

Національна академія медичних наук України
Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів імені професора
М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України»

ПАШЕНКО АНДРІЙ ВІТАЛІЙОВИЧ

УДК 616.718–007.24.235-089.227.84(223):053.3

**ЛІКУВАННЯ ДЕФОРМАЦІЙ ДОВГИХ КІСТОК У ДІТЕЙ
ІЗ НЕДОСКОНАЛИМ ОСТЕОГЕНЕЗОМ ЗА ДОПОМОГОЮ
ІНТРАМЕДУЛЯРНИХ ТЕЛЕСКОПІЧНИХ ФІКСАТОРІВ
(експериментально-клінічне дослідження)**

14.01.21 – травматологія та ортопедія

Автореферат

дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата медичних наук

Харків – 2020



Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Харківській медичній академії післядипломної освіти МОЗ України.

Науковий керівник: доктор медичних наук, професор
ХМИЗОВ Сергій Олександрович
Державна установа «Інститут патології
хребта та суглобів імені професора
М.І. Ситенка Національної академії
медичних наук України», завідувач
відділу патології хребта та суглобів
дитячого віку

Офіційні опоненти: доктор медичних наук, професор
КЛИМОВИЦЬКИЙ Володимир Гарійович
Донецький національний медичний
університет МОЗ України, директор
Науково-дослідного інституту
травматології та ортопедії

доктор медичних наук, професор
ДІГТЯР Валерій Андрійович
Державний заклад «Дніпропетровська
медична академія МОЗ України», завідувач
кафедри дитячої хірургії, ортопедії та
травматології

Захист відбудеться « 13 » березня 2020 р. об 11.30 на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.607.01 Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» (61024, м. Харків, вул. Пушкінська, 80).

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» (61024, м. Харків, вул. Пушкінська, 80).

Автореферат розісланий « 11 » лютого 2020р.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради
доктор медичних наук



С.Є.Бондаренко

Актуальність проблеми. Недосконалий остеогенез (НО) (синоніми: хвороба Лобштейна-Вроліка, вроджена ламкість кісток, «кришталева хвороба») – гетерогенна патологія, пов'язана з мутацією генів колагену I типу COL1A1 і COL1A2 та зустрічається з частотою 1-7,2:10000-1:20000 (Cole W. G., 1997; Зацепин С.Т., 2001; Tanaka H., 2005; H.G. Schmidt, 2012), призводить до порушення формування колагенових волокон, процесів утворення кісткового матриксу та його мінералізації з формуванням кісткової тканини з низькими механічними властивостями (Sillence D. O., 1978, 1979; Jepsen K.J. at al., 1996; Lehmann H.W. at al., 2000; Ригз Б.Л., 2000; Кадурина Т. І., 2009). НО супроводжується множинними переломами кісток скелета, розвитком прогресуючих деформацій довгих кісток кінцівок і, як наслідок, неможливістю стояння та ходьби.

Лікування хворих на НО є комплексним та спрямоване на підвищення мінеральної щільності кісткової тканини шляхом медикаментозної корекції, профілактики переломів довгих кісток за допомогою ортезування, хірургічне лікування деформацій кісток кінцівок. Стабілізацію фрагментів кісток при цьому виконують із використанням пластин (Enright W. J., Noonan, K. J., 2006), апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ) (Palatnik Y., Rozbruch S. R., 2011) та інтрамедулярних фіксаторів різних конструкцій (El-Adl G. at al., 2009). Застосування останніх сьогодні вважають найперспективнішим через забезпечення внутрішнього утримання фрагментів кістки в корегованому положення до їхнього зрощення. Проте встановлення внутрішніх фіксаторів без можливості подовження під час росту скелета призводить до збільшення частоти повторних хірургічних втручань, обумовлених необхідністю їхньої заміни. Тому обґрунтування та розроблення телескопічних інтрамедулярних фіксаторів для лікування пацієнтів із недосконалим остеогенезом є актуальним завданням ортопедії та травматології.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана відповідно до плану науково-дослідних робіт Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» та договору про наукове-практичне співробітництво між Харківською медичною академією післядипломної освіти МОЗ України та Державною установою «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» («Вивчити морфологічні зміни та особливості функціонування наросткових зон довгих кісток кінцівок в умовах їх тимчасового блокування», шифр теми ЦФ.2014.3.НАМНУ, держреєстрація № 0114U003017. У межах теми автор виконав інформаційно-патентний пошук, провів клінічні та рентгенологічні дослідження пацієнтів із недосконалим остеогенезом, статистичний аналіз отриманих числових показників).

Мета роботи: покращити результати хірургічного лікування довгих кісток кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом, що ростуть, шляхом використання інтрамедулярного телескопічного фіксатора.

Завдання дослідження:

1. Провести аналітичний огляд наукової літератури щодо методів

хірургічної корекції комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом за допомогою конструкцій різних видів.

2. Провести ретроспективне дослідження результатів хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом.

3. Розробити інтрамедулярний фіксатор для хірургічної корекції деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом, який має осьову, кутову та ротаційну стабільність.

4. Експериментально довести більшу ефективність розробленого інтрамедулярного фіксатора (дослідити напружено-деформований стан системи «фрагменти кістки – фіксатор» за допомогою математичного моделювання методом скінчених елементів, в умовах використання інтрамедулярних фіксаторів різних типів).

5. Удосконалити методику хірургічної корекції деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом за допомогою розробленого інтрамедулярного фіксатора.

6. Рентгенографічно дослідити динаміку подовження розробленого інтрамедулярного фіксатора в сегментах нижніх кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом у післяопераційному періоді та в процесі подальшого росту кістки.

7. Провести аналіз результатів застосування різних видів фіксаторів при хірургічному лікуванні деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом, що ростуть.

Об'єкт дослідження: деформації кісток кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом, які ростуть.

Предмет дослідження: хірургічне лікування деформацій кісток кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом, які ростуть; інтрамедулярний остеосинтез із застосуванням телескопічного фіксатора; математична модель системи «кістка – інтрамедулярний фіксатор».

Методи дослідження: клінічний, біомеханічний, рентгенологічний, рентгенометричний, рентген-денситометричний, математичне моделювання методом кінцевих елементів, статистичні.

Наукова новизна одержаних результатів. Уперше на експериментальних біомеханічних моделях досліджено особливості напружено-деформованого стану системи «фрагменти кістки – інтрамедулярний фіксатор», завдяки чому доведена ефективність інтрамедулярних телескопічних перед нетелескопічними та накістковими конструкціями під впливом різних видів навантажень – осьового, кутового та ротаційного.

Уперше на підставі рентгенометричних досліджень доведено, що в післяопераційному періоді показники подовження розробленого інтрамедулярного телескопічного фіксатора відповідають величинам зростання кісток у пацієнтів із недосконалим остеогенезом.

Доведено, що застосування інтрамедулярних телескопічних фіксаторів є сучасним та ефективним методом лікування деформацій довгих кісток кінцівок

у дітей з недосконалим остеогенезом і не потребує тривалого застосування додаткових зовнішніх пристроїв, що сприяє покращенню результатів лікування.

