НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «ІНСТИТУТ ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ
ІМ. ПРОФ. М.І. СИТЕНКА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ
МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ»

На правах рукопису

ГРОМОВ АРТЕМ БОРИСОВИЧ

УДК 616.831-009.11:617.582-001.6-089-084]6053.2

КОРЕКЦІЯ ДЕФОРМАЦІЙ ВЕЛИКОГО ВЕРТЛЮГА В ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ПАТОЛОГІЇ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ДІТЕЙ

14.01.21 – травматологія та ортопедія

Дисертація
на здобуття наукового ступеня
кандидата медичних наук

Науковий керівник
Корольков Олександр Іванович
доктор медичних наук

Харків – 2015

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів 5

Вступ 7

Розділ 1 Сучасний стан проблеми діагностики, лікування та профілактики деформацій великого вертлюга в дітей 15

1.1 Біомеханічні особливості навантаження великого вертлюга стегнової кістки в дітей у випадках патології кульшового суглоба різного ґенезу 15

1.2 Частота та причинні фактори розвинення деформацій великого вертлюга в дітей 18

1.3 Проблемні питання діагностики та прогнозування розвитку деформацій великого вертлюга в дітей 20

1.4 Біомеханічне (математичне та кінцево-елементне моделювання) у нормі та за умов деформації великого вертлюга 21

1.5 Принципи хірургічної корекції деформацій великого вертлюга за умов патології кульшового суглоба в дітей 24

1.6 Резюме 29

Розділ 2 Матеріал та методи дослідження 31

2.1 Клінічні дослідження 31

2.2 Рентгенологічні методи дослідження 32

2.2.1 Комп'ютерно-томографічні дослідження кульшових суглобів у дітей із деформаціями великого вертлюга 36

2.3. Біомеханічні дослідження 38

2.3.1 Методика визначення функціональної опороздатності нижніх кінцівок за допомогою статографії 38

2.3.2 Динамометрія м'язів кульшового суглоба 44

2.3.3 Біомеханічне моделювання умов функціонування кульшового суглоба у випадках деформацій великого вертлюга 45

2.4 Електроміографічні дослідження 52
2.6 Статистичні дослідження 54
Розділ 3 Біомеханічні дослідження та математичне моделювання у разі деформацій великого вертлюга в дітей 55
3.1 Математичне дослідження біомеханічних зусиль у кульшовому суглобі залежно від ступеня деформації великого вертлюга 55
3.2 Графо-аналітичне дослідження дії м’язів на відхилення вектору рівнодіючої сили в кульшовому суглобі в разі різних положень стегна 66
3.3 Резюме 86
Розділ 4 Аналіз власних досліджень у випадках деформацій великого вертлюга в дітей 88
4.1 Загальна характеристика хворих..... 88
4.2 Клінічні симптоми 89
4.3 Результати рентгенологічних методів дослідження у випадках деформації великого вертлюга..... 91
4.3.1 Аналіз змін, які виявлені на передньо-задній рентгенограмі кульшового суглоба в дітей з деформаціями великого вертлюга..... 91
4.3.2 Показники великого вертлюга в горизонтальній площині (за результатами комп'ютерно-томографічного дослідження) 93
4.4 Результати біомеханічних та електроміографічних досліджень у випадках деформацій великого вертлюга в дітей 97
4.4.1 Дані біомеханічних досліджень 97
4.4.2 Дані електроміографічних досліджень 106
4.5 Резюме 113
Розділ 5 Діагностична та лікувальна тактика у випадках деформацій великого вертлюга в дітей 115

5.1 Робоча класифікація деформацій великого вертлюга в дітей..... 115
5.2 Діагностичний та лікувальний алгоритм у випадках деформацій великого вертлюга в дітей 120
5.2.1 Технологія хірургічного лікування деформації великого вертлюга з тимчасовим блокуванням зони його росту 122
5.2.2 Технологія хірургічного лікування патологічного вивиху стегна, який супроводжується високим розташуванням великого вертлюга..... 130
5.3 Аналіз результатів лікування дітей з деформаціями великого вертлюга та рекомендації щодо їх практичного використання..... 136
5.4 Резюме 140
Висновки..... 142
Список використаних джерел 145
Додаток А..... 168
Додаток Б..... 170

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АІ – ацетабулярний індекс

АК– ацетабулярний кут

АНГСК – асептичний некроз головки стегнової кістки

АТ – антеторсія

ВВ – великий вертлюг

ВРС – вектор рівнодіючої сили

ГСК – головка стегнової кістки

ДВО – деротаційно-варизувальна остеотомія стегнової кістки

ЕДК – епіфізарно-діафізарний кут

ЕМГ – електроміографія

ЗЦМ – загальний центр мас

ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН – ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»

КА – кут антеторсії проксимального відділу стегнової кістки

КВ – кут Віберга

КМОС – коригувальна міжвертлюгова остеотомія стегна

КЕМ – кінцево-елементна модель

КЗп – кульшова западина

КС – кульшовий суглоб

КТ – комп’ютерна томографія

ЛШ – лінія Шентона

МКЕ – методі кінцевих елементів

НДС – напружено-деформований стан

ОВВ – остеотомія великого вертлюга

OVL – операція за Veau-Lamy

ПВС – підвивих стегна

ПВСК – проксимальний відділ стегнової кістки

ПД – післятравматична деформація

СК – стегнова кістка

УВС – уроджений вивих стегна

УВтаПВС – уроджений вивих і підвивих стегна

ШДК – шийково-діафізарний кут

ATD – articulotrochanteric distance

TTD – trochantero-trochanteric distance

ВСТУП

Актуальність проблеми

Останніми десятиліттями відзначено збільшення кількості дітей та підлітків з патологією кульшових суглобів (КС) різного ґенезу (coxa vara, асептичний некроз головки стегнової кістки (АНГСК), уроджений вивих і підвивих стегна (УВтаПВС), післятравматична деформація проксимального відділу стегнової кістки (ПДПВСК) [1-3]. Наприклад, щорічно в Україні народжується близько 130 тис. дітей, в яких діагностують дисплазію КС. Така кількість хворих обумовлює медичну та соціальну значущість вказаної патології. За даними різних авторів, у пацієнтів цієї групи від 36 до 80 % випадків патологія ускладнюється розвиненням багатоплощинних деформацій проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) і як наслідок – розвинення коксартрозу в молодому віці [4, 5].

Одним із найбільш вагомих проявів вказаної патології є деформації великого вертлюга, які, зазвичай, розвиваються поступово та на етапах формування не супроводжуються вираженими клінічними змінами (на ранніх етапах відсутнє обмеження рухів у КС, кульгання та больовий синдром). Виражені деформації великого вертлюга в дітей (у першу чергу його високе стояння), супроводжуються не тільки болем та обмеженням рухів у КС, а й біомеханічними передумовами для розвинення децентрації та підвивиху стегна (інсуфіцієнтність сідничних м’язів, розвиток та зміни силових зусиль, спрямованих на так зване «витягнення» головки стегнової кістки (ГСК) із кульшової западини (КЗп), перевантаження певних зон КЗп та ГСК тощо). Сучасні методи корекції цього виду деформацій є суто хірургічними, але вони не повністю враховують триплощинний характер деформації великого вертлюга. Зазвичай, корекцію виконують тільки в одній фронтальній площині (хірургічні втручання типу Vo-Lami). Деякі автори вважають за потрібне виділяти «вертлюговий» компонент багатоплощинних деформацій ПВСК, підкреслюючи цим його важливість [6-8].

Слід зазначити, що деформації великого вертлюга в дітей – не самостійне захворювання, а один із проявів основного захворювання (синдром) кульшового суглоба (coxa vara, АНГСК, УВтаПВС). Дослідження особливостей функціонування та розвитку кульшового суглоба в дітей за умов деформацій великого вертлюга та їх вплив на розвинення децентрації та підвивиху стегна у вітчизняній літературі ми не знайшли. Однак проблема діагностики, лікування, профілактики та прогнозування розвитку багатоплощинних деформацій ПВСК у дітей вже протягом багатьох десятиліть привертає увагу багатьох науковців та практичних лікарів ортопедів-травматологів [9-11].

Деформації великого вертлюга в дітей призводять до дисбалансу діяльності тазово-вертлюгової групи м’язів, поступового перевантаження певних ділянок кульшової западини і головки стегнової кістки та біомеханічних порушень в опорно-руховій системі (виникають кульгання, обмеження рухів у КС тощо). Рентгенологічно це проявляється кутовими відхиленнями з боку ПВСК та КЗп, децентрацією ГСК, а це в свою чергу призводить до розвинення підвивиху та вивиху стегна [16-18]. Однак наявні методи діагностики та засоби хірургічної корекції цієї патології спрямовані в першу чергу на лікування клінічно запущених форм патології кульшового суглоба в дітей з деформаціями великого вертлюга, що потребує виконання складних реконструктивних втручань, які не носять профілактичного характеру та не завжди дають змогу попередити розвинення децентрації та підвивиху стегна в дітей [19-20].

Аналіз наукової літератури свідчить, що залишаються невирішеними питання своєчасної діагностики та прогнозування розвинення деформацій великого вертлюга в дітей залежно від віку та виду патології, а також розробки та впровадження хірургічних втручань, які попереджали б прогресування децентрації та підвивиху стегна. Тому удосконалення діагностики і прогнозування розвитку таких відхилень у будові КС, темпів їх розвинення, визначення границі між консервативними та хірургічними

заходами, які попереджали б їх виникнення та/або призупиняли прогресування є важливим та таким, що потребує подальших досліджень.

Враховуючи цінність профілактичного направлення будь-якої галузі медицини, у тому числі й дитячої ортопедії та травматології, пошук основних та найбільш ранніх причин та проявів коксартрозу в дітей та підлітків, представлена робота є досить актуальною та доцільною [12-15].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами

Дисертаційну роботу виконано згідно з планом науково-дослідних робіт Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» («Вивчити особливості розвитку оперованих кульшових суглобів у дітей при патології диспластичного ґенезу, обґрунтувати та розробити нові і вдосконалити відомі хірургічні втручання», шифр теми ДП 7.7.3, держреєстрація № 0107U000112. У межах теми автором виконані патентно-інформаційні дослідження, проаналізувані особливості клініко-рентгенологічних проявів деформацій великого вертлюга в 70 дітей. «Обґрунтувати та розробити методи діагностики та хірургічного профілактичного лікування підвивиху та звиху стегна у дітей хворих на дитячий церебральний параліч», шифр теми ДП 7.7.4, держреєстрація № 0109U002013. Автором запропоновано спосіб хірургічної корекції деформацій великого вертлюга стегнової кістки в дітей для пристрій для його виконання, проведено клінічну апробацію. Авторові належить ідея біомеханічних досліджень за допомогою методу кінцевих елементів та графоаналітичного методу).

Мета дослідження

Удосконалити діагностику і способи хірургічної корекції деформацій великого вертлюга стегнової кістки та на їх основі покращити функцію кульшового суглоба в дітей.

Завдання дослідження

1. Проаналізувати стан проблеми розвинення деформацій великого вертлюга як прояву патології кульшового суглоба в дітей та визначити сучасні тенденції діагностики, прогнозування виникнення та хірургічного лікування.

2. З використанням методів променевої діагностики вивчити особливості розвитку кульшових суглобів у дітей з деформаціями великого вертлюга та розробити їх робочу класифікацію.

3. На підставі біомеханічних та електроміографічних досліджень оцінити роль деформацій великого вертлюга та їх вплив на особливості функціонування кульового суглоба в дітей.

4. Провести математичний аналіз біомеханічних особливостей функціонування кульшового суглоба залежно від виду та ступеня деформації великого вертлюга.

5. Удосконалити методи хірургічного лікування дітей з деформаціями великого вертлюга та оцінити їх ефективність.

Об'єкт дослідження: патологія кульшового суглоба в дітей, яка супроводжується деформацією великого вертлюга.

Предмет дослідження: геометричні співвідношення елементів кульшового суглоба та функція м'язів кульшового суглоба у випадках деформацій великого вертлюга, математична модель кульшового суглоба, способи діагностики і хірургічної корекції деформацій великого вертлюга в дітей.

Методи дослідження: клінічне обстеження як один із основних методів діагностики – для уточнення особливостей стану кульшових суглобів у дітей у випадку деформації великого вертлюга та об'єктивізації отриманих результатів; променева діагностика (рентгенографія, комп'ютерна томографія та магнітна резонансна томографія) – для виявлення симптомів та ознак деформацій великого вертлюга у трьох площинах, а також для підтвердження ефективності обраної лікувальної тактики; біомеханічні – для з'ясування

біомеханічних особливостей функціонування кульшових суглобів залежно від ступеня деформації великого вертлюга у трьох площинах, вивчення напружено-деформованого стану елементів суглоба в дітей у випадках таких деформацій з урахуванням особливостей дії різних груп м'язів у до- та післяопераційному періодах, обґрунтування методів хірургічної корекції деформацій великого вертлюга; електроміографічні – для визначення особливостей стану м'язів кульшових суглобів у дітей з деформаціями великого вертлюга та їх оцінювання у післяопераційному періоді; статистичні – для обробки отриманих результатів, що слугуватиме підґрунтям для створення лікувально-діагностичного алгоритму діагностики, прогнозування та ранньої хірургічної корекції в дітей з деформаціями великого вертлюга.

Наукова новизна одержаних результатів

Уперше на основі розроблених біомеханічних моделей та проведеного графоаналітичного дослідження визначено особливості навантаження та функціонування кульшового суглоба в дітей із деформаціями великого вертлюга стегнової кістки залежно від виду та ступеня цих деформацій.

Уперше отримані нові знання про особливості триплощинного розташування та динаміку розвитку великого вертлюга стегнової кістки у випадках його деформацій у дітей за умов патології кульшового суглоба різного ґенезу, а також у до- та післяопераційному періодах (за допомогою методів променевої діагностики – рентгенографії, комп'ютерної томографії).

Уперше вивчено динаміку біомеханічних та електроміографічних показників щодо функціонування кульшових суглобів залежно від ступеня деформації великого вертлюга та їх змін у до- та післяопераційному періодах, які можуть слугувати прогностичними ознаками ефективності лікування та подальшого розвинення суглобів.

Практичне значення

Уперше запропонована робоча класифікація деформацій великого вертлюга в дітей, що дало змогу впровадити в клінічну практику

диференційований підхід до лікувальної тактики залежно від типу його деформації та особливостей патології кульшового суглоба.

Застосування обґрунтованого, розробленого та впровадженого в практику лікувально-діагностичного алгоритму щодо своєчасної діагностики, прогнозування та хірургічної корекції деформацій великого вертлюга в дітей дає змогу одержувати кращі анатомічні та функціональні результати лікування пацієнтів з цією патологією.

Використання запропонованого способу хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки та пристрою для його здійснення із застосуванням тимчасового блокування його наросткової зони, а також способу лікування патологічного вивиху стегна підвищує стабільність кульшового суглоба, що дає можливість покращити результати лікування цієї категорій хворих та, відповідно, підвищити якість їх життя.

Результати дослідження впроваджено в клінічну практику Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», міської дитячої лікарні № 5 м. Севастополь «Центр охорони здоров’я дітей та матерів», дитячої міської клінічної лікарні м. Полтава та в учбовий процес профільних кафедр Харківської медичної академії післядипломної освіти, Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця МОЗ України, ДВНС «Ужгородський національний університет».

Особистий внесок здобувача

Патентно-інформаційні та клініко-рентгенологічні дослідження виконані автором самостійно. Автором особисто розроблений лікувально-діагностичний алгоритм для своєчасної діагностики, прогнозування та ранньої хірургічної корекції деформацій великого вертлюга дітей та запропонована робоча класифікація деформацій великого вертлюга. Особисто описані зміни в кульшовому суглобі, які розвиваються в разі деформацій великого вертлюга і обумовлюють розвиток децентрації та підвивиху стегна.

Біомеханічні дослідження виконано на базі лабораторії біомеханіки державної установи «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» за консультативної допомоги д. мед. н. З.М. Мітелевої, м. н. с. О.В. Яреська та наук. співроб. М.Ю.Карпінського. Участь співавторів відображена у відповідних спільних публікаціях.

Автором удосконалені існуючі методи діагностики і лікування деформацій великого вертлюга, запропоновано оригінальний спосіб тимчасового і постійного апофізіодезу великого вертлюга та пристрій для його здійснення. Автор персонально брав участь у хірургічних втручаннях у дітей з деформаціями великого вертлюга, а також проаналізував клініко-рентгенологічних та лабораторних даних усіх 70 хворих, які увійшли в дисертаційне дослідження. Автором особисто розроблена робоча класифікація деформацій великого вертлюга та клінічно верифікована алгоритмізована система лікування дітей з деформаціями великого вертлюга, яка враховує вікові та індивідуальні анатомо-фукціональні особливості організму дитини, дає змогу покращити прогноз і віддалені результати лікування цієї категорії хворих.

Апробація результатів дисертації

Основні положення дисертаційної роботи представлено на науково-практичній конференції з міжнародною участю «Актуальні проблеми діагностики, лікування та реабілітації дітей з травмами та захворюваннями опорно-рухового апарату» (Київ, 2011); науково-практичній конференції «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (перші наукові читання, присвячені пам’яті академіка О.О. Коржа) (Харків, 2011); міжнародному медичному конгресі «Впровадження сучасних досягнень медичної науки в практику охорони здоров’я» та науково-практичному семінарі «Сучасні методи лікування дітей з патологією опорно-рухової системи в Інституті ім. проф. М.І. Ситенка» (Київ, 2012); науково-практичній конференції з міжнародною участю «І Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи» (Дніпропетровськ, 2012); конференції з міжнародною участю

«Актуальні питання лікування дітей з хірургічною патологією» (Київ, 2012); науково-практичній конференції для молодих учених «Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології» (Чернігів, 2013); XVI з'їзді ортопедів-травматологів України (Харків, 2013); Всеросійській науково-практичній конференції з міжнародною участю, присвяченій 85-річчю від дня народження проф. М.П. Демічева «Современные аспекты травматологии, ортопедии и реконструктивной хирургии» (Астрахань, 2014); всеукраїнській науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (другі наукові читання, присвячені пам’яті академіка О.О.Коржа) (Харків, 2014); другій науково-практичній конференції для молодих учених «Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології» (Чернігів, 2015).

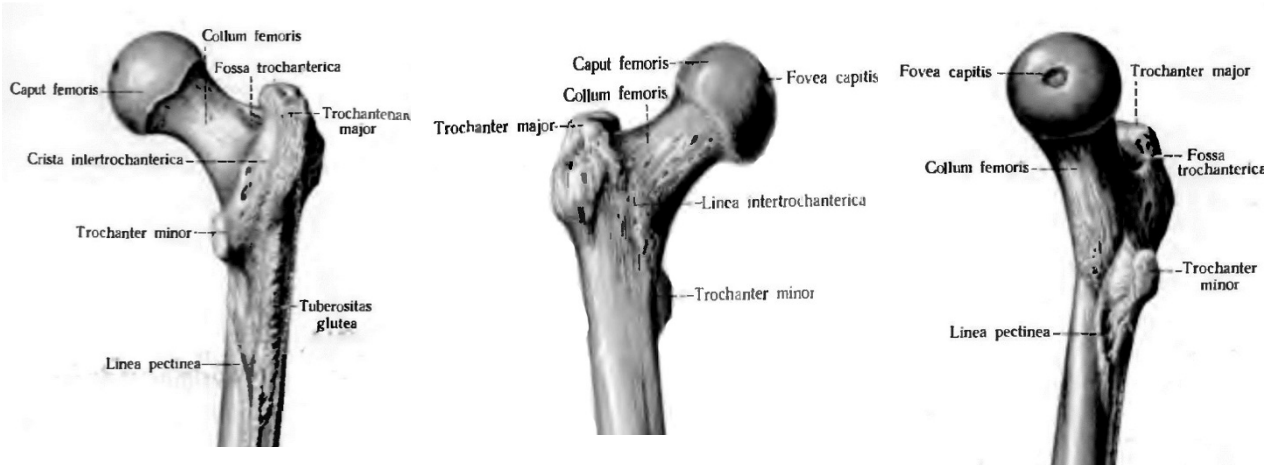
Публікації

За матеріалами дисертації опубліковано 19 наукових робіт, у тому числі 6 статей у наукових фахових виданнях, 3 патенти України, 2 нововведення, 8 робіт в матеріалах з’їзду та наукових конференцій.

РОЗДІЛ 1
СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ ДІАГНОСТИКИ, ЛІКУВАННЯ ТА ПРОФІЛАКТИКИ ДЕФОРМАЦІЙ ВЕЛИКОГО ВЕРТЛЮГА В ДІТЕЙ

1.1 Біомеханічні особливості навантаження великого вертлюга стегнової кістки в дітей у випадках патології кульшового суглоба різного ґенезу

Відповідно до наявної анатомічної номенклатури [21] під терміном «великий вертлюг (*trochanter major*)» розуміємо анатомічне утворення (виступ), який займає латеральну частину проксимального епіфіза стегнової кістки, направлений догори і назад, по внутрішній поверхні, при його основі, знаходиться вертлюгова ямка (*fossa trochanterica*). По передній поверхні стегнової кістки від верхівки великого вертлюга вниз і медіально проходить міжвертлюгова лінія (*linea intertrochanterica*), а по задній поверхні в тому ж напрямку проходить міжвертлюговий гребінь (crista trochanterica) (рис. 1.1).



а б в

Рис. 1.1. Загальний вигляд великого вертлюга: а) вид ззаду; б) спереду; в) вид спереду ¾ за [21].

За енциклопедичним словником медичних термінів, великий вертлюг визначається як виступ на проксимальному епіфізі стегнової кістки,

розташований латеральніше та вище його шийки і є місцем прикріплення грушоподібного та середнього і малого сідничного м’язів [22].

Встановлено, що в нормі навантаження на головку стегнової кістки (ГСК) змінюється як за величиною, так і за напрямком у дуже широких межах і залежить від багатьох факторів (вага тіла, сила м'язів, особливості навантаження суглоба тощо) [11]. Усе більшу увагу дослідників привертають і особливості розташування великого вертлюга та пов'язані з цим зміни кута дії та сили м'язового впливу на кістково-хрящові компоненти КС, що призводить до виникнення патологічних напружень, що відбивається на архітектоніці кісткової тканини суглоба відповідно до закону J. Wolf [23].

Основною біомеханічною передумовою для нормальної функції КС є рівновага між його здатністю витримувати навантаження (механічною міцністю суглоба) і фактичним навантаженням на суглоб (вага тіла, зусилля м'язів, у першу чергу тазо-вертлюгових та привідних, і сила реакції опори) (рис. 1.2).

