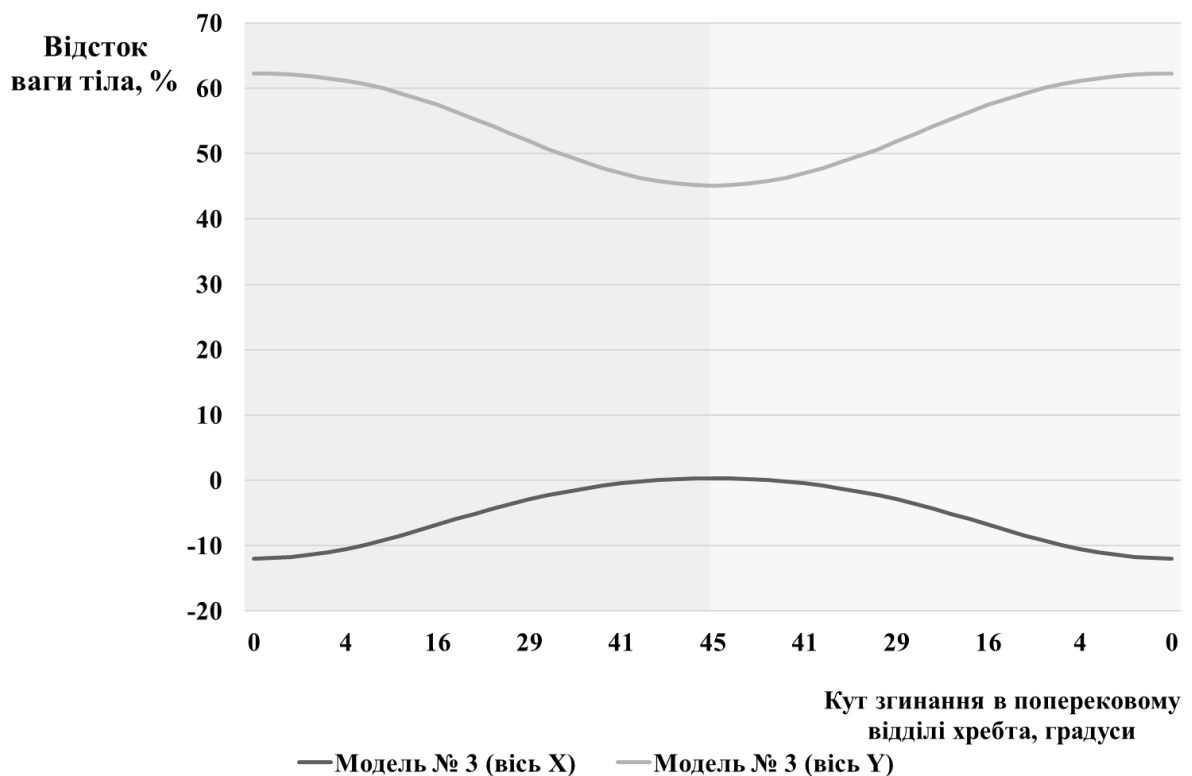


Рисунок 7.6 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 3)

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L_{IV} хребця в моделі № 3, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від $-16,14\%$ ваги тіла з досягненням максимального показника $-1,31\%$ ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період становила $14,83\%$). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-8,25 \pm 5,49)\%$ (мінімальне – $-16,14\%$, максимальне – $-1,31\%$).

По осі Y відбувалося поступове зниження сили навантаження від $63,49\%$ до $46,98\%$ на 45° (різниця за цей період $16,51\%$). Середнє значення величини сили навантаження становило $(55,85 \pm 6,16)\%$ ваги тіла (мін. – $46,98\%$, макс. – $63,49\%$). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.7).

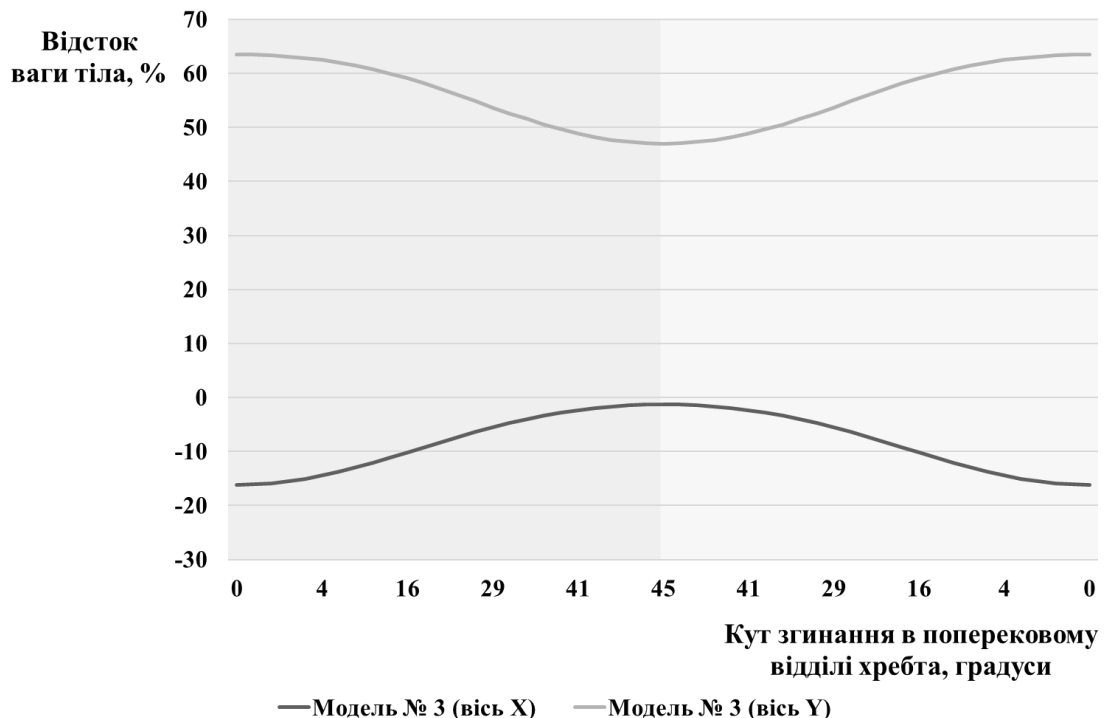


Рисунок 7.7 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 3)

Таким чином, під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця в силі навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні між моделями № 3 та № 1 була наступна.

На осі X відмічено більше навантаження у моделі № 1 в порівнянні із моделлю № 3 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від 12,08 % до 10,07 % (0° - 45°) на користь моделі №1. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі X становило $(11,10 \pm 0,69)$ % (мін. – 10,07 %, макс. – 12,08 %) (рис. 7.8).

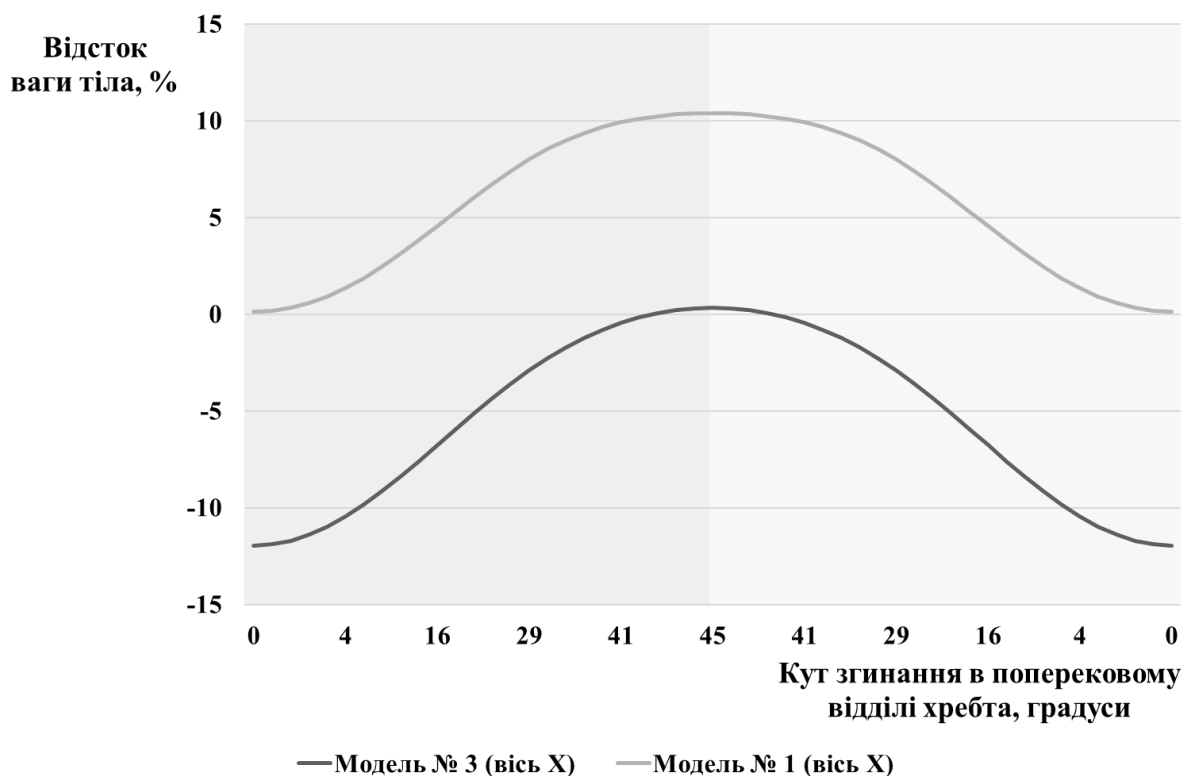


Рисунок 7.8 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі X в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 3 та № 1

По осі Y різниця в зазначених параметрах на початку та в кінці руху (0°) була максимальною і склала 18,25 % на користь моделі № 3. Мінімальне значення різниці навантажень було на 45° згинання і склало 8,23 % ваги тіла

моделі. Середнє значення різниці величини сили навантаження становило $(12,01 \pm 3,85)$ % ваги тіла (мін. – 8,23 %, макс. – 18,25 %) (рис. 7.9).

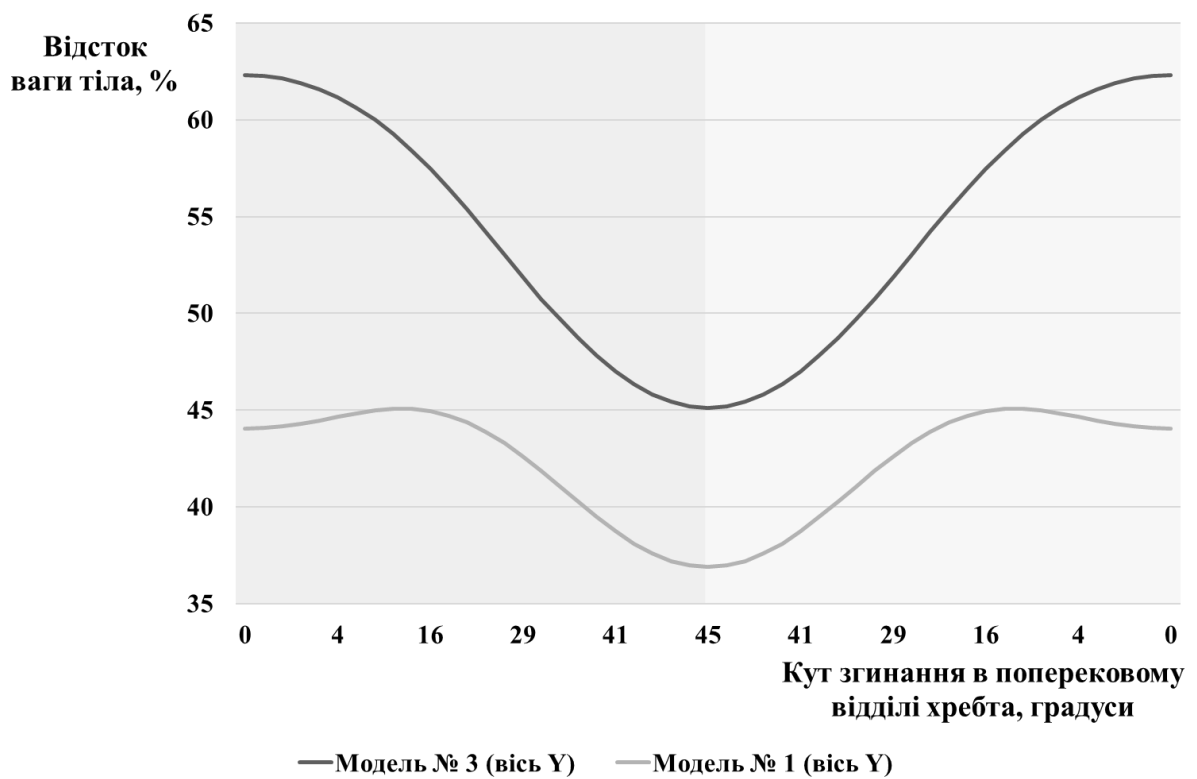


Рисунок 7.9 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 3 та № 1

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця сили навантаження на тіла L_{IV} хребця між моделями № 3 та № 1, змінювалась наступним чином.

На осі X відмічено більше навантаження у моделі № 1 в порівнянні із моделлю № 3 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження зменшувалось від 9,20 % до 0,38 % (0° - 45°) на користь моделі № 1. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі X становило $(4,31 \pm 3,26)$ % (мін. – 9,20 %, макс. – 0,38 %) . (рис. 7.10).

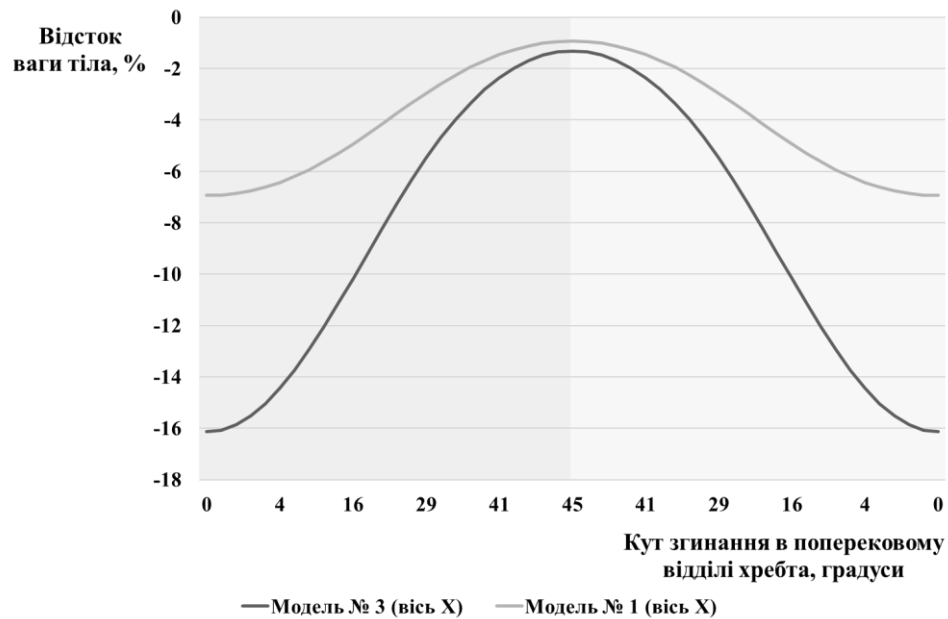


Рисунок 7.10 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 3 та № 1

На осі Y відмічено більше навантаження у моделі № 3 в порівнянні із моделлю № 1 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від 14,54 % до 4,41 % (0°-45°) на користь моделі № 3. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі Y становило $(8,46 \pm 3,86) \%$ (мін. -4,41 %, макс. - 14,54 %) (рис. 7.11).

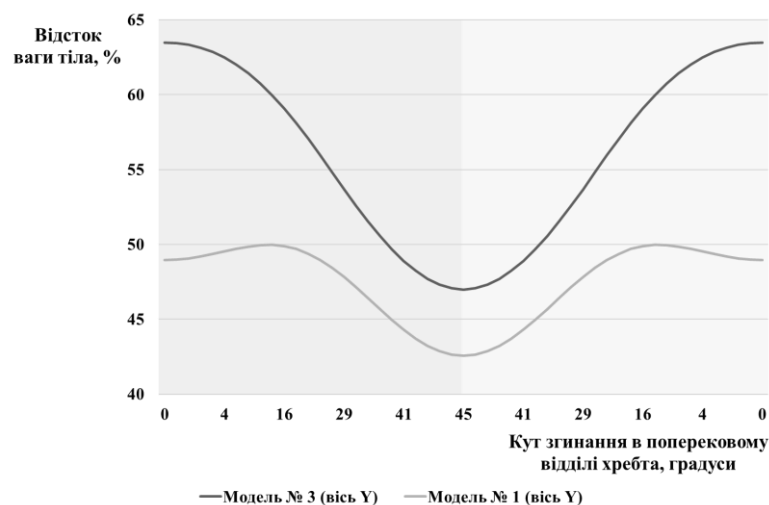


Рисунок 7.11 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 4 та № 3

7.4 Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спонділодезом L_{IV}-S_I у гіполордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 4)

В умовах післяопераційних змін під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні в моделі № 4, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили навантаження від 2,60 % ваги тіла з досягненням максимального 9,68 % ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період 7,09 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(6,77 \pm 2,65) \%$ (мін. – 9,68 %, макс. – 2,60 %).

По осі Y зазначений параметр з початком згинання поступово знижувався від 60,56 % до 40,52 % на куті 45° згинання (різниця за цей період 20,03 %). Середнє значення величини сили навантаження становило $(50,86 \pm 7,42) \%$ ваги тіла (мін. – 40,52 %, макс. – 60,56 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.12).

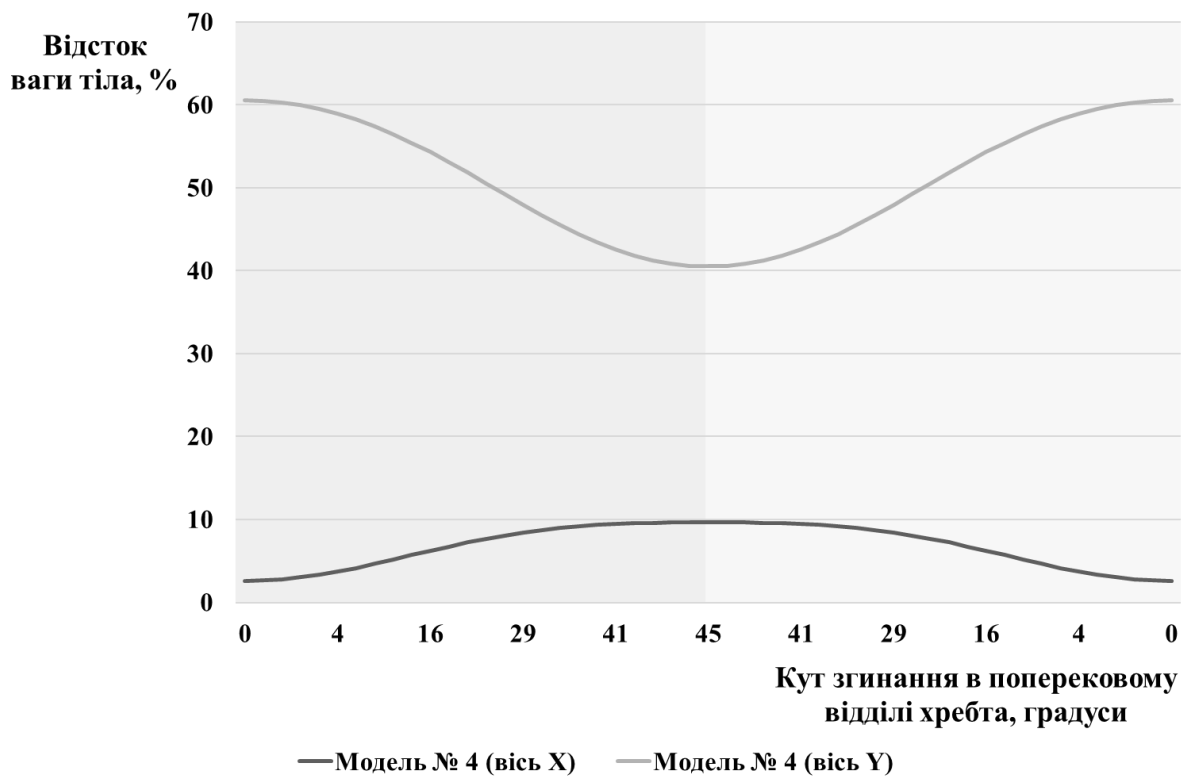


Рисунок 7.12 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 4)

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L_{IV} хребця в моделі № 4, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від -16,02 % ваги тіла з досягненням максимального показника -1,67 % ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період склала 14,35 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-8,35 \pm 5,31) \%$ (мін. – -16,02 %, макс. – -1,67 %).

По осі Y відбувалося поступове зниження сили навантаження від 60,80 % до 43,70 % на 45° (різниця за цей період 17,09 %). Середнє значення величини сили навантаження становило $(52,81 \pm 6,35) \%$ ваги тіла (мін. – 43,70 %, макс. – 60,80 %). У другий період руху (повернення до вертикального

положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.13).