Практичне значення одержаних результатів. Розроблено інтрамедулярний телескопічний фіксатор (патент № 88254, Україна) для хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом, який дає змогу зростання кістки в довжину, сприяє запобіганню рецидивів деформацій, зниженню ризику повторних переломів і загалом підвищенню якості життя пацієнтів.

Удосконалено метод хірургічної корекції комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у пацієнтів із недосконалим остеогенезом, які ростуть, що дало змогу зменшити тривалість хірургічного втручання, розпочати раніше реабілітацію та прискорити початок самообслуговування.

Розроблено рентгенографічну та рентгенометричну систему оцінювання динаміки зростання сегментів кінцівок і подовження інтрамедулярного телескопічного фіксатора, що сприяє ефективному динамічному контролю за результатами хірургічного лікування дітей із деформаціями довгих кісток кінцівок на фоні недосконалості остеогенезу.

Використання розробленого алгоритму обстеження й етапного лікування пацієнтів із недосконалим остеогенезом дає можливість знизити кількість помилок на етапах лікування та підготовки до хірургічних втручань і ускладнень після них, а, отже, підвищити якість лікування.

Результати досліджень впроваджено в клінічну діяльність Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України», КНП Харківської обласної ради «Обласна клінічна травматологічна лікарня»; КНП «Львівська обласна дитяча клінічна лікарня «ОХМАТДИТ».

Особистий внесок автора. Автором особисто проаналізовано стан досліджуваної проблеми, сформульовано мету і завдання роботи, проведено аналіз клініко-рентгенологічних результатів лікування пацієнтів, які ростуть, із застосуванням металофіксаторів різних типів.

Дисертантом запропоновано принципи комплексного підходу до етапного лікування хворих на недосконалий остеогенез, зокрема з незавершеним періодом росту. Ним виконано комплексне обстеження, лікування та динамічне спостереження за пацієнтами досліджуваної категорії, взято участь у проведенні в них коригувальних хірургічних втручань зі встановленням інтрамедулярних телескопічних фіксаторів, оцінено результати лікування. Автором запропонований новий тип блокування для додаткової фіксації інтрамедулярного телескопічного фіксатора в метаепіфізах кісток.

Наукові дослідження виконані в Державній установі «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України»: рентгенологічні та рентгенометричні – в рентген-діагностичному відділенні за консультативної допомоги завідувача відділенням Златника Р. В., біомеханічні – в лабораторії біомеханіки за консультативної допомоги д.мед.н., професора Тяжелова О. А., наукових співробітників Карпінського М. Ю., Суботи І. А., молодших наукових співробітників

Карпінської О. Д. та Яреська О. Д. Участь співавторів відображено у спільних наукових публікаціях.

Апробація результатів дисертації. Результати досліджень викладені й обговорені на симпозіумі з міжнародною участю «Актуальні питання ортопедії та травматології дитячого віку» (Курган, 2013); засіданнях Харківського обласного осередку Української асоціації ортопедів-травматологів (Харків, 2013, 2014, 2016); науково-практичній конференції з міжнародною участю (для молодих вчених) «Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології» (Чернігів, 2013); XVI з'їзді ортопедів-травматологів України (Харків, 2013); VII міжрегіональній науково-практичній конференції молодих вчених «Актуальні питання клінічної медицини» (Запоріжжя, 2013); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні питання геріатричної ревмоортопедії» (Київ, 2014); Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (Київ, 2014); Національному форумі з міжнародною участю «Радіологія в Україні» (Київ, 2015), науково-практичній конференції з міжнародною участю (для молодих вчених та студентів) «Сучасні теоретичні та практичні аспекти клінічної медицини» (Одеса, 2015); 15-ій науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні теоретичні та практичні аспекти остеосинтезу» (Святогірськ, 2016), науково-практичній конференції з міжнародною участю (Приморськ, 2018), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Медична генетика – основа клінічної медицини» (Київ, 2018).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 20 наукових робіт, із них 10 статей у наукових фахових виданнях, 3 патенти України, 1 нововведення, 6 робіт у матеріалах з'їздів та наукових конференцій.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, аналітичного огляду літератури, опису матеріалу та методів, 4 розділів власних досліджень, висновків, списку використаної літератури із 148 джерел, із яких 103 латиницею, додатків. Обсяг роботи становить 173 сторінки машинописного тексту, містить 49 рисунків і 24 таблиці.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

Матеріал і методи

Інформаційно-аналітичне дослідження. Пошук статей виконаний в електронних базах Pubmed та Google Scholar англійською мовою, у доступних періодичних рецензованих виданнях українською та російською мовами. Ключові слова: недосконалий остеогенез, деформації довгих кісток, діти, хірургічне лікування, остеосинтез, інтрамедулярний фіксатор. Опрацьовано 139 джерел.

Критерії включення до аналізу: публікації в період із 1965 по 2018 рр. у рецензованих спеціалізованих виданнях про результати хірургічного лікування недосконалого остеогенезу у дітей за допомогою фіксаторів різних типів (зокрема, інтрамедулярних). Критерії виключення: оглядові статті, описи

клінічних випадків, експериментальні та ретроспективні узагальнюючі клінічні дослідження.

Якісне оцінювання досліджень виконано зі застосуванням шкали FAQ Ambulation Scale, яку було адаптовано для проведення даного дослідження. Під час поглибленого аналізу статей відмічали тип дослідження, кількість пацієнтів, сегментів кінцівок, вид і кількість ускладнень.

Експериментальні дослідження включають вивчення первинної стабільності фрагментів великогомілкової кістки після застосування інтрамедулярних фіксаторів різних типів – титанових еластичних стрижнів, інтрамедулярного телескопічного фіксатора (ІТФ) із відсутністю ротаційної стабільності та ротаційно-стабільного ІТФ після моделювання коригувальної остеотомії. Ротаційно-стабільний ІТФ моделювали шляхом введення додаткових елементів, які блокують ротаційні рухи між частинами ІТФ (рис. 1).



Рис. 1. Моделі великогомілкової кістки з інтрамедулярними фіксаторами різних типів: титанові еластичні стрижні (а); інтрамедулярний телескопічний фіксатор (б).

На етапі експерименту моделі випробовували на вплив згинального навантаження шляхом жорсткого закріплення на біомеханічному стенді за дистальний і проксимальний кінці з наступним прикладанням навантаження величиною 50, 100, 150 і 200 Н до середини діафіза моделі в зоні остеотомії (рис. 2).

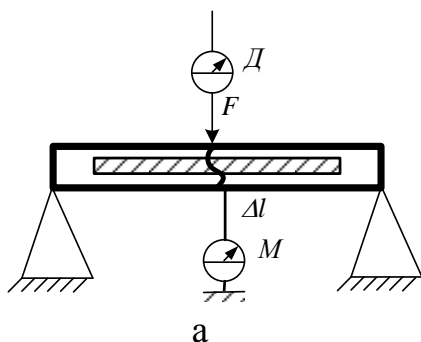


Рис. 2. Схема експерименту навантаження на згинання. Д – динамометр, М – мікрометр, F – сила згинання, Δl – переміщення моделі (а); фото пристрою для біомеханічних досліджень під час проведення експерименту (б).