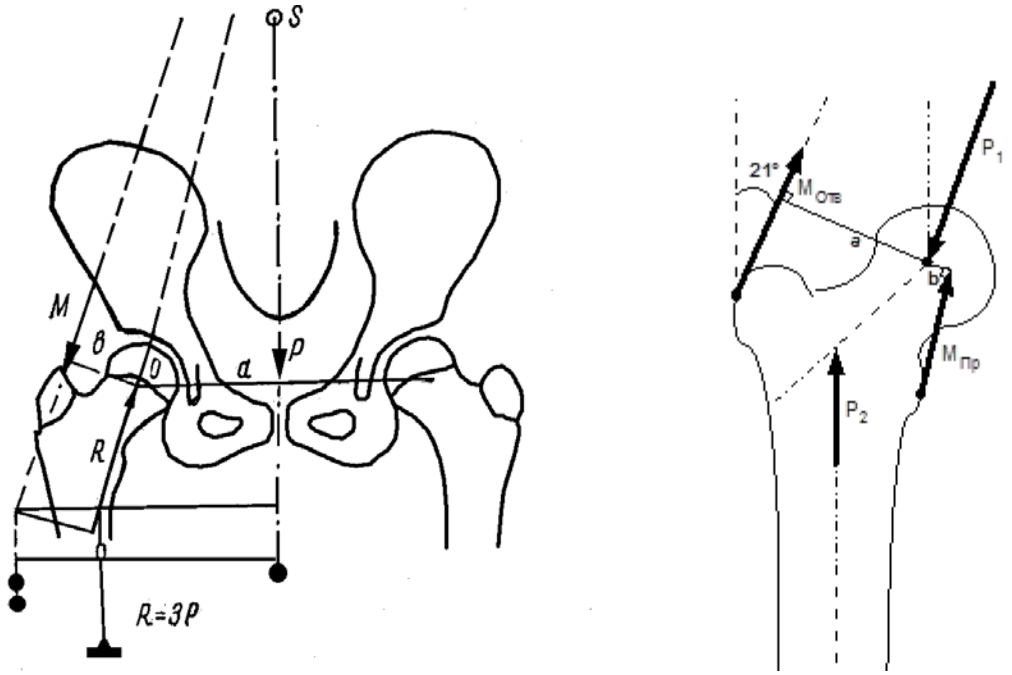


Рис. 1.2. Загальноприйнята схема рівноваги сил у КС у випадку одноопорного стояння (P – вага тіла; M – сила відвідних м'язів; a – плече важеля ваги тіла; b – плече важеля дії відвідних м'язів; R – загальна результуюча; S - центр ваги тіла; γ - кут нахилу відвідних м'язів стегна) [11].

Центр ГСК є центром опори, на якому таз утримується в рівновазі під час одноопорного стояння завдяки рівності моментів плеча важеля (a) ваги тіла і плеча важеля дії відвідних м'язів (b). Плече важеля навантаження ваги тіла a приблизно в 3 рази довше плеча протидіючих м'язових сил b. Тому для збереження рівноваги розтягувальні зусилля відвідних м'язів повинні дорівнювати потроєній вазі тіла (без ваги опорної ноги), внаслідок цього тиск на носійну поверхню ГСК дорівнює збільшені в чотири рази вазі тіла, тому що за умов впливу на ГСК підсумовуються сили моментів плечей важеля ваги тіла і тяги м'язів. Напрямок їх рівнодіючої розраховується графічно згідно із законами механіки [24-25].

У проведених раніше дослідженнях було показано [10, 11, 26, 27], що основними факторами, які визначають у нормі навантаження на КС в одноопорний період стояння, є:

1. Статичне навантаження, загальна результуюча якого обумовлена вагою тіла і протидією відвідних м'язів.

2. М'язовий тиск, загальна результуюча R якого обумовлена силою напруження м'язів, що оточують суглоб і притискають ГСК до кульшової западини (КЗп).

3. Величина суглобових поверхонь компонентів КС, на яку діють статичні і м'язові сили.

Розподіл навантаження на кожну ділянку ГСК залежить від багатьох умов - співвідношень у суглобі в різних площинах, величини ШДК і кута антеторсії, відповідності (або невідповідності) суглобових поверхонь ГСК і КЗп, їх величини тощо [28, 29]. Внаслідок м'язового дисбалансу змінюється напрямок та величина рівнодіючої сил, яка впливає на зони росту епіфізів ГСК, КЗп, апофізів ПВСК – у першу чергу на апофіз великого вертлюга. Порушуються терміни осифікації, процеси дозрівання та ремоделювання усіх компонентів КС.

Для визначення результуючої сил, що діють на КС, використовують методи теоретичної механіки. Однак застосування основ теоретичної

механіки в ортопедії пов'язане з великими труднощами, особливо в питанні про величину і характер впливу м'язових зусиль. Класичні дослідження F. Pauwels і R. Bombelli [10, 30] заклали основи для розрахунку напрямки і величини результуючих сил в КС. Дані про навантаження в ділянці КС з урахуванням м'язових моментів і, зокрема, результуючої сили абдукторів стегна представлені в деяких робах [31-33]. Сьогодні реальні значення діючих сил у КС потребують уточнення. Відомо, що навантаження на КС залежить у тому числі і від місця прикріплення та кута нахилу відвідних м'язів стегна γ, тобто від особливостей просторового розташування великого вертлюга (ВВ), яке, в свою чергу, може варіювати в досить широких межах за умов різної патології КС (*coxa vara*, асептичний некроз головки стегнової кістки (АНГСК), патологічний вивих стегна (ПВС), вроджений вивих і підвивих стегна (ВВіПВС), посттравматична деформація стегнової кістки, юнацький епіфізеоліз (ЮЕ ГСК).

Спроби хірургічно оптимізувати просторове розташування ВВ були зроблені неодноразово [34-36]. Проте остаточно характер взаємозв'язку всіх зазначених параметрів, які впливають на стан КС, дотепер повністю не з'ясований.

1.2 Частота та причинні фактори розвинення деформацій великого вертлюга в дітей

Враховуючи, що деформація ВВ є лише одним із проявів (симптомом) основного захворювання КС (*coxa vara*, АНГСК, ПВС, ВВіПВС та деяких інших), проаналізувати частоту розвинення та вираженість патологічних змін у ВВ є досить проблематичним завданням через відсутність загальних статистичних даних по Україні.

Аналіз даних клініки патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» показує, що в разі підвивиху та вивиху стегна в дітей, деформація ВВ розвивається в термін від 3 до 7

років після проведеного хірургічного лікування та становить 14,2 % від загальної кількості пацієнтів з цією патологією [2]; у разі АНГСК – деформація ВВ розвивається у 23,7 % у термін від 1 до 6 років після початку захворювання і залежить від ступеня та типу ураження ГСК – у разі 3-4 типу ураження за Catterall частота деформацій ВВ зростає на 45,5 % порівняно з 1-2 типом ураження; у разі *coxa vara* така патологія розвивається у 77,6 % у період від 1 до 7 років після проведеного хірургічного лікування. У разі патологічного вивиху стегна та наслідків запальних процесів ПВСК (остеомієліт, коксит) деформація ВВ розвивається у 84,3 % випадків, однак прояви можливих відхилень як з боку ВВ, так і усього ПВСК залежать від глибини ураження кісткової тканини, зокрема, наросткових зон ВВ та ПВСК, і віку, в якому діти хворіли на запальне захворювання КС [37-39].

Порушення просторового розташування ВВ обумовлює порушення стабільності КС та збільшення тиску на суглобові поверхні ГСК і КЗп. Зокрема, патогенез змін у КС у разі деформацій ВВ уявляють так: «зміна просторового положення ВВ – розвиток та прогресування м'язового дисбалансу – перевантаження певних зон у ПВСК та КЗп, у тому числі вплив на наросткові зони – зміни геометричних та просторових показників взаємного розташування ПВСК та КЗп (зазвичай, збільшення ацетабулярного індексу, зміни ШДК, прогресування деформації ВВ) – розвиток децентрації – подальше прогресування дисплазії КЗп – як наслідок, формування підвивиху та вивиху стегна» [40-41]. Тривале порушення функції м'язів та зміна кутів їх дії через деформацію ВВ є однією з основних причин підвивиху, вивиху стегна і призводить до диспластичних змін кульшової западини. Порушення функції у КС та / або патологічні зміни в суглобі відбуваються, коли результуюча біомеханічних сил має неправильний напрям, або коли м'язи, які діють на КС, розвивають напруження дуже високої сили, або коли ці два фактори діють водночас [42-43].

1.3 Проблемні питання діагностики та прогнозування розвитку деформацій великого вертлюга в дітей

Кульшовий суглоб – складна анатомо-функціональна ланка опорно-рухової системи людини, і для діагностики його порушень і захворювань використовують різноманітні клінічні, інструментальні та лабораторні методи досліджень [44, 45]. Відповідно до проблеми, яку ми будемо висвітлювати в роботі, зупинимося на аналізі тих діагностичних методів, які є найбільш значущими та важливими стосовно КС.

Аналіз наукової літератури дає змогу стверджувати, що методи діагностики патології КС у дітей застосовують диференційовано, залежно від віку, анатомо-фізіологічної будови суглобів та етіопатогенетичних особливостей конкретного захворювання [46, 47].

Для уточнення будови ВВ проводять рентгенографічне обстеження та порівняльний рентгенометричний аналіз КС. На передньо-задній рентгенограмі кульшових суглобів визначають стандартні загальновідомі показники, які характеризують як особливості будови ПВСК і КЗп, так і особливості їх взаємовідношень: проекційний шийково-діафізарний кут; ацетабулярний індекс (AI); кут вертикального відхилення кульшової западини (КВВх КЗп); кут вертикальної відповідності (КВВ); епіфізарно-діафізарний кут (ЕДК); кут антеторсії (КА); порушення лінії Шентона (ЛШ) [48-51].

Окрім наведених, визначають показники КС, які характеризують стан «вертлюгового компонента» [39, 52] ПВСК: ATD (articulotrochanteric distance), TTD (trochantero-trochanteric distance), LTA – довжина малий вертлюг – верхня точка ГСК (суглобова щілина), загальна довжина ПВСК – відстань від малого вертлюга до верхньої точки ВВ (у випадку нормальних анатомічних співвідношень цей показник співпадає з величиною LTA) та деякі інші.

Деякі фахівці [52-55] визначали такі показники та їх динаміку: висоту та ширину ВВ, величину L – ступінь латералізації ВВ,

співвідношення вертикальних важелів КС (відношення відстані «центр ГСК – середина лобкового симфізу» до відстані «центр ГСК – верхівка ВВ»).

Маємо зазначити, що спеціальних досліджень, які були б присвячені визначенню певних показників ВВ щодо його розташування в аксіальній проекції та взаємовідношення до шийки, ГСК та КЗп нами не знайдено. Такі вимірювання можливі тільки за допомогою комп'ютерної або магнітно-резонансної томографії [56-57]. Взагалі в доступній літературі вкрай мало досліджень, де було б комплексно проаналізовано анатомо-функціональний стан КС – клініко-рентгенологічні та біомеханічні параметри, стан м'язів (наприклад електроміографія).

Окрім зазначених методів променевої діагностики, для визначення ступеня функціональної спроможності м'язів КС, особливостей навантаження кінцівок та розподілу навантажень на різні відділи опорно-рухової системи, застосовують і спеціальні біомеханічні та електроміографічні дослідження – статоподографію та електроміографію м'язів [58-63].

Показники біоелектричної активності м’язів за умов патології КС у дітей свідчать про функціональний стан різних груп м’язів. Електроміографічне дослідження в динаміці до та після операції в поєднанні з іншими обстеженнями може служити підставою для обґрунтування, розроблення та впровадження певних лікувальних заходів щодо скорішої реабілітації дітей у післярепозиційному періоді [64-65].

1.4 Біомеханічне (математичне та кінцево-елементне моделювання) у нормі та за умов деформації великого вертлюга

КС являє собою складну біомеханічну систему. У різні роки для виявлення біомеханічних характеристик КС у нормі і за різної патології виконані певні теоретико-біомеханічні роботи [10, 11, 66]. Одним із

важливих методів досліджень у біомеханіці КС є метод кінцевих елементів (МКЕ), а також метод математичного графоаналітичного моделювання. Застосування цих методів дало змогу значно розширити знання про динаміку напружень у компонентах КС як у нормі, так і за різної його патології, отримати нові знання про взаємозв’язок між функцією м'язів та станом кісткової тканини [67-70], математично обґрунтувати доцільність певних хірургічних втручань. Отримані нові знання щодо напружено-деформованого стану в компонентах КС як у до-, так і у післяопераційний період [71-73].

Розрахунки напружено-деформованого стану компонентів КС за допомогою МКЕ, які стосувались би різних видів деформацій ВВ, виходячи з наявних наукових даних, представлені недостатньо. Зокрема, дані щодо тривимірного моделювання системи «таз – кульшовий суглоб – проксимальний відділ стегнової кістки» в умовах деформацій ВВ у дітей з урахуванням вікових властивостей кістково-хрящової тканини, умов навантаження моделі КС, у спеціальній літературі знайдено лише в декількох джерелах [74-76]. Відтак, для оптимізації вибору хірургічного втручання на ПВСК кінцево-елементне моделювання та математичні розрахунки в умовах деформацій ВВ набувають великого наукового та практичного значення [77-79].

Слід зазначити, що крім МКЕ для біомеханічного дослідження опорно-рухової системи людини використовують й інші, які мають певні переваги або недоліки порівняно з методом кінцевих елементів [80-83].

Також за останні роки опубліковано декілька робіт, в яких проведено біомеханічне та математичне обґрунтування так званої подовжувальної L-остеотомії ПВСК, а також наведено віддалені результати її застосування (рис. 1.3) [84, 85]. Виконання такого втручання в рекомендованих випадках дає змогу вирішити декілька проблем: усуває деформацію ПВСК, подовжує стегнову кістку і покращує функцію м’язів КС.

Автори на прикладі математичних моделей проксимального відділу стегнової кістки з деформаціями ВВ різного ступеню (задавали різні

параметри ШДК та АІ) моделювали розвиток стегнової кістки під впливом механічних сил м'язів, які діють на активно функціонуючі зони росту ПВСК, та показали збільшення напружено-деформованого стану у ГСК і в зоні латерального краю КЗп за деформації ВВ, яка вдвічі перевищує вікову норму, а також показано поступове збільшення величини АІ та розвиток децентрації КС під дією м'язового дисбалансу [17, 86, 87].

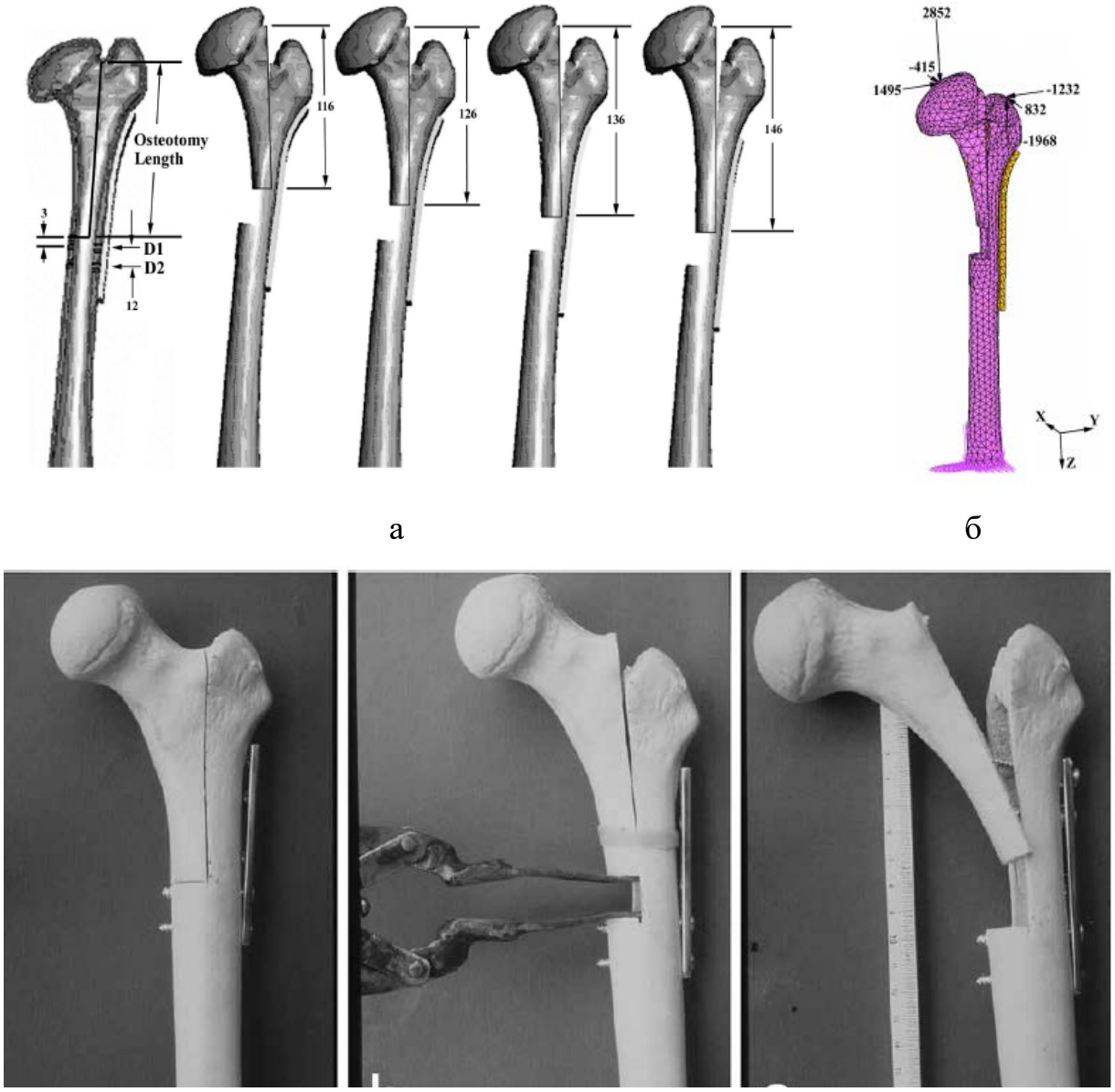


Рис. 1.3. Схема математичного моделювання (а), розрахунку (б) та виконання подовжувально-коригувальної L-остеотомії ПВСК (в) за [86 та 87].

1.5 Принципи хірургічної корекції деформацій великого вертлюга за умов патології кульшового суглоба в дітей

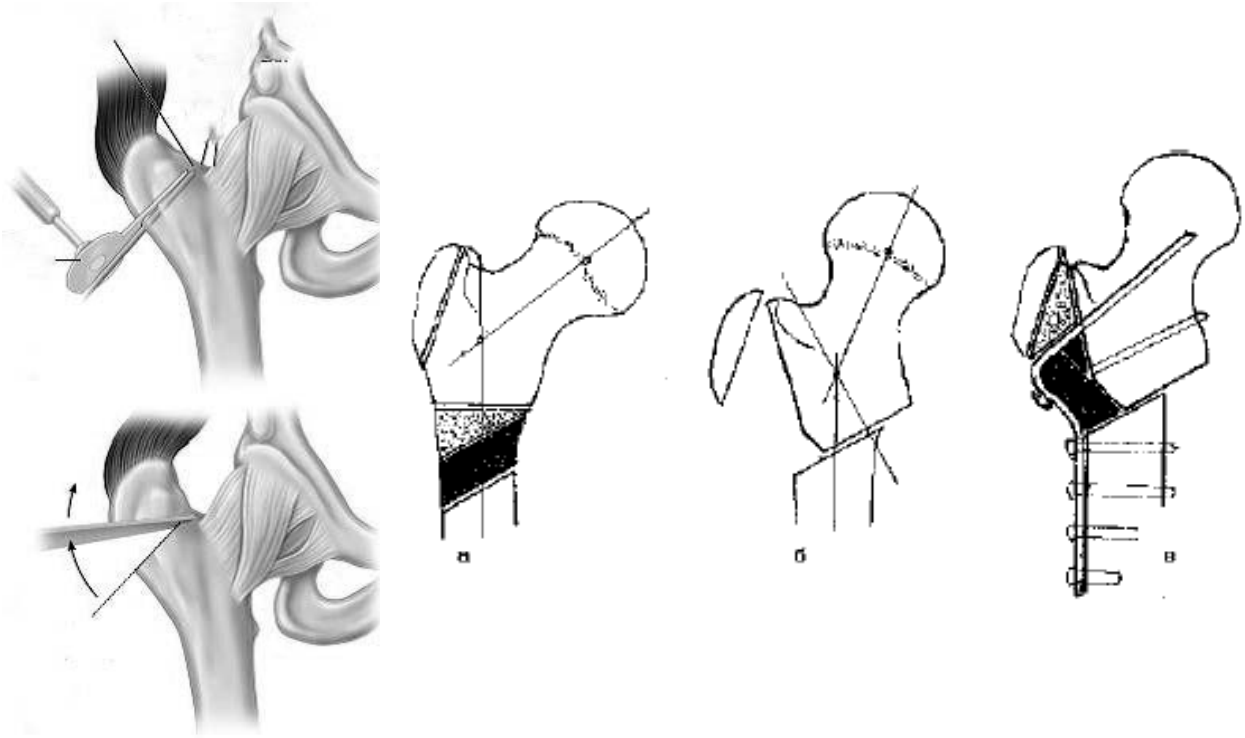
В історії реконструктивної хірургії КС ідея переміщення ВВ цікавила багатьох ортопедів-травматологів. Зокрема, французькі ортопеди Veau та Lami у 1920 році застосували переміщення ВВ за *coxa vara* з хорошим функціональним результатом, а теоретичне та біомеханічне обґрунтування цієї операції провів радянський вчений Н.И. Краузе у 1927 р. [1]. У подальшому техніка класичної операції Во-Ламі була неодноразово удосконалена, у тому числі з використанням латералізації і скороченням та зведенням донизу остеотомованої частини [4]. У деяких випадках для поступової корекції деформації ВВ та ПВСК застосовують апарати зовнішньої фіксації в поєднанні з елементами декомпресії КС, що дає змогу стабілізувати суглоб з максимально можливим відновленням анатомо-функціональних можливостей під час тривалого його розвантаження [1, 88, 89].

Окрім класичної техніки операції Во-Ламі на ВВ (рис. 1.4, а), описані й інші, складніші втручання, які враховують багатоплощинний характер деформацій великого вертлюга та усього ПВСК.

Зокрема, використовують міжвертлюгову остеотомію стегнової кістки в поєднанні із втручанням на ВВ за умов варусної деформації шийки стегнової кістки, яка поєднує вальгізацію проксимального відділу стегнової кістки з одночасною латералізацією дистального фрагмента кістки та ВВ завдяки кістковому клину, який отримують після виконання цього виду остеотомії (рис. 1.4, б) [90, 91]. Ці ж автори наголошують на важливості передопераційного планування таких втручань з використанням графо-математичних розрахунків та правильного підбора фіксатора.

Після лікування різної патології КС у дітей (УВПВС, ПВС, хвороба Пертеса, *coxa vara*) досить часто розвивається деформація ПВСК із

деформацією великого вертлюга. Причина цього явища, зазвичай, полягає в тому, що відбувається ураження (затримка у функціонуванні) зони росту ГСК, а зона росту ВВ функціонує нормально. У результаті розвивається типова деформація ПВСК – високе стояння великого вертлюга, укорочення шийки СК і її варусне положення, що іноді поєднується із патологічною антеторсією. У таких випадках поряд з іншими варіантами хірургічних втручань досить часто застосовують коригувальні міжвертлюгові остеотомії, які дають змогу завдяки вальгізації шийки та медіалізації дистального відділу стегнової кістки провести своєрідну латералізацію та зведення донизу великого вертлюга [92-95].



а б

Рис. 1.4. Схеми виконання операції за Veau-Lami [34] (а) та міжвертлюгової остеотомії стегнової кістки у поєднанні із втручанням на ВВ за [90] (б).

У класичному керівництві з дитячої ортопедії [34] описано низку втручань у разі деформацій ВВ різного виду та ступеня (рис. 1.5).

Зокрема, у випадку гіпоплазії ВВ у поєднанні зі слабкістю сідничних м’язів вважають за доцільне використовувати втручання з латералізації ВВ (рис. 1.5, б).