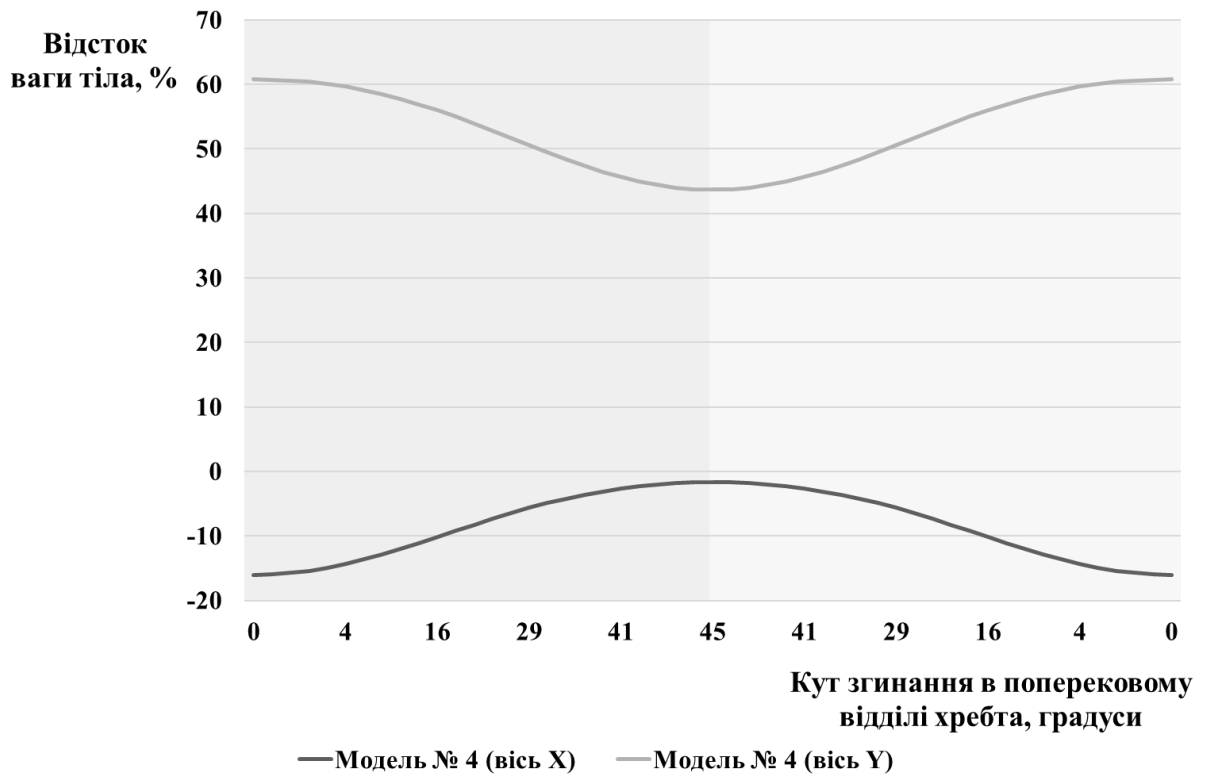


Рисунок 7.13 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 4)

Таким чином, під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця в силі навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні між моделями № 4 та № 3 була наступна.

На осі X відмічено більше навантаження у моделі № 4 в порівнянні із моделлю № 3 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від 14,56 % до 9,36 % (0° - 45°) на користь моделі № 4. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі X становило $(12,08 \pm 1,93) \%$ (мін. – 9,36 %, макс. – 14,56 %) (рис. 7.14).

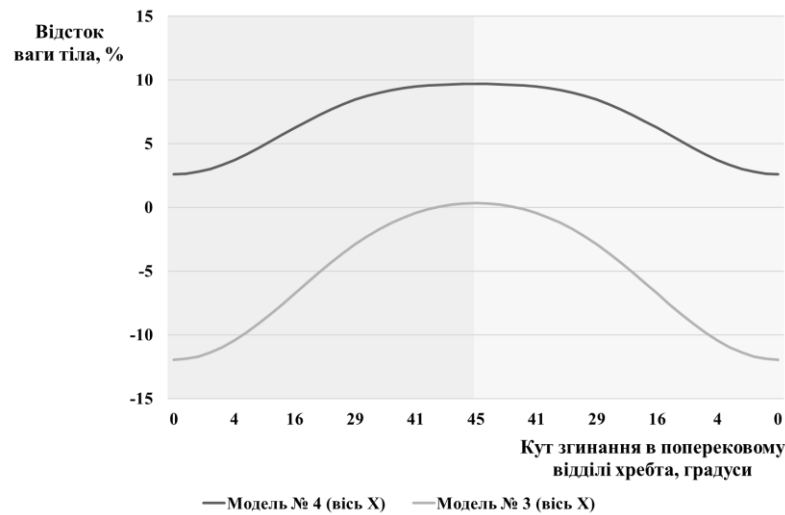


Рисунок 7.14 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі X в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 4 та № 3

По осі Y різниця в зазначених параметрах на початку та в кінці руху (0°) була мінімальною і склала 1,75 % на користь моделі № 3. Пікове максимальне значення різниці навантажень на 45° було 4,59 % ваги тіла моделі. Середнє значення різниці величини сили навантаження становило $(3,37 \pm 1,04)$ % ваги тіла (мін. – 1,75 %, макс. – 4,59 %) (рис. 7.15).

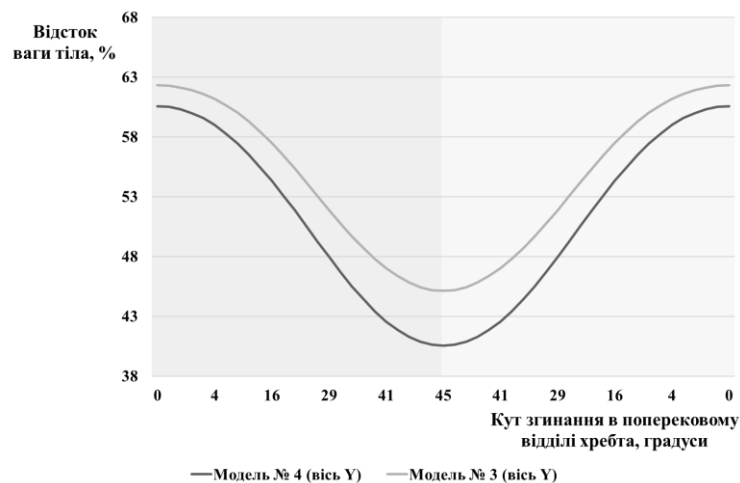


Рисунок 7.15 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні на осі Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 4 та № 3

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця сили навантаження на тіло L_{IV} хребця між моделями № 3 та № 4 змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху в проміжку від вертикального положення до 16° згинання на осі X різниця в навантаженні була незначно більшою на користь моделі № 4 в порівнянні із моделлю № 3: відбувалося поступове зменшення різниці значення сили з від 0,12 % до 0 %. Далі навантаження по даній осі було більшим у моделі №3 із різницею, яка поступово наростала від 0,03 % до 0,36 % (17° - 45° згинання).

На осі Y відмічено більше навантаження у моделі № 3 в порівнянні із моделлю № 4 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від 2,69 % до 3,28 % (0° - 45°) на користь моделі № 3. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі Y становило $(3,04 \pm 0,20) \%$ (мін. – 3,28 %, макс. – 2,69 %) (рис. 7.16).

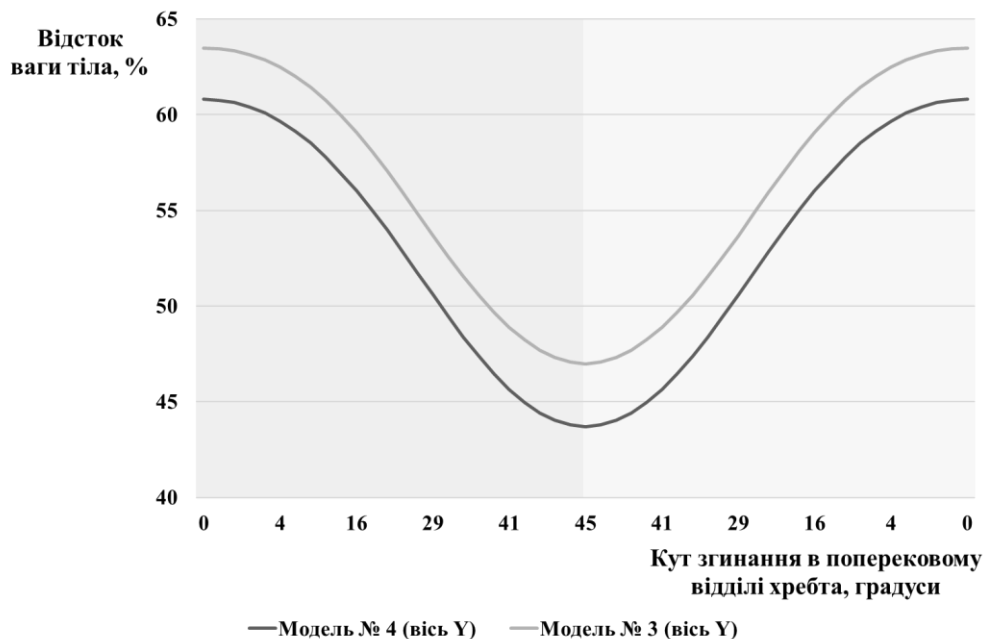


Рисунок 7.16 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 4 та № 3

7.5 Зміни сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-клубовому зчленуванні та на тіло L_{IV} хребця в умовах згинальних рухів у поперековому відділі хребта із частковими дефектами та переміщенням точок фіксації м'язів, які ушкоджуються внаслідок хірургічного доступу, а також із виконаним бісегментарним спонділодезом L_{IV}-S_I у гіперлордотичному положенні поперекового лордозу (модель № 5)

В умовах післяопераційних змін під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні в моделі № 5, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від -19,26 % ваги тіла з досягненням максимального -4,89 % ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період 14,38 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-11,64 \pm 5,33) \%$ (мін. – -19,26 %, макс. – -4,89 %).

По осі Y зазначений параметр з початком згинання поступово знижувався від 61,14 % до 45,97 % на куті 45° згинання (різниця за цей період 15,17 %). Середнє значення величини сили навантаження становило $(54,18 \pm 5,67) \%$ ваги тіла (мін. – 45,97 %, макс. – 61,14 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.17).

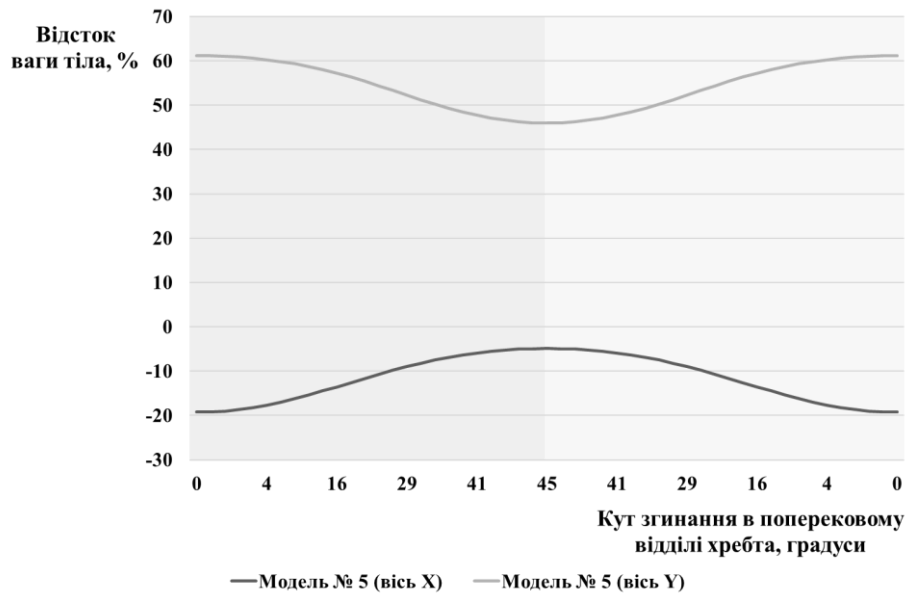


Рисунок 7.17 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 5)

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини сила навантаження на тіло L_{IV} хребця в моделі № 5, змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху (згинання від вертикального положення до 45°) на осі X відмічено поступове збільшення значення сили з від -15,95 % ваги тіла з досягненням максимального показника -1,04 % ваги тіла в кінці періоду за кута згинання 45° (різниця за цей період 14,92 %). Середнє значення величини вектора сили навантаження становило $(-8,04 \pm 5,52)$ % (мін. – -15,95 %, макс. – -1,04 %).

По осі Y відбувалося поступове зниження сили навантаження від 64,13 % до 48,01 % на 45° (різниця за цей період 16,12 %). Середнє значення величини сили навантаження становило $(56,73 \pm 6,02)$ % ваги тіла (мін. – 48,01 %, макс. – 64,13 %). У другий період руху (повернення до вертикального положення від кута згинання 45°) відбувались зворотні зміни у дзеркальному вигляді (рис. 7.18).

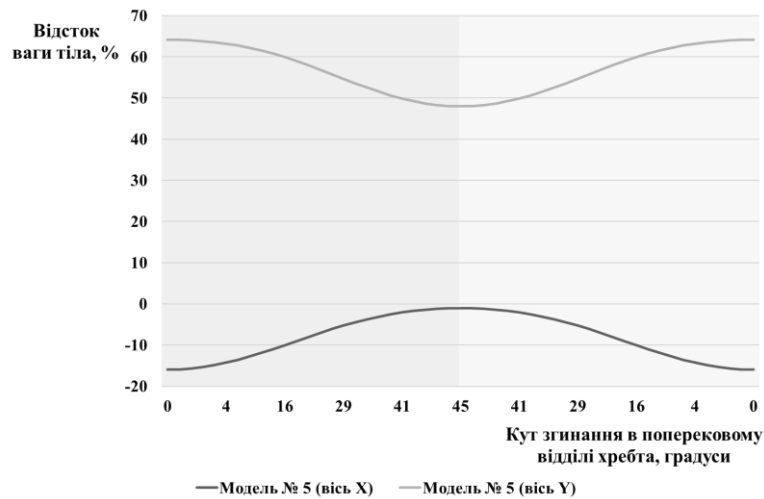


Рисунок 7.18 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження на тіло L_{IV} хребця на осі X та Y в процесі згинання у поперековому відділі хребта (модель № 5)

Таким чином, під час циклу згинання до 45° у поперековому відділі хребта людини різниця в силі навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні між моделями № 5 та № 3 була наступна.

На осі X відмічено відносно більше навантаження у моделі № 3 в порівнянні із моделлю № 5 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від 7,30 % до 5,20 % (0°-45°) на користь моделі № 3. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі X становило $(6,34 \pm 0,78) \%$ (мін. – 5,20 %, макс. – 7,30 %) (рис. 7.19).

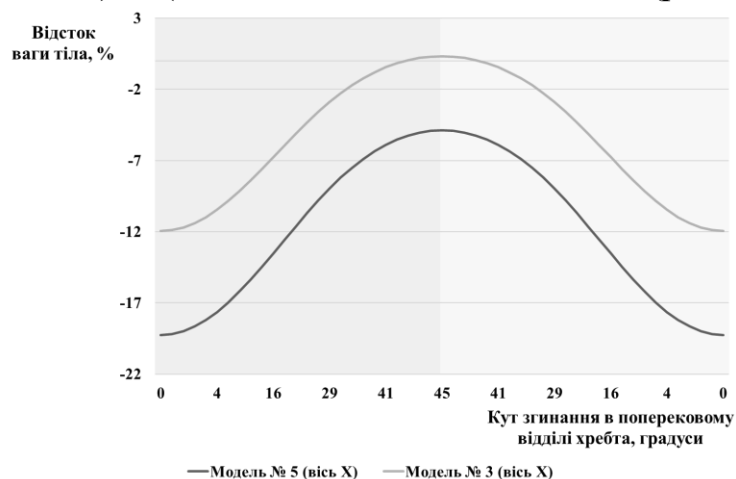


Рисунок 7.19 – Графіки зміни проекції вектору сили навантаження суглобової поверхні здухвинної кістки у крижово-здухвинному зчленуванні на осі X в процесі згинання у поперековому відділі хребта в порівнянні моделей № 5 та № 3

У першому періоді руху в проміжку від вертикального положення до 18° згинання на осі Y різниця в навантаженні була незначно більшою на користь моделі № 3 в порівнянні із моделлю № 5: відбувалося поступове зменшення різниці значення сили з від $1,16\%$ до 0% . Далі навантаження по даній осі було незначно більшим у моделі №5 із різницею, яка поступово наростала від $0,02\%$ до $0,85\%$ (19° - 45° згинання).

В умовах циклу згинання до 45° у поперековому відділу хребта людини різниця сили навантаження на тіло L_{IV} хребця між моделями № 3 та № 5 змінювалась наступним чином.

У першому періоді руху в проміжку від вертикального положення до 16° згинання на осі X відмічено більше навантаження у моделі № 5 в порівнянні із моделлю № 3 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від $0,18\%$ до $0,27\%$ (0° - 45°) на користь моделі №5. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі X становило $(0,21 \pm 0,04)\%$ (мін. – $0,18\%$, макс. – $0,27\%$).

На осі Y відмічено більше навантаження у моделі №5 в порівнянні із моделлю № 3 на всій амплітуді руху. Значення різниці сили навантаження змінювалось від $0,64\%$ до $1,03\%$ (0° - 45°) на користь моделі № 5. Середнє значення різниці величини вектора сили навантаження по осі Y становило $(0,88 \pm 0,15)\%$ (мін. – $0,64\%$, макс. – $1,03\%$).

Отримані результати дослідження дають можливість лише частково показати механічний вплив силових навантажень на суміжні сегменти із зоною фіксації. Саме ця модель дає характеристику та пояснює взаємозв'язок між м'язами, спондилодезом, кінематикою навантажень на крижово-здухвинне зчленування і тіло хребця вище рівня інструментації після виконаного хірургічного втручання. Такі зміни амплітуди навантажень, по-перше, можуть грати велику роль в розвитку захворювань суміжного сегмента прилеглого до зони спондилодезу, по-друге, бути одним із факторів причини розвитку синдрому невдало оперованої спини (“failed back” синдром) і по-третє, може

грати не останню роль в розвитку ускладнень безпосередньо пов'язаних з транспедикулярною конструкцією.

Це дослідження також показало, що серед інших можливих механічних чинників, що грають роль при проведенні хірургічного лікування з використанням інструментального спондилодезу, важливе значення відводиться до змін сагітального положення поперекового лордозу. Зокрема, фіксація у гіполордотичному положенні привертає крижово-здухвинне зчленування до значно більш високим навантаженням у поперековому відділі хребта на всій амплітуді руху. Навпроти, верхній суміжний хребець до зони фіксації мав менші навантаження. В клінічній практиці, прагнучі виконати спондилодез, потрібно обов'язково звертати увагу на сегменти зі значними дегенеративними змінами, де має місце зниження висоти міжхребцевого диску або відбувся його колапс. Тому що вже наявність таких змін призводить до зменшення лордозу який спочатку ще не відображає порушення балансу хребта. Тому, при проведенні планування проведення полісегментарної фіксації хребта, потрібно враховувати рентгенологічні зміни у сегментах та кут поперекового лордозу для того, щоб мінімізувати вплив негативних біомеханічних змін які можуть виникнути.

Фіксація у гіперлордотичному положенні призводила до збільшення навантажень на верхній суміжний сегмент, однак отримані показники збільшення сили навантаження були незначними по відношенню до фіксації лордозу в інтактному положенні.

В дослідженні моделювання нахилу до переду верхньої половини на 45° вважається важливою умовою навантаження на поперековий відділ хребта. Слід зазначити, що рух тулуба вперед і повертання його назад не імітує повсякденну діяльність людини, а дослідження було обмежене сагітальним рухом без одночасного впливу кульшових суглобів.

Скелетно-м'язова модель обов'язково включає до дослідження визначення роботи м'язів та обчислення низки вихідних параметрів. Модель, яка реалізована в цьому дослідженні, включала в себе спрощення і відповідні

обмеження. Змінюючи показник максимальної ізометричної сили м'яза та координати точок прикріплення, моделювали часткові дефекти м'язів у випадках резекції їх зі зміною площі поперечного перерізу без порушення їхньої протяжності. У разі створення часткового дефекту м'яза без порушення його довжини, змінювали точки прикріплення для зменшення максимальної ізометричної сили м'яза пропорційно зміни його площі поперечного перерізу. У випадку часткових дефектів м'язів зі змінюванням довжини та точок їх прикріплення змінювали такі параметри як оптимальна довжина міофібрили та довжина сухожилку у випадку розслабленого м'яза. А у разі створення тотального дефекту м'яза вся інформація про певний елемент видалялася з моделі, щоб унеможливити вплив залишкової інформації про вагу елемента на інерційні властивості моделі. Така модель не враховує індивідуальну активність роботи м'язів, їх сили та динамічність скорочення в різних видах руху. Моделюючи рух в нашому дослідженні, було задано певний повільний час при нахилу до переду, для уникнення саме динамічних ефектів, тобто модель демонструвала симетричне дзеркальне повернення тулуба назад.