Величину навантаження вимірювали за допомогою тензодинамометричного датчику SBA-100L, результати фіксували пристроєм реєстрації даних CAS типу CI-2001A, а величину прогину моделі великогомілкової кістки в зоні навантаження – за допомогою мікрометричного індикатора часового типу. Отримані дані експерименту були оброблені статистично за допомогою методів описової статистики з розрахунком середньої величини, стандартного відхилення, мінімальних і максимальних значень. Для порівняння видів фіксаторів застосовували однофакторний дисперсійний аналіз та апостеріорний тест Дункана, а залежність величини деформації від площі перетину конструкцій досліджували за допомогою парної кореляції Пірсона.

Біомеханічне дослідження шляхом математичного моделювання системи «інтрамедулярний фіксатор – фрагменти кістки дитини, яка росте, за умов НО» проводили методом скінченних елементів.

Спочатку побудовано моделі з елементів, які відтворюють великогомілкову кістку із властивостями губчастої та компактної кісткової тканини, двох елементів, що моделюють зони росту, та елемента в середній третині діафіза, який моделює кістковий регенерат на фоні первинної стабільності фрагментів після хірургічного втручання. У процесі моделювання зрощення механічні властивості «регенерату» замінювали на властивості коркового шару кістки, а в разі моделювання системи «фіксатор – фрагменти кістки», у процесі росту, цей елемент збільшували на 5 см. Матеріал вважали однорідним та ізотропним; в якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості нормальних біологічних тканин обирали за даними, які найчастіше використовують у наукових дослідженнях (Березовский В.А., Колотилев Н.Н., 1990; Агапов В.П., 2000), а механічні властивості кісткової тканини за умов НО – за даними Z. F. Fan (2007) і J. M. Flynn (2010). Характеристики штучних матеріалів обирали за даними J. M. Gere, S. P. Timoshenko (1997). Використовували такі характеристики матеріалів, як E – модуль пружності (модуль Юнга) та ν - коефіцієнт Пуассона.

Навантаження моделей здійснювали розподіленою силою, яку прикладали до суглобової поверхні проксимального відділу великогомілкової кістки. По суглобовій поверхні дистального відділу великогомілкової кістки моделі жорстко закріплювали (рис. 3).

Величина навантаження на стискання та згинання становила 350 Н, що відповідає навантаженню тіла дитини вагою 50 кг (500 Н) під час одноопорного стояння (без урахування маси опорної кінцівки) (Березовский В. А., Колотилев Н. Н., 1990). У випадку дослідження моделей під впливом навантаження на скручування до суглобової поверхні проксимального відділу великогомілкової кістки прикладали крутний момент величиною 10 Нм.

В якості критерію оцінювання напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом (Агапов В. П., 2004). Величину напружень у різних умовах контролювали в 11 зонах моделей, де 1-10 – контрольні точки, 11 – зона максимального напруження на фіксатор (рис. 4).

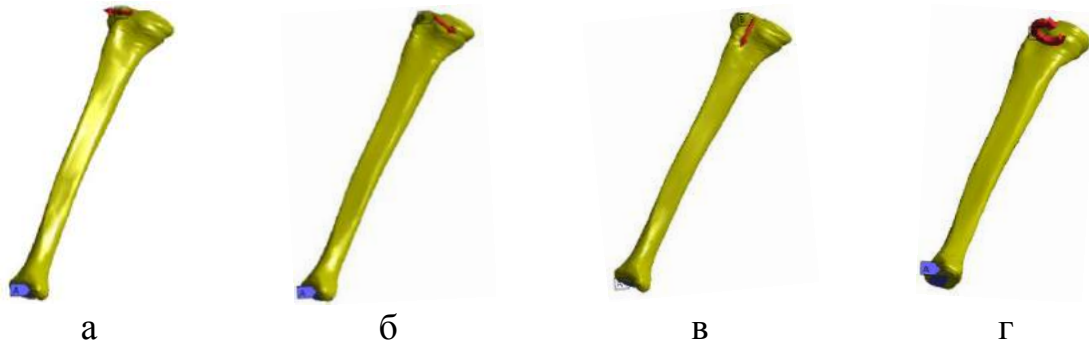


Рис. 3. Схеми навантаження моделей великогомілкових кісток: згинання у фронтальній (а) і сагітальній (б) площинах; стискання (в); скручування (г).

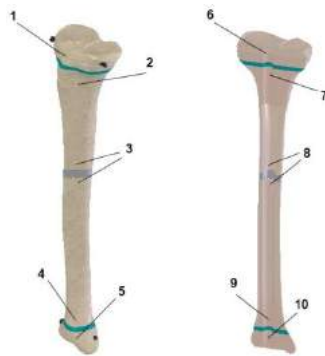


Рис. 4. Схема контрольних точок напруження моделей великогомілкових кісток.

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks (Алямовский А.А., 2004), а розрахунки – зі застосуванням програмного комплексу CosmosM.

Другим етапом за допомогою методу скінченних елементів побудовані комп'ютерні математичні 3D-моделі великогомілкової кістки з трьома типами інтрамедулярних металофіксаторів – титановими еластичними стрижнями, ІТФ із відсутністю ротаційної стабільності та ротаційно-стабільним ІТФ. Моделі досліджували в умовах фронтального та сагітального згинання, стискання й скручування на різних етапах після операційного періоду – ранньому (забезпечення стабільної фіксації фрагментів довгих кісток кінцівок у зоні остеотомії до їхнього зрощення), проміжному (фіксація фрагментів кісток «на довжині» після їхнього зрощення та під час подальшого росту) і віддаленому (забезпечення стабільного інтрамедулярного «шинування», профілактика переломів і деформацій кісток після завершення росту).

Клінічні дослідження. Проаналізовано історії хвороби 18 пацієнтів із комбінованими (багатоплощинними) деформаціями довгих кісток нижніх кінцівок на фоні недосконалого остеогенезу, в яких кутівий показник деформації становив у середньому 54° та яким проведено комплексне лікування в ДУ «ПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» у період з 1990 до 2016 рр. Усім пацієнтам на момент госпіталізації виконано клініко-рентгенологічне, лабораторне обстеження, двохенергетичну абсорбційну рентген-денситометрію. Залежно від методу хірургічного лікування хворих поділили на дві групи:

– група 1 (9 дітей, середній вік 13 років 9 міс.), у яких застосовано стрижневий апарат зовнішньої фіксації, інтрамедулярні стрижні Бітчука, Богданова, Rush, пластини для тимчасового однобічного блокування наросткових зон (ТОБ НЗ), а також інтрамедулярний стрижень, який «росте»; пацієнти групи 1 відібрані та проаналізовані ретроспективно;

– група 2 (9 дітей, середній вік 5 років 4 міс.) – виконано коригувальні остеотомії з подальшою фіксацією кісткових фрагментів за допомогою ІТФ (патент № 88254, Україна) (рис. 5).