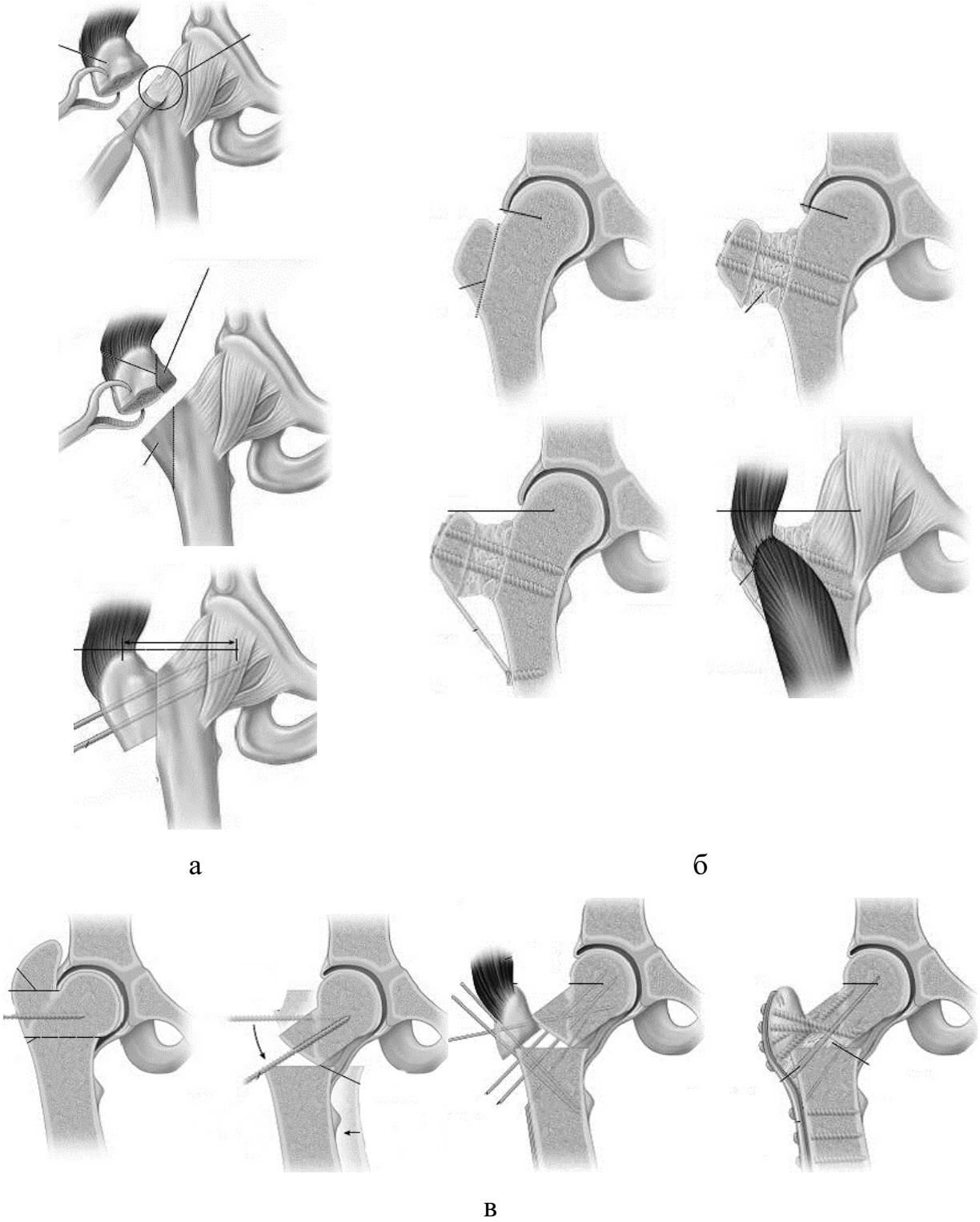


Рис. 1.5. Схеми виконання втручань на ПВСК із корекцією положення ВВ за [34]: а) резекції ВВ з низведенням; б) латералізації ВВ; в) реконструкції ПВСК із низ веденням ВВ.

У випадках патологічних станів, які супроводжуються руйнуванням ГСК та шийки СК (зазвичай, це наслідки перенесених запальних процесів у КС), відбувається відносне збільшення ВВ саме за рахунок зазначених руйнувань, коли ВВ видається збільшеним порівняно із ГСК та скороченою шийкою СК. У разі патологічного вивиху стегна, окрім відкритого вправлення кукси головки або шийки стегнової кістки виконують втручання, направлені на формування біомеханічних умов щодо утримання ПВСК у КЗп. Зокрема, відомий спосіб хірургічного лікування патологічного вивиху стегна, заснований на виконанні переднього доступу до КС, артротомії, ревізії суглоба і артропластики, здійсненні латерального доступу до проксимального відділу стегнової кістки і остеотомії його, кутовій корекції проксимального відділу зазначеної кістки відносно дистального її відділу і наступній фіксації обох відділів стегнової кістки в визначеному положенні. Остеотомію стегнової кістки при цьому здійснюють вище малого вертлюга, а фіксацію обох її відділів між собою по виконанні кутової корекції здійснюють за допомогою Г-подібної пластини. Під час виконання такого способу лікування використовують куксу проксимального відділу стегнової кістки, на якій за допомогою артропластики формують кулясту частину кукси шийки стегнової кістки, яку вправляють у подальшому в КЗп. Але внаслідок того, що на куксі проксимального відділу стегнової кістки відсутня зона росту та гіаліновий хрящ, у кульшовій западині може виникати підвищене рубцювання аж до розвинення анкілозу, що призводить до значного порушення опороздатності ушкодженої нижньої кінцівки [96-97].

У разі кутової корекції проксимального відділу стегнової кістки відносно дистального її відділу між їх площинами по лінії остеотомії утворюється значний клиноподібний проміжок, який обумовлює уповільнене зрощення фрагментів кістки та викликає необхідність довготривалого розвантаження кінцівки (від 4 до 6 міс.), що значно знижує якість життя пацієнта. Закріплення обох відділів стегнової кістки між собою в зазначеному положенні за допомогою фіксувальної пластини не забезпечує потрібну

надійність їх з’єднання. Це являє собою суттєву загрозу для збереження цілісності цього з’єднання і не виключає повторного вивиху стегна. Окрім того, виконання кутової корекції стегна потребує від хірурга значних зусиль, спрямованих на подолання пружності сідничних м’язів, прикріплених до великого вертлюга і великої протидії натягненню цих м’язів, тому ступінь корекції стегна є недостатньо високим, що погіршує центрацію кукси проксимального відділу кістки в кульшовій западині і обумовлює нестабільність з’єднання їх між собою. Недостатня корекція стегнової кістки призводить до подальшого її скорочення, що у свою чергу спричинює погіршення ходьби у хворого. Вказані недоліки значно знижують надійність і ефективність лікування такого захворювання [98-100].

У зв'язку із бурхливим розвитком ендопротезування кульшового суглоба опубліковано багато робіт з приводу його патобіомеханіки та проведено детальне обґрунтування переміщення ВВ з метою покращення функції суглоба в таких випадках [101, 102].

Також останніми роками досить інтенсивно застосовують методики так званого тимчасового або постійного епіфізіодезу. Зокрема, відомий спосіб хірургічного лікування деформації ВВ стегнової кістки, заснований на тимчасовому блокуванні зони його росту шляхом її перекриття з латерального боку вертлюга стабілізаційною пластиною, яку закріплюють за допомогою спонгіозних гвинтів на визначений термін, а потім, після нормалізації кутових та лінійних характеристик ПВСК, видаляють. Цей спосіб лікування не потребує значного обсягу хірургічного втручання, менш травматичний у порівнянні з іншими, а післяопераційний і відновлювальний періоди значно коротші. Імплантація пластини на ВВ утворює в зоні його росту надлишкове напруження, що спричинює зменшення швидкості його росту відповідно до закону Hueter-Volkman і тимчасової стабілізації росткової зони, а отже, зменшенню деформації великого вертлюга [103-105].

Недоліками описаного способу лікування є той факт, що в результаті виконаного втручання не виключається подальше прогресування деформації

великого вертлюга завдяки аппозиційному росту його тканин і не нормалізуються характеристики проксимального відділу стегнової кістки. ШДК при цьому може зменшуватися і формуватися *coxa vara*, а нижня кінцівка скорочуватися. Імплантацію стабілізаційної пластини згідно зі способом лікування здійснюють так, що верхній спонгіозний гвинт фіксують в апофізі (великому вертлюзі), який складається з кісткової та хрящової тканину, а нижній гвинт – в метафізі стегнової кістки, з більш міцною губчастою і корковою кістковою тканиною. Сідничні м’язи, прикріплені одним кінцем до верхівки вертлюга, під час функціонування стегна утворюють механічні зусилля, спрямовані на відведення його і призводять до появи розтягувальних поперемінних зусиль на межі «верхній гвинт – тканина вертлюга». У зв’язку з тим, що ця тканина, на відміну від метафізарної частини стегнової кістки, є менш міцною, це призводить до її руйнування і лізису та розташування в ній гвинта. Ступінь блокування зони росту ВВ зменшується, що викликає подальше її функціонування із прогресуванням деформації ВВ та у свою чергу може призводити до перелому гвинтів і металевої пластини, міграції металоконструкції. Це може потребувати додаткового хірургічного втручання, пов’язаного з виконанням моделювальної резекції ВВ [104].

1.6 Резюме

Отже, маємо констатувати, що останніми роками увага до деформацій ВВ переживає певний ренесанс у зв'язку зі збільшенням кількості хворих та прогресом медицини і уточненням біомеханіки КС. У результатів проведених багаторічних досліджень встановлено, що тривала деформація ВВ призводить до дисбалансу діяльності м’язів, поступовому перевантаженню певних ділянок кульшової западини і головки стегнової кістки, а це в свою чергу спричинює розвинення підвивиху та вивиху стегна [13-18].

На підставі проведеного аналітичного огляду літератури та патентно-інформаційних джерел можна зробити висновок, що існує ряд невирішених питань щодо лікування дітей з деформаціями великого вертлюга, які потребують вивчення:

- особливості функціонування кульшового суглоба в дітей з деформаціями великого вертлюга;
- створення класифікації можливих варіантів відхилень у будові великого вертлюга з урахуванням вікових та анатомо-фукціональних особливостей кульшового суглоба і дитячого організму загалом;
- розроблення та впровадження лікувально-діагностичного і прогнозного алгоритму розвитку кульшових суглобів за наявності деформацій великого вертлюга в дітей;
- уточнення питання щодо критеріїв хірургічної корекції деформацій великого вертлюга в дітей з урахуванням їх багатоплощинного характеру та вікових даних.

РОЗДІЛ 2
МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Клінічні дослідження

Робота ґрунтується на аналізі даних 70 дітей віком від 2 до 18 років з деформаціями ВВ на фоні різної патології КС – УВтаПВС, деформації ПВСК внаслідок запальних захворювань КС (гнійний артрит, остеомієліт ПВСК тощо), *coxa vara*, АНГСК (табл. 2.1)), які перебували на стаціонарному лікуванні. Серед них було 37 хлопчиків та 33 дівчинки (використані архівні матеріали ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН» за період з 1998 до 2014 рр.). Критерієм відбору до досліджуваної групи дітей був рентгенологічний показник, який характеризувався деформаціями ВВ, що становили більше ніж 1/3 від його нормального анатомічного розташування.

Таблиця 2.1

Розподіл дітей із деформаціями ВВ за віком, статтю та видом патології

Патологія КС	Кількість спостережень						
	від 2 до 6 років		від 6 до 12 років		від 12 до 18 років		загальна кількість
	хлопчики	дівчатка	хлопчики	дівчатка	хлопчики	дівчатка	
АНГСК	4 (5)	3 (4)	3 (4)	3 (4)	3 (3)	2 (2)	18 (22)
Coxa vara	3 (4)	3 (5)	3 (4)	3 (4)	3 (4)	2 (3)	17 (24)
УВтаПВС	4 (6)	3 (4)	3 (4)	4 (5)	3 (3)	3 (4)	20 (26)
Деформації ПВСК внаслідок запальних захворювань КС	3 (5)	3 (3)	3 (4)	3 (5)	2 (2)	1 (1)	15 (20)
Всього	14 (20)	12 (16)	12 (16)	13(18)	11 (12)	8 (10)	70 (92)

Примітка. У дужках позначено кількість суглобів.

Клінічні дослідження ортопедичного статусу проводили за методикою В.О. Маркса [106]. Вимірювали обсяг рухів у суглобах, наявність та величину контрактур у КС, а також довжину кінцівок по сегментах. Особливу увагу приділяли виступанню ВВ догори та латерально.

Усі дані клінічного і спеціальних методів дослідження (рентгенологічного, біомеханічного та електроміографії) фіксували в спеціальній анкеті (табл. 2.2). Кожна із отриманих ознак отримувала певну оцінку в балах.

Максимальна можлива кількість балів за представленою анкетою дорівнювала – 84, мінімальна – 28, позитивна оцінка розвитку кульшового суглоба лежить у межах від 66 до 84 балів, середня – від 47 до 65, а негативною вважаємо, якщо сумарна оцінка знаходиться в межах від 28 до 46 балів.

З анамнезу враховували наявність супутньої неврологічної та/або системної (генетичної) патології, попереднього хірурігчного лікування, його ефективність та можливі ускладнення.

На підставі отриманих результатів обстеження проводили планування хірургічного втручання на ПВСК з урахуванням віку та індивідуальних показників спеціальних методів дослідження.

2.2 Рентгенологічні методи дослідження

У дослідженнях використовували пряму рентгенографію таза (у передньо-задній проекції) як простий загальнодоступний метод оцінювання стану КС у дітей, за показаннями проводили рентгенографію таза в інших проекціях (профільна за Лаунштейном, передньо-задня у відведенні та внутрішній ротації стегна), а також комп’ютерну томографію (КТ) з трьохпланарною реконструкцією. Усі стандартні рентгенограми виконували з відстані в 1 м [57, 107].

Таблиця 2.2

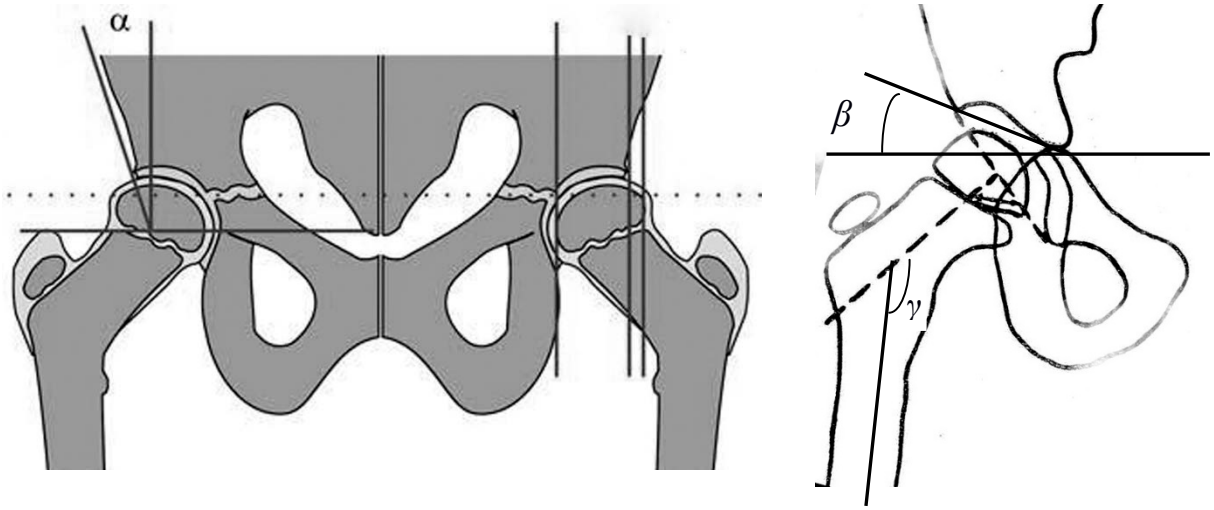
Анкета інтегральної оцінки анатомо-функціонального стану кульшових суглобів у дітей з деформацією великого вертлюга (у балах)

П.І.П. хворого			
№ історії хвороби	Діагноз:		
Вік дитини на момент початку лікування в ІПХС		Стать дитини: чол. жін	
Адреса			
Особливості попереднього лікування та його ускладнення			
наявність супутньої неврологічної та/або системної (генетичної) патології;		присутня - 1 бал	відсутня - 3 бали
Показники (бали)	1 бал	2 бали	3 бали (норма)
Стомлюваність	Швидка	Після значного фізичного навантаження	Відсутня
Больовий синдром	Виражений	Помірний	Відсутній
Ходьба	Виражене кульгання	Легке кульгання	Нормальна
Синдром Тренделенбурга	Різко позитивний	Слабо позитивний	Негативний
Вкорочення кінцівки	> 1,5 см	1,5-0,5 см	0,5 см або немає
Рухи у вертикальній (сагітальній) площині	< 70º	70º-110º	> 110º
Рухи у фронтальній площині	< 30º	30º-50º	> 50º
Рухи у горизонтальній площині	< 20º або ротаційна контрактура	20º-40º	> 40º
Рентгенологічні ознаки			
Лінія Шентона	Порушена більше 1,5 см	0,5-1,5 см	< 0,5 см
Кут Віберга, градуси	< 10º	10º-19º	> 19º
ШДК, градуси	< 105 та > 140º	105º-114º, 135º-145º	115º-135º
АІ, градуси	> 30º	20-30º	< 20º
ІП ГСК КЗп, %	< 65 %	65-85 %	> 86 %
Коефіцієнт латералізації ВВ (діаметр ГСК до LAT*)	< 0,75	> 0,75 та < 1	k = 1
ATD*(articulotrochanteric distance), мм	від 0,6 до 0,8 та від 1,2 до 1,4 радіусу ГСК	від 0,6 до 0,8 та від 1,2 до 1,4 радіусу ГСК	від 0,8 до 1,2 радіусу ГСК
TTD* (trochantero-trochanteric distance), мм	більше 2,9	2,6-2,9	від 2,2 до 2,5 радіусу ГСК
LTA* – довжина малий вертел - верхня точка ГСК	менше 2,2	від 2,2 до 2,9	від 3,0 до 3,8 радіусу ГСК
величина L* - ступінь латералізації ВВ	менше 1,3	від 1,3 до 1,8	від 1,8 до 2,2 радіусу ГСК
коефіцієнт М/с*	менше 2,8	від 2,8 до 4,5	від 4,5 до 5,5
коефіцієнт Р/Н*	менше 1,0	від 1,0 до 1,84	від 1,85 до 2,3
кут **α*** (орієнтація ВВ в горизонтальній площині)	< 15º та > 60º	15º-34º, 48º-59º	від 35° до 47°
Дані біомеханічного обстеження			
сила відвідних м'язів	менша ніж на 50 % від норми	менша на 20-50 % від норми	симетрична
сила привідних м'язів	менша ніж на 50 % від норми	менша на 20-50 % від норми	симетрична
коефіцієнт коливання	менше ніж 5 ± 0,4	від 5,5 до 8,5 ± 0,5	10 ± 0,5
коефіцієнт опірності	менше ніж 0,50 ± 0,1	від 0,65 до 0,85 ± 0,1	0,98 ± 0,01
коефіцієнт стійкості	менше ніж 0,50 ± 0,05	від 0,95 до ± 0,05	0,95 ± 0,05
% навантаження від ваги тіла	менше ніж30,05 ± 0,10	від 30,06 до 45,09	50,04 ± 0,12
Дані електроміографічного обстеження			
% зниження активності біопотенціалів м'язів	понад 30 %	від 10 до 30 %	немає

Примітка. * – пояснення в тексті.

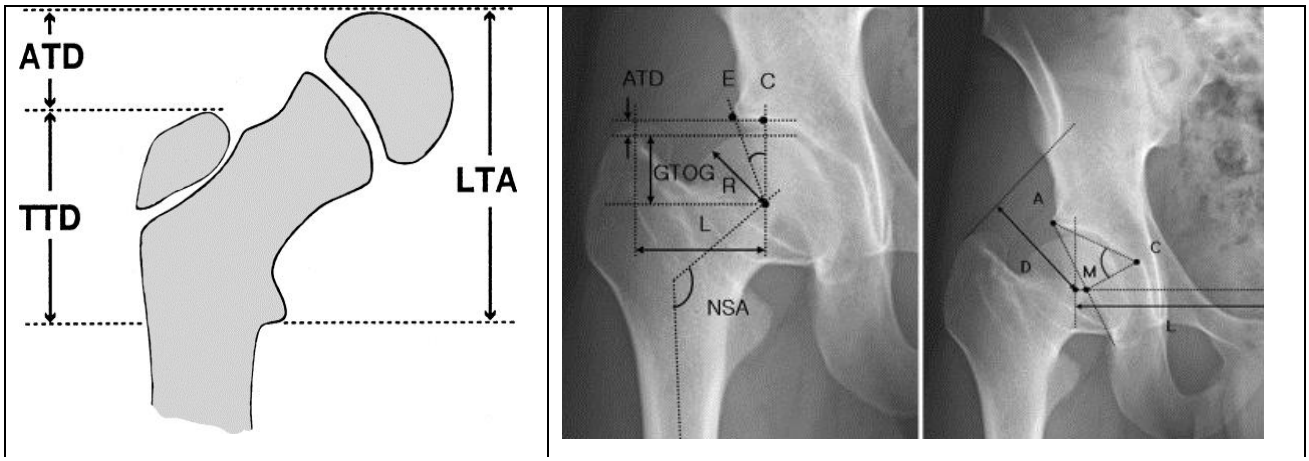
Досліджували та аналізували рентгенологічні показники, які характеризували стан і розвиток КС та особливості їх взаєморозташування (рис. 2.1, 2.2):

- ацетабулярний кут (АК);
- центрально-крайовий кут Віберга (КВ);
- шийково-діафізарний кут (ШДК);
- розрив по лінії Шентон.



а б

Рис. 2.1. Схема визначення рентгенометричних показників КС: а) кута Віберга – *α;* б) ацетабулярного кута *β*, шийково-діафізарного кута *γ*.



а б

Рис. 2.2. Схема (а) та визначення по рентгенограмах (б) показників КС, які характеризують стан «вертельного компонента» у прямій проекції (за даними S.Y. Joo із співавт. [52], та J.J. Mc Carthy із співавт. [39]).

Окрім наведених, визначали показники КС, які характеризують стан «вертлюгового компонента» [10, 14] ПВСК (рис. 2.2):

- ATD (articulotrochanteric distance) – відстань від горизонталі, яка проведена через верхню точку ГСК (суглобова щілина), до верхівки ВВ;

- TTD (trochantero-trochanteric distance) – відстань між двома горизонтальними лініями, одна з яких проведена від верхівки ВВ, а інша – від найбільш виступаючої частини малого вертлюга;

- LTA – довжина «малий вертлюг – верхня точка ГСК (суглобова щілина)», визначають як відстань від горизонталі, яка проведена через верхню точку ГСК (суглобова щілина), до горизонталі, що проведена від найбільш виступаючої частини малого вертлюга;

- загальна довжина ПВСК – відстань між двома горизонтальними лініями, одна з яких проведена через нижню точку малого вертлюга, а інша – через верхню точку або ГСК, або ВВ (залежно від ситуації – яке із цих анатомічних утворень знаходиться проксимальніше). У випадку нормальних анатомічних співвідношень цей показник співпадає з величиною LTA;

- висота ВВ – визначали як відстань між двома горизонтальними лініями, одна з яких проведена через основу ВВ (нижню точку зони його росту), а інша – через його верхівку;

- ширина ВВ – відстань між двома вертикальними лініями, одна з яких проведена через саму латеральну точку ВВ, а інша – через його саму медіальну точку (або верхівку, або верхньомедіальну точку зони росту ВВ);

- величина L – ступінь латералізації ВВ, яка визначається як відстань від центра ГСК до вертикалі, яка опущена вниз від верхівки ВВ (у нормі рівняється подвоєному радіусу ГСК);

- співвідношення вертикальних важелів КС (відношення відстані «центр ГСК – середина лобкового симфізу» до відстані «центр ГСК – верхівка ВВ»).