Оскільки м'язова сила і функція була однаковою для всіх видів створеного інструментального спондилодезу та не враховували безпосередньо такий чинний фактор як травматичність під час виконання доступу. Всі ці фактори та отримані результати нашого дослідження передбачають мінімальне ушкодження м'язів під час хірургічного втручання, тому достовірність моделі більш наближена до малоінвазивної постановки транспедикулярних гвинтів.

Отже, це дослідження показало зміни кінематики сил навантаження на крижово-здухвинне зчленування та хребець суміжний з рівнем інструментального спондилодезу. Відмінність в отриманих результатах безпосередньо від положення фіксації поперекового лордозу та вплив роботи м'язів. Гіполордотичне положення лордозу збільшує навантаження на крижово-здухвинне зчленування, що узгоджується з клінічними

дослідженнями до розвитку синдрому невдало оперованої спини та захворювання прилеглого сегменту.

Фактично, розроблені кінематичні моделі в даній роботі, можуть бути потенційно запропоновані як керівництво при плануванні хірургічного втручання в якості профілактичних заходів ускладнень транспедикулярної фіксації. Однак необхідно проявляти обережність при екстраполяції цих результатів в клінічну практику.

8 ОСОБЛИВОСТІ ЛАБОРАТОРНИХ ПОКАЗНИКІВ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ РІЗНИМИ ВАРІАНТАМИ ПЕРЕБІГУ ПІСЛЯОПЕРАЦІЙНОГО ПРОЦЕСУ ПІСЛЯ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ХРЕБТА

Слід зазначити, що порівняння досліджуваних передопераційних показників пацієнтів із захворюваннями хребта, що потребували інструментації транспецикулярними конструкціями, у яких спостерігалися післяопераційні ускладнення, проводили не тільки з даними практично здорових людей, а і з параметрами хворих із аналогічними захворюваннями, у яких післяопераційний період перебігав без ускладнень. Тому різниця, яка часто була достовірною із показниками референтної групи практично здорових людей, демонструвала недостатню достовірність у порівнянні з таким у хворих людей, які мали післяопераційні ускладнення.

Пацієнти без післяопераційних ускладнень до лікування демонстрували помірні відхилення досліджуваних клініко-лабораторних та біохімічних показників. Так, в них спостерігалася незмінність базових показників загального клінічного стану організму. Серед тих показників, які не продемонстрували достовірної різниці з контрольною групою вміст глюкози, загального білку, загального білірубину, загального холестеролу, сечовини, креатинину, кальцію, фосфору, результати тимолової проби, активності лужної та кислої фосфатаз. Тим не менше, спостерігалася підвищення активності аланінамінотрансферази та аспартатамінотрансферази на 42,29 % та 63,55 % відповідно (табл. 8.1).

В той же час у хворих із захворюваннями хребта, у яких в післяопераційному періоді не спостерігалася ускладнень, виявлено на 37,21 % достовірно більший вміст глікопротеїнів у сироватці крові (табл. 8.1). Це супроводжувалося більшою на 67,36 % концентрацією гаптоглобіну у сироватці крові хворих із захворюваннями хребта по відношенню до такого у практично здорових людей.

Таблиця 8.1 – Біохімічні показники метаболічного статусу пацієнтів, у яких після операції спостерігалися ускладнення

№ п/п	Показники	Контрольна група (n=20)	Пацієнти без післяопераційних ускладнень (n=20)	Пацієнти з подальшим запаленням м'яких тканин (n=20)	Пацієнти з подальшою нестабільністю конструкцій (n=20)
1	2	3	4	5	6
1	Загальний білок, г/л	78,10±1,40	72,05±1,65 -7,75 % ^{1,5)}	71,65±1,21 -8,26 % ^{1,5)} -0,55 % ^{2,5)}	71,90±1,73 -7,94 % ^{1,5)} -0,21 % ^{2,5)} 0,35 % ^{3,5)}
2	Глюкоза, ммоль/л	5,10±0,05	5,12±0,24 +0,39 % ^{1,5)}	5,39±0,21 +5,69 % ^{1,5)} +5,27 % ^{2,5)}	5,32±0,33 +3,91 % ^{1,5)} +4,31 % ^{2,5)} -1,30 % ^{3,5)}
3	Сечовина, ммоль/л	4,54±0,21	4,69±0,42 +3,320 % ^{1,5)}	4,72±0,44 +3,96 % ^{1,5)} +0,69 % ^{2,5)}	4,68±0,90 +3,08 % ^{1,5)} -0,21 % ^{2,5)} -0,85 % ^{3,5)}
4	Креатинін, мкмоль/л	86,80±3,30	78,83±4,65 -9,18 % ^{1,5)}	78,50±6,85 -9,56 % ^{1,5)} -0,42 % ^{2,5)}	80,00±0,00 -7,8 % ^{1,5)} +1,48 % ^{2,5)} +1,91 % ^{3,5)}
5	Сечова кислота, ммоль/л	0,340±0,010	0,305±0,013 +11,48 % ^{1,6)}	0,260±0,015 -23,53 % ^{1,6)} -14,75 % ^{2,6)}	0,320±0,080 -5,88 % ^{1,5)} +4,92 % ^{2,5)} +23,08 % ^{3,6)}
6	Загальний білірубін, мкмоль/л	12,60±1,98	12,14±2,16 -3,65 % ^{1,5)}	9,63±1,18 -23,57 % ^{1,6)} -20,68 % ^{2,6)}	15,12±2,69 +20,00 % ^{1,6)} +24,55 % ^{2,6)} +57,01 % ^{3,9)}
7	Активність аланінамінотрансферази, Од/л	21,40±1,40	30,45±2,14 +42,29 % ^{1,6)}	28,25±5,45 +32,01 % ^{1,6)} -7,22 % ^{2,5)}	27,51±0,50 +28,55 % ^{1,6)} -10,51 % ^{2,5)} -2,62 % ^{3,5)}
8	Активність аспаргатамінотрансферази, Од/л	17,20±1,20	28,13±3,15 +63,55 % ^{1,6)}	31,56±5,41 +83,49 % ^{1,6)} +12,19 % ^{2,5)}	22,67±3,28 +31,80 % ^{1,5)} -19,41 % ^{2,5)} -28,17 % ^{3,6)}

Продовження табл. 8.1

1	2	3		4	5
9	Холестерол, ммоль/л	4,97±0,20	4,18±0,34 % -15,90 % ^{1, 5)}	4,17±0,21 -16,10 % ^{1, 5)} -0,24 % ^{2, 5)}	4,28±0,72 -13,88 % ^{1, 6)} +2,39 % ^{2, 5)} +2,64 % ^{3, 5)}
10	Тимолова проба, Од. S-H	3,08±0,15	2,75±0,15 -10,71 % ^{1, 5)}	2,70±0,46 -12,34 % ^{1, 6)} -1,82 % ^{2, 5)}	2,76±0,35 -10,39 % ^{1, 5)} +0,36 % ^{2, 5)} +2,22 % ^{3, 5)}
11	Ліпопротеїни низької щільності, г/л	4,68±0,19	5,76±0,52 +23,08 % ^{1, 6)}	6,05±0,37 +29,27 % ^{1, 6)} +5,03 % ^{2, 5)}	5,87±0,51 +25,43 % ^{1, 6)} +1,91 % ^{2, 5)} -2,98 % ^{3, 5)}
12	Активність лужної фосфатази, Од/л	195,2±1,9	215,2±12,8 +10,25 % ^{1, 5)}	284,9±13,8 +45,96 % ^{1, 6)} +31,96 % ^{2, 6)}	121,0±18,0 -38,47 % ^{1, 6)} -43,77 % ^{2, 6)} -57,84 % ^{3, 6)}
13	Активність кислої фосфатази, Од/л	3,87±0,09	4,06±0,08 +4,95 % ^{1, 5)}	4,30±0,23 +11,11 % ^{1, 5)} +5,91 % ^{2, 5)}	5,76±0,43 +48,84 % ^{1, 9)} +41,87 % ^{2, 9)} +33,95 % ^{3, 9)}
14	Глікопротеїни, ммоль/л	0,43±0,01	0,59±0,04 +37,21 % ^{1, 6)}	0,84±0,05 +95,57 % ^{1, 9)} +42,37 % ^{2, 7)}	0,64±0,04 +48,83 % ^{1, 8)} +8,47 % ^{2, 5)} -23,81 % ^{3, 6)}
15	Сиалові кислоти, ммоль/л	2,00±0,03	2,19±0,05 +9,50 % ^{1, 5)}	4,72±0,01 +136,00 % ^{1, 9)} +115,53 % ^{1, 9)}	2,38±0,45 +19,00 % ^{1, 6)} +8,68 % ^{1, 5)} -49,58 % ^{1, 8)}
16	Гаптоглобін, г/л	0,95±0,04	1,59±0,07 +67,36 % ¹⁾⁶⁾	2,25±0,12 +136,84 % ¹⁾⁶⁾ +41,51 % ²⁾⁹⁾	1,70±0,10 +78,94 % ¹⁾⁹⁾ +6,92 % ²⁾⁵⁾ -24,44 % ²⁾⁶⁾
17	Проба Вельтмана, мл	0,45±0,01	0,35±0,02 -22,22 % ^{1, 8)}	0,22±0,02 -51,11 % ^{1, 9)} -37,14 % ^{2, 6)}	0,38±0,02 -15,56 % ^{1, 8)} +8,57 % ^{2, 5)} +72,72 % ^{3, 8)}
18	С-реактивний протеїн, мг/л	0,30±0,30	1,14±0,52	11,10±1,09	0,90±0,49
19	Кальцій	2,51±0,04	2,46±0,04	2,38±0,03	2,39±0,03

	загальний, ммоль/л		-1,99 % ^{1, 5)}	-5,18 % ^{1, 5)} -3,52 % ^{2, 5)}	-4,78 % ^{1, 5)} -2,85 % ^{2, 5)} +0,42% ^{3, 5)}
--	-----------------------	--	--------------------------	--	---

Продовження табл. 8.1

1	2	3		4	5
20	Фосфор неорганічний, ммоль/л	1,46±0,12	1,52±0,11 +4,11 % ^{1, 5)}	1,57±0,22 +7,53 % ^{1, 5)} +3,29% ^{2, 5)}	1,00±0,05 -31,51 % ^{1, 6)} -34,21 % ^{2, 8)} -36,31% ^{3, 8)}
21	Хондроїтинсульфати, г/л	0,086±0,004	0,119±0,008 +38,37 % ^{1, 6)}	0,138±0,013 +60,47 % ^{1, 9)} +15,97 % ^{2, 6)}	0,158±0,015 +83,72 % ^{1, 9)} +32,77 % ^{2, 6)} +14,49 % ^{3, 6)}

Відповідно до збільшення зазначених маркерів запалення, також були збільшені результати проби Вельтмана (на 22,22 %). Концентрація С-реактивного білку у сироватці крові, що перевищує 6 мг/мл, але менше 12 мг/мл, була зафіксована в 4 пацієнтів з 20 у групі (норма — менше 6 мг/мл), в той час, як у групі практично здорових людей було визначено перевищення порогу 6 мг/кг (але менше 12 мг/кг) тільки у однієї людини з 20 у групі.

Вище вказані зміни біохімічних показників свідчать про наявність запального процесу у сполучній тканині. Це підтверджується достовірним збільшенням на 38,37 % величини вмісту загальних хондроїтинсульфатів у сироватці крові хворих, у яких післяопераційний період перебігав у подальшому без ускладнень у порівнянні із таким у практично здорових людей. Вміст сіалових кислот не потерпав достовірних змін (табл. 8.1).

Із числа показників коагулограми достовірну відмінність від контрольної групи у хворих, які в післяопераційному періоді не мали

1) по відношенню до показників практично здорових людей;

2) по відношенню до показників пацієнтів контрольної групи;

3) по відношенню до показників пацієнтів без післяопераційних ускладнень;

4) по відношенню до показників пацієнтів із подальшим запаленням м'яких тканин;

5) $P > 0,05$;

6) $P < 0,05$;

7) $P < 0,01$;8) $P < 0,02$;9) $P < 0,001$

ускладнень, продемонстрували тільки концентрація розчинних фібринмономерних комплексів — на 53,25 % (табл. 8.2).

Таблиця 8.2 – Коагулологічні показники пацієнтів, у яких після операції спостерігалися ускладнення

№ п/п	Показники	Контрольна група (n=20)	Пацієнти без післяопераційних ускладнень (n=20)	Пацієнти з подальшим запаленням м'яких тканин (n=20)	Пацієнти з подальшою нестабільністю конструкцій (n=20)
1	Протромбіновий час, с	13,16±0,56	13,55±0,63 +2,96 % ^{1,5)}	14,17±0,60 +7,67 % ^{1,5)} +7,58 % ^{2,5)}	12,84±0,62 -2,43 % ^{1,5)} -5,24 % ^{2,5)} -9,38% ^{3,5)}
2	Активованій частковий тромбіновий час, с	31,15±0,96	29,45±0,74 -5,46 % ^{1,5)}	30,48±1,24 -2,15 % ^{1,5)} +3,50 % ^{2,5)}	30,18±0,80 -3,11 % ^{1,5)} +2,48 % ^{2,5)} -0,98 % ^{3,5)}
3	Фибриноген, г/л	2,91±0,34	3,15±0,31 +8,25 % ^{1,5)}	3,47±0,21 +19,24 % ^{1,6)} +10,16 % ^{2,5)}	3,36±0,19 +15,46 % ^{1,5)} +6,67 % ^{2,5)} -3,17 % ^{3,5)}
4	Розчинні фібринмономерні комплекси, мг/%	4,15±0,43	6,36±0,51 +53,25 % ^{1,6)}	9,36±0,79 +125,54 % ^{1,6)} +47,17 % ^{1,6)}	6,64±0,63 +60,00 % ^{1,6)} +4,40 % ^{2,5)} -29,06 % ^{3,6)}
5	Фибринолітична активність, хв.	25,15±2,14	22,38±2,03 -11,01 % ^{1,5)}	20,35±3,96 -19,09 % ^{1,6)} -9,07 % ^{2,5)}	12,20±2,02 -51,49 % ^{1,6)} -45,49 % ^{2,6)} -40,05% ^{3,6)}

1) по відношенню до показників практично здорових людей;

2) по відношенню до показників пацієнтів контрольної групи;

3) по відношенню до показників пацієнтів без післяопераційних ускладнень;

4) по відношенню до показників пацієнтів із подальшим запаленням м'яких тканин;

5) $P > 0,05$;

- 6) $P < 0,05$;
- 7) $P < 0,01$;
- 8) $P < 0,02$;
- 9) $P < 0,001$

Серед показників клінічного аналізу крові у пацієнтів з групи без післяопераційних ускладнень спостерігалось достовірне підвищення рівня лейкоцитів на 17,04 % у порівнянні із таким у практично здорових осіб контрольної групи (табл. 8.3).

Також слід відзначити достовірне підвищення швидкості осідання еритроцитів — на 66,29 % у пацієнтів розглянутої групи (табл. 8.3). У сукупності все вище наведене може свідчити про наявність у пацієнтів обстеженої групи хронічного запального статусу, який має зв'язок із елементами сполучної тканини. Рівень інтегральних показників (лейкоцитарних індексів) у даної групи хворих достовірно не відрізнявся від такого у практично здорових людей (табл. 8.3).

Таблиця 8.3 – Показники клінічного аналізу крові пацієнтів, у яких після операції спостерігалися ускладнення

№ п/п	Показники	Контрольна група (n=20)	Пацієнти без післяопераційних ускладнень (n=20)	Пацієнти з подальшим запаленням м'яких тканин (n=20)	Пацієнти з подальшою нестабільністю конструкцій (n=20)
1	2	3	4	5	6
1	Гемоглобін, г/л	118,7±3,1	126,8±3,0 +6,82 % ^{1,5)}	125,9±2,8 +6,07 % ^{1,5)} -0,71 % ^{2,5)}	132,9±3,7 +11,96 % ^{1,6)} +4,81 % ^{2,5)} +5,56 % ^{3,5)}
2	Еритроцити, екз. x 10 ¹² /л	4,24±0,11	4,54±0,12 +7,08 % ^{1,5)}	4,22±0,09 -0,47 % ^{1,5)} -7,05 % ^{2,5)}	4,36±0,12 +2,83 % ^{1,5)} -3,96 % ^{2,5)} +0,24 % ^{3,5)}
3	Лейкоцити, екз. x 10 ⁹ /л	4,99±0,10	5,84±0,10 +17,03 % ^{1,6)}	6,60±0,60 +32,26 % ^{1,6)} +13,01 % ^{2,6)}	7,03±0,39 +40,88 % ^{1,6)} +20,04 % ^{2,6)} +6,52 % ^{3,5)}
4	Паличкоядерні нейтрофіли, %	4,01±0,65	3,95±0,32 -1,50 % ^{1,5)}	3,92±0,83 -2,24 % ^{1,5)} -0,75 % ^{2,5)}	3,97±0,36 -1,00 % ^{1,5)} +0,51 % ^{2,5)} +1,28 % ^{3,5)}
5	Сегментоядерні нейтрофіли, %	64,46±1,65	62,11±1,73 -3,65 % ^{1,5)}	59,80±2,10 -7,23 % ^{1,5)} -3,72 % ^{2,5)}	62,49±1,15 -3,06 % ^{1,5)} +0,62 % ^{2,5)} +4,50 % ^{3,5)}

Продовження табл. 8.3

1	2	3	4	5	6
6	Лімфоцити, %	24,06±1,97	26,06±2,01 +8,31 % ^{1,5)}	28,60±1,80 +18,87 % ^{1,5)} +1,92% ^{2,5)}	25,85±1,03 +7,44 % ^{1,5)} -0,81 % ^{2,5)} -3,54 % ^{3,5)}
7	Моноцити, %	5,53±0,62	5,67±0,31 +2,53 % ^{1,5)}	5,30±0,70 -4,16 % ^{1,5)} -6,53 % ^{2,5)}	5,52±0,51 -0,18 % ^{1,5)} -2,65 % ^{2,5)} +4,15 % ^{3,5)}
8	Еозінофіли, %	1,95±0,41	2,05±0,14 +5,13 % ^{1,5)}	1,80±0,50 -7,69 % ^{1,5)} -12,20 % ^{1,5)}	2,00±0,36 +2,56 % ^{1,5)} -2,44 % ^{2,5)} +11,11 % ^{3,5)}
9	Базофіли, %	0,09±0,01	0,11±0,01 +22,22 % ^{1,5)}	0,08±0,06 -11,11 % ^{1,5)} -27,27 % ^{1,6)}	0,12±0,06 +33,33 % ^{1,6)} +9,09 % ^{2,5)} +50,00 % ^{3,7)}
10	Швидкість осідання еритроцитів, мм/год.	6,14±0,45	10,21±0,52 +66,29 % ^{1,9)}	14,00±3,00 +71,99 % ^{1,6)} +27,07 % ^{2,6)}	13,36±2,46 +64,13 % ^{1,6)} +30,85 % ^{2,5)} -4,57 % ^{3,5)}
11	Лейкоцитарн ий індекс	0,37±0,02	0,41±0,02 +10,81 % ^{1,5)}	0,45±0,02 +21,62 % ^{1,6)} +9,76 % ^{2,5)}	0,41±0,03 +10,81 % ^{1,5)} 0,0 % ^{2,5)} -8,88 % ^{3,5)}
12	Індекс здвигу лейкоцитів	2,38±0,12	2,15±0,13 -9,66 % ^{1,5)}	2,04±0,14 -10,37 % ^{1,5)} -14,29 % ^{2,6)}	2,19±0,13 -7,98 % ^{1,5)} +1,86 % ^{2,5)} +7,36 % ^{3,5)}
13	Лейкоцитарн ий індекс інтоксикації	2,16±0,09	1,95±0,07 -9,72 % ^{1,5)}	1,78±0,08 -17,59 % ^{1,6)} -8,72 % ^{2,5)}	1,98±0,09 -8,33 % ^{1,5)} +1,54 % ^{2,5)} +11,24 % ^{3,5)}
14	Індекс лімфоцитарн о-гра- нулоцитарни й	3,41±0,20	3,82±0,21 -11,23 % ^{1,5)}	4,36±0,22 +27,86 % ^{1,6)} +14,14 % ^{2,6)}	3,77±0,21 +10,56 % ^{1,5)} -1,31 % ^{2,5)} -13,53 % ^{3,6)}
15	Індекс співвідношен ня нейтрофілів та лімфоцитів	2,85±0,14	2,53±0,13 -11,23 % ^{1,5)}	2,23±0,13 -21,75 % ^{1,6)} -11,86 % ^{2,5)}	2,57±0,14 -9,82 % ^{1,5)} +1,58 % ^{2,5)} +15,25 % ^{3,6)}

Продовження табл. 8.3

1	2	3	4	5	6
16	Індекс ядерного здвигу нейтрофілів	0,062±0,004	0,064±0,004 +3,23 % ^{1, 5)}	0,066±0,005 +6,45 % ^{1, 5)} +3,13 % ^{2, 5)}	0,064±0,004 +3,23% ^{1, 5)} 0,0 % ^{2, 5)} +1,47 % ^{3, 5)}
17	Індекс співвідношення лімфоцитів та еозинофілів	12,34±0,96	12,71±0,95 +3,00 % ^{1, 5)}	15,89±0,84 +28,77 % ^{1, 6)} +25,02 % ^{2, 6)}	12,93±0,90 +4,78 % ^{1, 5)} +1,73 % ^{2, 5)} -18,63 % ^{3, 6)}

При аналізі значень маркерів клітинного та гуморального імунітету у хворих із захворюваннями хребта, у яких післяопераційний період перебігав без ускладнень, було встановлено, що вміст циркулюючих імунних комплексів у них був достовірно збільшений на 25,32 % порівняно із таким у осіб контрольної групи. Це супроводжувалося достовірним підвищенням на 21,70 % коефіцієнтів спонтанної міграції лімфоцитів. Такі зміни вказують на фізіологічну активацію захисних механізмів організму пацієнтів, який спрямований на видалення антигенів, які утворюються внаслідок деградації сполучної тканини при наявності дистрофічних процесів у хребті (табл. 8.4).

Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген у даної групи хворих був достовірно підвищений на 10,58 %, із антитілами на хрящовий антиген — на 12,50 %, із антитілами на антиген синовіальної оболонки — на 17,57 % (табл. 8.4). Зазначені дані вказують на активацію імунної системи відносно тканин власної сполучної тканини у пацієнтів розглянутої групи.

1) по відношенню до показників практично здорових людей;

2) по відношенню до показників пацієнтів контрольної групи;

3) по відношенню до показників пацієнтів без післяопераційних ускладнень;

4) по відношенню до показників пацієнтів із подальшим запаленням м'яких тканин;

5) $P > 0,05$;

6) $P < 0,05$;

7) $P < 0,01$;

8) $P < 0,02$;

⁹⁾ P<0,001

Таблиця 8.4 – Маркери клітинного та гуморального імунітету у хворих із захворюваннями хребта із різними варіантами перебігу післяопераційного періоду

№ п/п	Показники	Контрольна група (n=20)	Пацієнти без післяопераційних ускладнень (n=20)	Пацієнти з подальшим запаленням м'яких тканин (n=20)	Пацієнти з подальшою нестабільністю конструкцій (n=20)
1	Циркуючі імунні комплекси, ум. од.	53,88±6,22	67,52±6,60 +25,32 % ^{1, 6)}	115,90±7,15 +115,11 % ^{1, 9)} +71,65 % ^{2, 8)}	83,96±8,27 +35,86 % ^{1, 7)} +24,34 % ^{2, 6)} -27,56 % ^{3, 6)}
2	Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів (LIF)	1,06±0,12	1,29±0,14 +21,70 % ^{1, 6)}	1,74±0,17 +64,15 % ^{1, 6)} +34,88 % ^{2, 6)}	1,58±0,16 +49,07 % ^{1, 6)} +22,48 % ^{2, 6)} -9,20 % ^{3, 5)}
3	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген, ум. од.	1,04±0,11	1,15±0,12 +10,58 % ^{1, 6)}	1,67±0,15 +60,58 % ^{1, 9)} +45,22 % ^{2, 6)}	1,36±0,14 +30,77 % ^{1, 6)} +18,26 % ^{2, 6)} -18,56 % ^{3, 6)}
4	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген, ум. од.	0,88±0,07	0,99±0,08 +12,50 % ^{1, 6)}	1,45±0,06 +64,77 % ^{1, 8)} +46,46 % ^{1, 6)}	1,16±0,06 +31,82 % ^{1, 6)} +17,17 % ^{2, 6)} -20,00 % ^{3, 6)}
5	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на антиген синовіальної оболонки, ум. од.	0,74±0,07	0,87±0,08 +17,57 % ¹⁾⁶⁾	1,21±0,09 +63,51 % ^{1, 8)} +39,08 % ^{2, 6)}	1,03±0,06 +39,19 % ^{1, 8)} +18,39 % ^{2, 6)} -14,88 % ^{3, 6)}

¹⁾ по відношенню до показників практично здорових людей;

²⁾ по відношенню до показників пацієнтів контрольної групи;

³⁾ по відношенню до показників пацієнтів без післяопераційних ускладнень;

⁴⁾ по відношенню до показників пацієнтів із подальшим запаленням м'яких тканин;

⁵⁾ P>0,05;

⁶⁾ P<0,05;

⁷⁾ P<0,01;

⁸⁾ $P < 0,02$;

⁹⁾ $P < 0,001$

Аналіз результатів клініко-лабораторного та біохімічного обстеження групи пацієнтів із захворюваннями хребта з подальшим післяопераційним запаленням м'яких тканин показав більш виразні відхилення від групи практично здорових осіб. Так, зафіксовані зміни і у показників, що характеризують загальний стан організму. Зокрема, було відзначено менший рівень ліпопротеїдів низької щільності на 29,27 % при підвищенні активності аланінамінотрансферази та аспартатамінотрансферази на 32,01 % та 83,49 % відповідно (табл. 8.1). Зазначене супроводжувалося зменшенням результатів тимолової проби, що свідчить про активацію знешкодження печінкою білково-ліпідних комплексів. Рівень сечової кислоти у сироватці крові був у розглянутій групі нижчим на 23,53 %. В той же час, рівень глюкози, загального білірубину, загального холестерола, загального білка, креатинину, сечовини, загального кальцію, неорганічного фосфору у сироватці крові дослідженої групи пацієнтів не показало достовірних відмінностей від показників контрольної групи.

На цьому тлі підвищувалася активність лужної фосфатази (на 54,96 %), що вказує на активну перебудову кісткової тканини із переважанням анаболічних процесів. Сказане підтверджується рівнем загальних хондроїтинсульфатів, який потерпав підвищення на 60,47 % (табл. 8.1).

Дуже показових змін потерпали біохімічні маркери запального процесу. Так, у хворих із захворюваннями хребта спостерігалось підвищення вмісту гаптоглобіну (на 136,84 %), сіалових кислот (на 136,00 %) та зменшенням результатів проби Вельтмана (на 57,11 %). При вимірюванні вмісту С-реактивного протеїну у сироватці крові латекс-тестом у даної групи хворих виявлено, що з 20 осіб вище 18 мг/мл, але менше 24 мг/мл в сироватці крові було у 5 пацієнтів, вище 12 мг/кг, але менше 18 мг/мл — у 7 пацієнтів та більше ніж 6 мг/кг, але менше за 12 мг/мл — у 8 пацієнтів.

При розгляді коагулологічних показників даної групи хворих із подальшими післяопераційними ускладненнями у формі запалення м'яких

тканин, спостерігалось підвищення рівня розчинних фібринмономерних комплексів на 125,54 % та зменшення фібринолітичної активності на 19,09 % (табл. 8.2).

Результати загальних клінічних аналізів пацієнтів із подальшим післяопераційним запаленням м'яких тканин показали більшу ніж у контрольної групи, кількість лейкоцитів на 32,26 % та швидкості осідання лейкоцитів на 71,99 %, що свідчить про можливий перебіг хронічного інфекційно-запального процесу в організмі обстежених осіб.

Зазначена група пацієнтів показала зміни інтегральних гематологічних показників, характерні для хронічного в'ялого запалення та хронічного інфекційного процесу із деактивацією клітинних елементів лейкоцитарної системи, спрямованої на локалізацію та загоєння ушкоджень. Так у них був достовірно збільшений на 21,62 % лейкоцитарний індекс, що свідчить про деактивацію клітинних елементів лейкоцитарної системи, спрямовану на локалізацію та загоєння травматичного ушкодження.

Також у них спостерігався більш низький на 17,59 % лейкоцитарний індекс інтоксикації, що може бути пояснено швидкою переробкою продуктів ендогенної інтоксикації та пригніченням природних процесів дегенерації тканин, знижений на 21,75 % індекс співвідношення нейтрофілів і лімфоцитів, та підвищений на 27,86 % лейкоцитарно-гранулоцитарний індекс та знижений на 28,77 % індекс співвідношення лімфоцитів та еозинофілів, що говорить про недостатній рівень ефективного імунного захисту в організмі пацієнтів ще до оперативного лікування у порівнянні із такими у групі практично здорових осіб (табл. 8.3).

При аналізі значень маркерів клітинного та гуморального імунітету у хворих із захворюваннями хребта, у яких у післяопераційному періоді спостерігалися ускладнення у вигляді запалення м'яких тканин, були встановлені ще більші зміни імунного статусу, ніж у попередній розглянутій групі, що, зокрема, виражалось у більш високих значеннях циркулюючих імунних комплексів — на 115,11 % по відношенню до такого у практично

здорових людей. Це супроводжувалося також підвищенням значенням коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів на 64,15 % по відношенню до такого у групи практично здорових людей (табл. 8.4).

Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на різні антигени сполучної тканини також демонстрував достовірне підвищення у порівнянні із тканим у практично здорових людей. Відповідно, до антигену кісткової тканини це перевищення склало 60,58 %, до антигену хрящової тканини — 64,77 %, до антигену синовіальної оболонки — 39,19 % (табл. 8.4).

Якщо порівнювати результати обстеження хворих із захворюваннями хребта та післяопераційними ускладненнями у формі запалення м'яких тканин із такими у хворих без післяопераційних ускладнень, слід зазначити, що більша частина показників загального клінічного стану організму у хворих розглянутої групи достовірно не відрізнялася від такого у пацієнтів групи порівняння. Такими особливостями характеризувалися вміст у сироватці крові пацієнтів глюкози, загального білку, загального білірубіну, загального холестеролу, ліпопротеїдів низької щільності, загального кальцію, неорганічного фосфору, активність аланінамінотрансферази, аспартатамінотрансферази, результати тимолової проби (табл. 8.1).

Активність лужної фосфатази була на 31,96 % вищою, ніж у групи хворих без подальших ускладнень. Концентрація сечової кислоти — у розглянутої групи була на 14,75 % нижчою, ніж така у групи порівняння.

Маркери запального процесу у пацієнтів, яким в післяопераційному періоді було притаманно запалення м'яких тканин, були більш виразними, ніж у хворих з аналогічними діагнозами, які проходили післяопераційний період без ускладнень. Так, рівень гаптоглобіну був в них вищим, ніж у групи порівняння на 41,51 %, сіалових кислот — на 115,33 % (табл. 8.1). В той же час результати проби Вельтмана у групи пацієнтів із післяопераційними запальними порушеннями були меншими на 37,14 % у порівнянні із таким у хворих, які пройшли післяопераційний період без ускладнень, що свідчить про дестабілізацію білкової частини сироватки за рахунок на-копичення білків

запалення.

Із вище зазначеним, паралельно спостерігався на 15,97 % більш високий рівень загальних хондроїтинсульфатів у сироватці крові (табл. 8.1).

Зазначене свідчить про розвиток активного запального процесу у даних хворих ще до хірургічного втручання, який після проведення хірургічних маніпуляцій був істотно активований та виливався у локальне загострення в області хірургічного втручання.

Порівняльний аналіз показників коагулограми у пацієнтів із захворюваннями хребта, що мали після операції запальні ускладнення в області м'яких тканин, у порівнянні із таким у хворих без післяопераційних ускладнень достовірну різницю було знайдено тільки за вмістом розчинних фібринмономерних комплексів, яких було більше у сироватці крові хворих із післяопераційними ускладненнями на 47,17 % (табл. 8.2).

При порівняльному аналізі показників загального клінічного аналізу крові у пацієнтів із захворюваннями хребта, яких прооперували із подальшим розвитком запальних ускладнень в області м'яких тканин та групі хворих із подібними діагнозами, але без розвитку післяопераційних ускладнень виявлено, що у хворих із подальшими ускладненнями периферійної крові був зафіксований більший абсолютний рівень лейкоцитів — на 13,01 %. Це супроводжувалося зменшенням відсотка базофілів — на 27,27 %, що в даних умовах не є клінічно значимим (табл. 8.3).

В той же час зафіксовано на 27,07 % більший рівень швидкості осідання еритроцитів у осіб, у яких в подальшому спостерігалися запальні ускладнення м'яких тканин (табл. 8.3).

При порівняльному аналізі показників пацієнтів, у яких у післяопераційному періоді спостерігалися запалення м'яких тканин, із параметрами групи хворих із захворюваннями хребта, у яких післяопераційний період перебігав без ускладнень, у пацієнтів із запаленням м'яких тканин у післяопераційному періоді були достовірно більшими лімфоцитарно-гранулоцитарний індекс (на 14,14 %), що свідчить про

активний запальний процес та порушення реактивності організму ще до оперативного втручання; та індекс співвідношення лімфоцитів та еозинофілів (на 25,02 %). Індекс здвигу лейкоцитів у осіб із ускладненнями у формі запалення м'яких тканин достовірно поступався такому у осіб із аналогічними діагнозами і неускладненим перебігом післяопераційного періоду на 14,29 %, що свідчить про в'ялий запальний процес та надмірне збільшення реактивності організму ще до хірургічного втручання (табл. 8.3).

При порівнянні значень маркерів клітинного та гуморального імунітету у хворих із захворюваннями хребта, у яких у післяопераційному періоді спостерігалися ускладнення у вигляді запалення м'яких тканин, із даними групи хворих, у яких післяопераційний період перебігав без ускладнень, також було зафіксовані значні перевищення з боку розглянутої групи. Так, рівень циркулюючих імунних комплексів в сироватці крові у хворих розглянутої групи був достовірно вищим на 71,65 % за такий у пацієнтів із аналогічними діагнозами без післяопераційних ускладнень (табл. 8.4). Відповідно і значення коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів у групи хворих із післяопераційними ускладненнями у вигляді запалення м'яких тканин був вищим за такий у пацієнтів із аналогічними діагнозами без післяопераційних ускладнень на 34,88 %.

Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на різні сполучнотканинні антигени у групи хворих, у яких після операції спостерігалось запалення м'яких тканин, достовірно перевищував такі дані у груп хворих без післяопераційних ускладнень. Відносно до антигену кісткової тканини це перевищення склало 45,22 %, до антигену хрящової тканини — 46,46 %, до антигену синовіальної оболонки — 39,08 %. Зазначені зміни характеризують надмірну активацію імунної системи ще до початку лікування у пацієнтів, у яких після оперативного втручання спостерігався розвиток запалення м'яких тканин. Вірогідно, що у розвитку запалення є значний аутоімунний компонент, що потребує уважної передопераційної підготовки даної групи хворих із метою нормалізації імунного статусу ще до операції.

Іншою досліджуваною групою осіб із захворюваннями хребта у яких в післяопераційному періоді спостерігалася нестабільність металевих конструкцій (гвинтів та стрижнів).

При порівнянні результатів біохімічного обстеження хворих із захворюваннями поперекового відділу хребта з розвитком післяопераційної нестабільності металевих конструкцій із такими ж у практично здорових людей виявлено, що значна частина показників, які характеризують загальний стан організму, достовірно не відрізнялася від такого у групі практично здорових осіб. Зокрема, такий ефект спостерігався за вмістом глюкози, загального білку, загального кальцію, сечовини, креатиніну, сечової кислоти, результатів тимолової проби, активності аспаратамінтрансферази (табл. 8.1). В той же час, спостерігався достовірно вищий на 28,55 % рівень активності аланінамінотрансферази у сироватці крові розглянутої групи пацієнтів, ніж у групи практично здорових осіб (табл. 8.1).

У пацієнтів із захворюваннями хребта з розвитком післяопераційної нестабільності металевих конструкцій було зафіксовано достовірно менший вміст у сироватці крові загального холестеролу на 13,88 %, хоча вміст ліпопротеїдів низької щільності був на 25,43 % більшим, ніж у практично здорових людей.

Значних змін потерпала активність лужної та кислої фосфатаз. Ці показники були підвищені на 38,47 % та 48,84 % відповідно. До цього слід додати на 31,51 % менший, ніж у практично здорових людей, рівень неорганічного фосфору. Вміст загальних хондроїтинсульфатів у пацієнтів із дегенеративними захворюваннями поперекового відділу хребта та подальшим розвитком нестабільності металевих конструкцій у порівнянні із таким у практично здорових людей був на 83,72 % вищим, що може вказувати на дистрофічні процеси у сполучній тканині даної групи пацієнтів і, відповідно, розвиток остеопоротичних процесів, які в подальшому знайшли своє вираження у розхитуванні і нестабільності металевих фіксаторів.

Маркери запального процесу у пацієнтів із післяопераційною

нестабільністю металевих конструкцій були виражені більшим чином, ніж такі у практично здорових людей. Це виражалося, зокрема, у більшому рівні у сироватці крові пацієнтів розглянутої групи глікопротеїнів — на 48,83 %, гаптоглобіну — на 78,94 %, сіалових кислот — на 19,00 % та менших результатах проби Вельтмана — на 15,56 %, ніж у практично здорових людей. Із 20 пацієнтів розглянутої групи концентрація С-реактивного білку перевищувала 6 мг/мл, але була меншою за 12 мг/мл у 3 осіб.

Аналіз показників коагулограми у пацієнтів із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій показав відмінності тільки з вмісту розчинних фібринмономерних комплексів — був більшим на 60,00 % та з фібринолітичною активністю — на 51,49 % (табл. 8.2).

Дослідження результатів показників загального клінічного аналізу у пацієнтів із подальшими післяопераційними ускладненнями у формі нестабільності металевих конструкцій спостерігався більший рівень лейкоцитів — на 40,88 %, серед яких було на 33,33 % більше базофілів, що свідчить про наявність інфекційно-запального процесу (табл. 4.3). Зазначене підтверджує рівень швидкості осідання еритроцитів, більший на 64,13 % у хворих із зазначеної групи у порівнянні із даними контрольної групи.

Водночас рівень гемоглобіну у периферійній крові хворих був на 11,96 % більшим, ніж у практично здорових людей (табл. 8.3). Зазначене, на наш погляд, не є клінічно значимим.

Величина інтегральних гематологічних показників у даної групи пацієнтів достовірно не відрізнялася від такого у осіб контрольної групи (табл. 4.3), що свідчить про менший, ніж у попередньої розглянутої групи початковий рівень запальних процесів в організмі.

При аналізі значень маркерів клітинного та гуморального імунітету у хворих із нестабільністю металевих конструкцій, були встановлені інші порушення імунного статусу. Зокрема, на першому етапі порівняльного дослідження біло встановлено, що рівень циркулюючих імунних комплексів у сироватці крові зазначеної групи пацієнтів перевищував такий у практично

здорових людей на 35,86 %. Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів при цьому в них був більшим за такий у контрольної групи на 49,07 % (табл. 8.4).

Також більшими були і значення рівня міграції лімфоцитів із антитілами на різні види сполучнотканинних антигенів, зокрема, на кістковий антиген міграція відбувалася на 30,77 % більш інтенсивно, на хрящовий — на 31,82 % більш інтенсивно і на антиген синовіальної оболонки – інтенсивніше на 39,19 % (табл. 8.4).

При порівнянні на другому етапі досліджень рівня біохімічних показників у групи хворих із наявністю в післяопераційному періоді нестабільності металевих конструкцій із такими у хворих з аналогічними діагнозами, у яких післяопераційний період перебігав без ускладнень, у пацієнтів із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій була показана менша на 43,77 % активність лужної фосфатази у сироватці крові. В той же час, активність кислої фосфатази у хворих із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій становила величину на 41,87 % більшою, ніж така у пацієнтів, у яких не спостерігалось післяопераційних ускладнень. Це супроводжувалося на 34,21 % нижчим рівнем неорганічного фосфору та на 32,77 % більш високим вмістом загальних хондроїтинсульфатів у сироватці крові. Поєднання цих показників може свідчити, що у розглянутої групи хворих, яким була притаманна нестабільність металевих конструкцій, вже до хірургічного втручання протікав процес поступового повільного руйнування кісткової тканини, в тому складі і в зоні фіксації.

Рівень маркерів запалення у групи хворих із нестабільністю металевих конструкцій мало відрізнялося від такого у осіб із аналогічними діагнозами і способами лікування, але без розвитку відповідних ускладнень. Рівень сіалових кислот та глікопротеїнів у сироватці крові пацієнтів із нестабільністю металевих конструкцій, не мав статистично достовірних відмінностей. Зазначене підтверджує той факт, що за наявності деякого початкового рівня запальних процесів, як показано вище при порівнянні із даними практично здорових людей, активність цього запального процесу була значно менш

виражена, ніж у групі пацієнтів, які після лікування страждали на ускладнення у вигляді запалення м'яких тканин.

Порівняльний аналіз показників коагулограми у хворих, у яких після хірургічного лікування спостерігався розвиток нестабільності металевих конструкцій, із таким у пацієнтів без післяопераційних ускладнень показав практично повну відсутність статистичної достовірності відмінностей, за виключенням того, що у групі із розвитком післяопераційної нестабільності спостерігалася більш висока фібринолітична активність, що у вигляді часу склала на 45,49 % менше, ніж у групі із післяопераційним розвитком запалення м'яких тканин (табл. 8.2).