Рис. 5. Зовнішній вигляд розробленого ІТФ: у зібраному стані разом із пристроями для встановлення (а); окремі елементи фіксатора (б).

В обох групах оцінено осьові параметри сегментів нижніх кінцівок відповідно до протоколу D. Paley (2005). Проаналізовано кількість хірургічних втручань, вид фіксації кінцівки, термін зрощення фрагментів, відновлення обсягу рухів у колінному суглобі, покращення функції ходьби, частоту ускладнень і строки спостереження до їхнього виявлення в післяопераційному періоді.

Результати експериментального дослідження

За результатами проведеного дослідження визначено, що усі типи інтрамедулярних фіксаторів під впливом згинальних навантажень 50 Н забезпечують достатню первинну стабільність фіксації (деформація не перевищує 5 мм). Проте моделі з ротаційно-стабільним ІТФ статистично значуще відрізнялися від інших ($p \leq 0,05$) й мали більшу стійкість до навантаження. Моделі з ротаційно-нестабільним ІТФ і титановими еластичними стрижнями суттєво не відрізнялися ($p = 0,433$) і характеризувалися меншою стійкістю до навантаження. За умов величин згинальних навантажень 100, 150 і 200 Н моделі з різними типами інтрамедулярних фіксаторів статистично значуще ($p \leq 0,05$) відрізняються один від одного; найбільша стійкість до навантаження виявлена в моделей із ротаційно-стабільним ІТФ, найменша – з титановими еластичними стрижнями (табл. 1).

За величиною деформації за умов згинального навантаження в 50 Н моделі після остеосинтезу великогомілкової кістки за допомогою ротаційно-нестабільного ІТФ статистично значуще відрізнялися від інших моделей ($p \leq 0,05$) та були відокремлені в підгрупу 1, а моделі з ротаційно-стабільними ІТФ і титановими еластичними стрижнями не мали статистично значущих

відмінностей ($p = 0,433$), що дало змогу розташувати їх у підгрупі 2.

Таблиця 1

Аналіз величини деформації моделей великогомілкових кісток після остеосинтезу інтрамедулярними фіксаторами різних типів за різних величин навантаження

Навантаження, Н	Тип фіксатора	Величина деформації, мкм		
		$M \pm SD$	min÷max	ANOVA
50	титанові еластичні стрижні	2120 ± 25	2090 ÷ 2140	F = 783,693 p = 0,001
	ротаційно-нестабільний ІТФ	1413 ± 32	1380 ÷ 1440	
	ротаційно-стабільний ІТФ	2103 ± 15	2090 ÷ 2120	
100	титанові еластичні стрижні	3122 ± 37	3080 ÷ 3150	F = 934,596 p = 0,001
	ротаційно-нестабільний ІТФ	2001 ± 48	1960 ÷ 2050	

За умов згинального навантаження 100 Н, моделі з різними типами інтрамедулярних фіксаторів статистично значуще ($p \leq 0,05$) відрізнялися одна від одної за величиною деформації, про що свідчить їх розміщення в окремих підгрупах. Деформації моделей під впливом навантаження 150 Н мали аналогічні результати дисперсійного аналізу, до результатів із навантаженням 100 Н, а всі варіанти моделей мали статистично значущі відмінності на рівні $p \leq 0,05$. Згинальні навантаження величиною 200 Н у моделях із різними типами фіксаторів також викликали деформації, величини яких статистично значуще ($p \leq 0,05$) відрізнялись одна від однієї, а характер відмінностей відповідав результатам, отриманим у разі навантаження величиною 100 та 150 Н.

Результати математичного моделювання

Ранній післяопераційний період (забезпечення стабільної фіксації фрагментів довгих кісток кінцівок у зоні остеотомії до їхнього зрощення)

Фронтальне згинання. Навантаження ротаційно-нестабільного та ротаційно-стабільного ІТФ виявилися повністю ідентичними – 175,2 МПа, а еластичні стрижні зазнали напружень 1107,9 МПа, що в 7 разів вище за моделі з ІТФ. Таким чином, ІТФ ефективніше розвантажують кісткову тканину, ніж еластичні стрижні, які випробовують дуже високе напруження, що може стати причиною рецидиву деформацій.

Сагітальне згинання. У результаті дослідження моделей з'ясовано, що зони максимальних напружень виникають на тих самих ділянках, що й у разі згинання у фронтальній площині, але відрізняються за абсолютними показниками. Зокрема, для моделей з ІТФ напруження становлять 164,6 МПа, а для моделі з еластичними стрижнями – 922,7 МПа. За результатами цього дослідження доведено, що еластичні стрижні випробовують надвеликі

напруження в порівнянні з ІТФ, що може призводити до руйнування фіксаторів і повторного утворення деформацій.

Стискання. У моделях спостерігається у 8 разів вищий рівень напружень за умов застосування еластичних стрижнів, але за абсолютними значеннями ці напруження виявилися нижчими, ніж у випробуваннях на згинання, і становили 212,6 МПа для еластичних стрижнів і 25,2 МПа для ІТФ. Отже, еластичні титанові стрижні зазнають вищі напруження порівняно з ІТФ.

Скручування. ІТФ із ротаційною стабільністю приймає на себе більші навантаження, ніж інші фіксатори (497,4 МПа), але це дозволяє розвантажити кісткову тканину, особливо навколо зон росту, що можна вважати позитивним фактом. Найменш навантажений – ротаційно-нестабільний ІТФ (275,7 МПа); титанові еластичні стрижні – 320,0 МПа, але високій рівень напружень на фіксаторі не призводив до розвантаження кісткової тканини. Таким чином, титанові еластичні стрижні потрапляють під дуже значні напруження за умов усіх видів навантаження, що може призвести до їхнього руйнування або деформації, але це не приводить до розвантаження кісткової тканини і є негативним фактором в умовах погіршеної її якості.

Проміжний період (фіксація фрагментів кісток «по довжині» після їхнього зрощення та під час подальшого росту)

Фронтальне згинання. Після повного зрощення фрагментів під час навантаження на згинання знижується напруження за наявності титанових еластичних стрижнів до 165,0 МПа, проте напруження на ІТФ зберігаються на рівні 172,2 МПа. Після повного зрощення фрагментів під час фронтального згинання знижується напруження за наявності титанових еластичних стрижнів до 165,0 МПа, а на ІТФ зберігаються на рівні 172,2 МПа.

Сагітальне згинання. За умов навантаження моделей на згинання зрощення кісткових фрагментів сприяє зниженню напружень на еластичних стрижнях до 179,3 МПа, але показник напруження залишається вищим, ніж у відповідних ділянках моделей з ІТФ.

Стискання. Навантаження моделей не призводить до перевантаження металевих фіксаторів, а величини напружень у них виявлені на мінімальному рівні: 16,4 МПа для ІТФ; 24,5 МПа – для еластичних стрижнів. Тобто, відмічено рівномірний розподіл напружень по всій довжині кісток у випадку використання всіх типів фіксаторів.