Під час визначення рентгенологічних показників, які характеризували стан «вертлюгового» компонента ПВСК, ми зіткнулись з певною проблемою –

показники ATD, TTD, LTA та деякі інші в абсолютних цифрах варіював у великому діапазоні та залежали від віку дитини і його антропометричних даних. У зв'язку з цим нами були проведено визначення цих показників у відносних одиницях. За відносну одиницю виміру кожного конкретного КС нами був взятий радіус ГСК та проведено визначення варіаційних значень вказаних показників (ATD, TTD, LTA) у нормі (рентгенометрія проведена по оглядовим рентгенограмам дітей, яким рентгенографію таза виконували за показаннями, не пов’язаними з опорно-руховою системою).

2.2.1 Комп’ютерно-томографічні дослідження кульшових суглобів у дітей із деформаціями великого вертлюга

Частині хворих виконували обстеження за допомогою КТ з метою детального визначення просторових взаємовідносин ПВСК та КЗп.

КТ виконували в положенні лежачи на спині з максимально можливим нейтральним положенням нижніх кінцівок (усунення патологічних установок і контрактур). Дослідження планували по сканограмі таза в прямій проекції, для зменшення променевого навантаження на хворого здійснювали спіральне сканування з індексом столу Pitch 1,5-2,0; товщиною зрізу 3,3-3,8 мм та індексом реконструкції 1,6-2,0 мм (залежно від віку хворого). Усього отримували до 80 аксіальних сканів таза, а також 3-4 скани дистальних епіметафізів стегнових кісток (для точного визначення кута антеторсії ПВСК). Отримані аксіальні скани оцінювали за допомогою мультимодальної візуалізувальної робочої станції MX-View 3.0, а для аналізу результатів спіральної КТ використовували програми мультипланарної реконструкції (MPR) і проекції відтінених поверхонь (SSD) [108-109].

Проаналізовані аксіальні скани комп’ютерних томограм із визначенням показників, які аналогічні зазначеним (рис. 2.3), при цьому особливу увагу приділяли деформаціям ВВ у горизонтальній площині (його зміщення назад або вперед по відношенню до шийки СК та ГСК) та його

взаєморозташування по відношенню до суглобової щілини:

- **Н** – відстань від найбільш виступаючої задньої точки КЗп до верхівки ВВ;

- **Р** – відстань від найбільш виступаючої задньої точки КЗп до перпендикуляра, який опущено від найбільш латеральної точки ВВ;

- М – загальна максимальна довжина ПВСК на рівні шийки СК: відстань між двома лініями, одна з яких проведена через найбільш латеральну точку ВВ, а інша – через найбільш медіальну точку ГСК;

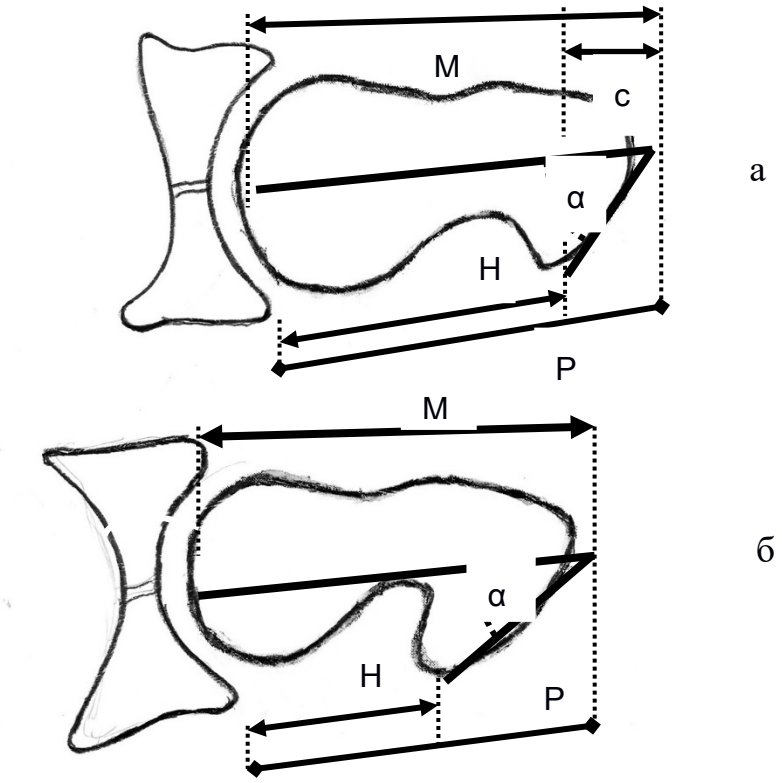


Рис. 2.3. Схеми визначення показників КС, які характеризують стан «вертлюгового компонента» в аксіальній проекції (пояснення в тексті).

- співвідношення **М/с** – визначали як відношення між М (загальною довжиною ПВСК на рівні ГСК) і довжиною с (відстанню між двома горизонтальними лініями, одна з яких проведена через найбільш латеральну точку ВВ, а інша – через його верхівку);

- співвідношення **Р/Н** – визначали як відношення Р (відстані від найбільш виступаючої задньої точки КЗп до перпендикуляра, який опущено

від найбільш латеральної точки ВВ) до довжини Н (відстані між двома лініями, одна з яких проведена через найбільш виступаючу задню точку КЗп, а інша – через верхівку ВВ);

- кут **α** (кут орієнтації ВВ у горизонтальній площині) – визначали як кут між двома лініями, одна з яких є віссю шийки СК, а інша – лінією, яка проведена через найбільш латеральну точку ВВ та найбільш виступаючу задню точку верхівки ВВ.

Фіксували також порушення форми ГСК і КЗп, ураження (відсутність) хряща на ділянках компонентів КС, наявність остеофітів, кіст, деформації ПВСК тощо.

Розвиток КС простежено в динаміці: у до- та післяопераційному періодах рентгенологічне обстеження виконували через 2-3 міс. після хірургічного втручання, а надалі – за показаннями, але не частіше, ніж 1 раз на 6 міс. Визначали показники, які характеризують стан і розвиток КЗп, ПВСК та особливості їх взаємовідношень.

2.3 Біомеханічні дослідження

2.3.1 Методика визначення функціональної опороздатності нижніх кінцівок за допомогою статографії

Оцінювання функції опорно-рухової системи ґрунтується на дослідженні параметрів ходьби, які отримують у результаті використання пристрою «Статограф». Відповідно до методики, протягом 30-40 с реєструють положення проекції загального центра мас (ЗЦМ) і її переміщення щодо прямокутної системи координат під час звичного стояння на двох ногах. Для цього треба вибрати в меню режим «Вибір проби», в якому визначити режим обстеження «Опора на обидві стопи», перейти в режим «Пуск проби» та увімкнути цей режим за допомогою клавіші «Enter». Потім необхідно вибрати інші режими обстеження «Опора на праву стопу» та

«Опора на ліву стопу», при цьому пацієнту пропонують, не відриваючи стоп від площини опори, максимально навантажити одну стопу і стояти так 30-40 с, потім те ж зробити для іншої кінцівки, перейти в режим «Пуск проби» та увімкнути ці режими за допомогою клавіші «Enter». Потім провести занесення результатів дослідження в базу даних за допомогою режиму «Запис обстеження».

У результаті проведеного дослідження на екрані монітора з'являються три контактні зони у вигляді плям, які були утворені переміщенням проекції ЗЦМ на наведених вище типах стояння (рис. 2.4).

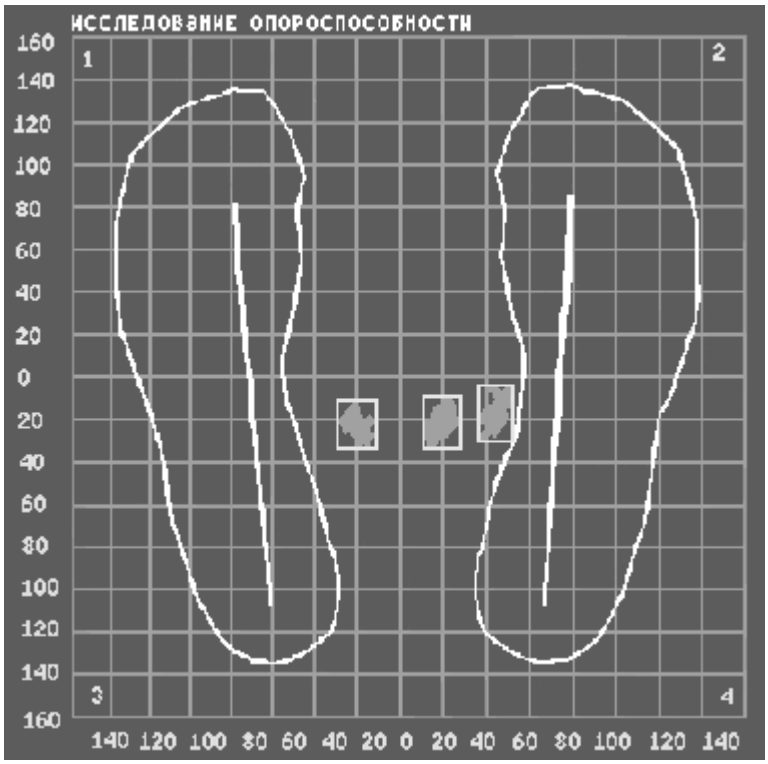


Рис. 2.4. Статограма під час дослідження функціональної опоро здатності.

Математична обробка отриманих статограм дає змогу досить точно визначити положення ЗЦМ у системі координат, амплітуду і напрямок його коливань, здатність навантажувати кожну з кінцівок і стійкість обстежуваного пацієнта. Ці параметри можуть бути виражені у вигляді трьох показників:

– амплітуди коливання (Кк), яка характеризує розгойдування пацієнта у фронтальній і сагітальній площинах, визначена як половина діагоналі квадрата, що окреслює «пляму» переміщень проекції ЗЦМ;

– коефіцієнта навантаження (Кн), який показує ступінь навантаження кожної кінцівки. Зі умов вільного стояння коефіцієнт навантаження дорівнює одиниці, а під час опори на одну кінцівку його визначають як відношення ваги, що припадає на опорну кінцівку, до загальної ваги пацієнта:

$$Кн = Рн/ Рзаг \quad (2.1)$$

– коефіцієнта стійкості – як узагальнювального показника стану опорно-рухової системи, що характеризує загальну стійкість пацієнта за різних типів стояння.

Визначається відношенням амплітуди хитання в нормі (10 мм) до амплітуди хитання, отриманої під час дослідження і помноженої на коефіцієнт навантаження:

$$Кс= (10/Кк)\cdot Кн. \quad (2.2)$$

Значення показників у нормі :

Кк = 10 мм, за умов порушень в опорно-руховій системі збільшується;

Кн = 1,0 - 0,9, за умов порушень в опорно-руховій системі зменшується;

Кс = 1,0 - 0,9, за умов порушень в опорно-руховій системі зменшується.

Оцінювання результатів

Аналіз цих показників дає змогу оцінити роботу системи регуляції рівноваги у двох площинах за умов вільного стояння, до якого призвела певна адаптація системи, й у разі зміни типу стояння, що вимагає зміни координації роботи м'язів і ЦНС пацієнта. Отримані статограми дають змогу досить точно судити про ступінь змін стану опорно-рухової системи [58, 59].

Основні статографічні показники здорових осіб представлені в табл. 2.3.

Таблиця 2.3

Основні статографічні показники здорових осіб (за даними лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»)

Показник	Значення норми
Навантаження на праву кінцівку (% від загальної ваги)	50,04 ± 0,12
Навантаження на ліву кінцівку (% від загальної ваги)	49,96 ± 0,12
Коефіцієнт опірності	0,98 ± 0,01
Зміщення ЗЦМ по осі X, мм	2,86 ± 1,00
Зміщення ЗЦМ по осі Y, мм	5,08 ± 1,61
Коефіцієнт коливання, мм	10,00 ± 0,5
Коефіцієнт стійкості	0,95 ± 0,05
Зміщення ЗЦМ: - по осі X для правої нижньої кінцівки, мм	4,83 ± 2,28
- по осі Y для правої нижньої кінцівки, мм	4,58 ± 2,26
- по осі X для лівої нижньої кінцівки, мм	4,28 ± 2,07
- по осі Y для лівої нижньої кінцівки, мм	5,85 ± 2,52
Коефіцієнт коливання: - для правої нижньої кінцівки, мм	10,00 ± 0,5
- для лівої нижньої кінцівки, мм	10,00 ± 0,5
Коефіцієнт стійкості: - для правої нижньої кінцівки	0,95 ± 0,05
- для лівої нижньої кінцівки	0,95 ± 0,05

Статограма (переміщення проекції ЗЦМ) характеризується такими особливостями:

– відрізок АВ «первинний відкат» – зсув проекції ЗЦМ назад й убік кінцівки, з якої починається рух, тобто вага переноситься більше на задній відділ стопи тієї кінцівки, з якої починається рух (махова кінцівка). Ця фаза обумовлена необхідністю створити запас інерції для початку руху. Довжина відрізка АВ прямо залежить від передбачуваної швидкості початку руху.

Тобто, чим швидше передбачається рухатися, тим швидше й далі необхідно кинути тіло вперед, тим, відповідно, більший запас інерції необхідно створити для цього – далі назад відхилити корпус. Цю фазу підготовки до ходьби можна порівняти з інерційною іграшкою, у якої швидкість і дальність руху прямо залежить від того, наскільки сильно вдасться закрутити маховик у зворотну сторону. Кут нахилу відрізка АВ до осі Х коливається в межах від 10° до 60° і залежить від можливостей обстежуваного навантажувати передній і задній відділи стоп;

– наступна фаза - крива BD з вершиною С, відрізок ВС – висхідна частина кривої характеризується зсувом ЗЦМ вперед і у бік опорної ноги (вага тіла переноситься на опорну ногу). Нога, з якої починається рух, розвантажується, таз починає рух слідом за тулубом, передаючи енергію нозі, що рухається. Коли махова нога отримує достатню інерцію, стопа ще не відірвана від опори (точка С), але рух почався, тулуб відхиляється назад і у бік опорної ноги, як би компенсуючи інерцію махової ноги, що рухається, (точка D), у цей момент у крапці D махова нога набрала достатню інерцію і відривається від опори. Ця фаза є відображенням реакції елементів ОРА на команди «системи керування». Як відомо з початкового курсу геометрії, найкоротша відстань між двома точками – пряма, отже, найбільш економічна траєкторія переміщення ЗЦМ – пряма BD. У разі адекватної реакції системи на «сигнали керування» траєкторія руху ЗЦМ повинна наближатися до «ідеального» (прикладом може служити траєкторія кроку з опорою на праву ногу, приведена на рис. 2.5). На ураженій стороні крива різко відрізняється від «ідеалу». Тут ми спостерігаємо, як м'язи спини не встигли погасити інерцію тулуба, проекція ЗЦМ перемістилася вперед далі, ніж це було необхідно (ділянку ВР), і змушені були повертати корпус назад (ділянка CD). Як нам здається, крива BD вимагає особливо пильного вивчення, як найбільш інформативна частина траєкторії ЗЦМ;

- точка D – момент відриву махової ноги від площини опори;

- відрізок DE відображає власне процес ходьби. Махова нога переноситися вперед і стає опорною, корпус також рухається вперед, опорна стопа здійснює перекат і в точці Е відривається від площини опори.

Таким чином, у перехідний період від стояння до ходьби тулуб робить низку коливальних рухів, необхідних для здійснення першого кроку.

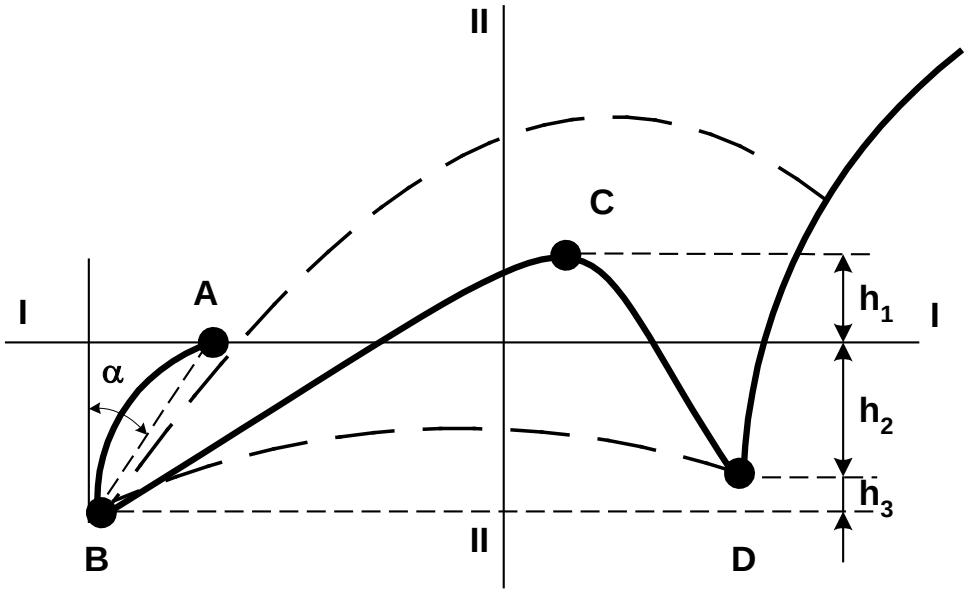


Рис. 2.5. Схема вимірювання інформативних показників на статограмі переходу від стояння до ходьби.

Визначають взаємне розташування вказаного відрізку відносно лінії I-I. Вибір в якості ділянки дослідження траєкторії криволінійного відрізка ВС і визначення взаємного розташування його контрольних точок щодо лінії I-I забезпечує можливість дослідження поведінки хребта пацієнта в залежності від стану тонусу м’язів, що оточують хребет, й тим самим стан опорної функції. У випадку розміщення точки С вище лінії I-I, а точки D нижче неї можна стверджувати неадекватність роботи м’язів спини і навантажувальних зусиль, які вони розвивають під час підготовки до першого кроку. Під час переходу тулуба і, як наслідок, центра ваги через умовну лінію I-I тіло виходить з положення стійкої рівноваги, і центральна нервова система здійснює коректування руху тулуба, повертаючи його в необхідне положення.

Це дає можливість діагностувати порушення опороздатності кінцівки навіть на ранніх стадіях їх формування, коли цілком відсутні клінічні прояви захворювання.

За запропонованою методикою були обстежені хворі у до- та післяопераційному віддаленому періоді, у яких клінічно найбільш вираженими були такі порушення:

- зміщення ЗЦМ у фронтальній площині щодо осі симетрії й у сагітальній площині щодо лінії внутрішніх кісточок, положення точки С відносно точки А (величина h_1) і коефіцієнт керованості Ку - визначається рівнянням (2.12):

$$\hat{E}_{ó} = \frac{h_1 + h_2}{h_1 + h_2 + h_3}, \qquad (2.3)$$

де h_1, h_2, h_3 – амплітуди траєкторії проекції ЗЦМ переходу від стояння до ходьби в контрольних точках С, D, В відповідно.

Ці показники визначали для кожної кінцівки, але через те, що в деяких ситуаціях процес носив однобічний характер, статистичну обробку результатів досліджень здійснювали за принципом уражена / здорова сторона (хоча такий поділ є дуже умовним), а також відношення величини h_1 і коефіцієнта K_y для правої і лівої нижніх кінцівок за принципом менше до більшого.

2.3.2 Динамометрія м'язів кульшового суглоба

Для вимірювання сили м'язів КС використовували динамометрію – метод вимірювання сили скорочення різних м'язових груп за допомогою силовимірювального тензорезисторного датчика та ваговимірювального пристрою. Під час визначення сили згиначів і розгиначів КС хворий знаходиться в положенні лежачи на боці, при цьому кінцівку, яка лежить на ложі, встановлюють у напівзігнутому положенні. Кінцівка, на якій визначають силу м'язів, установлюють під кутом 90° стосовно біспінальної лінії. Верхні кінцівки при цьому розташовують уздовж тулуба.

Для визначення сили згиначів датчик вимірювального комплексу розташовують за хворим, а стегно знаходиться в положенні згинання під кутом 25-30°, тобто 90-95° до лінії Розер-Нелятона. Під час вимірювання сили розгиначів датчик вимірювального комплексу розташовують попереду від хворого, а згинальна установка стегна зменшується до 10-15°, тобто встановлюється під кутом 110-115° до лінії Розер-Нелятона.

Силу м'язів, які приводять і відводять стегно, визначають у положенні хворого лежачи на спині. Вимірювання сили тяги м'язів, які відводять, виконують у положенні відведення під кутом°105-110, а м'язів, що приводять, – у положенні приведення під кутом° 75-80 стосовно біспінальної лінії. В іншому методика дослідження аналогічна тієї, яку застосовують для вимірювання сили згиначів та розгиначів кульшового суглоба.

Оцінювання результатів

Отримані результати дають змогу визначити, які групи м’язів найбільш постраждали внаслідок захворювання. Це дає можливість оцінити стан м’язів кінцівки перед хірургічним втручанням та визначити, які процедури необхідно проводити в процесі консервативного лікування. Під час оцінювання сили м’язів верхніх кінцівок отримані показники порівнюють з аналогічними показниками в нормі (табл. 2.4 [63]).

2.3.3 Біомеханічне моделювання умов функціонування кульшового суглоба у випадках деформацій великого вертлюга

Для вивчення НДС у КС нами було проведено математичне моделювання з використанням методу кінцевих елементів (МКЕ). Для цього побудову математичної кінцево-елементної моделі (КЕМ) розділили на декілька етапів:

А. Побудова геометричної моделі. У цьому дослідженні КЕМ будували на основі геометричних даних поперечних перерізів стегнової і тазової кісток, отриманих з томографічних знімків. За основу була взята модель,

описана в роботах [29, 87], а також використані результати досліджень А.А. Тяжелова і співавт. [110]. Побудовано дванадцять варіантів розрахункової моделі.

Перший варіант (рис. 2.6) відповідає моделі таза в нормі.