Порівняння показників загального клінічного аналізу крові у зазначених груп встановили достовірну різницю лише за одним показником — абсолютною кількістю лейкоцитів, яких при вірогідності розвитку нестабільності металевих конструкцій було більше на 20,04 %, ніж у хворих із післяопераційним запаленням м'яких тканин (табл. 8.3).

При порівнянні величини інтегральних гематологічних показників у пацієнтів із дегенеративними захворюваннями поперекового відділу хребта та післяопераційними ускладненнями в формі нестабільності металевих конструкцій із такими у осіб із аналогічними діагнозами, але без післяопераційних ускладнень достовірних відмінностей не зафіксовано (табл. 8.3).

На другому етапі дослідження було встановлено, що у порівнянні із даними пацієнтів із захворюваннями хребта та перебігом післяопераційного періоду без ускладнень, у хворих даної групи, у яких після операції спостерігалася нестабільність металевих конструкцій, було виявлено достовірно більш високий рівень циркулюючих імунних комплексів на 24,34 %, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів — на 22,48 %. Значення рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген — на 18,26 %, на хрящовий антиген — на 17,17 %, на антиген синовіальної оболонки — на 18,39 % (табл. 8.4). Це свідчить про більший ступень порушення імунного статусу у

розглянутої групи пацієнтів, ніж у хворих, у яких у післяопераційному періоді не спостерігалось розвитку ускладнень.

На третьому етапі досліджень біло проведено порівняльний аналіз загальних клінічних та біохімічних показників груп пацієнтів із захворюваннями хребта, яким було проведено хірургічне лікування та у яких у післяопераційному періоді розвивалися ускладнення у вигляді нестабільності конструкції та запалення м'яких тканин.

Серед біохімічних показників, які характеризують загальний стан організму, слід зазначити, що у пацієнтів із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій в сироватці крові була на 28,17 % меншою активність аспартатамінотрансферази, ніж у хворих із післяопераційним розвитком запалення м'яких тканин (табл. 8.1).

За рівнем експресування запальних показників група із післяопераційним розвитком нестабільності металевих конструкцій поступалася за багатьма показниками таким у групи пацієнтів із післяопераційним запаленням м'яких тканин. Так, у хворих із післяопераційним розвитком нестабільності металевих конструкцій в сироватці крові було на 23,81 % менше глікопротеїнів, на 24,44 % гаптоглобіну та на 49,58 % — вмісту сіалових кислот, ніж у хворих, у яких у післяопераційному періоді спостерігалось запалення м'яких тканин, що свідчить про менший початковий рівень у них запальних процесів (до початку лікування в момент забору крові). В той же час, результат проби Вельтмана у розглянутої групи був на 72,72 % більшим, ніж у групи пацієнтів із подальшим розвитком запалення м'яких тканин. Це свідчить, що в даному контексті в їх сироватці крові білкова частина була більш стабільною за рахунок меншого накопичення білків гострого запалення. Більший рівень порушень обміну сполучної тканини у хворих із післяопераційним розвитком нестабільності металевих конструкцій підтверджує і більший рівень в їх сироватці крові загальних хондроїтинсульфатів. Для розглянутої пари порівняння зазначене переважання склало 14,49 % (табл. 8.1).

Про викривлення функціонування нирок у пацієнтів із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій може свідчити більший рівень у сироватці крові сечової кислоти — на 23,08 %. Крім того, слід зазначити достовірну різницю у співвідношенні активності лужної та кислої фосфатаз у даних двох порівнюваних груп. Так, у пацієнтів із післяопераційним розвитком нестабільності металевих конструкцій спостерігався на 57,84 % більш низький рівень активності в сироватці крові лужної фосфатази, що є маркером формування кісткової тканини, і на 33,95 % більший рівень активності кислої фосфатази, який відображає активність остеокластів, які руйнують кісткову тканину (табл. 8.1). Також у групи пацієнтів із післяопераційною нестабільністю металевих конструкцій був достовірно меншим рівень неорганічного фосфору у сироватці крові на 36,31 %, ніж такий у групи хворих із післяопераційним запаленням м'яких тканин. Все це у сукупності свідчить про наявний остеопоротичний фон ще до початку лікування у групи хворих, у яких після інструментації спостерігався розвиток нестабільності конструкції, причому цю особливість можна зафіксувати на етапі до початку лікування.

Порівняльний аналіз результатів коагулограм хворих із розвитком ускладнень різного роду у післяопераційному періоді показав, що хворі, у яких після інструментації розвивалася нестабільність металевих конструкцій характеризувалися меншим рівнем розчинних фібринмономерних комплексів, які відображають процеси розчинення тромботичних мас, та більшою активацією фібринолізу, про що свідчить скорочення часу останнього на 40,05 % (табл. 8.2).

Порівняльний аналіз показників загального аналізу крові у порівнюваних групах не показав достовірних відмінностей за виключенням відсотку базофілів, яких у групи, із розвитком післяопераційної нестабільності металоконструкцій було більше на 50,00 %, ніж у хворих із післяопераційним запаленням м'яких тканин (табл. 8.3).

При цьому спостерігалось достовірне перевищення показників групи порівняння за величиною індексу співвідношення нейтрофілів та лімфоцитів (на 15,25 %) та менший рівень індексу лімфоцитарно-гранулоцитарного (на 13,53 %) та індексу співвідношення лімфоцитів та еозинофілів (на 18,63 %), що може свідчити про зниження нижче необхідних меж активності клітинних елементів лейкоцитарної системи, спрямовану на локалізацію та загоєння ушкоджених клітин.

На третьому етапі порівняльного дослідження було виявлено, що пацієнти із післяопераційними ускладненнями у формі нестабільності металевих конструкцій за виразністю порушень імунного статусу поступалася такому у групи хворих із ускладненнями у формі запалення м'яких тканин. При цьому майже всі досліджені показники були достовірно нижчими за такі у групи порівняння. Так відповідно за концентрацією циркулюючих імунних комплексів це зменшення стало у 27,56 %; за рівнем спонтанної міграції лімфоцитів із антитілами на антиген кісткової тканини — на 18,56 %, із антитілами на антиген хрящової тканини — на 20,00 %. Із антитілами на антиген синовіальної оболонки — на 14,88 % (табл. 8.4).

Отримані дані свідчать про те, що у пацієнтів, у яких в післяопераційному періоді спостерігалася нестабільність металевих конструкцій має місце менший ступінь порушень імунного статусу, ніж у хворих із такими ж діагнозами, в яких розвивалося запалення м'яких тканин. Досліджувані показники обстежених груп достовірно відрізняються від таких у контрольній групі (практично здорових людей) та один від одного ще до початку лікування, що може стати у нагоді при прогнозуванні розвитку розглянутих ускладнень.

8.1 Діагностична чутливість використаних показників

Вимоги доказової медицини потребують формалізації оціночних систем діагностичної значущості досліджуваних параметрів. Оцінка діагностичної

чутливості запропонованого для використання тесту базується також на точному встановленні діагнозу захворювання та розділенню хворих за певними ознаками. При цьому, кількість обстежень в групі має відповідати специфічним потребам статистичної обробки результатів у галузі медицини [35, 45].

Обчислення дозволяє обґрунтовано оцінити інформативність використаних методів у пацієнтів із захворюваннями хребта, що потребували хірургічного лікування з використанням транспедикулярної фіксації. На основі результатів, отриманих в рамках даного дослідження було вираховано діагностичну чутливість використаних тестів. Результати наведені в табл. 8.5.

У пацієнтів, у яких спостерігалися післяопераційні запалення м'яких тканин навколо металевих конструкцій, найбільш інформативними є (у порядку зменшення діагностичної чутливості): швидкість осідання еритроцитів (95 %), вміст загальних хондроїтинсульфатів (90 %), вміст С-реактивного протеїну (90 %), вміст гаптоглобіну (90 %), активність лужної фосфатази (90 %), активність кислої фосфатази (90 %), вміст сілових кислот (90 %), концентрація циркулюючих імунних комплексів (90 %), вміст глікопротеїнів (80 %), вміст розчинних фібринмономерних комплексів (80 %), відсоток базофілів (80 %), загальний вміст лейкоцитів (65 %), коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів (65 %), рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген (65 %), рівень міграції лімфоцитів із антитілами на антиген синовіальної оболонки (65 %) (ДЧ від 65 до 95 %).

У пацієнтів, у яких спостерігалися післяопераційна нестабільність металевих конструкцій, найбільш інформативними є (у порядку зменшення діагностичної чутливості): вміст загальних хондроїтинсульфатів (95 %), вміст С-реактивного протеїну (90 %), активність лужної фосфатази (90 %), активність кислої фосфатази (90 %), вміст неорганічного фосфору (85 %), вміст глікопротеїнів (80 %), рівень креатинину (80 %), швидкість осідання еритроцитів (80 %), рівень фібринмономерних комплексів (75 %), рівень фібринолітичної активності (75 %), концентрація циркулюючих імунних

комплексів (65 %), концентрація лейкоцитів (65 %), відсоток базофілів (65 %).

Таблиця 8.5 – Діагностична чутливість досліджених показників пацієнтів із захворюваннями хребта та подальшим хірургічним лікуванням

№ п/п	Показники	Діагностична чутливість, %	
		пацієнти з подальшим запаленням м'яких тканин (n=20)	пацієнти з подальшою нестабільністю конструкцій (n=20)
1	2	3	4
1	Глікопротеїни	95	80
2	Загальний білок	0	0
3	Білірубін	15	25
4	Активність аланінамінотрансферази	35	30
5	Активність аспартатамінотрансферази	40	30
6	Холестерол	10	15
7	Тимолова проба	15	20
8	Глюкоза	5	0
9	Ліпопротеїни низької щільності	25	35
10	Активність лужної фосфатази	80	90
11	Активність кислої фосфатази	70	90
12	Кальцій	15	30
13	Фосфор	45	85
14	Гаптоглобін	95	60
15	Проба Вельтмана	90	55
16	C-реактивний протеїн	95	60
17	Сечовина	10	15
18	Креатинін	40	80
19	Хондроїтинсульфати	95	95
20	Сиалові кислоти	90	40
21	Сечова кислота	45	30
22	Протромбиновий час	15	10
23	Активованій частковий тромбиновий час	15	20
24	Фібриноген	45	10
25	Розчинні фібринмономерні комплекси	80	75

Продовження табл. 8.5

1	2	3	4
26	Фібринолітична активність	55	75
27	Гемоглобін	15	25
28	Еритроцити	10	15
29	Лейкоцити	65	65
30	Паличкоядерні нейтрофіли	25	15
31	Сегментоядерні нейтрофіли	25	20
32	Лімфоцити	10	15
33	Моноцити	20	25
34	Еозінофіли	15	20
35	Базофіли	10	10
36	Швидкість осідання еритроцитів	95	80
37	Лейкоцитарний індекс	20	10
38	Індекс здвигу лейкоцитів	10	10
39	Лейкоцитарний індекс інтоксикації	20	10
40	Індекс лімфоцитарно-гранулоцитарний	25	20
41	Індекс співвідношення нейтрофілів та лімфоцитів	20	10
42	Індекс ядерного здвигу нейтрофілів	5	5
43	Індекс співвідношення лімфоцитів та еозінофілів	30	5
44	Циркулюючі імунні комплекси	90	65
45	Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів	65	45
46	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген	60	50
47	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген	65	55
48	Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на антиген синовіальної оболонки	65	50

Показники, що більшим чином придатні для прогнозування яке саме може бути ускладнення — це вміст С-реактивного білку, вміст неорганічного фосфору, вміст креатинину, вміст силових кислот, рівень фібринолітичної активності, швидкість осідання еритроцитів, рівень циркулюючих імунних комплексів.

9 АЛГОРИТМІЗОВАНА СИСТЕМА ПРОГНОЗУВАННЯ ЗАПАЛЬНИХ УСКЛАДНЕНЬ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ЗАХВОРЮВАННЯМИ, ДЕФОРМАЦІЯМИ ТА ТРАВМАМИ ХРЕБТА ПІСЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ

Досліджені на попередньому етапі параметрів метаболізму та імунного статусу пацієнтів стали основою для розробки алгоритмізованої системи діагностики та прогнозування вірогідності розвитку можливих післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із дегенеративними захворюваннями, деформаціями та травмами хребта (надалі захворювання хребта) яким показано хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації. Саме створення такої алгоритмізованої системи спрямовано на те, щоб ще до хірургічного лікування, можливо, на етапі його підготовки оцінити вірогідність розвитку у пацієнтів із відповідними діагнозами розвитку післяопераційних запальних ускладнень та завчасно здійснити необхідні заходи для їх запобігання. Зазначений факт може сприяти покращенню якості лікування пацієнтів на захворювання хребта, яким потрібно здійснювати транспедикулярну фіксацію, та зменшенню його вартості. Для зменшення навантаження на лікувальний заклад та обмеження вартості обстеження алгоритмізована система повинна включати в себе каскад необхідних дій, в якому одна дія витікає з іншої та є нею взаємообумовлена. Таким чином, при відсутності ознак небезпеки, обстеження може бути обмежене вже на першому або другому етапі і увага хірурга може бути сконцентрована на більш нагальних напрямках.

9.1 Алгоритмізована система як продовження визначення діагностичної чутливості досліджених показників

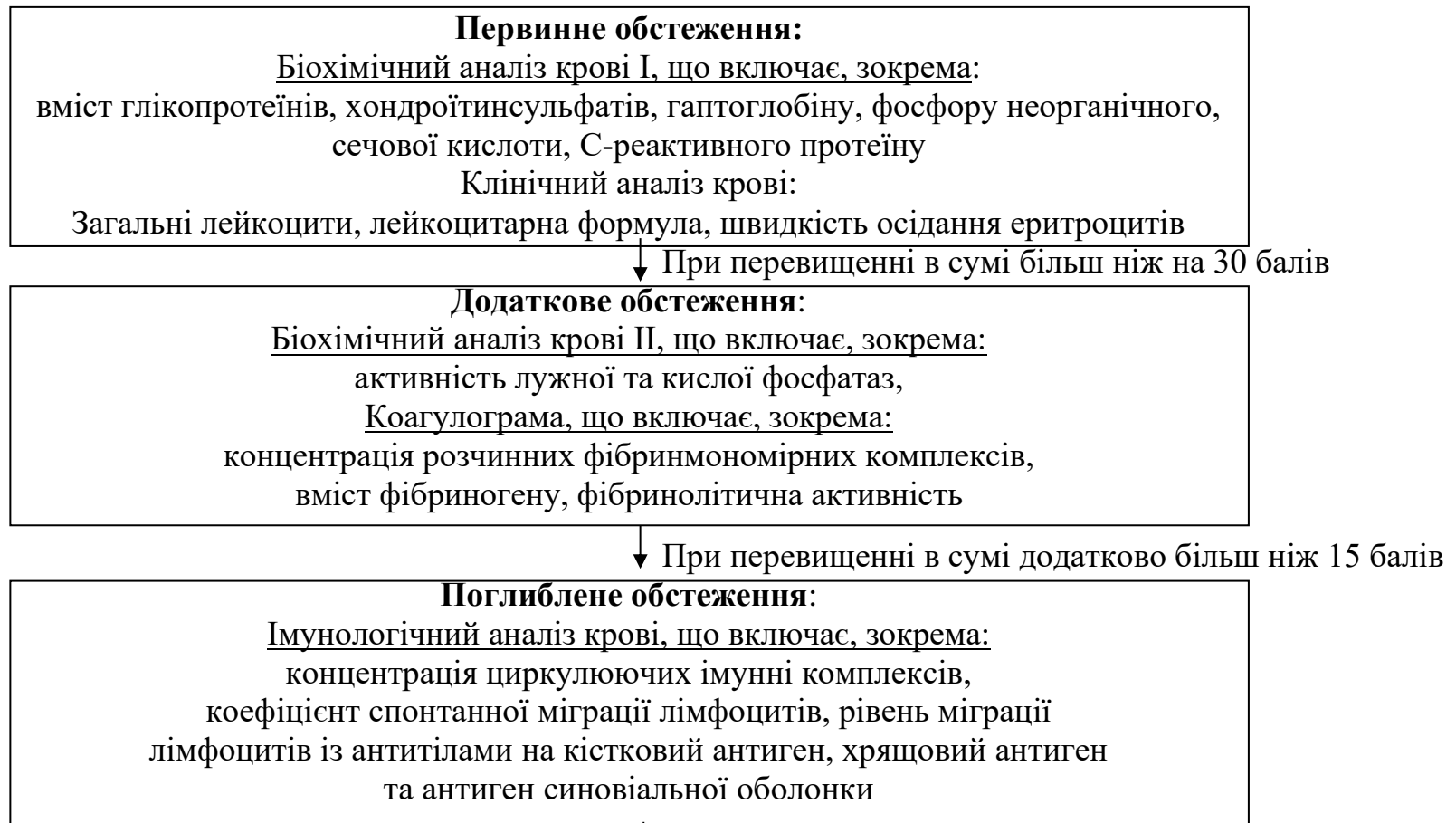
Вочевидь, що діагностична чутливість (ДЧ) лабораторних маркерів для оцінки ступеня метаболічних порушень в організмі хворих на захворювання

хребта, які потребують транспедикулярної фіксації, виглядає наступним чином: діагностична інформативність показника менше 50 % – є дуже низькою, показник є майже неінформативним, 50–60 % – середня інформативність відповідного показника, від 60 до 80 % – висока інформативність показника, від 80 до 99 % – дуже висока інформативність досліджуваного параметра. Найвища діагностична інформативність у хворих на захворювання хребта, які потребують хірургічного лікування з використанням транспедикулярної фіксації була у вмісту глікопротеїнів, гаптоглобіну, С-реактивного протеїну, хондроїтинсульфатів, швидкість осідання еритроцитів, і складала 95 %, що свідчить про типовість істотного відхилення цих показників від норми (у бік підвищення) в разі даної патології та робить їх найбільш інформативними діагностичними маркерами. Також дуже високу інформативність показали такі показники, як вміст циркулюючих імунних комплексів (90 %), активність лужної фосфатази (80 %), концентрація розчинних фібринмономерних комплексів (80 %), активність кислої фосфатази (70 %). Така висока ДЧ цих біохімічних маркерів є патогенетично обґрунтованою, оскільки всі вони є показниками іноді явних, а часто скритих запально-деструктивних порушень в організмі хворих із захворюваннями хребта.

Менша, але важлива ДЧ зафіксована для загальної кількості лейкоцитів, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген та антиген синовіальної оболонки (65 %), рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген (60 %).

На основі отриманих даних поглибленої діагностики метаболічного та імунологічного рельєфу пацієнтів із захворюваннями хребта, які потребують транспедикулярної фіксації, за допомогою методів клінічної біохімії та клінічної імунології створено алгоритмізовану систему прогнозування розвитку післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із зазначеними діагнозами (рис. 9.1). Вона надає рекомендації з необхідного обсягу та послідовності лабораторного обстеження пацієнта із захворюваннями хребта до початку лікування для поглибленої діагностики та

орієнтовного визначення вірогідності розвитку можливих післяопераційних ускладнень у формі запалення м'яких тканин. Вона включає в першу чергу біохімічне дослідження вмісту у сироватці крові пацієнтів вмісту глікопротеїнів, хондроїтинсульфатів, гаптоглобіну, фосфору неорганічного, сечової кислоти, С-реактивного протеїну, клінічний аналіз крові, зокрема: загальні лейкоцити, лейкоцитарна формула, швидкість осідання еритроцитів. За кожні 10 % перевищення значень показників верхньої межі норми нараховується 1 бал, бали сумують, суму оцінюють, порівнюючи з контрольними значеннями. У разі перевищення суми балів значення 30 балів, корисно провести додаткове обстеження, а саме: додатковий біохімічний аналіз крові II, що включає, зокрема: активність лужної та кислої фосфатаз, коагулограма, що включає, зокрема: концентрацію розчинних фібринмономерних комплексів, вміст фібриногену, фібринолітичну активність. Також проводиться оцінка перевищення верхньої межі норми, бальна оцінка – 1 бал за 10 % перевищення та сумація балів. У разі перевищення на цьому етапі 15 балів слід провести поглиблене дослідження. Для цього здійснюють імунологічний аналіз крові, що включає, зокрема: концентрацію циркулюючих імунних комплексів, коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів, рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген, хрящовий антиген та антиген синовіальної оболонки. Якщо на цьому етапі спостерігається бальна оцінка



При підвищенні в сумі від 10 до 15 балів – помірна вірогідність післяопераційних запальних ускладнень (25-50 %),
 При підвищенні в сумі більш ніж 15 балів – висока вірогідність післяопераційних запальних ускладнень (більш ніж 50 %)

Рисунок 9.1 – Алгоритмізована система прогнозування післяопераційних ускладнень у хворих на захворювання хребта, які потребують транспедикулярної фіксації. За кожні 10 % перевищення значень показників верхньої межі норми нараховується 1 бал, бали сумують, суму оцінюють, порівнюючи з контрольними значеннями

перевищення рівня верхніх меж норми більш ніж на 15 балів є підстави зазначати високий ризик розвитку у обстеженого пацієнта із захворюванням хребта післяопераційних ускладнень запального генезу та необхідність початку відповідної профілактичної терапії та особливої підготовки до операції.