Скручування. Величина максимальних напружень на титанових еластичних стрижнях не перевищує 18,2 МПа, а найбільш навантаженим є ротаційно-стабільний ІТФ, максимальні напруження на якому сягають 130,3 МПа. Це призводить до максимально рівномірного розподілу напружень по всій довжині кістки з мінімальними абсолютними показниками серед усіх моделей.

Віддалений період (забезпечення стабільного інтрамедулярного «шинування», профілактика переломів та деформацій кісток після завершення їх росту).

Фронтальне згинання. Величини напружень на інтрамедулярних фіксаторах визначено рівні, що й в разі кістки невеликої довжини – 171,2 МПа з

ІТФ, 160,3 МПа – з титановими еластичними стрижнями. Збільшення довжини кістки не призводить до значних змін у характері розподілу та величині напружень, як в кісткових фрагментах, так і на інтрамедулярних фіксаторах.

Сагітальне згинання. Навантаження залишається приблизно на тому рівні, що й за наявності коротшої (яка продовжує рости) кістки й становить 104,6 МПа для ІТФ та 181,7 МПа – для титанових еластичних стрижнів.

Стискання. Фіксатори жодного з типів практично не впливають на розподіл напружень за умов дії осьового стискального навантаження. Максимальна величина напружень на ІТФ дорівнює 16,2 МПа, а на титанових еластичних стрижнях – 23,7 МПа.

Скручування. Збільшення довжини кістки привносить незначні зміни у величини максимальних напружень, які виникають у моделях під впливом навантаження на скручування. Характер розподілу напружень у моделях залишається аналогічним моделям із коротшою кісткою. Отримані результати свідчать, що ІТФ із ротаційною стабільністю ефективно працюють за умов дії усіх навантажень, зокрема, навантаження на скручування, а їхнє використання дозволяє знизити напруження в кістковій тканині по всій довжині моделей і рівномірніше розподіляти напруження. Також збільшення довжини кістки в процесі росту не призводить до суттєвих змін у характері розподілу напружень у моделях та їхніх абсолютних величинах.

Результати клінічних досліджень

Проведене хірургічне лікування комбінованих деформацій дозволило досягти первинної корекції деформацій і нормалізувати біомеханічну вісь сегментів нижніх кінцівок у всіх 9 пацієнтів на 20 сегментах Групи I, та у всіх 9 пацієнтів на 28 сегментах Групи II (100 %). Показники деформацій у пацієнтів обох груп після проведеного лікування змінились статистично значуще. У післяопераційному періоді в пацієнтів Групи I виявлено 40 ускладнень (табл. 2) й проведено повторні хірургічні втручання для їхнього усунення.

Таблиця 2

Види фіксаторів та ускладнення, що виникли після їхнього застосування (Група I)

Вид фіксатора	Ускладнення	Кількість виявлених ускладнень	
		абс.	%
<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
Стрижень Rush	Міграція із прорізуванням коркового шару кістки	6	15
	Перелом стрижня з рецидивом деформації сегмента	3	7,5
	Перелом сегмента поза місцем фіксації	3	7,5
	Відсутність корекції деформації сегмента	3	7,5
Стрижень Бітчука	Міграція із прорізуванням кортикального шару кістки	4	10

1	2	3	4
Стрижень Бітчука	Перелом стрижня з рецидивом деформації сегмента	1	2,5
	Перелом і міграція фіксувальних шпильок	4	10
	Відсутність корекції деформації сегмента	3	7,5
Стрижень Богданова	Міграція з прорізуванням коркового шару кістки	5	12,5
	Перелом стрижня з рецидивом деформації сегмента	2	5
	Перелом сегмента поза місцем фіксації	1	2,5
Інтрамедулярний стрижень, який «росте»	Відсутність подовження фіксатора	1	2,5
Стрижневий АЗФ	Відсутність корекції деформації сегмента	1	2,5
Пластина для ТОБ НЗ	Міграція гвинтів	2	5
Разом		40	

У пацієнтів Групи 2, яких лікували шляхом застосування ротаційно-стабільного ІТФ, спостерігали 7 ускладнень, загалом – 17,5 % (табл. 3).

Таблиця 3

Розподіл ускладнень за типами та застосована лікувальна тактика (Група II)

№	Тип ускладнення	Частота ускладнень	Лікувальна тактика
I	Перелом блокувальної спиці	1	Заміна блокувальної спиці
II	Деформація ІТФ	2	Заміна ІТФ
III	Деформація сегмента кінцівки з міграцією ІТФ	1	Перевстановлення ІТФ
IV	Відсутність подовження ІТФ	1	Заміна частини ІТФ
V	Перелом сегмента кінцівки за наявності ІТФ	1	Розвантаження кінцівки за допомогою милиць (3 тижні)
		1	Заміна ІТФ з фіксацією шийки стегнової кістки

Отримані результати свідчать про більшу ефективність застосування ІТФ після хірургічної корекції комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у порівнянні з іншими хірургічними методиками.

ВИСНОВКИ

1. На підставі проведеного аналізу наукової літератури визначено, що найкращі результати хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом спостерігають після застосування інтрамедулярних конструкцій, які подовжуються під час зростання довгих кісток кінцівок. Проте наявні фіксатори мають низку недоліків, головний серед яких – відсутність ротаційної стабільності, наслідками чого є гвинтоподібні переломи сегментів із наступними деформаціями.

2. На підставі ретроспективного дослідження результатів хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у пацієнтів із НО встановлено, що в разі застосування наявних фіксаторів після хірургічного лікування необхідно проведення додаткової, іноді досить тривалої, зовнішньої фіксації фрагментів кісток (застосування апаратів зовнішньої фіксації, гіпсових пов'язок тощо), що заважає ранньому початку активної реабілітації. Серед ускладнень виявлені як з боку кісток прооперованих сегментів кінцівок (повторні переломи, рецидиви деформації кісток кінцівок), так і з боку самих конструкцій (нестабільність і прорізування стрижнів, міграція та переломи конструкцій або їх елементів).

3. Розроблено інтрамедулярний телескопічний фіксатор для хірургічної корекції деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у дітей із НО, який має осьову, кутову та ротаційну стабільність. Його більша ефективність, у порівнянні з інтрамедулярними конструкціями інших видів (лише з осьовою та кутовою стабільністю), досягається завдяки оригінальним технічним рішенням і дизайну пристрою.

4. Експериментально доведено більшу ефективність розробленого ІТФ (досліджено напружено-деформований стан системи «інтрамедулярний фіксатор – фрагменти кістки» в умовах використання інтрамедулярних фіксаторів різних видів) на різних етапах післяопераційного періоду та зростання кісток. Доведено, що запропонований імплантат є найбільш сталим щодо осьових, кутових і ротаційних навантажень, як одразу після проведених коригувальних хірургічних втручань, так й у віддаленому післяопераційному періоді, а також – після завершення росту кісток.

5. Удосконалено та вперше в країнах Східної Європи застосовано метод лікування комбінованих (багатоплощинних) деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із НО. Уперше у світовій практиці розроблено та впроваджено фіксатор, якому притаманна ротаційна стабільність. У порівнянні з іншими імплантатами, зокрема, Fassier-Duval, ІТФ встановлюється реверсно, а саме – спочатку порожня (трубчаста) і, лише потім – цільнометалева частина. Окрім того, поперечне блокування відбувається за допомогою різьбових блокуючих елементів, а не безрізбовими спицями.