Таблиця 2.4

Вікові зміни сили м'язів нижніх кінцівок у дітей в нормі (кгс) (за даними лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН»)

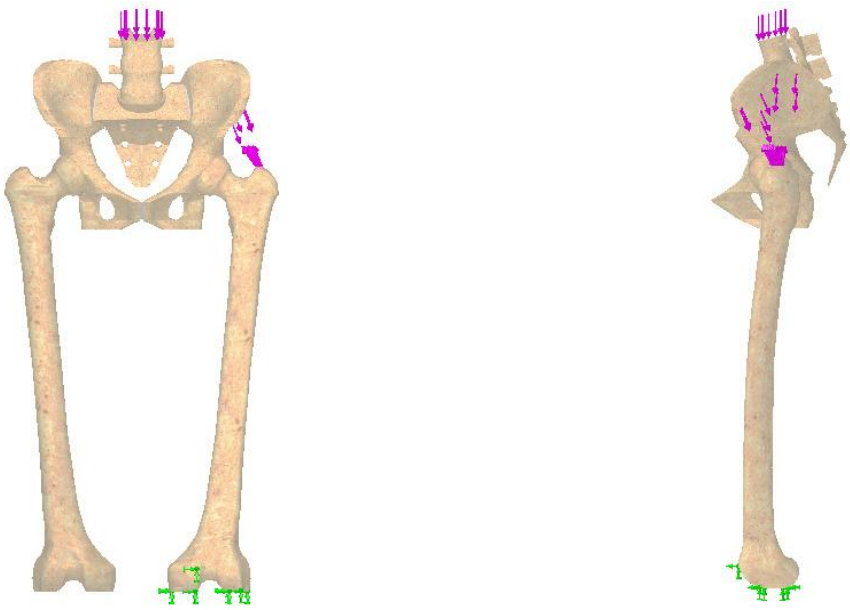
Суглоб	Група м'язів	Вікові групи (роки)							
		4-6		6-10		10-14		14-18	
		х	д	х	д	х	д	х	д
Кульшовий	згиначі	7,1	6,8	8,2	7,8	10,7	10,2	14,9	14,3
	розгиначі	10	9,8	11,5	11,3	15,0	14,7	21,0	20,6
	привідні	5,7	5,3	6,6	6,1	8,6	8,0	12,0	11,1
	відвідні	6,5	6	7,5	6,9	9,8	9,0	13,7	12,6
Колінний	згиначі	5,8	5,5	6,7	6,3	8,7	8,3	12,2	11,6
	розгиначі	10,8	10,1	12,4	11,6	16,2	15,2	22,7	21,2
Гомілково-стопний	тильні згиначі	5,6	5,3	6,4	6,1	8,4	8,0	11,8	11,1
	підошвені згиначі	12,5	12,5	14,4	14,4	18,8	18,8	26,3	26,3
Надп’ятково-п’ятковий	супінатори	4,7	4,1	5,4	4,7	7,1	6,2	9,9	8,6
	пронатори	4	3,7	4,6	4,3	6,0	5,6	8,4	7,8

У другому варіанті верхівка ВВ лівої стегнової кістки разом із м'язами, які до нього прикріплюються, була розташована на рівні латерального краю кульшової западини (рис 2.7 а, б).

У третьому варіанті верхівка ВВ лівої стегнової кістки розташована на 2 см вище латерального краю КЗп (рис. 2.7, в, г).

У четвертому варіанті верхівка ВВ лівої стегнової кістки розташована на 2 см вище даху КЗп і зміщена назад (рис. 2.7, д, е). Для кожного з

основних варіантів розрахунку були побудовані по три додаткові моделі з різним варіантом розвитку КЗп – кут Віберга 20°, 15° та 10°.



а б

Рис. 2.6. Розрахункова модель таза в нормі: пряма (а) та бічна (б) проекції.

Б. Завдання механічних характеристик використовуваних матеріалів.

Для проведення розрахунків були задані механічні характеристики біологічних тканин, які змінюються в широких межах та залежать від багатьох параметрів (вік, стать, захворювання). Під час вибору вказаних параметрів ми ґрунтувалися на результатах, отриманих у роботі І.Ф. Образцова [3]. У табл. 2.5 наведені характеристики кісткової тканини, використовувані в дослідженні.

Таблиця 2.5

Властивості використовуваних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона ν
Кортикальна кістка	17 000	0,3
Губчаста кістка	680	0,3
Хрящ	10	0,49

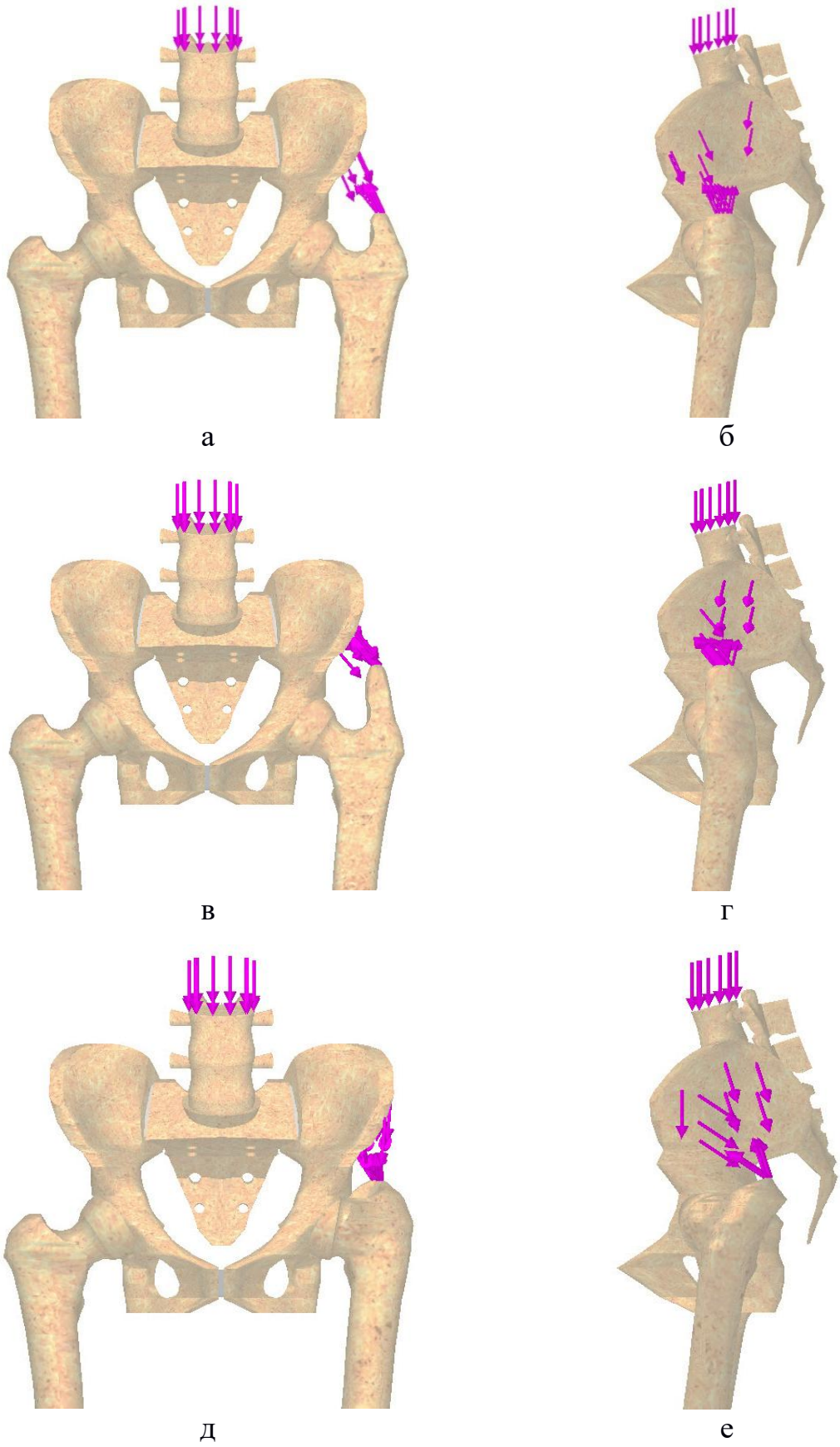


Рис. 2.7. Геометрична модель: другий (а, б), третій (в, г) та четвертий (д, е) варіанти.

В. *Завдання умов навантаження моделі.*

У представленому дослідженні и стояння. Для вирішення поставлених задач використовували методи оптимального проектування, які дають змогу підібрати параметри, коли модель буде функціонувати певним чином, а саме: визначення зусиль м'язів КС, які забезпечували б рівновагу моделі. При цьому загальним критерієм правильності підібраних зусиль вважали мінімум витраченої роботи м'язів, необхідної для утримання рівноваги. На систему також були накладені певні обмеження: переміщення верхніх точок крил клубових кісток у вертикальній площині не перевищували 1 мм. Маємо зауважити, що дослідження м'язових зусиль, необхідних для утримання рівноваги таза в процесі ходьби і одноопорного стояння докладно описано [66, 80]. У табл. 2.6 наведені величини мінімальних зусиль, які додавалися м'язами для збереження рівноваги таза за умов ваги тіла, рівній 350 Н, для варіанту норми.

Таблиця 2.6

Зусилля м'язів КС для моделі в нормі

М'язи	Величина зусиль в одиницях ваги тіла		
	B. Crowninshield	V. K. Goel	Наші розрахунки
Середній сідничний	2,268	1,285	2,41
Малий сідничний	0,405		0,28
Напружувач широкої фасції стегна	0,135	0,18	0
Прямий м'яз стегна	0	0,772	0
Здухвинно-поперековий м'яз	0	0,393	0

Аналогічні обчислення були проведені й для інших варіантів розрахунків. Зокрема, для варіанта розташування ВВ на рівні даху КЗп, величини м'язових зусиль представлені в табл. 2.7.

Таблиця 2.7

Зусилля м'язів КС для моделі з розташуванням БВ на рівні даху КЗп

М'язи	Величина зусиль в одиницях ваги тіла
Середній сідничний	2,13
Малий сідничний	0,28
Напружувач широкої фасції стегна	0
Прямий м'яз стегна	0
Здухвинно-поперековий м'яз	0

У табл. 2.8 представлені величини зусиль м'язів для моделі з розташуванням ВВ на 2 см вище даху КЗп. Зниження зусиль м'язів *M* у цих варіантах розрахунку пов'язано зі збільшенням довжини плеча важеля *h* (рис. 2.8).

Таблиця 2.8

Зусилля м'язів КС для моделі з розташуванням ВВ
на 2 см вище рівня даху КЗп

М'язи	Величина зусиль в одиницях ваги тіла
Середній сідничний	1,67
Малий сідничний	0,56
Напружувач широкої фасції стегна	0
Прямий м'яз стегна	0
Здухвинно-поперековий м'яз	0

Зміна просторової орієнтації ВВ призводить до появи вектора сил, який не компенсується врахованими групами м'язів і, отже, відбувається перерозподіл зусиль середнього і малого сідничних м'язів, а також залучення в схему навантаження, пов'язану з функціональною недостатністю відвідних м'язів, додаткових м'язів, таких як напружувач широкої фасції стегна і клубово-поперековий м'яз [32].

Визначити зусилля м'язів підтримують рівновагу тіла за умов одоопорного стояння зі зміщеним ВВ є нетривіальним завданням. Для варіантів розрахунків з високим і зміщеним ВВ проведено перерахунок м'язових зусиль для забезпечення рівноваги таза.

Проведені розрахунки показали, що тільки задіяння тензорного широкої фасції стегна, причому зі значним зусиллям, дозволяє забезпечити рівновагу таза для цієї моделі. Величини зусиль м'язів для цього варіанту розрахунку наведені в табл. 2.9.

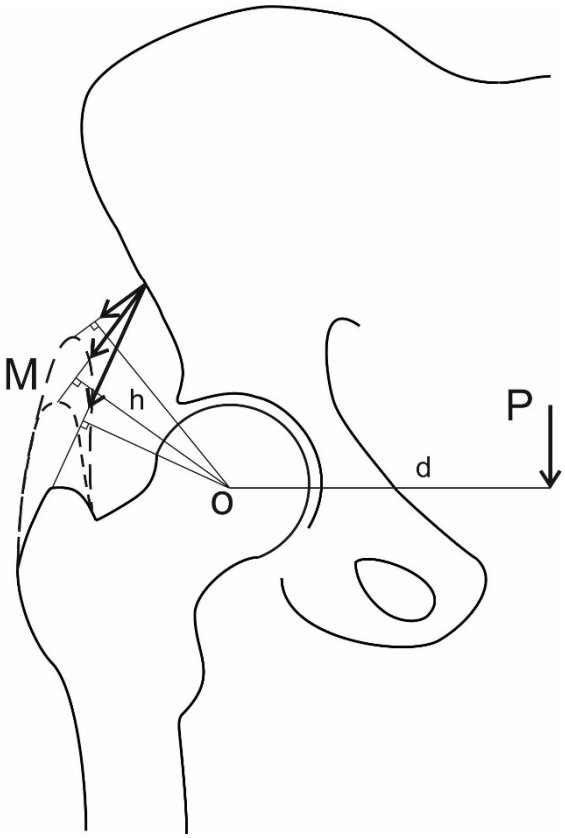


Рис. 2.8. Модель м'язових зусиль, які діють на клубову кістку залежно від висоти великого вертлюга: P – вага тіла; M – відвідні м'язи [11].

Остаточно отримана КЕМ таза складається з 770 828 кінцевих елементів і має 1829130 вузлів. В якості основної характеристики оцінки НДС обрані напруження Мізеса (МПа), які є найбільш інформативними.

Виконання розрахунків і аналіз отриманих результатів проводили числовими методами з використанням програми SolidWorks.

Таблиця 2.9

Зусилля м'язів КС у моделі з високим розташуванням ВВ

М'язи	Величина зусиль в одиницях ваги тіла
Середній сідничний	1,67
Малий сідничний	0,37
Напружувач широкої фасції стегна	1,11
Прямий м'яз стегна	0
Здухвинно-поперековий м'яз	0

2.4 Електрофізіологічні дослідження

Методика електроміографії (ЕМГ) дає змогу вимірювати й аналізувати сумарну біоелектричну активність скелетних м’язів під час їх довільного скорочення та в стані спокою [113-115]. Дослідження проводили за допомогою реєстрації біострумів м’язів поверхневими електродами з міжелектродною відстанню 20 мм, на 4-канальному функціональному комплексі «Нейро-МВП-4». Запис і обробку сигналів здійснювали за допомогою персонального комп’ютера

На досліджуваний та симетричний м’язи накладали реєструвальні поверхневі одноразові електроди «Skintakt» з міжелектродною відстанню 2 см. Електроди розміщували в зоні рухової точки м’яза, вздовж ходу його волокон, або в центрі найбільшої контурованості м’яза.

Досліджували м’язи тазового ата стегна за умов їх максимального напруження під час виконання цільового руху м’яза. А саме: *m. gluteus medius* – відведення кінцівки в положенні лежачі на контралатеральному боці, *m. adductor magnus* – зведення стегон в положенні лежачи на спині (кінцівки зігнуті в кульшових та колінних суглобах), *m. rectus femoris* – підйом прямої кінцівки в положенні лежачи на спині, *m. biceps femoris* – згинання кінцівки в коліні в положенні лежачи на животі. Для досягнення максимального скорочення дослідник чинив опір зазначеному довільному руху [116, 117].

Обробляли результати ЕМГ-дослідження за допомогою турно-амплітудного аналізу (за Willison) в пакеті програм «Нейро-МВП.NETomega». Обчислювали такі показники:

1) середню амплітуду ЕМГ за 1с;

2) частоту потенціалів за 1с.

За параметр частоти в процесі турно-амплітудного аналізу беруть не кількість перетинів ізолінії (фаз), а кількість поворотів (турнів) піків отриманої кривої (рис. 2.9). Для виключення можливих артефактів криву за амплітудою розподіляють на два потоки. Перший потік зафіксовано в межах 100 мкВ (±50 мкВ відносно ізолінії), другий потік відмічено вище цього коридору. Саме в другому потоці здійснюють аналіз поворотів і зміни амплітуди турнів для оцінювання середньої амплітуди.

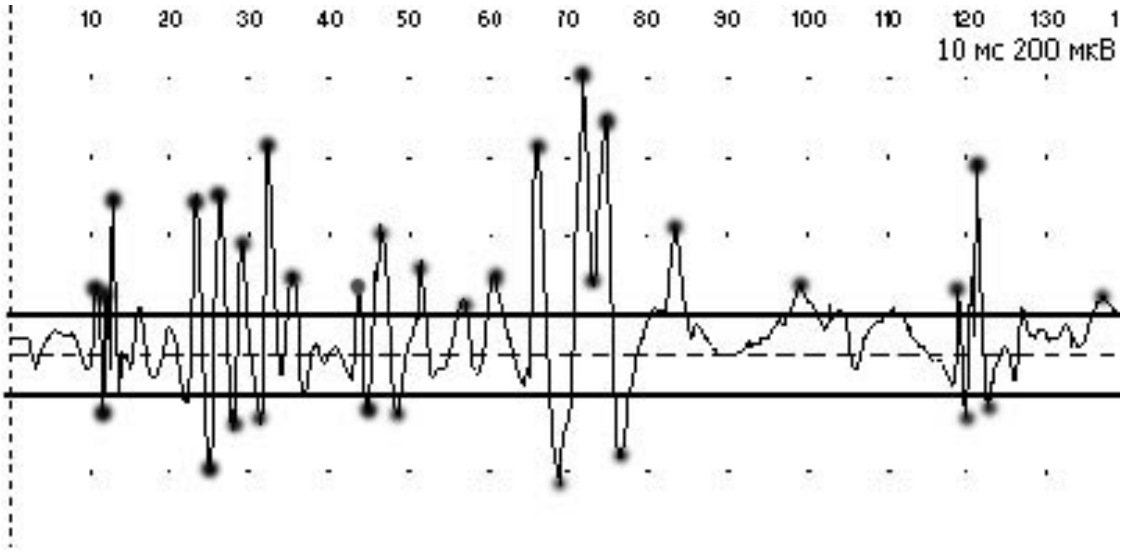


Рис. 2.9. Турно-амплітудний аналіз ЕМГ за Willison. Пунктиром позначено ізолінію, горизонтальні лінії – межі першого потоку ±50 мкВ відносно ізолінії, жирні крапки – повороти (турни), які взято для аналізу частоти та амплітуди.

2.5 Статистичні дослідження

Проведено систематизацію результатів досліджень. Оцінювали характер розподілу даних і, відповідно до цього, виконували статистичну

обробку матеріалу за методом Стьюдента [118]. Застосовували методи описової статистики: розрахунок центральних тенденцій (середнє значення, медіана), міри мінливості (дисперсія, стандартне відхилення). Перевіряли розподіл даних за критерієм Колмогорова–Смірнова [119]. Статистичну обробку даних проводили за допомогою пакетів SPSS 11.0 та MS Excel.

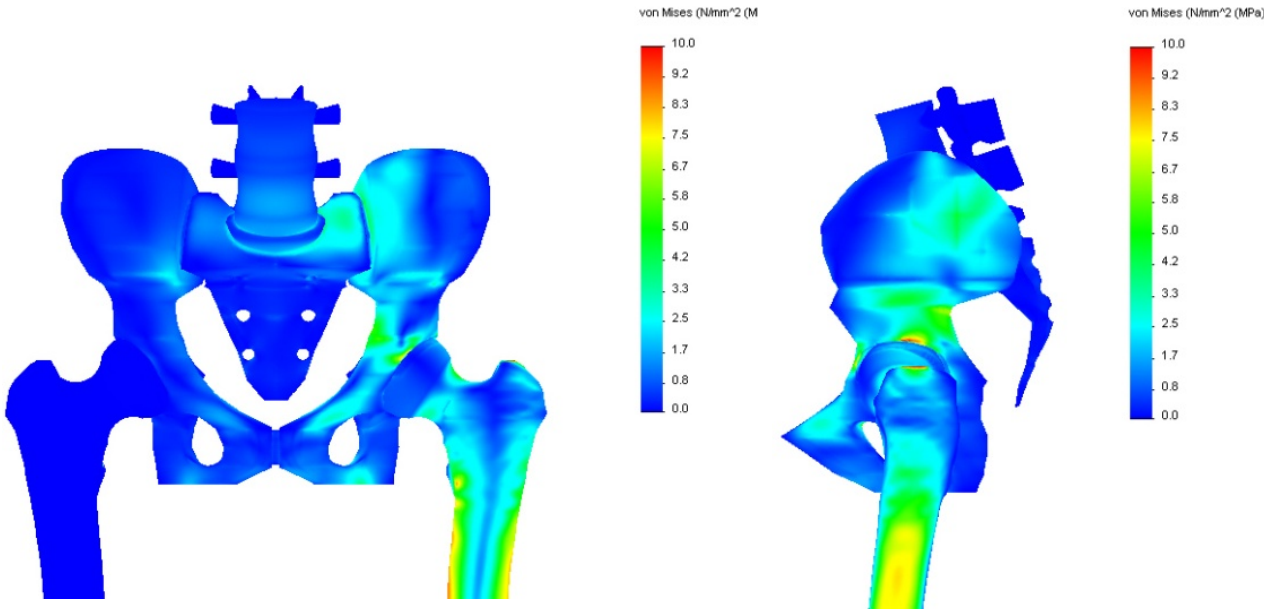
РОЗДІЛ 3
БІОМЕХАНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ У РАЗІ ДЕФОРМАЦІЇ ВЕЛИКОГО ВЕРТЛЮГА В ДІТЕЙ

3.1 Математичне дослідження біомеханічних зусиль у кульшовому суглобі залежно від ступеня деформації великого вертлюга

Метою даного розділу є порівняльний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) у кульшовому суглобі у випадках різних анатомічних відхилень положення великого вертлюга стегнової кістки та різних умовах навантаження суглоба.

Визначення напружень у КС для першого варіанту моделювання (норма)

Характер розподілу і величини НДС для розрахункової моделі представлені на рис. 3.1.

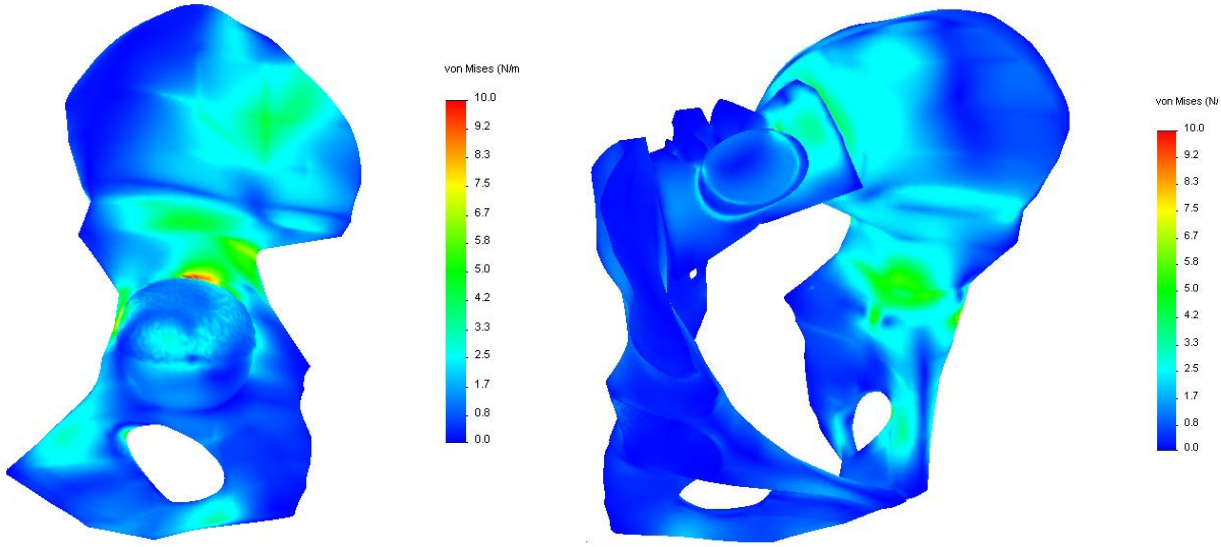


а б

Рис. 3.1. Розподіл напружень Мізеса в першому варіанті (норма) розрахункової моделі.