Особливістю розробленої алгоритмізованої системи є значна чутливість, що робить можливим оцінку вірогідності розвитку післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із захворюваннями хребта ще до хірургічного лікування, коли інші методи не є ефективними.

Застосування зазначеної алгоритмізованої системи може сприяти покращенню хірургічного лікування захворювань хребта та попередженню розвитку післяопераційних запальних ускладнень.

Патернова схема прогнозування розвитку післяопераційних ускладнень у пацієнтів із захворюваннями хребта, яким показано хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації наведено на рисунку 9.2. На ній зазначено, що у стані норми характерні значення активності лужної фосфатази, вмісту глікопротеїнів, гаптоглобіну, загальних хондроїтинсульфатів, С-реактивного протеїну, циркулюючих імунних комплексів, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий та хрящовий антигени у межах референтних норм.

В умовах низького ризику розвитку післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із захворюваннями хребта, яким показане хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації спостерігається помірне підвищення вмісту глікопротеїнів, гаптоглобіну, загальних хондроїтинсульфатів, циркулюючих імунних комплексів, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів при нормальному значенні вмісту С-реактивного протеїну.

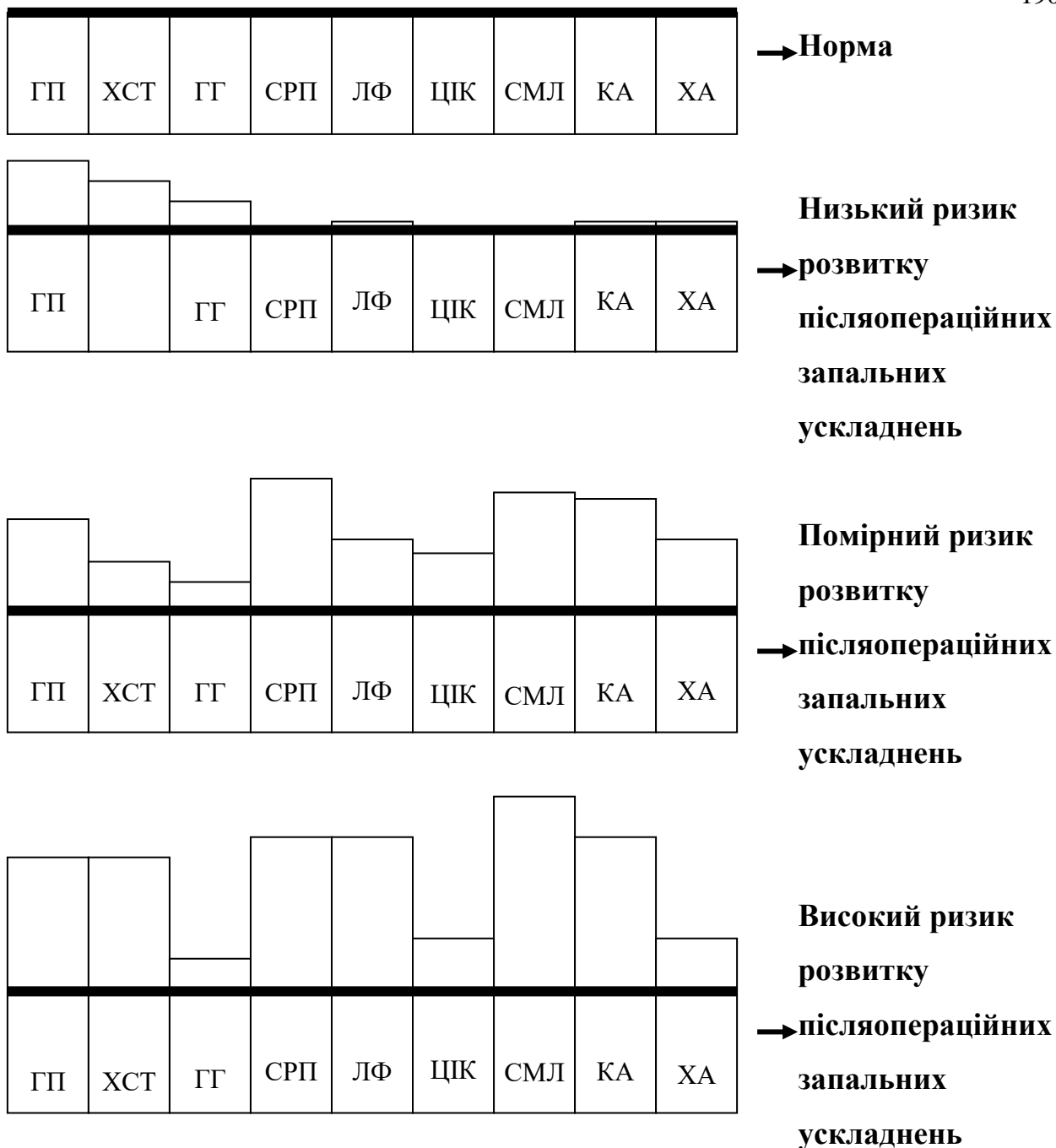


Рисунок 9.2 – Система прогнозування величини ризику післяопераційних запальних ускладнень у хворих із захворюваннями хребта за результатами лабораторного обстеження до хірургічного лікування з використанням транспедикулярної фіксації

При помірному рівні ризику розвитку післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із захворюваннями хребта, яким показане хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації зафіксовано

помірне підвищення рівня вмісту гаптоглобіну, загальних хондроїтинсульфатів, циркулюючих імунних комплексів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген при більш помітному підвищенні вмісту глікопротеїнів, активності лужної фосфатази, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген і достатньо високими значеннями вмісту С-реактивного протеїну та коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів.

За умов високої вірогідності розвитку післяопераційних ускладнень запального генезу у пацієнтів із захворюваннями хребта, яким показане хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації, за нашими даними, спостерігається помірне підвищення вмісту гаптоглобіну та циркулюючих імунних комплексів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген на фоні суттєвого підвищення вмісту глікопротеїнів, загальних хондроїтинсульфатів. При цьому спостерігалось дуже значне підвищення активності лужної фосфатази, вмісту С-реактивного протеїну, циркулюючих імунних комплексів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген та, особливо, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів (рис. 9.2).

9.2 Представлення діагностики та прогнозування оцінки вірогідності розвитку можливих запальних післяопераційних ускладнень у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта, які потребують транспедикулярної фіксації у формі нововведення

При виконанні роботи в рамках даної НДР було розроблене нововведення «Спосіб оцінки можливих запальних післяопераційних ускладнень у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта, які потребують транспедикулярної фіксації». Для впровадження у практику пропонується новий спосіб визначення можливого ступеня ризику можливих запальних післяопераційних ускладнень у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта, які потребують транспедикулярної фіксації, шляхом

проведення комплексу біохімічних та імунологічних аналізів показників сироватки та плазми крові, визначення їх відхилення від верхньої межі норми, оцінки зазначених відхилень у балах, сумації балів та оцінки ступеня ризику за величиною суми балів. Для використання в умовах закладів охорони здоров'я з урахуванням можливостей організацій різного рівня оснащення та фінансування максимально спрощено та здешевлено діагностичні заходи для досягнення мети прогнозування вірогідності розвитку можливих запальних ускладнень після хірургічного лікування пацієнтів із дегенеративними захворюваннями хребта та необхідністю транспедикулярної фіксації. При цьому запропоновано використання набору сучасних апаратних біохімічних та імунологічних методів із підтвердженою високою діагностичною чутливістю при діагностиці даного захворювання: визначення у сироватці та плазмі крові активності лужної фосфатази, вмісту С-реактивного білка, глікопротеїнів, гаптоглобіну, загальних хондроїтинсульфатів. Також визначають маркери клітинного та гуморального імунітету: циркулюючі імунні комплекси, коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів, рівень міграції лімфоцитів з антитілами на кістковий і хрящовий антигени.

Вищевказаний спосіб здійснюється таким чином: пацієнту з дегенеративними захворюваннями хребта, якому планується проведення транспедикулярної фіксації, проводять комплексне обстеження з використанням біохімічних та імунологічних методів. Для цього натщесерце у пацієнтів проводять забір венозної крові у дві пробірки – одну суху для отримання сироватки крові – 8 мл, іншу з антикоагулянтом – 5 мл. У якості антикоагулянту використовують 0,1 мл розчину гепарину 5000 ме/мл, розбавленого у 10 разів фізіологічним розчином. Пробірку із гепарином закривають поліетиленовою пробкою і тричі перегортають для змішування крові із антикоагулянтом. Далі пробірки центрифугують при 1500 об/хв. на протязі 30 хвилин.

В сироватці крові проводять визначення вмісту С-реактивного білка за допомогою латекс-тесту або методом ІФА аналізу, активності лужної

фосфатази – кінетичним методом, вмісту гаптоглобіну – гемоглобіновим. Вміст загальних хондроїтинсульфатів оцінюють за реакцією з риванолом методом Nemeth-Csoka у модифікації Л. І. Слуцького, глікопротеїнів – модифікованим методом О. П. Штейнберга та Я. Н. Доценка [20], циркулюючі імунні комплекси осадженням у 3,5 % розчині поліетиленгліколю (6000 Да) спектрофотометричним методом [19].

У плазмі крові із пробірки з антикоагулянтом визначають коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів, рівень міграції лімфоцитів з антитілами на кістковий і хрящовий антигени, згідно з капілярною модифікацією Ю. П. Делевського, методу Т. М. Кримкіної та Л. В. Ковальчук [19].

Відхилення отриманих показників від верхньої межі норми оцінюють в балах, при цьому за 1 бал приймають 10 % відхилення від верхньої межі норми, і при кількості балів до 30 пацієнтів визначають низький ризик виникнення ускладнень після оперативного лікування (< 25 %), при кількості балів від 31 до 50 ризик виникнення ускладнень після оперативного лікування є середнього ступеня (25 % – 50 %), при кількості балів 51 та більше, ризик виникнення ускладнень після оперативного лікування є високим (> 50 %) і потребує обов'язкової попередньої підготовки хворого до оперативного втручання із корекцією знайдених відхилень.

До комплексу включені показники, що характеризують ступінь запальної реакції (вміст С-реактивного білка, глікопротеїнів, гаптоглобіну), найбільш значущих біополімерів сполучної тканини – протеогліканів (вміст загальних хондроїтинсульфатів), активність маркерних ферментів метаболізму сполучної тканини (лужної фосфатази). Також визначають маркери клітинного та гуморального імунітету: циркулюючі імунні комплекси, коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів, рівень міграції лімфоцитів з антитілами на кістковий і хрящовий антигени.

За нашими даними, у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта з розвитком післяопераційних запальних ускладнень до хірургічного лікування спостерігалися такі середні відхилення значень біохімічних та імунологічних показників, виражені у балах (табл. 9.1).

Таблиця 9.1 – середні відхилення значень біохімічних та імунологічних показників у хворих із дегенеративними захворюваннями хребта, що потребують транспедикулярної фіксації, до хірургічного лікування, виражені у балах

Маркер	Хворі із дегенеративними захворюваннями хребта із подальшою транспедикулярною фіксацією	
	без запальних післяопераційних ускладнень, бали	із запальними післяопераційними ускладненнями, бали
Глікопротеїни	3,7	9,6
Активність лужної фосфатази	1,0	4,5
Гаптоглобін	6,7	13,6
С-реактивний протеїн	0,1	1,1
Хондроїтинсульфати	3,8	6,0
Циркуючі імунні комплекси	2,5	11,5
Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів	2,1	6,4
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген	1,0	6,1
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген	1,2	6,5
Сума балів	22,1	65,3

Клінічний приклад № 3

Пацієнтка М., 40 років. Діагноз – остеохондроз поперекового відділу хребта. Кила міжхребцевого диску L_V-S_I. Біохімічні та імунологічні показники наведені у таблиці 9.2.

Таблиця 9.2 – Відхилення значень біохімічних та імунологічних показників у хворої Н., 46 років, виражені у балах

Показники	Одиниці виміру	Межі норми	Значення показників	Кількість балів
Глікопротеїни	ммоль/л	0,32÷0,44	0,61	3,9
Активність лужної фосфатази	од/л	100,0÷290,0	325	1,2
Гаптоглобін	г/л	0,50÷1,40	1,9	3,9
С-реактивний протеїн	мг/л	0,0÷6,0	6,0	0,0
Хондроїтинсульфати	г/л	0,000÷0,100	0,122	2,2
Циркуючі імунні комплекси	ум.од.	40,0÷80,0	101,6	2,7
Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів	-	0,8÷1,2	1,49	2,4
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	1,34	1,2
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	1,38	1,5
Сума балів				19,0

Ризик виникнення запальних ускладнень після хірургічного лікування є низьким (< 50 %), оскільки пацієнтка має менше ніж 30 балів.

Клінічний приклад № 4

Пацієнтка І., 57 років. Остеохондроз поперекового відділу хребта. Дегенеративний спондилолітез L_{IV} хребця. Біохімічні та імунологічні показники наведені у таблиці 9.3.

Таблиця 9.3 – Відхилення значень біохімічних та імунологічних показників у хворої І., 57 років, виражені у балах

Показники	Одиниці виміру	Межі Норми	Значення показників	Кількість балів
Глікопротеїни	Ммоль/л	0,32÷0,44	0,73	6,6
Активність лужної фосфатази	од/л	100,0÷290,0	479	6,5
Гаптоглобін	г/л	0,50÷1,40	1,85	3,2
С-реактивний протеїн	мг/л	0,0÷6,0	12	10,0
Хондроїтинсульфати	г/л	0,000÷0,100	0,160	6,0
Циркуючі імунні комплекси	ум.од.	40,0÷80,0	116	4,5
Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів	-	0,8÷1,2	2,31	9,3
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	2,17	8,1
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	1,73	4,4
Сума балів				58,6

Ризик виникнення запальних ускладнень після хірургічного лікування є помірним (25 – 50 %), оскільки сума балів більше ніж 30, але менше ніж 50.

Клінічний приклад № 5

Пацієнтка П., 65 років. Остеохондроз поперекового відділу хребта. Драбинчастий антелітез L_{IV}, L_V хребців. Кила міжхребцевого диску L_{IV}-L_V. Нестабільність сегменту L_{IV}-L_V. Біохімічні та імунологічні показники наведені у таблиці 9.4.

Таблиця 9.4 – Відхилення значень біохімічних та імунологічних показників у хворій П., 65 років, виражені у балах

Показники	Одиниці виміру	Межі Норми	Значення Показників	Кількість балів
Глікопротеїни	ммоль/л	0,32÷0,44	0,84	9,0
Активність лужної фосфатази	од/л	100,0÷290,0	629	11,7
Гаптоглобін	г/л	0,50÷1,40	2,05	4,6
С-реактивний протеїн	мг/л	0,0÷6,0	12,0	10,0
Хондроїтинсульфати	г/л	0,000÷0,100	236	8,8
Циркулюючі імунні комплекси	ум.од.	40,0÷80,0	128	6,0
Коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів	-	0,8÷1,2	2,83	13,6
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	2,58	11,5
Рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген	ум.од.	0,8÷1,2	1,97	6,4
Сума балів				86,5

Ризик виникнення запальних ускладнень після хірургічного лікування є високим (> 50 %), оскільки сума балів більше ніж 50.

Таким чином, запропонований спосіб дозволяє проводити діагностику та прогнозування ризику розвитку запальних післяопераційних ускладнень у пацієнтів із дегенеративними захворюваннями хребта, які потребують подальшої транспедикулярної фіксації.

Для впровадження необхідно: аналізатор біохімічний, аналізатор імуноферментний, спектрофотометр, секундомір, термобаня водяна, термостат ТС-80, шафа сушильна 2В-151 або інше аналогічне обладнання, пробірки хімічні, піпетки на 1 мл, колби мірні 500 мл, 250 мл, 200 мл, 100 мл, ацетат натрію, кислота лимонна, натрію хлорид, кислота соляна, гідроксид натрію, кислота сірчана, гепарин, вода дистильована, риванол та набори реактивів для визначення вмісту відповідних біохімічних та імунологічних показників, поліетиленгліколь (6000 Да), антигени хрящової та кісткової

тканин.

Даний спосіб відображений у статті: Радченко В.О., Леонтьєва Ф.С., Барков О.О., Туляков В.О., Корж І.В. Біохімічні й імунологічні показники крові пацієнтів зі запальними ускладненнями після транспедикулярної фіксації хребта // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2021. – № 2. – С. 23 – 27 [1]. Також нововведення затверджено на засіданні Вченої Ради Інституту на 12.11.2021 р. та подане для публікації у відповідні інстанції.

Таким чином, під час досліджень нами було з'ясовано важливі діагностичні та патогенетичні закономірності метаболічних порушень до хірургічного втручання в організмі хворих на захворювання хребта, яким показано хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації. Підкреслено клініко-діагностичну інформативність сполучнотканинних загально клінічних, біохімічних й імунологічних маркерів – вмісту глікопротеїнів, хондроїтинсульфатів, С-реактивного білка, гаптоглобіну, розчинних фібринмономерних комплексів, циркулюючих імунних комплексів, коефіцієнту спонтанної міграції лімфоцитів, рівня міграції лімфоцитів із антитілами на кістковий та хрящовий антиген, а також антиген синовіальної оболонки, тощо.

Слід окремо зазначити, що в процесі роботи виявлено зміни коагулологічних показників у пацієнтів із захворюваннями хребта та високим ризиком післяопераційних ускладнень після хірургічного лікування з використанням транспедикулярної фіксації. Вірогідно, можна передбачити в них потенційно підвищений ризик розвитку гіперкоагуляційних станів, що повинно стати предметом окремого додаткового дослідження.

Проведений аналіз значної кількості літературних джерел дає змогу говорити про значний інтерес вчених до проблеми метаболічних порушень у хворих на захворювання хребта, особливо тих, яким показано хірургічне лікування з використанням транспедикулярної фіксації. Так, досі можливі дискусії щодо корисності окремих біохімічних маркерів у поглибленій діагностиці розладів обміну речовин при захворюваннях хребта. Аналіз

результатів дослідження показників метаболізму та імунного статусу у пацієнтів до хірургічного лікування є принципово новим аспектом для прогнозування вірогідності розвитку можливих післяопераційних ускладнень.

ВИСНОВКИ

1 За даними літератури визначено, що на теперішній час точна частота ускладнень в хірургії хребта залишається варіабельною і коливається в межах від 1,8 до 56,4 %. Така велика розбіжність показників частоти ускладнень, пов'язана з відсутністю єдиного систематизованого аналізу помилок та ускладнень при використанні любых методів, імплантатів і пристроїв для стабілізації хребта. Використання різноманітних транспедикулярних конструкцій на теперішній час є “золотим стандартом” хірургічного лікування дегенеративних захворювань, деформацій та ушкоджень хребта, але надмірне та необґрунтоване їх використання за частую призводить до їх неефективності, помилок і ускладнень. Для максимального зменшення частоти ускладнень та проведенні ревізійних хірургічних втручань в хірургії хребта вагому нішу зайняли «спинальна навігація» та нейромоніторинг, які продовжують набувати все більшої популярності та вдосконалюватися.

2 За даними ретроспективного аналізу ревізійних хірургічних втручань після стабілізації транспедикулярними конструкціями у пацієнтів із захворюваннями, ушкодженнями та деформаціями хребта визначено, що найбільш частими причинами для ревізійних втручань були ускладнення або помилки у 143 (54 %) пацієнтів пов'язаних безпосередньо з конструкцією, та другим за значущістю був залишковий біль у поперековому відділі хребта (“fauld back” синдром) після первинно виконаної інструментації хребта у 64 (24 %) пацієнтів.

Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань показав, що основними загрозливим і найчастішим ускладненням було некоректне проведення транспедикулярних гвинтів 37 (25,8 %). Основними показаннями для проведення ревізії у всіх цих пацієнтів було наявність клінічних проявів, включаючи важкі незворотні неврологічні ускладнення, у всіх 37(100 %) пацієнтів.

3 Визначено, що використання навігаційного обладнання окрім значного зменшення часу операції, ризику неврологічних ускладнень, зниження необхідності виконання інтраопераційної рентгенографії, зменшення довжини розсічення м'яких тканин під час виконання хірургічного доступу, значного підвищення коректності встановлення транспедикулярних гвинтів, дозволяє збільшити складність та спектр хірургічних втручань, а також уникнути ревізійних хірургічних втручань, що пов'язані з некоректною імплантацією транспедикулярних гвинтів.

5 Використання інтраопераційного моніторингу у пацієнтів із захворюваннями грудного та поперекового відділів хребта при застосуванні транспедикулярної фіксації, в поєднанні з навігаційною системою, дозволяє фактично повністю виключити ризик неврологічних ускладнень під час та після хірургічного лікування.