6. Рентгенографічно досліджено динаміку подовження ІТФ в сегментах нижніх кінцівок у дітей із НО в післяопераційному періоді, у процесі росту кістки. За допомогою рентгенометрії доведено, що ІТФ рівномірно подовжується разом зі

зростанням кісток, в які його встановлено, і забезпечує необхідний рівень стабільності фіксації упродовж подальшого життя.

7. На підставі аналізу результатів застосування різних видів фіксаторів після хірургічного лікування деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у пацієнтів з НО, що ростуть, з'ясовано, що використання ІТФ запобігає проведенню додаткової (іноді досить тривалої) зовнішній фіксації фрагментів кісток (апарати зовнішньої фіксації, масивні гіпсові пов'язки). Це дає змогу розпочинати активну реабілітацію пацієнтів уже з третього тижня післяопераційного періоду. Встановлено подовження фіксаторів під час зростання кісток кінцівок ($p < 0,05$), пасивну профілактику повторних переломів і рецидивів деформацій кісток, зниження кількості ускладнень до 17,5 % порівняно зі застосуванням інших методик (від 30 % до 50-60 %). Окрім того, встановлення ІТФ уможливило раніше осьове навантаження на кінцівки, відновлення рухів у суглобах оперованих кінцівок, відтворення функції ходьби та повноцінної соціалізації пацієнтів у суспільстві.

СПИСОК РОБІТ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Хмызов С. А. Применение интрамедуллярных телескопических фиксаторов для остеосинтеза длинных костей нижних конечностей у детей с несовершенным остеогенезом / С. А. Хмызов, **А. В. Пашенко** // Ортопедия травматология и протезирование. – 2015. – № 2 (599). – С.13-18.

Особистий внесок автора полягає у відборі та обстеженні хворих, участі у розробленні інтрамедулярного телескопічного фіксатора, лікуванні пацієнтів досліджуваної групи, аналізі результатів.

2. Nazarian R. Dentinogenesis imperfecta as clinical manifestation of osteogenesis imperfecta / R. Nazarian, J. Mikulinskaya-Rudich, I. Seregina, V. Mys, **A. Pashenko**, S. Khmyzov // Massachusetts Review of Science and Technologies. – 2015. – № 2 (12), Vol. VI. – P. 599-606.

Особистий внесок автора полягає в клінічному обстеженні хворих на недосконалий остеогенез, вивчення клінічних та рентгенологічних даних, відбір пацієнтів для генетичного обстеження, інтерпретації результатів обстеження.

3. **Пашенко А. В.** Результаты применения интрамедуллярных телескопических фиксаторов в лечении деформаций длинных костей конечностей у детей с несовершенным остеогенезом / **А. В. Пашенко** // Ортопедия травматология и протезирование. – 2016. – № 3(604). – С. 66-72.

4. Хмызов С. А. Осложнения при использовании интрамедуллярных телескопических фиксаторов у детей с несовершенным остеогенезом / С. А. Хмызов, **А. В. Пашенко** // Ортопедия травматология и протезирование. – 2016. – № 4 (605). – С. 62-67.

Особистий внесок автора полягає в обстеженні дітей із недосконалим остеогенезом після хірургічних втручань за допомогою інтрамедулярних телескопічних фіксаторів, визначенні ускладнень, участі у хірургічних втручаннях із метою їх усунення.

5. Хмизов С. О. Експериментальне дослідження міцності первинної

стабілізації кісткових фрагментів при використанні інтрамедулярних фіксаторів різного типу / С. О. Хмизов, **А. В. Пашенко**, О. А. Тяжелов, М. Ю Карпінський, О. Д. Карпінська, І. А. Суббота // Травма. – 2016. – № 17 (5). – С. 40-44.

Автором створено фізичні моделі, взято участь у проведенні дослідження й інтерпретації його результатів.

6. **Пашенко А. В.** Вивчення напружено-деформованого стану системи «інтрамедулярний фіксатор-фрагменти кістки» на різних етапах відновлення функції сегменту кінцівки після хірургічних втручань / **А. В. Пашенко**, С. О. Хмизов, О. А. Тяжелов, М. Ю Карпінський, О. Д. Карпінська, О. Д. Яресько // Травма. – 2016. – № 17 (6). – С. 62-75.

Автором особисто зібрано клінічні та рентгенологічні дані, створено базу даних для проведення математичних розрахунків, взято участь у математичних розрахунках та інтерпретації результатів.

7. Khmyzov S. O. Escobar syndrome (multiple pterigium syndrome) associated with osteogenesis imperfect: a case report / S. O. Khmyzov, Ye. P. Sharmazanov, N. S. Lysenko, **A. V. Pashenko** // Ортопедия травматология и протезирование. – 2017. – № 2 (607). – С. 97-100.

Особистий внесок автора полягає в аналізі стану досліджуваної проблеми, плануванні обстеження та лікування пацієнта, інтерпретації результатів обстеження й аналізі отриманих даних.

8. **Пашенко А. В.** Результаты применения стержней Богданова и Битчука при коррекции деформаций длинных костей нижних конечностей у детей с несовершенным остеогенезом / **А. В. Пашенко**, С. А. Хмызов // Ортопедия травматология и протезирование. – 2018. – № 1 (610). – С. 15-18.

Автором особисто проведено ретроспективне дослідження клінічних і рентгенологічних даних на етапах лікування комбінованих деформацій довгих кісток нижніх кінцівок у пацієнтів з недосконалим остеогенезом, яких було оперовано за допомогою інтрамедулярних стрижнів Богданова і Битчука, проаналізовано результати.

9. **Пашенко А. В.** Психологическая помощь детям с несовершенным остеогенезом на этапах лечения / **А. В. Пашенко**, Т. В. Яценко, С. А. Хмызов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2019. – № 2 (615). – С. 82–86.

Особисто автором взято участь у лікуванні пацієнтів і його аналізі.

10. Zhytnik L. De novo and inherited pathogenic variants in collagen-related osteogenesis imperfecta / L. Zhytnik, K. Maasalu, H. D. Binh, **A. Pashenko**, S. Khmyzov, E. Reimann, E. Prans, S. Kõks, A. Märtson // Molecular Genetics & Genomic Medicine. – 2019. – Vol. 7 (3). — Article ID: e559.

Особистий внесок автора полягає у вивченні особливостей та варіативності недосконалого остеогенезу за даними літератури та власних спостережень, участі в аналізі й узагальненні отриманих даних.

11. Пат. 88254 Україна, МПК А61В 17/72 (2006.01). Інтрамедулярний телескопічний фіксатор / Корж М. О., Хмизов С. О., Єршов Д. В., **Пашенко А. В.**, Ковальов А. М.; заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України». – № u 201310618; заявл. 02.09.2013; опубл. 11.03.2014, Бюл. № 5.