Аналіз результатів показав, що найбільш напруженим ділянками стегнової кістки є діафіз та шийка СК, а для тазової кістки – зона КЗп і крижово-клубового суглоба. Максимальне значення напружень Мізеса в нижній частині шийки СК сягає значення 3,6 МПа, а у верхній частині – 6,9 МПа. У ділянці ВВ з латеральної сторони рівень НДС становить 5,4 МПа.

Розподіл напружень у КЗп показано на рис.3.2 а, найбільш напруженим виявився її верхній край, де рівень напруженого стану становив 11,4 МПа. На передньому краї КЗп напруження Мізеса дорівнювали 7,8 МПа, на задньому – 3 МПа, в центрі КЗп рівень напруженого стану становив 1,5 МПа. На медіальній стороні тазової кістки в ділянці КЗп рівень НДС становив 5,4 МПа.



а б

Рис. 3.2. Розподіл напружень Мізеса у КЗп.

Додаткове порівняння НДС цієї моделі з моделями з різними кутами Віберга показав, що зі зменшенням цього кута відбувається перерозподіл напруженого стану в кульшовій западині. Зокрема, в її верхній частині рівень напружено-деформованого стану знижується, а в передній та задній частинах – підвищується. Більшою мірою підвищення напруженого стану відбувається в центральній частині КЗп і на медіальній стороні тіла сідничої кістки. Тобто за умов зменшення даху КЗп велике навантаження починають відчувати інші

частини западини. Нижче на діаграмі (рис. 3.3) представлено порівняння напружень Мізеса для частини КЗп за різних кутів Віберга. В інших частинах моделі КС напружений стан практично не змінився.

У результаті проведеного розрахунку можна зробити висновки:

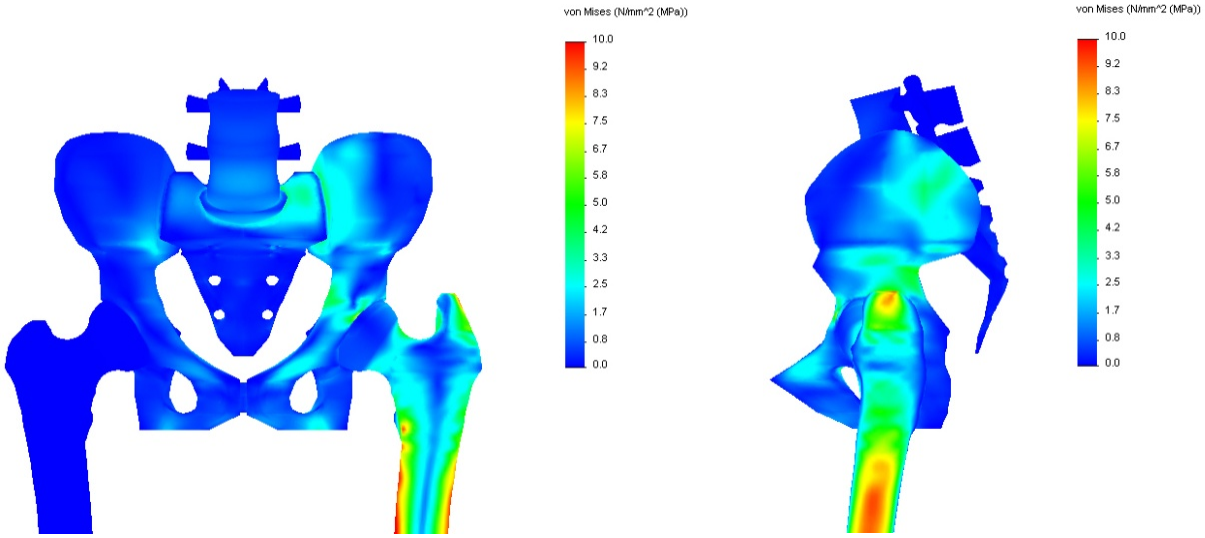
- розподіл напружень у нашій моделі відповідає моделям, які розроблені та використовувалися раніше [29, 87, 110];
- найбільш напруженою виявилася верхня частина даху КЗп;
- у випадку зменшення кута Віберга відбувається перерозподіл НДС у ділянці кульшової западини. У її верхній частині відмічено зниження НДС, а в інших частинах – підвищення. Найбільш напруженою зоною стає центральна частина КЗп з медіальної сторони сідничої кістки. Отримані результати співпадають з даними зарубіжних дослідників [120-125].

Рис. 3.3. Порівняння напруження Мізеса у КЗп для моделей з різним кутом Віберга.

Визначення напружень у кульшовому суглобі для другого варіанту моделі

Характер розподілу і величини напруження для другого варіанту розрахункової моделі з урахуванням перерозподілу м'язових зусиль

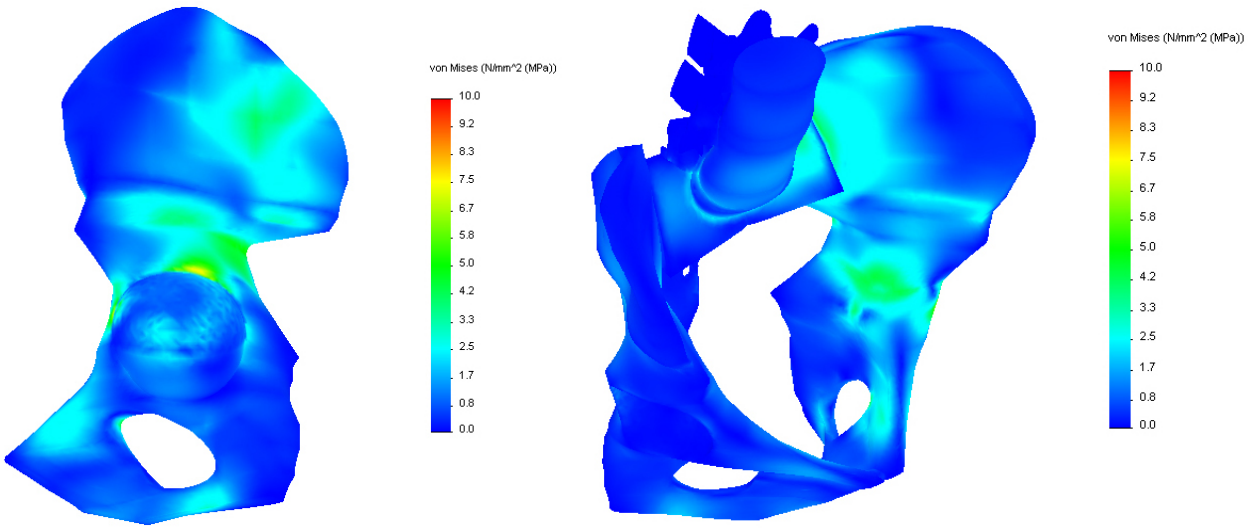
представлені на рис. 3.4. Аналіз результатів показав, що найбільш напруженими ділянками стегнової кістки, як і для моделі в нормі є діафіз та шийка СК, а для тазової кістки – зона КЗп та крижово-клубового суглоба. Максимальне значення напруження Мізеса в нижній частині шийки СК дорівнювало 3 МПа (3,6 МПа для моделі в нормі), а у верхній частині – 5,7 МПа (6,9 МПа для моделі в нормі). У ділянці великого вертлюга з латеральної сторони рівень НДС становив 8,4 МПа (5,4 МПа для моделі в нормі).



а б

Рис. 3.4. Розподіл напружень Мізеса в другому варіанті розрахункової моделі.

Розподіл напружень у КЗп показано на рис. 3.5. Найбільш напруженим виявився її верхній край, де рівень НДС становив 7,8 МПа (11,4 МПа для моделі в нормі). На передньому краю КЗп напруження Мізеса дорівнювали 6,9 МПа (7,8 МПа для моделі в нормі). На задньому краю КЗп напруження Мізеса становили 2,7 МПа (3 МПа для моделі в нормі). У центрі КЗп (латеральна сторона) рівень напружено-деформованого стану становив 2,5 МПа (1,5 МПа для моделі в нормі). З медіальної сторони сідничої кістки в зоні КЗп рівень НДС стану виявився рівним 4,5 МПа (5,4 МПа для моделі в нормі).



а б

Рис. 3.5. Розподіл напружень Мізеса в КЗп.

Додатковий аналіз для моделей з різним кутом Віберга показав, що з його зменшенням відбувається перерозподіл напруженого стану в КЗп аналогічно моделі в нормі. Нижче на діаграмі (рис. 3.6) представлено порівняння напружень Мізеса для частин КЗп у випадку різних кутів Віберга. В інших частинах моделі напружений стан практично не змінився.

З проведеного розрахунку можна зробити висновки:

1. Характер розподілу НДС у розрахунковій моделі відповідає характеру розподілу моделі в нормі.

2. Внаслідок збільшення плеча дії відвідних м'язів зменшилася величина зусиль середньої сідничного м'яза.

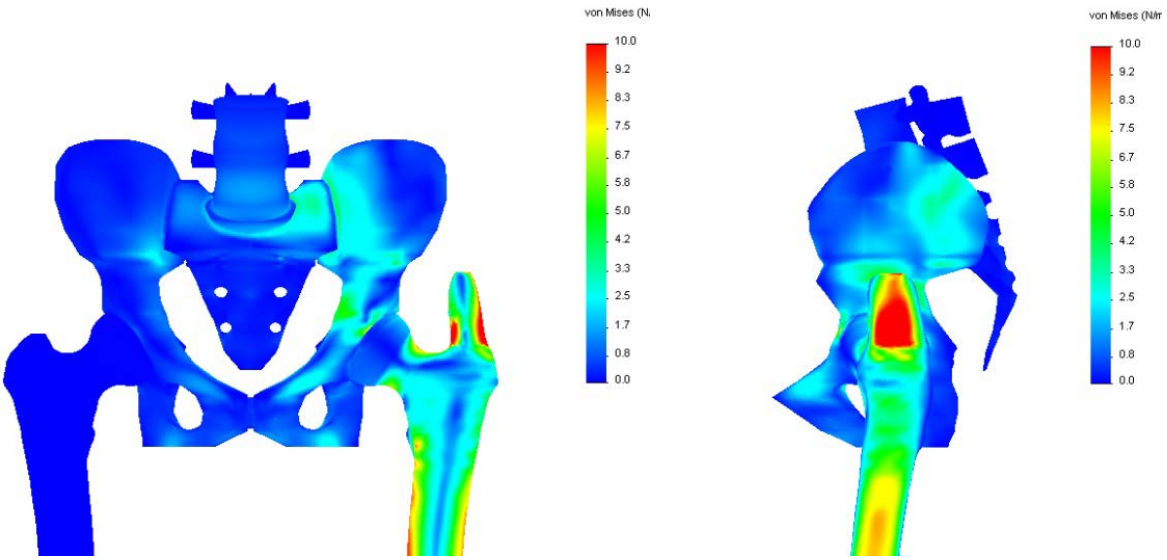
3. Зменшення кута нахилу до горизонталі лінії дії відвідних м'язів призводить до зменшення величини їх вертикальної складової та збільшенню горизонтальною. Внаслідок цього НДС у верхній частині КЗп знижується порівняно з нормою, а в центральній її частині збільшується.

4. Зі зменшенням кута Віберга перерозподіл НДС у ділянці КЗп відбувається, як і для моделі в нормі. У верхній частині КЗп відбувається зниження напруженого стану, а в інших частинах – підвищення. Найбільш напруженою зоною за таких умов стає центральна частина КЗп з медіальної сторони клубової кістки.

Рис. 3.6. Порівняння напружень Мізеса в КЗп для моделей з різним кутом Віберга.

Визначення напружень у кульшовому суглобі для третього варіанту моделі.

Характер розподілу і величини напружень для третього варіанту розрахункової моделі з урахуванням перерозподілу м'язових зусиль представлені на рис. 3.7.

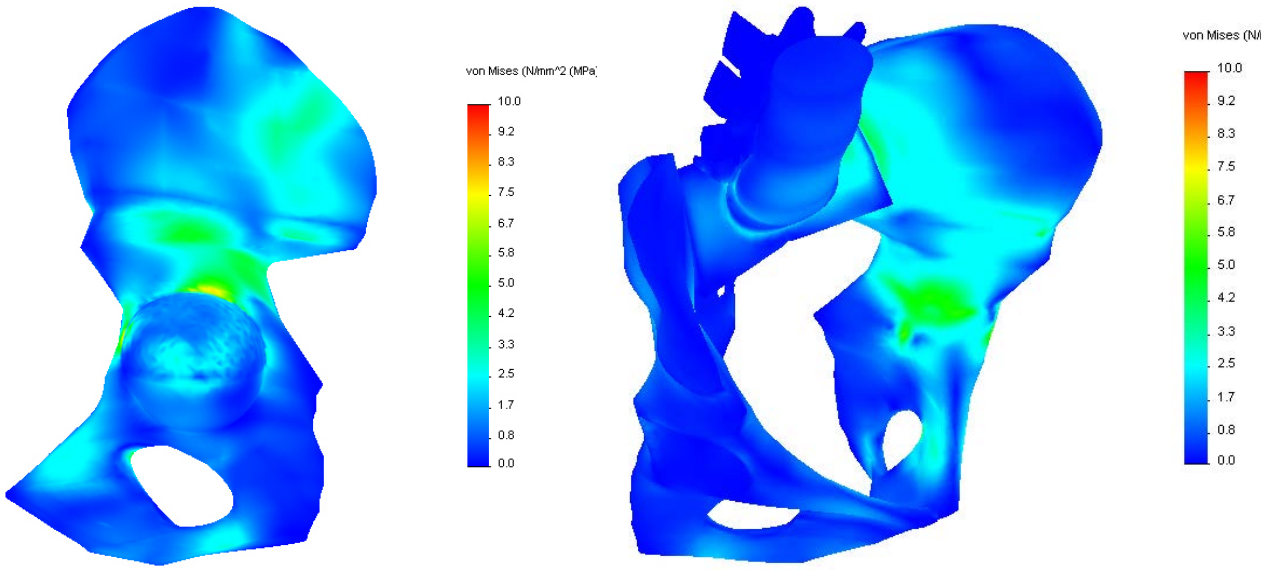


а б

Рис. 3.7. Розподіл напружень Мізеса в розрахунковій моделі (третій варіант).

Аналіз результатів показав, що найбільш напруженими ділянками стегнової кістки, як і для попередніх варіантів моделі є діафіз, шийка і ділянка великого вертлюга, а для тазової кістки - зона кульшового і крижово-клубового суглоба. Максимальне значення напруження Мізеса в нижній частині шийки досягало значення 6,6 МПа (3 МПа для другого варіанту моделі), а у верхній частині – 9,3 МПа (5,7 МПа для другого варіанту моделі). У ділянці великого вертлюга з латеральної сторони рівень напруженого стану становив 13,8 МПа (8,4 МПа для другого варіанту моделі).

Розподіл напружень у КЗп показано на рис. 3.8.



а б

Рис. 3.8. Розподіл напружень Мізеса в КЗп для третього варіанту моделі.

Найбільш напруженим виявився її верхній край, де рівень напруженого стану досягав 7,9 МПа (7,8 МПа для другого варіанту моделі). На передньому краю КЗп напруження Мізеса дорівнювали 7,3 МПа (6,9 МПа для другого варіанту моделі). На задньому краю КЗп напруження Мізеса дорівнювали 3,1 МПа (2,7 МПа для другого варіанту моделі). У центрі КЗп рівень напруженого стану становить 3 МПа (2,5 МПа для другого варіанту моделі).

У сідничній кістці з медіальної сторони в зоні КЗп рівень напруженого стану дорівнював 5,7 МПа (4,5 МПа для другого варіанту моделі).

Додатковий аналіз для моделей з різним кутом Віберга показав, що з його зменшенням відбувається перерозподіл напружено-деформованого стану в КЗп аналогічно попереднім моделям. Нижче на діаграмі (рис. 3.9) представлено порівняння напружень Мізеса для частин КЗп за умов різних кутів Віберга. В інших частинах моделі НДС практично не змінився.

Рис. 3.9. Порівняння напружень Мізеса в КЗП для моделей з різним кутом Віберга.

З проведеного розрахунку можна зробити такі висновки:

1. Характер розподілу НДС у розрахунковій моделі відповідає розподілу НДС у попередніх моделях.

2. Внаслідок збільшення плеча дії відвідних м'язів зменшилася величина зусиль середньої сідничного м'яза.

3. Внаслідок горизонтальнішого розташування відвідних м'язів з'явилася характерна зона концентрації напружень в зоні ВВ.

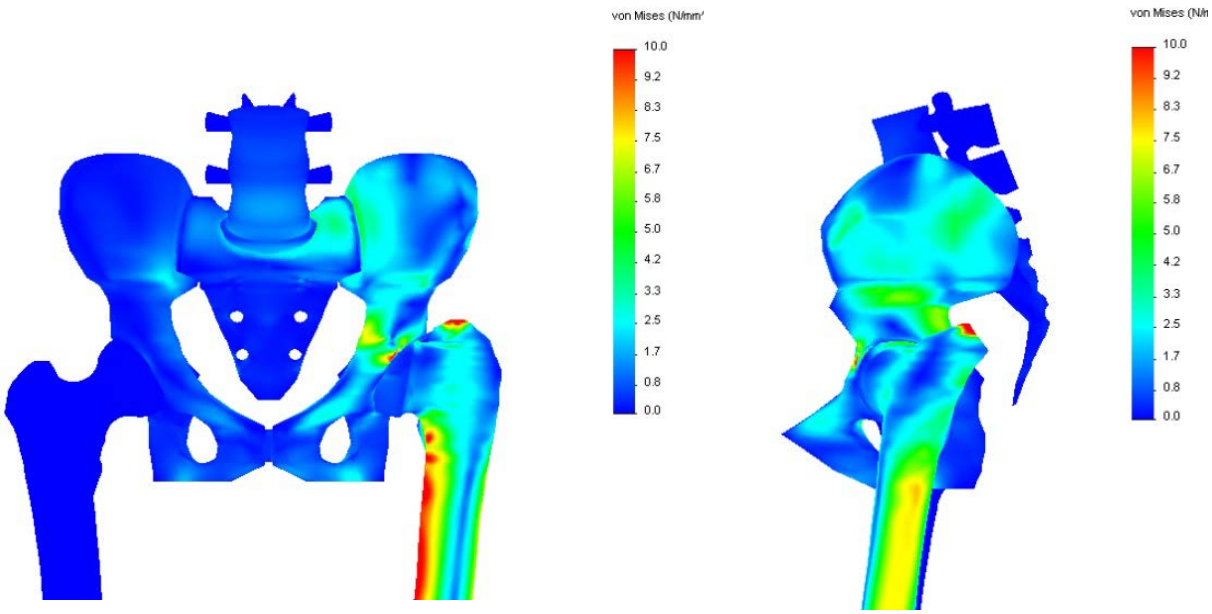
4. Рівень напружено-деформованого стану у верхній частині КЗп відповідає другому варіанту розрахунку.

5. Зі зменшенням кута Віберга перерозподіл НДС у зоні КЗп відбувається так, як і в попередніх моделях.

6. Зі зменшенням кута Віберга у верхній частині КЗП відмічено зниження напружено-деформованого стану, а в інших частинах – його збільшення. Найбільш напруженою зоною виявилася ділянка сідничої кістки з медального боку в зоні КЗп.

Визначення напружень у кульшовому суглобі для четвертого варіанту моделі.

Характер розподілу і величини НДС для четвертого варіанту розрахункової моделі з урахуванням перерозподілу м'язових зусиль представлені на рис. 3.10.



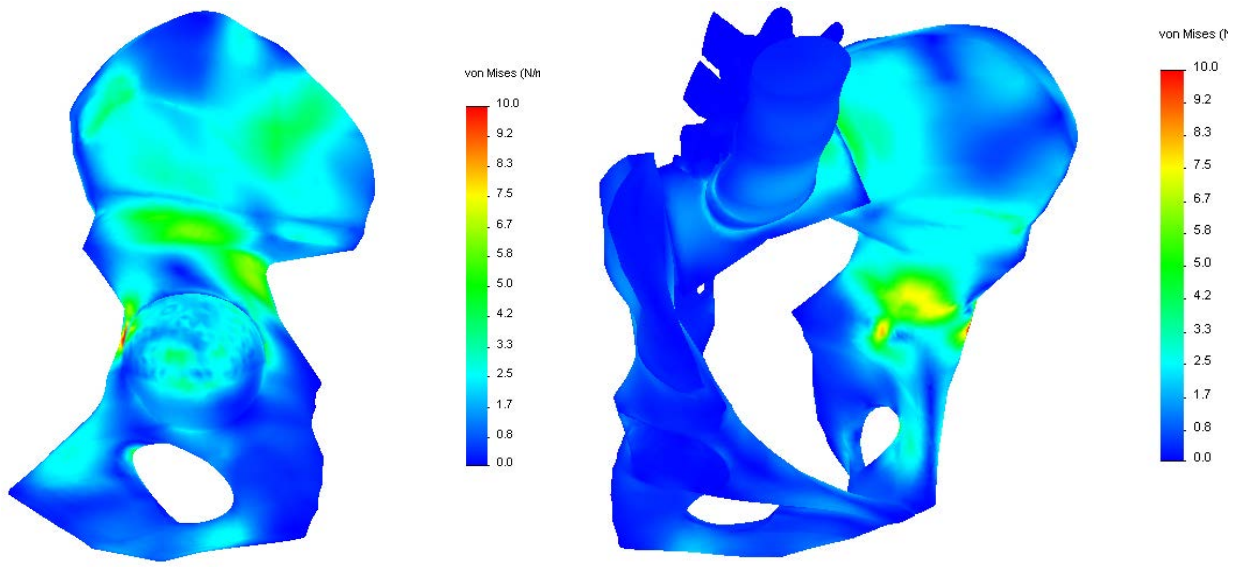
а б

Рис. 3.10. Розподіл напружень Мізеса в розрахунковій моделі (четвертий варіант).

Аналіз результатів показав, що в зоні кульшового суглоба відбувся перерозподіл НДС. Для стегнової кістки в ділянці шийки зони концентрації напружень зрушили назад і розташовані в задньоверхній і задньонижній її

частині. Максимальне значення напружень Мізеса в задньонижній частині шийки стегнової кістки дорівнювало 1,8 МПа (6,6 МПа для третього варіанту моделі), а в задньоверхні – 5,6 МПа (9,3 МПа для третього варіанту моделі). У ділянці ВВ з латеральної сторони рівень напружено-деформованого стану дорівнював 6,4 МПа (13,8 МПа для третього варіанту моделі).

Розподіл напружень у КЗп показаний на рис. 3.11.



а б

Рис. 3.11. Розподіл напружень Мізеса в КЗп для четвертого варіанту моделі.

Найбільш напруженим виявився її передній край, де напруження Мізеса досягали 11,4 МПа (7,3 МПа для третього варіанту моделі), на верхньому краї КЗп напруження Мізеса дорівнювали 2,1 МПа (7,9 МПа для третього варіанту моделі), на задньому краї – 4,4 МПа (3,1 МПа для другого варіанту моделі), у центрі – 4,3 МПа (3 МПа для третього варіанту моделі), а в сідничій кістці з медіальної сторони у ділянці КЗп рівень напружено-деформованого стану дорівнює 8,4 МПа (5,7 МПа для третього варіанту моделі).