Модальності інтраопераційного моніторингу високо чутливі та специфічні до ушкоджень структур спинного мозку та спинномозкових нервів, але залежність від ряду зовнішніх факторів знижує їх інформативність, що призводить до хибно-позитивних та хибно-негативних результатів.

Визначено, що динаміка амплітуд МВП м'язів мішеней відрізняється по інформативності та ефективності під час хірургічного втручання, завдяки індивідуальним морфологічним і моторним характеристикам. Найбільш стабільні МВП спостерігаються на *mm. abductor hallucis longus*. А також визначено, що несприятливим і достовірним фактором ознаки тривоги є одnobічне стійке зниження амплітуди більш ніж на 60 %. За результатами стимуляції транспедикулярних гвинтів було отримано 218 випадків істино-негативних та 60 хибно-позитивних сигналів тривоги.

За результатами дослідження ми рекомендуємо поріг нижче ніж 13 мА вважати критичним, що обов'язково потребує переконання в коректності проведення гвинта під контролем рентген-візуалізації.

6 У результати математичного моделювання, що описує різні кутові значення сегментарного і тотального поперекового лордозу, а також

різноманітний стан поперекового хребта, без та з урахуванням моно- та полісегментарної транспедікулярної фіксації виявлено, що максимальні напруження кортикальної кістки концентруються у базовому L_V хребці – 147 МПа при «патологічному» міжхребцевому диску L_V-S_1 у групі пацієнтів з гіперлордозом. При моносегментарній фіксації L_V-S_1 та «патологічному» диску на цьому рівні, напруження на кортикальну кістку L_V та S_1 хребців складають (від 100 МПа до 134 МПа), як в групах з нормальним так і з гіперлордозом. При полісегментарній фіксації L_1-S_1 , виникає перерозподіл напруження на кортикальну кістку всіх хребців, але все ж такі кортикальна кістка L_V та S_1 хребців іспитує максимальні напруження (від 60 МПа до 98 МПа) і тільки в групі з гіполордозом ці напруження мінімальні (33 МПа, 52 МПа). Максимальні напруження іспитує, вище розташований міжхребцевий диск при транспедікулярній фіксації. Максимальне зростання напруження на хрящ дуговідросткових суглобів сегменту $L_{IV}-L_V$ до 15 МПа визначено при фіксації сегменту L_V-S_1 в четвертій розрахунковій групі з гіперлордозом. Максимальні значення еквівалентних напружень губчастих кісток не перевищують 10 МПа, але для груп, які відповідають «патологічному» стану без застосування транспедікулярної фіксації, значення критично наближаються до межі міцності, так для губчастої він становить від 16 МПа до 22 МПа.

Максимальні еквівалентні напруження стрижня для груп які описують нормальні кути сегментарного і тотального лордозу близькі до значень групи, яка описує найбільші кути сегментарного і тотального поперекового лордозу, що складає від 1100 МПа до 1800 МПа. Максимальне напруження на стрижень 1800 МПа приходить на стрижень в групі з гіперлордозом і полісегментарною фіксацією L_1-S_1). Найменші значення максимальних еквівалентних напружень (від 600 МПа до 850 МПа) спостерігаються тільки в групі з гіполордозом. Аналіз значень максимальних еквівалентних напружень отриманих в елементах транспедікулярної системи близькі до значень межі міцності, яка складає від 600 МПа до 1000 МПа.

Найбільш несприятливим збереженням положення поперекового лордозу при транспедакулярній фіксації с точки зору стабілізації «патологічного» сегменту, а також перерозподілу і зменшенню напружень, визначено положення гіперлордозу.

7 В результаті дослідження кінематичної моделі поперекового відділу хребта з використанням бісегментарного спондилодезу $L_{IV}-S_I$ було доказано, що сила навантаження суміжних сегментів при згинанні вперед залежить від виконаного кута інструментального спондилодезу. Було визначено, що фіксація у гіполордотичному положенні привертає крижово-здухвинне зчленування до значно більш високим навантаженням у поперековому відділу хребта на всій амплітуді руху. Навпроти, верхній суміжний хребець до зони фіксації мав менші навантаження. Фіксація у гіперлордотичному положенні призводила до збільшення навантажень на верхній суміжний сегмент, однак отримані показники збільшення сили навантаження були незначними по відношенню до фіксації лордозу в інтактному положенні.

За результатами дослідження передбачається мінімальне ушкодження м'язів під час хірургічного втручання, тому достовірність моделі більш наближена до малоінвазивної постановки транспедакулярних гвинтів.

Розроблені кінематичні моделі можуть бути потенційно запропоновані як керівництво при плануванні хірургічного втручання в якості профілактичних заходів ускладнень транспедакулярної фіксації, однак необхідно проявляти обережність при екстраполяції цих результатів в клінічну практику.

8 Пацієнти із захворюваннями хребта, які мали ускладнення після хірургічного лікування, відрізнялися ще до хірургічного втручання за своїми лабораторними показниками в залежності від виду ускладнення, від осіб із аналогічними діагнозами і способом лікування, у яких після операції не спостерігалось ускладнень, а також визначено діагностичну чутливість використаних показників. При плануванні хірургічного втручання особливої уваги потребують хворі у яких підвищено вміст показників, діагностична

чутливість яких складає від 60 до 95 %: вміст загальних хондроїтинсульфатів, вміст С-реактивного протеїну, вміст гаптоглобіну, активність лужної фосфатази, вміст сиалових кислот, концентрація циркулюючих імунних комплексів, вміст глікопротеїнів, коефіцієнт спонтанної міграції лімфоцитів, рівень міграції лімфоцитів із антитілами на хрящовий антиген, рівень міграції лімфоцитів із антитілами на антиген синовіальної оболонки. Комплекс із лабораторних показників із найбільшою діагностичною чутливістю може бути рекомендований для вибору профілактичних заходів, в передопераційному періоді, у пацієнтів із захворюваннями хребта, що дозволить покращити якість лікувальних заходів, зменшити тривалість та вартість лікування.

9 Застосування розробленої алгоритмізованої системи прогнозування післяопераційних ускладнень у хворих на захворювання хребта, які потребують транспедикулярної фіксації може сприяти покращенню хірургічного лікування захворювань хребта та попередженню розвитку післяопераційних запальних ускладнень.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Біохімічні й імунологічні показники крові пацієнтів зі запальними ускладненнями після транспедикулярної фіксації хребта / Радченко В.О., Леонтьєва Ф.С., Барков О.О. [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2021. – № 2. – С. 23 – 27
2. Біохімічні маркери для оцінювання стану паравертебральних м'язів за умов дегенеративних захворювань хребта (огляд літератури) / А. Г. Скиданов, Ф.С. Леонтьєва, Д.В. Морозенко [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2016. — № 4. — С.
3. Біохімічні маркери стану паравертебральних м'язів у хворих на грижі та стенози поперекового відділу хребта / В.О.Радченко, А.Г.Скиданов, Д.В. Морозенко [та ін.] // Актуальні проблеми сучасної медицини – вісник Української медичної стоматологічної академії: науково-практичний журнал. — 2017. — Т. 17, вип. 2 (58), ч. 1. — С. 171–174.
4. Біохімічні методи дослідження крові хворих. Методичні рекомендації для лікарів хіміко-токсикологічних відділів державних лабораторій ветеринарної медицини України / В. І.Левченко, Ю. М.Новожитская, В. В. Сахнюк [та ін.]. — Київ, 2004. — 104 с.
5. Веретельник О.В. Математическое и численное исследование различных конструкций ортезов при спондилодезе шейного отдела позвоночника / О.В.Веретельник, Н.А.Ткачук, И.Б.Тимченко, А.А.Дынник, А.В. Погорелая // Сборник научных трудов "Вестник НТУ "ХПИ" : Машинознавство і САПР №29. — Вестник НТУ "ХПИ", 2014. — ISSN 2079-0775.
6. Веретельник О.В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника / О.В. Веретельник // Весник НТУ “ХПИ” Тем. вып.:”Машиноведение и САПР”. — 2008. — № 2. — С. 14–26.
7. Віддалені результати хірургічного лікування ідіопатичного сколіозу

у дорослих / В.О. Радченко, А.О. Мезенцев, Д.Є. Петренко, О.О. Барков // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2011.-№1.-С.12-17.

8. Гланц С. Медико-биологическая статистика: Пер. с англ. / С. Гланц. — М.: Практика, 1998. — 459 с.

9. Горячковский А. М. Клиническая биохимия в лабораторной диагностике. — Одесса: Экология, 2005. — 616 с.

10. Долгов В. В. Лабораторная диагностика нарушений гемостаза / В. В. Долгов, П. В. Свириной — М.—Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2005. — 227 с.

11. Жухоров Л. С. Интегральные показатели лейкограммы периферической крови в оценке неспецифической иммунологической реактивности у больных с ишемической болезнью сердца / Л. С. Жухоров, Ю. Л. Вороня // Клиническая лабораторная диагностика. — 2002. — № 12. — С. 39–41.

12. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «имплантат – поясничный отдел позвоночника – таз» при различных вариантах фиксации / А. А. Мезенцев, Д. Е. Петренко, А. А. Барков, А. В. Ярьсько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2011. — № 2 — С. 37–41.

13. Інтегральні показники лейкограми для оцінки імунного статусу пацієнтів із спондилолістезом та нестабільністю хребтових сегментів поперекового відділу хребта / А.Г.Скіданов, Д.В.Морозенко, Ф.С.Леонтьєва, К.В.Глебова // Роль сучасної медицини у житті людини та її місце у формуванні здорового способу життя: матеріали міжнародної науково-практичної конференції. м. Львів, 23-24 березня 2018 р. — С. 55–58.

14. Карпищенко А.И. Медицинские лабораторные технологии и диагностика. — СПб: Интермедика, 1999. — Т. 2. — С. 307.

15. Клінічна біохімія: навчальний посібник / О. П. Тимошенко, Л. М. Вороніна, В. М. Кравченко [та ін.]. — Харків: Золоті Сторінки, 2003. — 239 с.

16. Кукин И.А. Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеваниях тазобедренного сустава / И.А.Кукин, И.В.Кирпичев, Л.Б.Маслов // FUNDAMENTAL RESEARCH №7, 2013 — с. 328–333.

17. Лабораторні методи досліджень у біології, тваринництві та ветеринарній медицині: довідник / За ред. В.В. Влізла. — Львів, СПОЛОМ, 2012. — 764 с.

18. Ланг Т.А. Как описывать статистику в медицине. Руководство для авторов, редакторов и рецензентов / Т. А. Ланг, М. М. Сесик. — М: Практическая Медицина, 2011. — 480 с.

19. Лебедев К. А. Иммунология образраспознающих рецепторов. Интегральная иммунология / К. А. Лебедев, И. Д. Понякина. — М.: Книжный дом «Либроком», 2009. — 256 с

20. Леонтьева Ф. С. Биохимические маркеры метаболизма соединительной ткани при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника / Ф.С. Леонтьева, Д.В. Морозенко // Південноукраїнський медичний науковий журнал. — 2016. — № 13. — С. 100–102.

21. Медведев В.В. Клиническая лабораторная диагностика / В. В.Медведев, Ю. З.Волчек, В. А. Яковлев // Клиническая лабораторная диагностика. Изд 3-е перераб. и дополн. — Спб.: Гиппократ, 2006. — 360 с.

22. Мителева З. М. Введение в основы математических расчетов методом конечных элементов / З. М. Мителева, А. В. Яресько // Медицина и... — 2006. — № 3 (14). — С. 5–8.

23. Моделювання впливу механічних властивостей міжхребцевих дисків та заднього опорного комплексу на стан поперекових опорно-рухових сегментів / В. О. Куценко, М. Ю. Карпінський, І. А. Суббота, О. В. Яресько // Медицина и... — 2007. — № 1 (16). — С. 15–20.

24. Морозенко Д. В. Методи дослідження маркерів метаболізму сполучної тканини у клінічній та експериментальній медицині /

Д. В. Морозенко, Ф. С. Леонтьева // Молодой ученый. — 2016. — № 2 (29). — С. 168–172.

25. Особенности строения позвоночного канала в поясничном отделе, обуславливающие развитие латерального дегенеративного артрогенного стеноза / В.А. Радченко, А.Г. Скиданов, Е.Д. Карпинская // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №1. – С. 5-9.

26. Піонтковський В. К. Вплив попереково-тазових взаємовідношень на напружено-деформований стан поперекового відділу хребта / В. К. Піонтковський, М. А. Ткачук, О. В. Веретельник, В. О. Радченко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2018. — № 4 (613). — С. 24-30.

27. Применение трехмерной навигации в хирургическом лечении детей с идиопатическим сколиозом / С. В. Виссарионов, Дж. Е. Шредер, С. Н. Новиков // Хирургия позвоночника. — 2015. — Т. 12, № 1. — С. 14–20. — DOI: <http://dx.doi.org/10.14531/ss2015.1.14-20>.

28. Радченко В. О. Динаміка біохімічних маркерів крові у пацієнтів після оперативного лікування дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта / В. О. Радченко, А. Г. Скиданов, Д. В. Морозенко // Український журнал медицини, біології та спорту. — 2018. — № 7 (16). — С. 140–145.

29. Радченко В.О. Спонділодез при пошкодженнях хребта / В.О.Радченко, К.О.Попсуйшапка // Травма. – 2011.— Т.12, №1. – С. 80-83.

30. Ретроспективный анализ и результаты хирургического лечения разных типов сколиотических деформаций позвоночника у взрослых / В.А.Радченко, А.А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, А.А. Барков // Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием с элементами научной школы для молодежи, посвященной 90-летию со дня рождения проф.Я.Л. Цивьяна, г.Новосибирск, 2010.- С.8-11.

31. Скиданов А.Г. Біохімічні та імунологічні маркери сироватки крові пацієнтів із спондилолістезом та нестабільністю хребтових сегментів поперекового відділу хребта / А.Г.Скиданов, В.О, Радченко, Д.В. Морозенко //

Український журнал медицини, біології та спорту. — 2018. — № 3(5). — С. 171–175.

32. Сравнительный анализ положения транспедикулярных винтов у детей с врожденным сколиозом: метод «свободной руки» (in vivo) и шаблоны-направители (in vitro). Кокушин Д.Н., Виссарионов С.В., Баиндурашвили А.Г., Овечкина А.В., Познович М.С. Травматология и ортопедия России. 2018;24(3):53-63. doi: 10.21823/2311-2905-2018-24-4-53-63.

33. Стан системи гемостазу у хворих на спондилолітез та нестабільність хребтових сегментів поперекового відділу хребта / А.Г.Скіданов, Д.В.Морозенко, Ф.С.Леонтьєва, К.В. Глебова // Пріоритети розвитку медичних наук у ХІІ столітті: матеріали міжнародної науково-практичної конференції. Одеса, 16-17 березня 2018 р. — С. 47–50.

34. Факторы риска нарушения стабильности транспедикулярной фиксации у пациентов с дегенеративной патологией поясничного отдела позвоночника / Боков А.Е., Млявых С.Г., Алейник А.Я., [и др.]// Бюллетень сибирской медицины, 2016, том 15, No 2, с. 13–19

35. Хирургическое лечение дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника на фоне остеопороза с использованием транспедикулярных канюлированных винтов/ В.А.Радченко, И.Ф. Федотова, А.А. Левшин и [др.] // Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием с элементами научной школы для молодежи, посвященной 90-летию со дня рождения проф.Я.Л. Цивьяна, г.Новосибирск. — 2010. — С. 14–15.

36. Хмелевский Ю.В. Основные биохимические константы человека в норме и при патологии / Ю.В. Хмелевский, О.К. Усатенко. — К. : Здоровье, 1987. — 160 с.

37. Шимон В.М. Численное исследование напряженно-деформированного состояния бедренной кости человека, пораженной заболеванием – остеомиелит [Текст] / В.М.Шимон, О.В.Веретельник, А.А.Шерегий // Сборник научных трудов "Вестник НТУ "ХПИ":

Машинознавство і САПР №31. — Вестник НТУ "ХПИ". — 2015. — ISSN 2079-0775.

38. 3D visualization contribution to the spine surgery / Ph. Merloz, J. Tonetti, M. Milaire [et al.] // Гений Ортопедии. — 2014. — № 1. — С.51–57.

39. A 10-year follow-up of transpedicular screw fixation and intervertebral autogenous posterior iliac crest bone graft or intervertebral B-Twin system in failed back surgery syndrome / R. Cincu, F. de Asis Lorente, J. Gomez, [et al.] // Journal of Neurosurgery Vol. 10, Issue 2, April-June 2015 www.asianjns.org DOI: 10.4103/1793-5482.145120

40. A longitudinal study of congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort / T.Kobayashi, Y.Atсутa, T.Matsuno [et al.] // Spine. — 2004. — № 29. — P. 671–676.

41. A novel stability and kinematics-driven trunk biomechanical model to estimate muscle and spinal forces. Hajihosseinali M, Arjmand N, Shirazi-Adl A. [et al.] // Med Eng Phys. — 2014. — Vol.6. — P.1296–1304.

42. Accuracy of Pedicle Screw Insertion Among 3 Image-Guided Navigation Systems: Systematic Review and Meta-Analysis / J. P. Du, Y. Fan, Q. N. Wu [et al.] // World Neurosurg. — 2018. — Vol. 109. — P. 24–30.

43. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis / Akamaru T., Kawahara N., Tim Yoon S, [et al.] // Spine. — 2003. — Vol. 28. — P.1560–1566.

44. Adult spinal deformity surgery: complications and outcomes in patients over age 60 / Daubs MD, Lenke LG, Cheh G, [et al.] // Spine. — 2007. — Vol. 32. — P.2238–2244.

45. Ali RM. Functional and radiographic outcomes after surgery for adult scoliosis using thirdgeneration instrumentation techniques / Ali RM, Boachie-Adjei O, Rawlins BA. // Spine. — 2003. — Vol. 28. — P. 1163–1170.

46. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged Vunteers / D. E. Gelb, L. G. Lenke, K. H. Bridwell [et al.] // Spine. — 1995. — № 20. — P. 1351–1358.

47. Analysis of Risk Factors for Major Complications Following Elective Posterior Lumbar Fusion / Di Capua J, Somani S, Kim JS, [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. — 2017. — Vol. 42(17). — P. 1347-1354. doi: 10.1097/BRS.0000000000

48. ANSYS Workbench — <http://www.ansys.com/Products/Workflow+Technology/ANSYS+Workbench+Platform>

49. Association of low perioperative prealbumin level and surgical complications in long-segment spinal fusion patients: A retrospective cohort study / Guan J, Holland CM, Schmidt MH [et al.] // *Int J Surg*. — 2017. — Vol. 23. — 39. — P. 135-140. doi: 10.1016/j.ijssu.2017.01.082.

50. Baranowska A. Analysis of Reasons for Failure of Surgery for Degenerative Disease of Lumbar Spine / Baranowska A, Baranowska J, Baranowski P. // *Ortop Traumatol Rehabil*. — 2016. — Vol. 18(2). — P. 117-129. doi: 10.5604/15093492.1205004.

51. Bassani T. Dependence of Lumbar Loads on Spinopelvic Sagittal Alignment: An Evaluation Based on Musculoskeletal Modeling / Bassani T., Casaroli G., Galbusera F. // *PloS One* 14. — 2019. — e0207997. doi:10.1371/journal.pone.0207997.

52. Borkowski P. Finite element analysis of artificial disc with an elastomeric core in the lumbar spine / P. Borkowski, P. Marek, G. Krzesiński [et al.] // *Acta Bioeng Biomech*. — 2012. — Vol. 14 (1). — P. 59–66.

53. Bridwell KH, Complications and outcomes of pedicle subtraction osteotomies for fixed sagittal imbalance / Bridwell KH, Lewis SJ, Edwards C, // *Spine*. — 2003. — Vol. 28. — P. 2093–2101.

54. Camino W.G. Analysis of Postoperative Complications in Spinal Surgery, Hospital Length of Stay, and Unplanned Readmission: Application of Dindo-Clavien Classification to Spine Surgery / Camino WG, Elizondo C, Slullitel P. // *Global Spine J*. — 2019. — Vol. 9(3). — P. 279-286. doi: 10.1177/2192568218792053. Epub 2018 Jul 26.

55. Can Postoperative Radiographs Accurately Identify Screw Misplacements? / Sarwahi V, Ayan S, Amaral T, [et al.] // Spine Deform. — 2017. — Vol. 5(2). — P. 109-116. doi: 10.1016/j.jspd.2016.10.007

56. Carbone JJ, Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries: technique and short-term complications / Carbone JJ, Tortolani PJ, Quartararo LG. // Spine. — Vol. 28. — P. 91–97.

57. Christophy M. A musculoskelmodel for the lumbar spine / Christophy M, Faruk Senan NA, Lotz JC. Biomech Model Mechanobiol. — 2012. — Vol. 11. — P.19–34.

58. Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group / Fritzell P, Hägg O, Wessberg P, Nordwall A: // Spine. — 2002. — Vol. 27. — P. 1131–1141.

59. Chung S. K. Biomechanical effect of constraint in lumbar total disc replacement: a study with finite element analysis / S. K. Chung, Y. E. Kim, K. C. Wang // Spine (Phila Pa 1976). — 2009. — Vol. 34 (12). — P. 1281–1286.