Особисто автором проведено патентно-інформаційний пошук щодо типів інтрамедулярних фіксаторів для лікування деформацій кісток кінцівок на тлі недосконалого остеогенезу, взято участь у розробленні конструкції власного інтрамедулярного фіксатора, біомеханічних дослідженнях і математичних розрахунках, що доводять його ефективність; запропонував дизайн блокувального елемента.

12. Пат. 114597 Україна, МПК А61В 17/72 (2006.01). Пристрій для хірургічного лікування деформацій стегнових кісток у дітей з незавершеним ростом / Хмизов С. О., **Пашенко А. В.**, Ковальов А. М.; заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України». – № у 201610052; заявл. 03.10.2016; опубл. 10.03.2017, Бюл. № 5

Автор провів патентно-інформаційний пошук, взяв участь у розробленні дизайну фіксатора й обґрунтуванні доцільності його використання; запропонував дизайн блокувального елемента.

13. Пат. 115510 Україна, МПК А61В 17/56, А61В 17/72 (2006.01). Спосіб хірургічного лікування деформацій стегнових кісток у дітей з незавершеним ростом / Корж М. О., Хмизов С. О., **Пашенко А. В.**; заявник і патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України». – № у 201607841; заявл. 15.07.2016; опубл. 25.04.2017, Бюл. № 8.

Автор взяв у розробленні способу хірургічного лікування деформацій стегнових кісток у дітей з незавершеним ростом із урахуванням наявних подібних операцій, проаналізував результати лікування.

14. Хмизов С. О. Спосіб хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей (КДДККД) / С. О. Хмизов, А. М. Ковальов, Д. В. Єршов, **А. В. Пашенко** // Інформаційний бюлетень. Додаток до «Журналу Національної академії медичних наук України». – 2015. – Вип. 39. – С. 138.

Особистий внесок полягає в пошуку способів хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей, участі в розробленні власного способу хірургічного лікування.

15. **Пашенко А. В.** Интрамедулярные телескопические фиксаторы: опыт применения в лечении патологии длинных трубчатых костей / **А. В. Пашенко**, Д. В. Ершов, С. А. Хмызов: Збірник наукових робіт конференції молодих вчених [«Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології»], (Чернігів, 16-17 травня 2013 р.) / НАМН України, МОЗ України, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів». – Чернігів, 2013. – С. 29-30.

Автор відібрав та обстежив хворих, взяв участь у розробленні інтрамедулярного телескопічного фіксатора, пролікував пацієнтів, проаналізував результати, доповів їх на конференції.

16. Корж Н. А. Сравнительный анализ применения интермедулярных фиксаторов в лечении деформаций длинных трубчатых костей у детей / Н. А. Корж, С. А. Хмызов, **А. В. Пашенко**, Д. В. Ершов: Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України (Харків, 3-5 жовтня, 2013 р.) / НАМН

України, МОЗ України, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». – Харків, 2013. – С. 362-363.

Автор провів проспективне дослідження клінічних і рентгенологічних даних, отриманих під час лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей після хірургічних втручань за допомогою інтрамедулярних фіксаторів різних типів. Взяв участь в аналізі результатів, оцінюванні стану пацієнтів у післяопераційному періоді.

17. Пашенко А. В. Роль цифровой рентгенографии в оценке динамики репаративного процесса у детей с нарушением костной структуры различного генеза / **А. В. Пашенко**, Р. В. Златник, С. А. Хмызов, Н. С. Лысенко // Проблемы остеологии. – 2014. – № 17 (2). – С. 61.

Автором проведено ретроспективне дослідження щодо співвідношення та відповідності клінічних і рентгенологічних даних, отриманих на різних етапах післяопераційного періоду у дітей із порушенням кісткової структури.

18. Пашенко А. В. Применение интрамедуллярного телескопического фиксатора у детей с несовершенным остеогенезом, как метод выбора в коррекции деформаций длинных костей нижних конечностей / **А. В. Пашенко**, С. А. Хмызов // Проблемы остеологии. – 2014. – №17 (3). –С. 76-77.

Автором особисто проведено дослідження, оцінено клінічні та рентгенологічні дані, отриманих після хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей за допомогою інтрамедулярного телескопічного фіксатора, оприлюднено результати на конференції.

19. Пашенко А. В. Применение интрамедуллярного телескопического фиксатора у детей с несовершенным остеогенезом как метод выбора в коррекции деформаций длинных костей нижних конечностей / **А. В. Пашенко**, С. А. Хмызов // Боль. Суставы. Позвоночник. – 2014. – №3 (15). – С. 84-85.

Особистий внесок автора полягає у відборі й аналізі інформаційних джерел, клініко-рентгенологічних результатів лікування, оприлюдненні матеріалів на конференції.

20. Пашенко А. В. Интрамедуллярные телескопические фиксаторы как метод выбора в коррекции деформаций длинных костей нижних конечностей у детей с несовершенным остеогенезом / **А. В. Пашенко**, С. А. Хмызов: Збірник наукових праць конференції молодих вчених [«Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології»] (Чернігів, 14-15 травня 2015) / МОЗ України, НАМН України, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів». – Чернігів, 2015. – С.24-25.

Автором особисто проведено дослідження клінічних і рентгенологічних даних, отриманих під час лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом, оцінено стан пацієнтів на етапах післяопераційного періоду, зробив доповідь на конференції.

АНОТАЦІЯ

Пашенко А.В. Лікування деформацій довгих кісток у дітей із недосконалим остеогенезом за допомогою інтрамедулярних телескопічних фіксаторів (експериментально-клінічне дослідження). – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.21 – травматологія та ортопедія. – Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І.Ситенка Національної академії медичних наук України», Харків, 2020.

Дисертація присвячена підвищенню результатів хірургічного лікування комбінованих деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом за допомогою розробленого інтрамедулярного телескопічного фіксатора.

У результаті випробувань фізичних моделей на згинання під впливом різного навантаження (50, 100, 150 і 200 Н) встановлено, що найбільші зусилля до виникнення деформації витримують моделі з ротаційно-стабільними інтрамедулярними телескопічними фіксаторами, найменші – з титановими еластичними стрижнями. За результатами математичного моделювання встановлено, що інтрамедулярні ротаційно-стабільні та ротаційно-нестабільні фіксатори працюють ідентично й однаково ефективно під впливом навантаження на стискання та згинання. У разі ротаційного навантаження моделей інтрамедулярний телескопічний фіксатор із ротаційною стабільністю приймає на себе більші навантаження, ніж інші, але це дозволяє розвантажити кісткову тканину, особливо навколо зон росту. Титанові еластичні стрижні витримують значно нижчі напруження за умов усіх видів навантаження, що в разі зниження щільності кісткової тканини може призвести до виникнення деформацій або руйнування кісток і втрати функції.