Додатковий аналіз для моделей з різним кутом Віберга лівої клубової кістки показав, що з його зменшенням відбувається перерозподіл напружено-

деформованого стану в КЗп. Зокрема, у верхній частині КЗп напружено-деформований стан підвищувався, а в передній – знижувався. В інших частинах КЗп зміни були незначними.

Нижче на діаграмі (рис. 3.12) представлено порівняння напружень Мізеса для частин КЗп за різних кутів Віберга. В інших частинах моделі НДС практично не змінився.

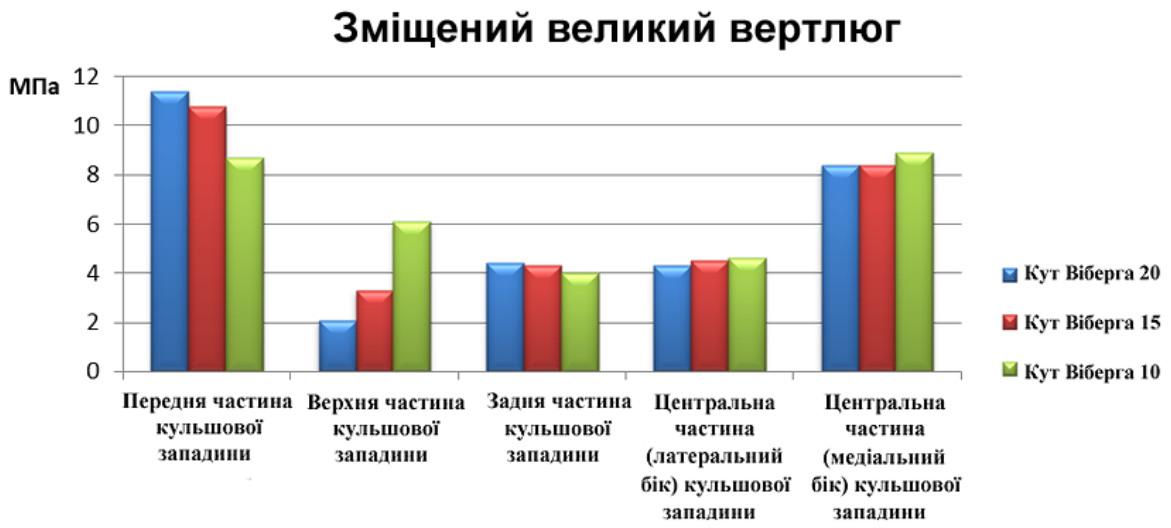


Рис. 3.12. Порівняння напружень Мізеса в КЗп при деформаціях великого вертіла для моделей з різним кутом Віберга.

З проведеного розрахунку можна зробити висновки:

1. Характер розподілу НДС у розрахунковій моделі змінився порівняно з попередніми моделями.

2. Внаслідок зміни напрямку дії відвідних м'язів зони концентрації напружень у шийці стегнової кістки змістилися.

3. Високе розташування *m.tensor fasciae latae* стегна призводить до збільшення напруженого стану у верхній частині КЗп.

4. Зі зменшенням кута Віберга перерозподіл НДС у ділянці КЗп відрізняється від інших моделей. У верхній частині КЗп підвищується напружено-деформований стан, у передній частині знижується, а в інших ділянках практично не змінюється.

3.2 Графо-аналітичне дослідження дії м’язів на відхилення вектору рівнодіючої сили в кульшовому суглобі в разі різних положень стегна

Метою цього підрозділу роботи було визначити умови рівноваги функціонування кульшового суглоба (КС) в нормі та у випадках деформацій великого вертлюга.

Для виконання цього завдання розглянемо схему навантаження КС у фронтальній площині (рис. 3.13).

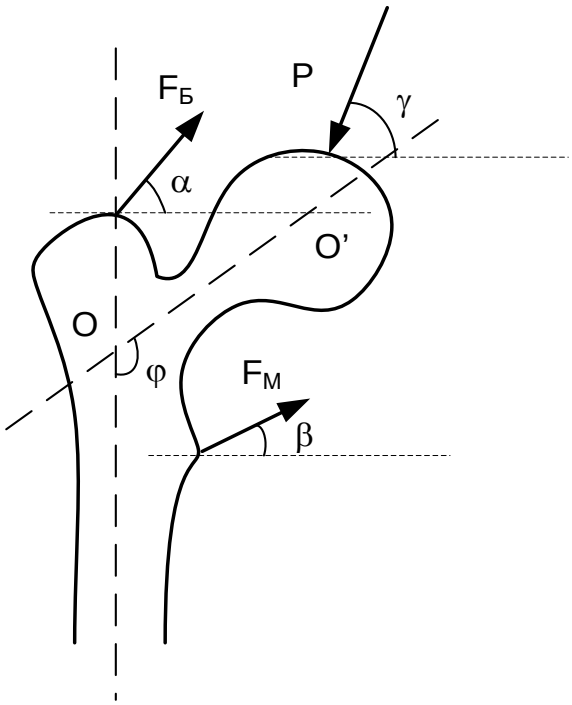


Рис. 3.13. Схема навантаження КС у фронтальній площині.

Згідно з представленою схемою на ГСК діє вага тіла P під кутом γ до горизонтальної площини. Результуюча сила $F_Б$ відвідної групи м’язів діє на великий вертлюг під кутом α до горизонтальної площини. Результуюча сила $F_М$ привідної групи м’язів прикладена до малого вертлюга під кутом β до горизонтальної площини.

Для спрощення завдання розділимо її на дві частини.

У першій частині розглянемо умови рівноваги ГСК. Розрахункову схему наведено на рис. 3.14.

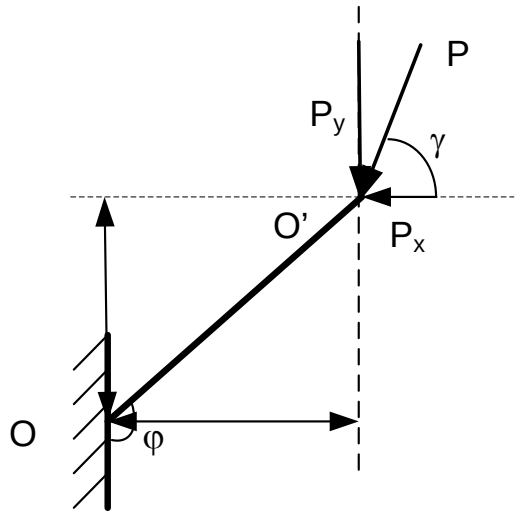


Рис. 3.14. Розрахункова схема сил та моментів, які діють на ГСК.

Відповідно до запропонованої схеми на ГСК діє сила ваги тіла *P*, яку можна розкласти на дві складові:

$$\begin{aligned} P_X &= P\cos\gamma \\ P_Y &= P\sin\gamma \end{aligned} \tag{3.1}$$

Відносно точки О ці сили складають відповідні крутильні моменти:

$$\begin{aligned} M_X &= P_X l\sin(\pi-\varphi) \\ M_Y &= P_Y l\cos(\pi-\varphi) \end{aligned} \tag{3.2}$$

Візьмемо вагу тіла Р рівною 700 Н, а кут його дії на ГСК γ – 70°. У такому випадку можемо побудувати графіки залежності величини крутильного моменту М від величини шийково-діафізарного кута φ та довжини шийки СК l.

На графіках, представлених на рис. 3.15, показана залежність величини крутильного моменту, який діє на ГСК, від величини шийково-діафізарного кута в разі різної довжини шийки СК (від 10 до 50 мм). Для порівняння величин крутильного моменту розрахували його величину для умовно нормальної геометрії КС.

За умовну норму прийняли такі показники: величина шийково-діафізарного кута φ – 130°; величина кута дії вага тіла γ – 70°. За вибраних умов величина крутильного моменту становить 7,2 Нм від величини шийково-діафізарного кута та довжини шийки СК.

Як показали наші дослідження, якщо величина шийково-діафізарного кута знаходиться у межах від 100 до 120° то в разі будь-якої довжини шийки СК величина крутильного моменту не перевищує значення умовної норми. У разі короткої шийки СК (10-15 мм) величина крутильного моменту не перевищує значень умовної норми за будь-яких величин шийково-діафізарного кута . У випадках інших значень довжини шийки СК існує зона, в якій можна досягти баланс між цими параметрами та величиною шийково-діафізарного кута за критерієм значень крутильного моменту.

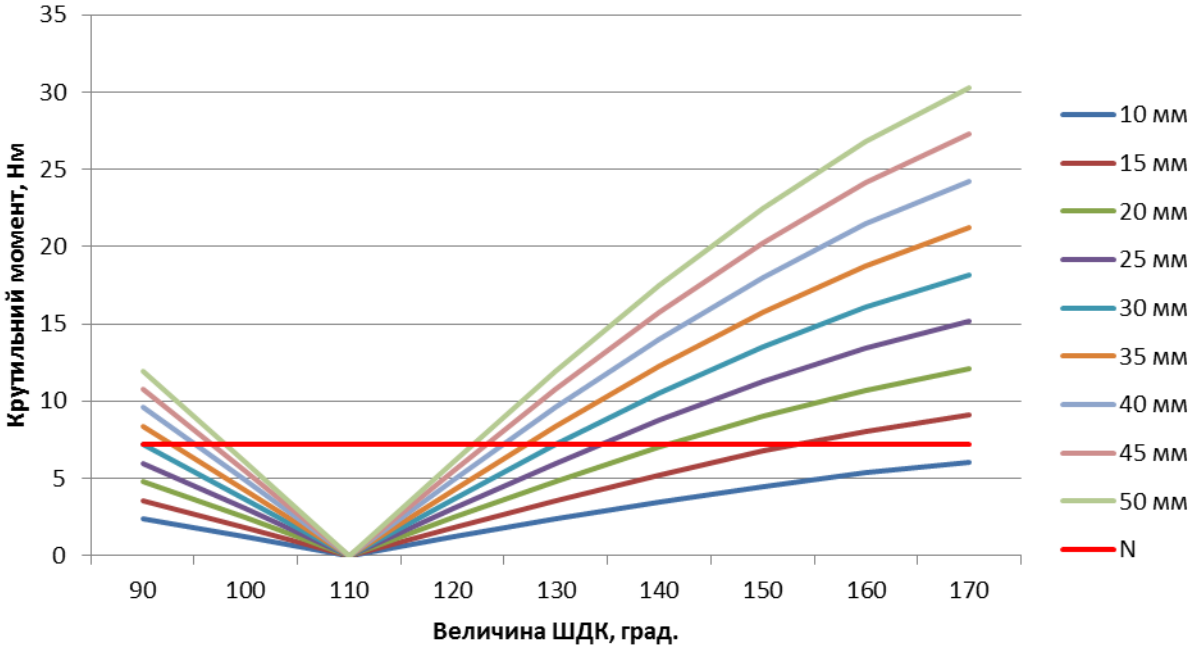


Рис. 3.15. Графік залежності величини крутильного моменту, який діє на ГСК.

Наступним етапом роботи було отримання рівняння балансу КС з урахуванням впливу привідних і відвідних груп м’язів. Для вирішення поставленого завдання розроблена розрахункова схема навантаження СК, в якій головка та шийка СК замінені силою та крутильним моментом дії шийки СК на СК. Величини цих сил і моментів були визначені на попередньому етапі дослідження. Розрахункова схема наведена рис. 3.16.

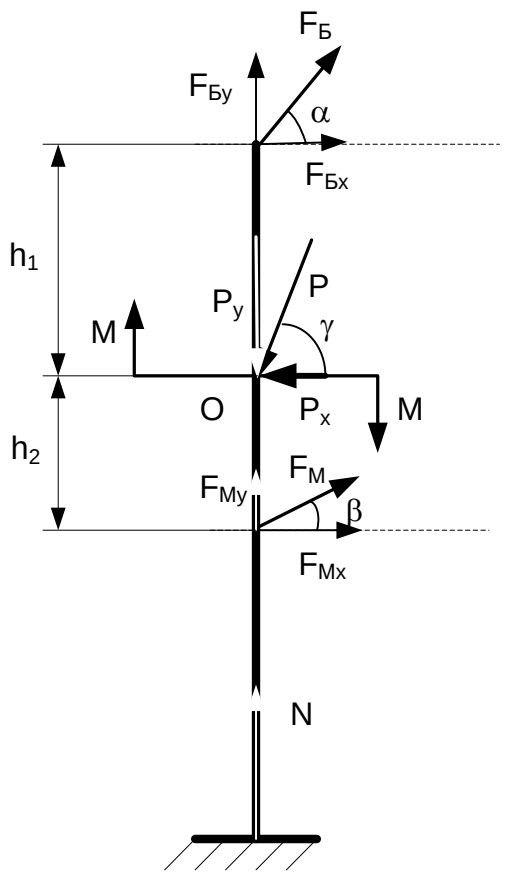


Рис. 3.16. Розрахункова схема навантаження стегнової кістки з урахуванням сил і моментів, які діють на її шийку та діафіз.

Відповідно до запропонованої схеми до великого вертлюга прикладена рівнодіюча відвідної групи м’язів FБ, яку можна розділити на горизонтальну та вертикальну складову:

$$\begin{aligned} F_{Áõ} &= F_Á \cos\alpha \\ F_{Áy} &= F_Á \sin\alpha \end{aligned} \tag{3.3}$$

До малого вертлюга прикладена рівнодіюча привідної групи м’язів FM, яку також можна розділити на горизонтальну та вертикальну складову:

$$\begin{aligned} F_{lõ} &= F_Á \cos\beta \\ F_{ly} &= F_Á \sin\beta \end{aligned} \tag{3.4}$$

Шийка СК замінена силою P з відповідними складовими PX і PY, значення, що визначені виразом (3.1), а також крутильним моментом M.

Відповідно до законів механіки, система знаходиться у рівновазі, коли сума діючих на неї сил дорівнює 0:

$$\begin{cases} \sum F(x) = 0 \\ \sum F(y) = 0 \end{cases} \tag{3.5}$$

і сума діючих моментів, також дорівнює 0:

$$\sum M = 0 \tag{3.6}$$

Складаємо рівняння рівноваги сил:

$$\begin{cases} \sum F(\tilde{o}) = F_{\acute{A}\tilde{o}} + F_{\grave{I}\tilde{o}} - \text{Ð}_{\tilde{O}} = 0 \\ \sum F(y) = F_{\acute{A}y} + F_{\grave{I}y} - \text{Ð}_{Y} + N = 0 \end{cases} \tag{3.7}$$

Підставимо вираз горизонтальних та вертикальних складових сил із виразу (3.1), (3.3) і (3.4) у вираз (3.7):

$$\begin{cases} \sum F(x) = F_{\acute{A}} \cos\alpha + F_M \cos\beta - P\cos\gamma = 0 \\ \sum F(y) = F_{\acute{A}} \sin\alpha + F_M \sin\beta - P\sin\gamma + N = 0 \end{cases} \tag{3.8}$$

Складемо рівняння рівноваги моментів сил відносно точки О. У цьому випадку крутильні моменти будуть складати тільки горизонтальні складові діючих сил, моменти від вертикальних складових будуть дорівнювати 0:

$$\sum M(O) = F_{\acute{A}\tilde{o}} h_1 - F_{Mx} h_2 - M = 0 \tag{3.9}$$

В отриманий вираз підставимо значення сил та моментів:

$$\sum M(O) = h_1 F_{\acute{A}} \cos a - h_2 F_M \cos\beta - Pl\sin(\gamma + \varphi) = 0 \tag{3.10}$$

У цьому рівнянні кількість перемінних величин значно збільшилась. Крім уже розглянутих величин (шийково-діафізарний кут та довжина шейки СК), з’явились нові перемінні:

FБ – рівнодіюча сила відвідної групи м’язів;

FM – рівнодіюча сила привідної групи м’язів;

h1 – відстань від вершини ШДК до вершини великого вертлюга;

h2 – відстань від вершини ШДК до вершини малого вертлюга;

α – кут застосування рівнодіючої відвідної групи м’язів;

β – кут застосування рівнодіючої привідної групи м’язів.

Задача має багатомірний характер, тому розглядаємо внесок кожного елементу в стабілізацію системи КС окремо.

Розглянемо вплив геометричних параметрів великого вертлюга на стабільність КС у загальному вигляді. Згідно з формулою (3.10) величина

крутильного моменту, який обумовлений дією рівнодіючої сили відвідної групи м’язів, визначається виразом:

$$M_{Á} = h_1 F_{Á} \cos\alpha \tag{3.11}$$

Виходимо з того, що сила тяги привідної групи м’язів є постійною величиною:

$$F_{Á} = const = 300\ \text{Н} \tag{3.12}$$

Та побудуємо графік залежності величини крутильного моменту, який обумовлений дією рівнодіючої сили відвідної групи м’язів, висотою великого вертлюга та загальною величиною кута дії рівнодіючої сили (рис. 3.17).

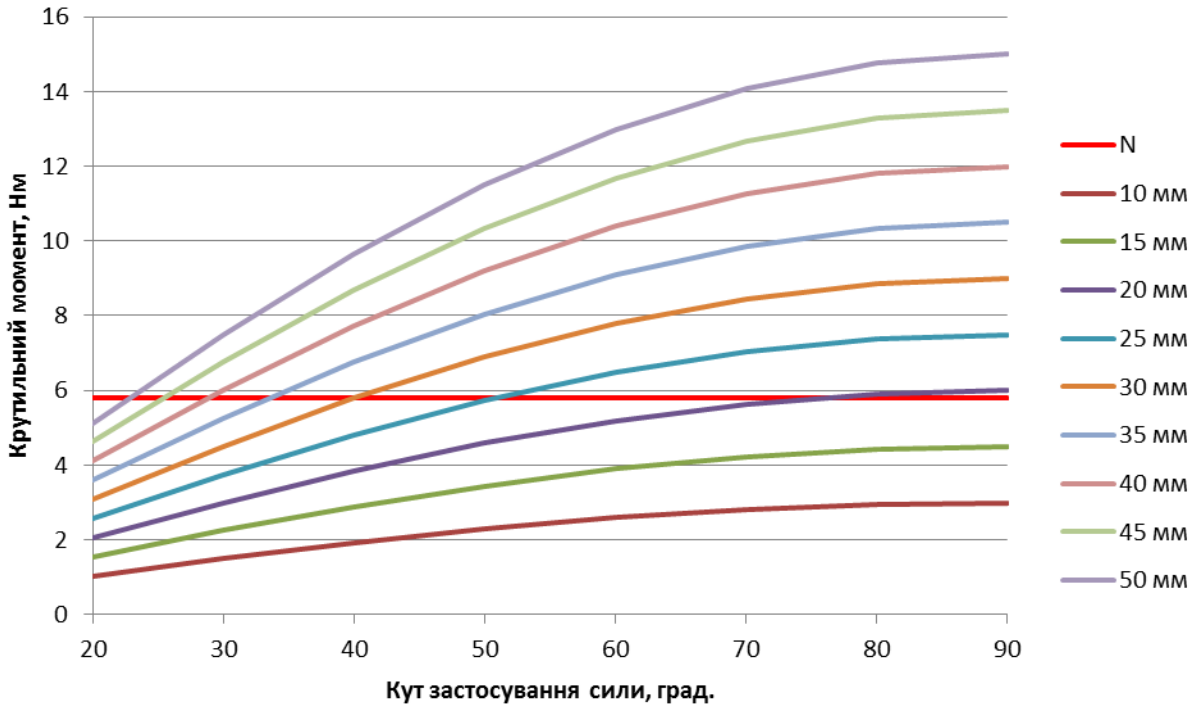


Рис. 3.17. Графік залежності величини крутильного моменту, який обумовлений дією рівнодіючої сили відвідної групи м’язів, висотою великого вертлюга та загальною величиною кута дії рівнодіючої сили.

На графіку (рис. 3.17) показана залежність величини крутильного моменту, що діє на великий вертлюг, від величини кута дії рівнодіючої сили відвідної групи м’язів (від 20 до 90°) за умов різної висоти великого вертлюга (від 10 до 50 мм). Для порівняння показників крутильного моменту

розраховували його величину для умовно нормальної геометрії великого вертлюга. За умовну норму було прийнято такі показники:

величина кута дії рівнодіючої сили $\alpha = 40°$;

висота великого вертлюга (від вершини ШДК) $h_1 = 40$ мм.

За вибраних умов величина крутильного моменту становить 5,8 Нм.

Як показали наші дослідження, у разі незначної висоти великого вертлюга (10-20 мм) величина крутильного моменту, який обумовлений привідною групою м’язів, не перевищує значень умовної норми за будь-яких кутів дії рівнодіючої сили. У випадку більш високого розташування великого вертлюга кут дії рівнодіючої сили відвідної групи м’язів значно звужується.

Розглянемо варіант впливу латералізації великого вертлюга на умови навантаження кульшового суглоба (рис. 3.18).

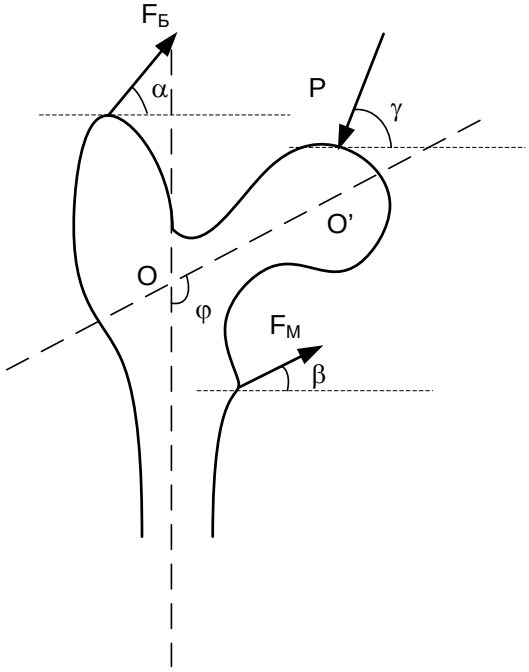


Рис. 3.18. Схема навантаження КС у разі латерального зміщення ВВ.

Розрахункова схема у цьому випадку має вид, представлений на рис. 3.19.

У цьому випадку рівняння рівноваги досліджуваної системи доповнюється крутильним моментом, який обумовлений вертикальною складовою результуючої сили відвідної групи м’язів $F_{Бx}$:

$$M(O)_{Áõ} = l_1 F_Á \sin\alpha \,. \qquad (3.13)$$

де l_1 – відстань від осі діафизу стегнової кістки до вершини великого вертлюга.

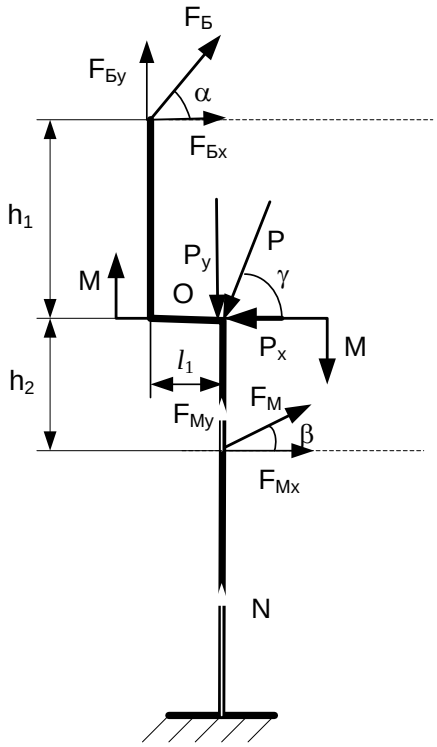


Рис. 3.19. Розрахункова схема навантаження кульшового суглоба в разі латерального зміщення великого вертлюга.