60. Clinically relevant complications related to pedicle screw placement in thoracolumbar surgery and their management: a literature review of 35 630 pedicle screws / O. P. Gautschi, B. Schatlo, K. Schaller, E. Tessitore // Neurosurg Focus. — 2011. — Vol. 31 (4). P. E8.

61. Comparison between short and long segment transpedicular fixation of thoracolumbar burst fractures / M. Ravikanth, T. V. S. Babu, A. Chandrasekaran [et al.] // Based Med. Healthc. — 2016. — Vol. 3(22). — P. 2349-2562, 2349-2570.

62. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult Vunteers and patients / R. P. Jackson, M. D. Peterson, A. C. MacManus [et al.] // Spine. — 1998. — № 23. — P.1750–1767.],

63. Complications and problems related to pedicle screw fixation of the spine / Katonis P, Christoforakis J, Kontakis G, [et al.] // Clin Orthop Relat Res. — 2003. — Vol. 411. — P. 86–94.

64. Complications and results of long adult deformity fusions down to l4, l5, and the sacrum / Eck KR, Bridwell KH, Ungacta FF, [et al.] // *Spine*. — 2001. — Vol. 26. — P. E182–E192.

65. Complications in spine surgery A review / R. Nasser, S. Yadla, M. G. Maltenfort, [et al.] // *J Neurosurg Spine*. — 2010. — Vol. 13. — P.144–157.

66. Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review / Hicks JM, Singla A, Shen FH, Arlet V. // *Spine (Phila Pa 1976)*. — 2010. — Vol. 35(11). — P. E465-70. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181d1021a.

67. Complications Related to Instrumentation in Spine Surgery A Prospective Analysis / M. G. Maltenfort, J. S. Harrop, A. D. Sharan, [et al.] // *Disclosures Neurosurg Focus*. — 2011. — Vol. 31(4). — P. e10.

68. Computer navigation versus fluoroscopy-guided navigation for thoracic pedicle screw placement: a meta-analysis / X. T. Meng, X. F. Guan, H. L. Zhang, S. S. He // *Neurosurg Rev*. — 2016. — Vol. 39 (3). — P. 385–391.

69. Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey: a comparative study in asymptomatic Vunteers versus patients with low back pain / P. G. Korovessis, A. Dimas, P. Iliopoulos [et al.] // *J Spinal Disord Tech*. — 2002. — № 15. — P. 384–390.

70. Daubs MD: Early failures following cervical corpectomy reconstruction with titanium mesh cages and anterior plating / Daubs MD: // *Spine*. — 2005. — Vol. 30. — P. 1402–1406.

71. Deletis V. Basic methodological principles of multimodal intraoperative monitoring during spine surgeries / V.Deletis // *Eur Spine J*. — 2007. — Vol. 16. — P. 147–152. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0429-4>

72. DeWald CJ, Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65: surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality / DeWald CJ, Stanley T: // *Spine*. — 2006. — Vol. 31 (19). — P. S144–S151.

73. Duval-Beaupere G. Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position / G. Duval-Beaupere, C. Schmidt, P. Cosson // *A Ann Biomed Eng.* — 1992. — № 20. — P.451–462

74. Effect of posterolateral disc replacement on kinematics and stress distribution in the lumbar spine: a finite element study / W. Wang, H. Zhang, K. Sadeghipour, G. Baran // *Med Eng Phys.* — 2013. — Vol. 35 (3). — P.357–364.

75. Efficacy and safety of posteromedial translation for correction of thoracic curves in adolescent idiopathic scoliosis using a new connection to the spine: the Universal Clamp / Mazda K, Ilharreborde B, Even J, [et al.] // *Eur Spine J.* — 2009. — Vol. 18. — P. 158–169.

76. Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries: technique and short-term complications / Carbone JJ, Tortolani PJ, Quartararo LG. // *Spine (Phila Pa 1976).* — 2003. — Vol. 28(1). — P. 91-97.

77. Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using the Bagby and Kuslich lumbar fusion cage / Kuslich SD, Danielson G, Dowdle JD [et al.] // *Spine.* — 2000. — Vol. 25. — P. 2656–2662.

78. Fusion Angle Affects Intervertebral Adjacent Spinal Segment Joint Forces-Model-Based Analysis of Patient Specific Alignment / Senteler M., Weisse B., Rothenfluh D. A. [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 2017. — Vol. 35, — P. 131–139. doi:10.1002/jor.23357

79. Garrido B. J. Navigated placement of iliac bolts: description of a new technique / B. J. Garrido, K. E. Wood // *The Spine Journal.* — 2011. — Vol. 11. Is. 4. — P. 331–335.

80. Gertzbein S. D. Accuracy of pedicular screw placement in vivo / S. D. Gertzbein, S. E. Robbins // *Spine (Phila Pa 1976).* — 1990. — Vol. 15. — P. 11–14.

81. Goel V. K. Applications of the finite element method to thoracolumbar spine research-past, present and future / V. K. Goel, L. G. Gilbertson // *Spine*. — 1995. — Vol. 20 (15). — P. 1719–1727.

82. Guigui P, Groupe d'Etude de la Scoliose: [Complications of surgical treatment of spinal deformities: a prospective multicentric study of 3311 patients.] / Guigui P, Blamoutier A, // *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. — 2005. — Vol. 91. — P. 314–327,

83. Hauptman J. Intraoperative neurophysiological monitoring in spine surgery: indications, efficacy, and role of the preoperative checklist / J.Hauptman // *Neurosurg Focus*. — 2012. — Vol. 33. — P. E10.

84. Heitplatz P. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit / P.Heitplatz, S.L. Hartle, C.R. Gentle // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. — 1998. — Vol. 2. — P. 387–394.

85. Hill A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle / *Proc R., Soc Lond B. // Biol Sci*. — 1938. — Vol. 126(843). — P. 136–195.

86. Hoffmann M. F. 3D-Navigation Reduces Radiation Exposure and Operative Time in Lumbopelvic Fixations NASS 31 Annual Meeting Proceedings / M. F. Hoffmann, T. A. Schildhauer // *The Spine Journal*. — 2016. — Vol. 16, Is. 10. — P. S113–S250.

87. http://fcpir.ru/upload/iblock/879/stagesummary_corebofs000080000kif04cm57m6em8o.pdf.

88. http://metallichekiy-portal.ru/marki_metallov/tit/VT20

89. Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon / V. A. Mehta, A. Amin, I. Omeis [et al.] // *Neurosurgery*. — 2012. — Vol. 70. — P. 707–721.

90. In situ contact analysis of the prosthesis components of Prodisc-L in lumbar spine following total disc replacement / W. M. Chen, C. Park, K. Lee, S. Lee // *Spine (Phila Pa 1976)*. — 2009. — Vol. 34 (20). — P. E716–E723.

91. Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models / Senteler M, Weisse B, Rothenfluh DA [et al.] // *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. — 2015. — Vol. 2. — P. 1–11.

92. Intraoperative adverse events and related postoperative complications in spine surgery: implications for enhancing patient safety founded on evidence-based protocols / Rampersaud YR, Moro ER, Neary MA, [et al.] // *Spine*. — 2006. — Vol. 31. — P. 1503–1510.

93. Izumi Y. Analysis of sagittal lumbar alignment before and after posterior instrumentation: risk factor for adjacent unfused segment / Y. Izumi, K. Kumano // *Eur J Orthop Surg Traum*. — 2001. — № 1. — P. 9–13

94. Jackson R. P. 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 / R.P. Jackson, A.C. McManus // *Spine*. — 1994. — 19:1611–1618,

95. Katz J.N., Clinical practice. Lumbar spinal stenosis / Katz J.N., Harris M.B. // *N. Engl. J. Med*. — 2008. — Vol. 358(18). — P. 818–825. doi: 10.1056/NEJMcp0708097

96. Late complications of adult idiopathic scoliosis primary fusions to L4 and above: the effect of age and distal fusion level / Rinella A, Bridwell K, Kim Y, [et al.] // *Spine*. — 2004. — Vol. 29. — P. 318–325.

97. Liu Y. K. Mathematical models of the spine and their experimental validation / Y. K. Liu, V. K. Goel // *The Lumbar Spine and Back Pain*, 3rd ed. — New York: Churchill Livingstone. — 1987. — P. 177–190.

98. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc / A. P. Dooris, V. K. Goel, N. M. Grosland [et al.] // *Spine*. — 2001. — Vol. 26. — P. E122–E129.

99. Long adult deformity fusions to L5 and the sacrum. A matched cohort analysis / Edwards CC, Bridwell KH, Patel A [et al.] // *Spine*. — 2004. — Vol. 29. — P. 1996–2005.

100. Longer Operative Time in Elderly Patients Undergoing Posterior Lumbar Fusion Is Independently Associated With Increased Complication Rate / Hersey AE, Durand WM, Eltorai AEM, [et al.] // *Global Spine J*. — 2019. — Vol. 9(2). — P. 179-184. doi: 10.1177/2192568218789117. Epub 2018 Jul 17.

101. Long-term complications in adult spinal deformity patients having combined surgery a comparison of primary to revision patients / Lapp MA, Bridwell KH, Lenke LG [et al.] // *Spine*. — 2001. — Vol. 26. — P. 973–983.

102. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult Volunteers and untreated patients with constant low back pain / R. P. Jackson, T. Kanemura, N. Kawakami [et al.] // *Spine*. — 2000. — № 25. — P. 575–586.

103. Management of unstable thoracolumbar spinal injuries by posterior short segment spinal fixation / Butt MF, Farooq M, Mir B [et al.] // *Int Orthop*. — 2007. — Vol. 31. — P. 259–264.

104. Mid- range outcomes in 64 consecutive cases of multilevel fusion for degenerative diseases of the lumbar spine / Röllinghoff M., Schlüter-Brust K., Groos D. [et al.] // *Orthop. Rev.* — 2010. — Vol. 2(11). — P. e3. doi: 10.4081/or.2010.e3.

105. Minimum 5-year analysis of L5-S1 fusion using sacropelvic fixation (bilateral S1 and iliac screws) for spinal deformity / Tsuchiya K, Bridwell KH, Kuklo TR [et al.] // *Spine*. — 2006. — Vol. 31. — P. 303–308.

106. Morbidity and mortality in association with operations on the lumbar spine. The influence of age, diagnosis, and procedure / Deyo RA, Cherkin DC, Loeser JD [et al.] // *J Bone Joint Surg Am*. — 1992. — Vol. 74. — P. 536–543,.

107. Natarajan R.N. Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis / R.N.Natarajan, B.H.Chen, H.S. An // *Spine*. — 2000. — Vol. 25(8). — P. 955–961.

108. Nolan J.P. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical / J.P.Nolan, H.H. Sherk // *Spine*. — 1988. — Vol. 13. — P. 9–11.

109. Obesity and spine surgery: relation to perioperative complications / Patel N, Bagan B, Vadera S [et al.] // *J Neurosurg Spine*. — 2007. — Vol. 6. — P.291–297.

110. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement / Delp SL, Anderson FC, Arnold AS [et al.] // *IEEE Trans Biomed Eng*. — 2007. — Vol. 54. — P. 1940–1950.

111. Optimal parameters of transcranial electrical stimulation for intraoperative monitoring of motor evoked potentials of the tibialis anterior muscle during pediatric scoliosis surgery / E.Azabon, V.Manel, N.Andre-Obadia [et al.] // *Neurophysiol Clin.* —2013. —Vol. 43(4). —P. 243–250.

112. Outcome and complications of long fusions to the sacrum in adult spine deformity: Luque-Galveston, combined iliac and sacral screws, and sacral fixation / Emami A, Deviren V, Berven S [et al.] // *Spine.* — 2002. — Vol. 27. — P. 776–786,

113. Outcome and safety analysis of 3D-printed patient-specific pedicle screw jigs for complex spinal deformities: a comparative study / Garg B, Gupta M, Singh M, Kalyanasundaram D // *Spine J.* — 2019. — Vol. 19(1). — P. 56-64. doi: 10.1016/j.spinee.2018.05.001.

114. Panjabi M.M. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions / M.M.Panjabi, J.Durenceau, V.Goel // *Spine.* — 1991. — Vol. 16(8). — P. 861–869.

115. Parameters influencing the outcome after total disc replacement at the lumbosacral junction. Part 1: misalignment of the vertebrae adjacent to a total disc replacement affects the facet joint and facet capsule forces in a probabilistic finite element analysis / A. Rohlmann, S. Lauterborn, M. Dreischarf [et al.] // *Eur Spine J.* — 2013. — Vol. 22 (10). — P.2271–2278.

116. Pedicle Screw Placement Using 3D Navigation: How Long Does it Take? NASS 30 Annual Meeting Proceedings / C. G. T. Ledonio, D. W. Polly Jr., K. E. Jones, H. W. Zhu // *The Spine Journal.* — 2015. — Vol. 15. — P. 87S–267S.

117. Pedicle Screws Loosening in Patients With Degenerative Diseases of the Lumbar Spine: Potential Risk Factors and Relative Contribution / A. Bokov, A. Bulkin, A. Aleynik, [et al.] // *Global Spine J.* — 2019. — Vol. 9(1). — P. 55–61. doi: 10.1177/2192568218772302

118. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves / J. Legaye, G. Duval-Beaupe're, J.Hecquet [et al.] // *Eur Spine J.* — 1998. — № 7. — P. 99–103.

119. Pelvic Incidence-Lumbar Lordosis Mismatch Results in Increased Segmental Joint Loads in the Unfused and Fused Lumbar Spine / Senteler M., Weisse B., Snedeker J. G., Rothenfluh D. A. // *Eur. Spine J.* — 2014. — Vol. 23. — P. 1384–1393. doi:10.1007/s00586-013-3132-7].

120. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity / V. Lafage, F. Schwab, A. Patel [et al.] // *Spine.* — 2009. — Vol. 34. P. 599–606.

121. Perioperative complications of lumbar instrumentation and fusion in patients with diabetes mellitus / Glassman SD, Alegre G, Carreon L [et al.] // *Spine J.* — 2003. — Vol. 3. — P. 496–501.

122. Perioperative complications after surgical correction in neuromuscular scoliosis / Mohamad F, Parent S, Pawelek J. [et al.] // *J Pediatr Orthop.* — 2007. — Vol. 27. — P. 392–397.

123. Position and complications of pedicle screw insertion with or without image-navigation techniques in the thoracolumbar spine: a meta-analysis of comparative studies / J. Tang, Z. Zhu, T. Sui [et al.] // *The Journal of Biomedical Research.* — 2014. — Vol. 28 (3). — P. 228–239.

124. Prospective multicenter assessment of perioperative and minimum 2-year postoperative complication rates associated with adult spinal deformity surgery / Smith JS, Klineberg E, Lafage V [et al.] // International Spine Study Group. *J Neurosurg Spine.* — 2016. — Vol. 25(1). — P. 1-14. doi: 10.3171/2015.11.SPINE151036.

125. Pulmonary embolism after adult spinal deformity surgery / Pateder DB, Gonzales RA, Kebaish KM, Antezana DF [et al.] // *Spine.* — 2008. — Vol. 33. — P. 301–305.

126. Raffo CS, Predicting morbidity and mortality of lumbar spine arthrodesis in patients in their ninth decade / Raffo CS, Lauerma WC // *Spine.* — 2006. — Vol. 31. — P. 99–103.

127. Ragab AA, Surgery of the lumbar spine for spinal stenosis in 118 patients 70 years of age or older / Ragab AA, Fye MA, Bohlman HH. // *Spine*. — 2003. — Vol. 28. — P. 348–353.

128. Rationale of Revision Lumbar Spine Surgery / H. Elgafy, A. R. Vaccaro, J. R. Chapman, M. F. Dvorak // *Global Spine J*. — 2012. — Vol. 2(1). — P. 7–14. doi: 10.1055/s-0032-1307254

129. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis / P. Stagnara, J. C. De Mauroy, G. Dran [et al.] // *Spine*. — 1982. — Vol. 7, № 4. — P.335–342.].

130. Reliability of low-radiation dose CT in the assessment of screw placement after posterior scoliosis surgery, evaluated with a new grading system / K. Abul-Kasim, A. Strombeck, A. Ohlin [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. — 2009. — Vol. 34(9). — P. 941–948.

131. Risk of Complications in Spine Surgery: A Prospective Study / R. C. Reis, M. F. de Oliveira, J. M. Rotta, R. V. Botelho // *The Open Orthopaedics Journal*. — 2015. — Vol. 9. — P. 20-25.

132. Risk-benefit assessment of surgery for adult scoliosis: an analysis based on patient age / J.S. Smith, C.I. Shaffrey, S.D. Glassman [et al.] // *Spine*. — 2011. — Vol. 36. — P. 817–824.

133. Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy / P.S. Rose, K.H. Bridwell, L.G. Lenke [et al.] // *Spine*. — 2009. — Vol. 34. — P. 785–791.

134. Roussouly P. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach / P. Roussouly, J.-L. Pinheiro-Franco // *Eur. Spine J*. — 2011. — Vol. 20, (Spl 5). — S. 578–585.

135. Roussouly P. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management / P. Roussouly, C. Nnadi // *Eur Spine J*. — 2010. — Vol. 19. — P. 1824–1836.

136. Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain / J. Y. Lazennec, S. Ramare, N. Arafati [et al.] // *Eur Spine J.* — 2000. — № 9. — P. 47–55.

137. Sagittal balance disorders in severe degenerative spine. Can we identify the compensatory mechanisms? / C. Barrey, P. Roussouly, G. Perrin [et al.] // *Eur. Spine J.* — 2011. — Vol. 20 (Suppl. 5). — S. 626–633.

138. Sagittal balance of the pelvis–spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases / C.Barrey, J. Jund, O.Nosedá [et al.] // *Eur Spine J.* — 2007. — Vol. 16. — P. 1459–1467.

139. Shimokawa N. Surgical safety of cervical pedicle screw placement with computer navigation system / N. Shimokawa, T. Takami // *Neurosurg Rev.* — 2017. — Vol. 40. — P. 251–258. — DOI 10.1007/s10143-016-0757-0.

140. Solidworks - <http://www.solidworks.com/>

141. Stereotactic navigation for placement of pedicle screws in the thoracic spine / Youkilis AS, Quint DJ, McGillicuddy JE, Papadopoulos SM. // *Neurosurgery.* — 2001. — Vol. 48(4). — P. 771-778.

142. Surgical planning for cervical deformity based on a 3D model / Barges-Coll J, Peciu-Florianu I, Martiniere S, Duff JM. // *J Craniovertebr Junction Spine.* — 2017. — Vol. 8(3). — P. 263-267. doi: 10.4103/jcvjs.JCVJS_86_16.

143. The British experience of pedicle screw insertion using the O-Arm® imaging system and StealthStation® navigation system / A. Patel, S. Aftab, J. S. Butler [et al.] // *The Spine Journal.* — 2015. — Vol. 15, Is. 3. — P. S71.

144. The effects of different articulate curvature of artificial disc on loading distribution / H. W. Wei, Y. F. Chiang, Y. W. Chen [et al.] // *J. Applied Biomaterials and Functional Materials.* — 2012. — Vol. 10 (2). — P. 107–112.

145. The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a pilot study / K. Mi Kyung, L. Sun-Ho, K. Eun-Sang [et al.] // *BMC Musculoskelet Disord.* — 2001. — P. 12–69. doi:10.1186/1471-2474-12-69

146. The influence of different magnitudes and methods of applying preload on fusion and disc replacement constructs in the lumbar spine: a finite element analysis / Z. C. Zhong, C. Hung, H. M. Lin [et al.] // *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* — 2013. — Vol. 16 (9). — P.943–953.

147. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? / Suk SI, Kim WJ, Lee SM [et al.] // *Spine.* — 2001. — Vol. 26. — P. 2049-2057.

148. Thoracolumbar deformity arthrodesis to L5 in adults: the fate of the L5–S1 disc / Edwards CC, Bridwell KH, Patel A [et al.] // *Spine.* — 2003. — Vol. 28. — P. 2122–2131.

149. Tian N. F. Image-guided pedicle screw insertion accuracy: a meta-analysis / N. F. Tian, H. Z. Xu // *Int Orthop.* — 2009. — Vol. 33. — P. 895–903.

150. Transcranial electrical motor-evoked potential monitoring during surgery for spinal deformity: a study of 145 patients / D. D. Langeloo, A. Lelivelt, L. H. Journee [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976).* — 2003.— Vol. 28(10). — P. 1043–50.

151. United States' trends and regional variations in lumbar spine surgery: 1992–2003 / Weinstein J.N., Lurie J.D., Olson P.R. [et al.] // *Spine.* — 2006. — Vol. 31(1). — P. 2707– 2714. doi:10.1097/01.brs.0000248132.15231.fe

152. Zajac F.E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control / Zajac F.E. // *Crit Rev Biomed Eng.* — 1989. — Vol. 17(4). — P.359–411.

153. Zienkiewicz O. C. The finite element method: its basis and fundamentals. / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu // Amsterdam, Heidelberg: Butterworth Heinemann. — 2005.