На підставі рентгенометричних досліджень доведено, що в післяопераційному періоді показники подовження розробленого інтрамедулярного телескопічного фіксатора відповідають величинам зростання кісток у пацієнтів із недосконалим остеогенезом. Застосування інтрамедулярних телескопічних фіксаторів є сучасним та ефективним методом лікування деформацій довгих кісток кінцівок у дітей із недосконалим остеогенезом, не потребує тривалого застосування додаткових зовнішніх пристроїв. Стає можливим скоріший початок реабілітаційних заходів із добрими функціональними результатами, а кількість ускладнень зменшується до 17,5 %.

Ключові слова: недосконалий остеогенез, деформації довгих кісток, діти, інтрамедулярний телескопічний фіксатор, хірургічне лікування.

АННОТАЦИЯ

Пашенко А.В. Лечение деформаций длинных костей у детей с несовершенным остеогенезом при помощи интрамедуллярных телескопических фиксаторов (экспериментально-клиническое исследование). – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук по специальности 14.01.21 — травматология и ортопедия. — Государственное учреждение «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко Национальной академии медицинских наук Украины», Харьков, 2020.

Диссертация посвящена улучшению результатов хирургического лечения комбинированных деформаций длинных костей конечностей у детей с несовершенным остеогенезом с помощью разработанного интрамедуллярного телескопического фиксатора с осевой, угловой и ротационной стабильностью.

Для реализации задачи проведено клиническое, рентгенологическое, рентгенометрическое, экспериментальное биомеханическое исследование применения различных типов фиксаторов.

Биомеханическое исследование проведено на физических искусственных моделях и при помощи математического моделирования (методом конечных элементов). В результате исследования физических моделей на сгибание под влиянием различной нагрузки (50, 100, 150 и 200 Н) установлено, что наибольшие усилия к формированию деформации выдерживают модели с ротационно-стабильными интрамедуллярными телескопическими фиксаторами, наименьшие – с титановыми эластичными стержнями. Установлено, что интрамедуллярные ротационно-стабильные и ротационно-нестабильные фиксаторы работают идентично и одинаково эффективно под воздействием нагрузки на сжатие и сгибание. В случае ротационной нагрузки моделей интрамедуллярный телескопический фиксатор с ротационной стабильностью принимает на себя большие нагрузки, чем другие фиксаторы, что позволяет разгрузить костную ткань, особенно вокруг зон роста. Титановые эластичные стержни выдерживают значительно меньшие усилия в условиях всех видов нагрузки, что в случае снижения плотности костной ткани может привести к возникновению деформаций или разрушения костей и потери функции.

В клинической части работы представлены результаты наблюдения за 18 пациентами с комбинированными деформациями длинных костей конечностей на фоне несовершенного остеогенеза, которым проведено хирургические вмешательства с помощью различных типов фиксаторов. У 9 пациентов основной группы (4 мальчика, 5 девочек) использован разработанный интрамедуллярный телескопический фиксатор с осевой, угловой и ротационной стабильностью и возможностью пассивного удлинения, в процессе роста кости. У 9 пациентов контрольной группы (1 мальчик, 8 девочек) применены

временное одностороннее блокирование зоны роста, стержневые аппараты внешней фиксации, интрамедуллярные стержни Битчука, Богданова, Rush и интрамедуллярный «растущий» стержень.

Срок сращения костных фрагментов в контрольной группе – 5 недель, в основной – 4 недели. Количество повторных хирургических вмешательств в контрольной группе составило 1-5 у каждого пациента, в основной – всего 7. На всех сегментах у всех пациентов контрольной группы проведена послеоперационная иммобилизация конечностей кокситной гипсовой повязкой в течение 12 недель или задней гипсовой шиной в течение 5 недель. У пациентов основной группы в 5 случаях применена кокситная гипсовая повязка (2-6 недель), задняя гипсовая шина – у 6 пациентов (11 сегментов), пластиковый тутор-ортез – у 2 (3 случая). Сроки восстановления движений в коленном суставе оперированной конечности для контрольной группы составили 8 недель, для основной – 3 недели. У 3 пациентов контрольной группы в послеоперационном периоде отмечено восстановление функции ходьбы, у 2 – ухудшение, у 4 – отсутствие динамики. У всех пациентов основной группы отмечено восстановление функции ходьбы. Количество осложнений в контрольной группе составило 40 случаев, что было связано с повышением двигательной активности и попытками вертикализации на фоне низкой плотности костной ткани, а также дальнейшим ростом кости без удлинения конструкций. В основной группе осложнения (7 случаев) были обусловлены увеличением двигательной активности и вертикализации пациентов в условиях недостаточной массы костной ткани, периодом интенсивного роста костей в длину и в одном случае - переломом сегмента конечности с деформацией стержня, вследствие адекватной травмы.

В результате проведенных исследований и сравнительного анализа установлено преимущество применения разработанного фиксатора, благодаря конструктивным особенностям которого в послеоперационном периоде, происходит восстановление и поддержание биомеханически правильной оси и опороспособности конечностей, воспроизведение функции ходьбы, что подтверждено результатами оценки по шкале FAQ Ambulation Scale. Также становится возможным скорейшее начало реабилитационных мероприятий с хорошими функциональными результатами, а количество осложнений уменьшается до 17,5%.

Ключевые слова: несовершенный остеогенез, деформации длинных костей, дети, интрамедуллярный телескопический фиксатор, хирургическое лечение.

SUMMARY

Pashenko A.V. Treatment of the deformities of long bones in children with osteogenesis imperfecta with intramedullary telescopic fixators (experimental-clinical study). – manuscripts.

A thesis for a Candidate of Medical Science degree in the specialty 14.01.21 «Traumatology and orthopedics» – State Institution «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine». Kharkiv, 2020.

The goal of the thesis is to improve the results of surgical treatment of complex deformities of long bones in children with osteogenesis imperfecta through working out of the new design of intramedullary telescopic nail.

As a result of testing of physical models with bending under the forces of applying (50, 100, 150 and 200 N) it was found that models with rotationally stable intramedullary telescopic fixators withstand higher deforming forces comparing with titanium elastic nails that withstand lower deforming forces. According to the results of mathematical modeling it was revealed that intramedullary rotationally stable and rotationally unstable fixators work identically with equal effectiveness under the influence of compression and bending forces. When applying rotationally force on the models, rotationally stable intramedullary telescopic fixators withstand higher forces, than other fixators, that allows to reduce load on bone, especially around the growth zones. Titanium elastic nails withstand considerably lower forces in all kinds of forces applied, that if the bone density is reduced, can lead to bone deformation or bone destruction with loss of its function.

As a result of the research and comparative analysis conducted, the advantages of using the invented fixator, due to its structural features in the postoperative period the restoration and keeping the biomechanically correct axis and the extremities standing ability, the restoration of the walking occur. That was confirmed by FAQ Ambulation Scale evaluation results. Invented allows also early rehabilitation procedures with good functional results and decreased complications quantity (down to 17.5%).

Keywords: osteogenesis imperfecta, long bones deformities, children, intramedullary telescopic fixator, surgical treatment.

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

АЗФ – апарат зовнішньої фіксації

ІТФ – інтрамедулярний телескопічний фіксатор

КТ – комп'ютерна томографія

НО – недосконалий остеогенез

ТОБ НЗ – тимчасове однобічне блокування наросткової зони