Побудовано графік залежності величини крутильного моменту, обумовленого вертикальною складовою результуючої сили відвідної групи м’язів, від величини латерального зміщення великого вертлюга та кута дії результуючої сили відвідної групи м’язів, величину якої прийнято за постійну величину (3.12) (рис. 3.20).

На графіку (рис. 3.20) показана залежність величини крутильного моменту, який діє на великий вертлюг, від величини кута дії результуючої сили відвідної групи м’язів (від 20 до 90°) за умов різної величини латералізації великого вертлюга (від 5 до 40 мм). Для порівняння показників крутильного моменту провели розрахунок його величини для умовно нормальної геометрії великого вертлюга. За умовну норму прийняли такі показники:

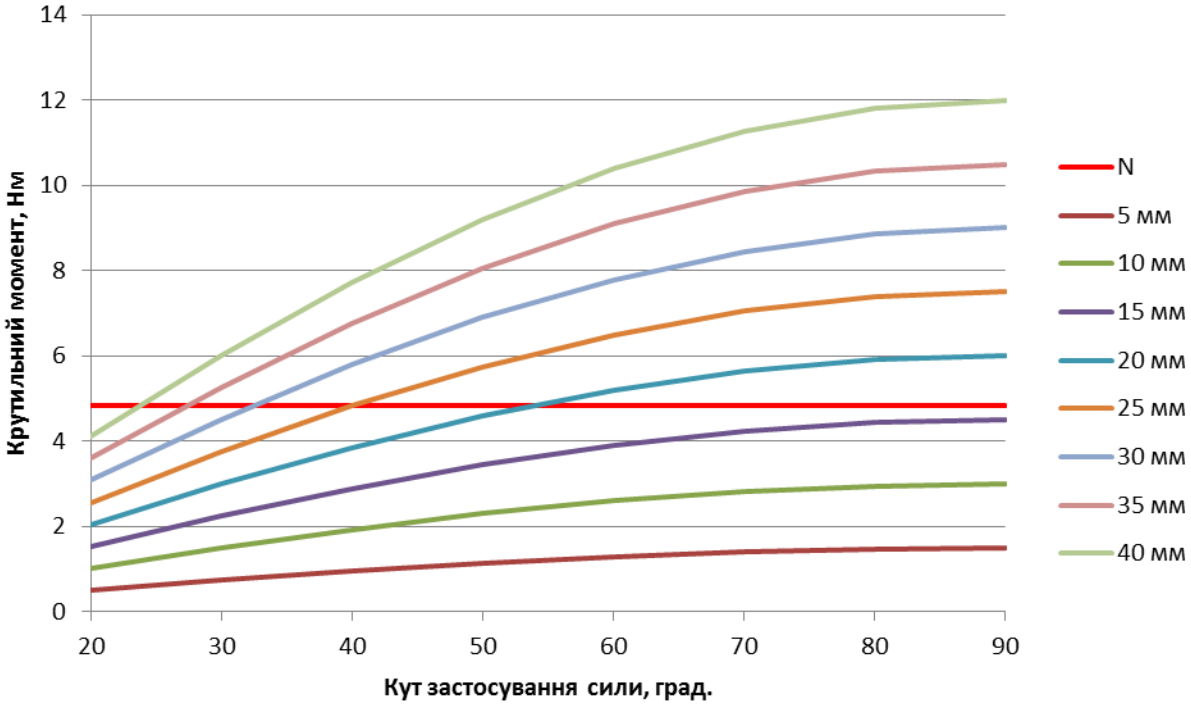


Рис. 3.20. Графік залежності величини крутильного моменту, обумовленоо вертикальною складовою результуючої сили відвідної групи м’язів, від величини латерального зміщення великого вертлюга та кута дії результуючої сили.

величина кута дії рівнодіючої сили $\alpha = 40°$;

висота великого вертлюга (від вершини ШДК) $h_1 = 25$мм.

За вибраних умов величина крутильного моменту становить 4,8 Нм.

Як показано на графіку, за умов латерального зміщення великого вертлюга у межах від 20 до 25 мм величина крутильного моменту відвідної групи м’язів знаходиться у межах умовної норми за будь-яких розмірів кута прикладення рівнодіючої сили вказаної групи м’язів. Виходячи з викладеного, величину латерального зміщення великого вертлюга у межах від 20 до 25 мм можна вважати найоптимальнішою для регулювання рівноваги КС.

Рівняння рівноваги КС буде мати такий вигляд:

$$\sum M(O) = F_{Áõ} h_1 + F_{Áõ} l_1 - F_{Mx} h_2 - M = 0. \quad (3.14)$$

Підставимо в отримане рівняння значення сил та моментів:

$$\sum M(O) = h_1 F_Á \cos a + l_1 F_Á \sin a - h_2 F_M \cos \beta - Pl \sin(\gamma + \varphi) = 0. \quad (3.15)$$

У зв’язку з тим, що порівняно з попереднім дослідженням кількість перемінних у рівнянні рівноваги КС збільшилась ще на одну (l_1), побудувати багатомірний графік неможливо. Виходячи з цього, побудуємо графік залежності величини сумарного крутильного моменту, обумовленого рівнодіючою силою відвідної групи м’язів, від висоти великого вертлюга та величини його латерального зміщення.

На рис. 3.21 показана залежність величини сумарного крутильного моменту, обумовленого рівнодіючою силою відвідної групи м’язів, від висоти великого вертлюга (від 10 до 50 мм) та величини його латерального зміщення (від 5 до 40 мм). Для порівняння величини крутильного моменту провели розрахунок його величини для умовної нормальної геометрії великого вертлюга. За умовну норму було прийнято такі показники:

величина латерального зміщення великого вертлюга $l_1 = 25$ мм

висота великого вертлюга (від вершини ШДК) $h_1 = 40$ мм.

За таких умов величина крутильного моменту становить 21,1 Нм.

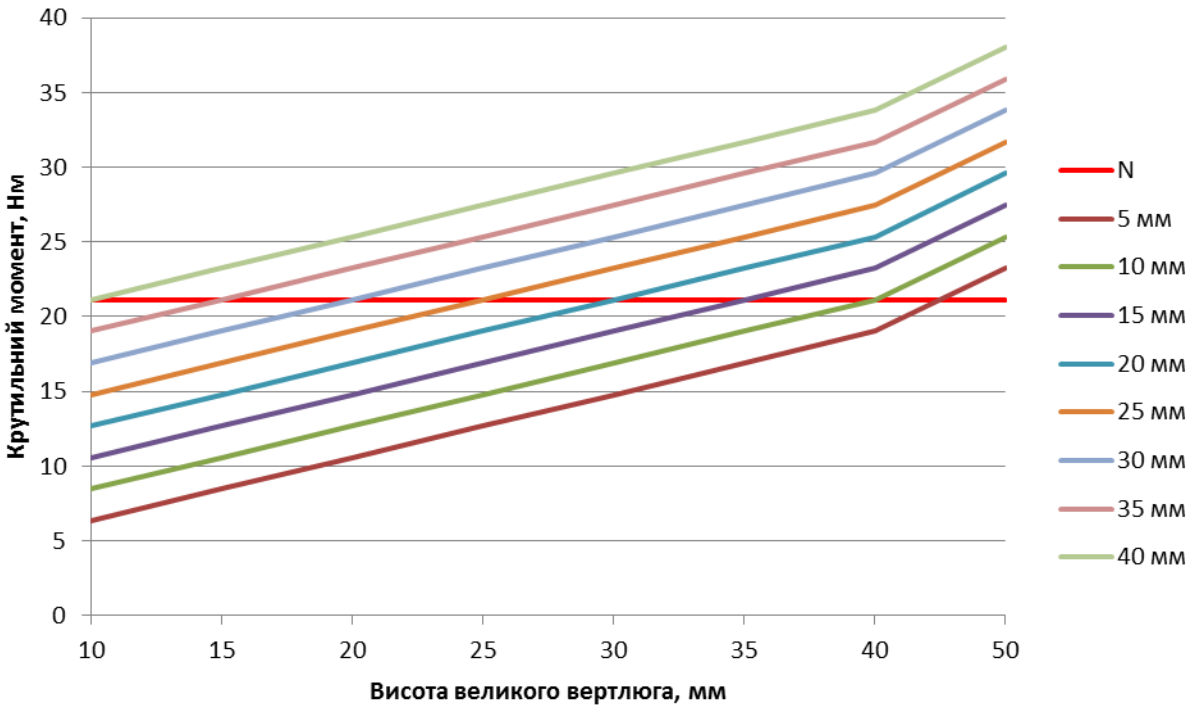


Рис. 3.21. Графік залежності величини сумарного крутильного моменту, обумовленого рівнодіючою силою відвідної групи м’язів, від висоти великого вертлюга та величини його латерального зміщення.

Як бачимо на графіку, за умов латерального зміщення великого вертлюга на 20 мм величина крутильного моменту відвідної групи м’язів знаходиться у межах умовної норми у разі будь-яких величин висоти стояння великого вертлюга. Виходячи з проведених досліджень, величину латерального зміщення великого вертлюга у межах 20-25 мм вважати найоптимальнішою для регулювання рівноваги КС.

Останнім етапом є дослідження впливу на рівновагу КС зміщення великого вертлюга назад. В ідеальному варіанті схема взаємодії елементів та сил у КС (ГСК та КЗп) у горизонтальній площині виглядає так, як представлено на рис. 3.22.

Як показано на схемі, в «ідеалі» проекції усіх сил направлені по одній лінії. Рівняння рівноваги у цьому випадку виглядає просто:

$$\sum F = F_{\acute{A}} + F_{\grave{i}} - P = 0. \qquad (3.16)$$

У випадку, коли великий вертлюг зміщений назад, схема навантаження КС міняється докорінним чином і прийме такий вигляд (рис. 3.23).

У цьому випадку ми маємо рівновагу сил по осі X:

$$\sum F(\tilde{o}) = F_{\acute{A}x} + F_{\grave{i}} - P = 0. \qquad (3.17)$$

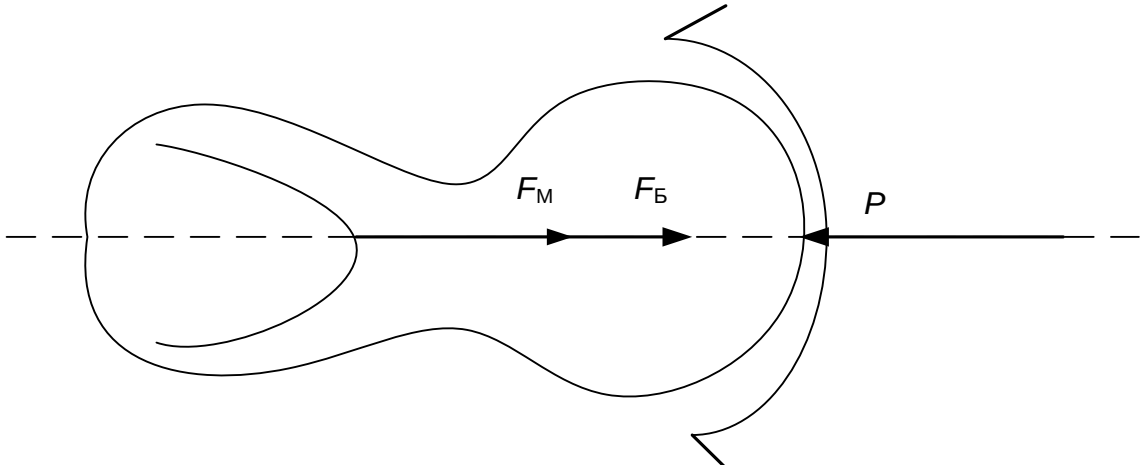


Рис. 3.22. Схема взаємодії сил у КС у нормі (вид зверху).

По осі Y сила $F_{Бу}$ нічим не компенсована, окрім того, відносно центру ротації ГСК (O) маємо нічим не компенсований момент сили $F_Б$:

$$\sum M(O) = aF_{Ax} + bF_{Ay} \neq 0\,, \qquad (3.18)$$

де a – відстань від осі шийки стегна до точки перетину осі вертлюга з його контуром; b – відстань від центра ротації ГСК до перпендикуляра, який опущено на вісь шейки СК від точки перетину осі ВВ з його контуром.

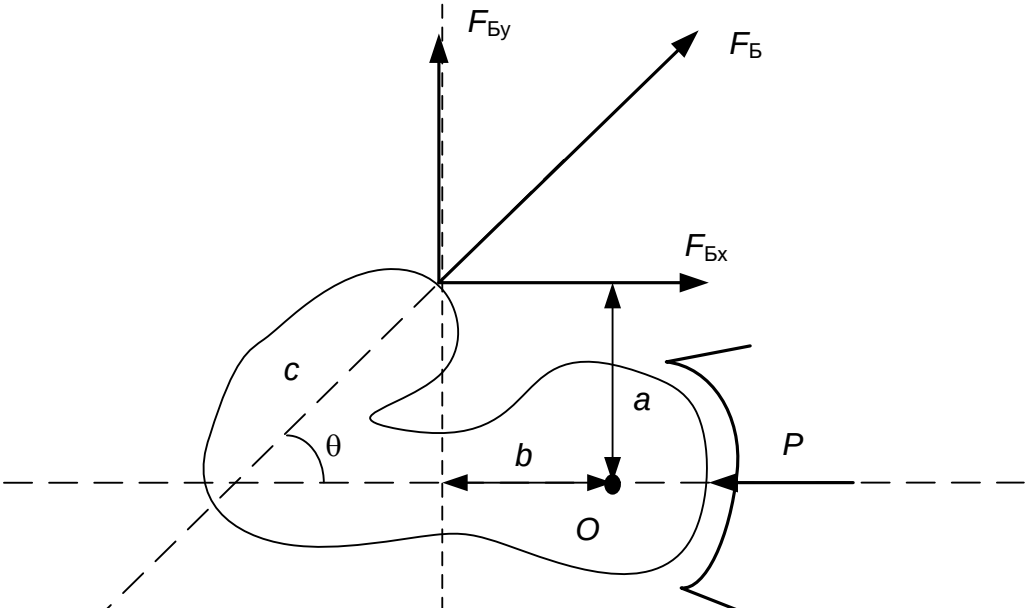


Рис. 3.23. Схема навантаження КС за умов зміщення назад великого вертлюга.

З урахуванням величини кута θ деформації великого вертлюга рівняння (3.18) буде мати вигляд:

$$\sum M(O) = aF_{A} \sin\theta + bF_{A} \cos\theta \neq 0 \qquad (3.19)$$

або

$$\sum M(O) = F_{A}(a\sin\theta + b\cos\theta) \neq 0 \qquad (3.20)$$

Як показують наші розрахунки, некомпенсовані сила та момент складають умови для розвитку підвивиху КС назад і мають негативний характер у разі будь-яких значень величин кута деформації та плечей дії результуючої сили відвідних груп м’язів.

Відмічаємо, що така ситуація, коли не додержуються головні умови рівноваги, рівність нулю сум сил і моментів, які діють на систему, не може

існувати. Логічно припустити, що ситуація, яка представлена на рис. 3.23, виникла як компенсаторна реакція організму на вже наявну деформацію (наприклад, вроджений підвивих стегна). У такому випадку схема дії сил буде мати такий вигляд (рис. 3.24).

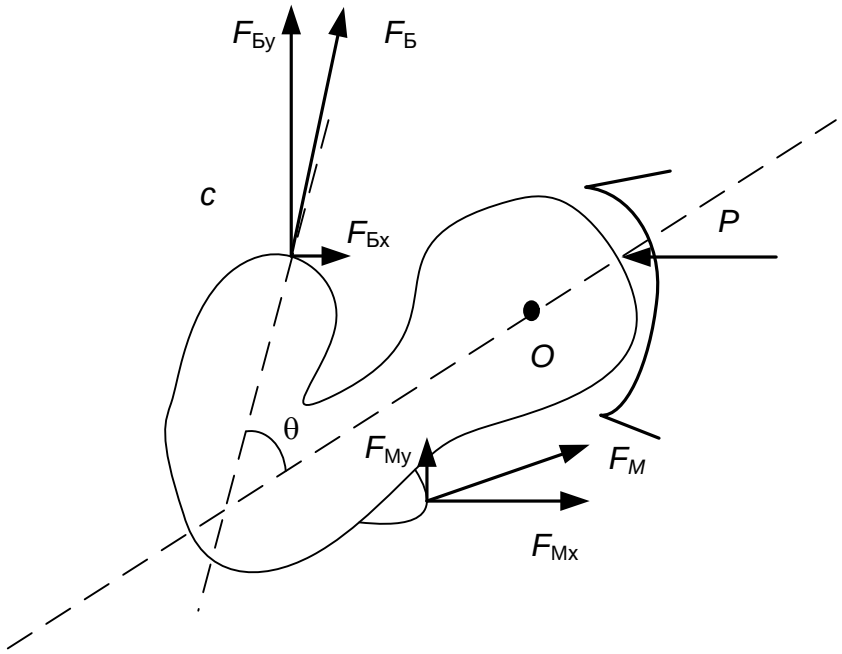


Рис. 3.24. Схема дії сил у КС за умов зміщення великого вертлюга назад та вродженого підвивиху стегна.

Як видно зі схеми, у системі навантаження КС з'явилась складові рівнодіючої сили привідної групи м'язів F_M, які обумовлюють ротаційні моменти, котрі компенсують моменти дії складових рівнодіючої сили відвідної групи м'язів.

Як показує рівняння (3.15) рівноваги моментів у КС, на його функцію чинять вплив багато факторів, такі як сила м'язів, що рухають суглоб, геометричні взаємовідношення між кістковими елементами КС, що впливають на величини плечей дії сил м'язів та кути прикладення цих сил. Будь-які ушкодження, що призводять до змін вказаних параметрів, можуть визивати обмеження функції КС. Маємо відмітити, що на практиці зустрічаються і зворотні ситуації, коли рухи в суглобі зберігаються в повному

обсязі за наявності клінічно значимих відхилень. Надалі на нашій математичній моделі будемо досліджувати причини, які призводять до певних наслідків у разі змін у КС.

З цією метою розглянемо рівняння (3.15) рівноваги моментів сил, які діють у КС, у загальному вигляді. Для цього представимо його як функцію:

$$u = a_1 x_1 + a_1 x_1 + ... + a_n x_n \tag{3.21}$$

де, a_1, a_2, … a_n – параметри функції u;

x_1, x_2, … x_n – переменні функції u або аргументи.

Нормування значень параметрів функції (відповідають нормальному стану системи): $a_1^0, a_2^0 ... a_n^0$.

Деформовані (викривлені) значення параметрів функції: $\tilde{a}_1, \tilde{a}_2 ... \tilde{a}_n$, де

$$\begin{aligned} &\tilde{a}_1 = a_1^0 + \Lambda a_1; \\ &\tilde{a}_2 = a_2^0 + \Lambda a_2; \\ &... \\ &\tilde{a}_n = a_n^0 + \Lambda a_n; \end{aligned} \tag{3.22}$$

Не будемо обмежувати варіацію параметрів:

$$\begin{aligned} &-\infty \le \Delta a_1 \le +\infty; \\ &-\infty \le \Delta a_2 \le +\infty; \\ &... \\ &-\infty \le \Delta a_n \le +\infty \end{aligned} \tag{3.23}$$

Нормоване значення функції – u^0 буде виглядати наступним чином:

$$u^0 = a_1^0 x_1 + a_2^0 x_2 + ... + a_n^0 x_n \tag{3.24}$$

Деформоване значення функції запишемо як:

$$\tilde{u} = \tilde{a}_1 x_1 + \tilde{a}_2 x_2 + ... + \tilde{a}_n x_n \tag{3.25}$$

Якщо підставити деформовані значення параметрів функції із виразу (3.22) у вираз (3.25), отримаємо:

$$\tilde{u} = \left(a_1^0 + \Delta a_1\right) x_1 + \left(a_2^0 + \Delta a_2\right) x_2 + ... + \left(a_n^0 + \Delta a_n\right) x_n . \tag{3.26}$$

Перевіримо, чи може функція зберігати нормоване значення при деформованих параметрах. Для цього вимагатимемо тотожності (рівності) нормованого та деформованого значень функції:

$$\tilde{u} = u^0 . \qquad (3.27)$$

Підставляємо вираз нормованого та деформованого значень функції із виразів (3.24) і (3.26) у вираз (3.27) та отримаємо:

$$\left(a_1^0 + \Delta a_1\right)x_1 + \left(a_2^0 + \Delta a_2\right)x_2 + ... + \left(a_n^0 + \Delta a_n\right)x_n = a_1^0 x_1 + a_2^0 x_2 + ... + a_n^0 x_n . \qquad (3.28)$$

Після відкриття скобок отримаємо:

$$a_1^0 x_1 + \Delta a_1 x_1 + a_2^0 x_2 + \Delta a_2 x_2 + ... + a_n^0 x_n + \Delta a_n x_n = a_1^0 x_1 + a_2^0 x_2 + ... + a_n^0 x_n . \qquad (3.29)$$

Перенесемо праву частину рівняння у ліву, тоді:

$$a_1^0 x_1 + \Delta a_1 x_1 + a_2^0 x_2 + \Delta a_2 x_2 + ... + a_n^0 x_n + \Delta a_n x_n - a_1^0 x_1 - a_2^0 x_2 - ... - a_n^0 x_n = 0 . \qquad (3.30)$$

Скорочуємо подібні складові та отримуємо кінцеві умови тотожності нормованого та деформованого значень функцій, які досліджуємо:

$$\Delta a_1 x_1 + \Delta a_2 x_2 + ... + \Delta a_n x_n = 0 . \qquad (3.31)$$

У загальному вигляді останнє рівняння можна записати так:

$$\sum_{i=1}^{n} \Delta a_i x_i = 0 . \qquad (3.32)$$

У результаті отримуємо рівняння (3.32) особливої поверхні.

Перед тим, як провести аналіз цього рівняння, введемо деякі поняття.

Висхідну функцію u, яка визначена для перемінних, будемо визначати на певних векторах перемінних $\bar{s}(x_1,...,x_n)$ і векторі параметрів $\bar{p}(a_1,...,a_n)$ так:

$$u = u(x_1,..,x_n;a_1,...,a_n). \qquad (3.33)$$

У разі класичного визначення функції:

1) аргументи функції (x_1,…, x_n) – величини перемінних;

2) параметри функції (a_1,…, a_n) – величини постійних.

Ми розконсервували параметри та зробили їх перемінними, зафіксував у параметричному просторі точку $\left(a_1^0,...,a_n^0\right)$ – нормовану точку, яку визначаються вектором параметрів $\overline{\rho^0}\left(a_1^0,...,a_n^0\right)$. Варіацію параметрів визначаємо перемінними параметрами (Δa_1,…, Δa_n) – $\bar{\rho}(\Delta a_1,...,\Delta a_n)$.

Таким чином, маємо просторові параметри:

1) просторові перемінні (аргументи) – $s(x_1,...,x_n)$;

2) простір перемінних параметрів – $p(\Delta a_1,...,\Delta a_n)$ з фіксованою точкою

$\overline{\rho^0}\left(a_1^0,...,a_n^0\right)$.

Отже, нами виведено два простору:

1) простір вихідних перемінних – простір аргументів, які визначені вектором $\bar{s}\left(x_1,...,x_n\right)$;

2) простір розконсервованих параметрів, які визначені вектором $\bar{\rho}\left(\Delta a_1,...,\Delta a_n\right)$.

Для компактності назвемо вектор перемінних параметрів $\bar{\rho}\left(\Delta a_1,...,\Delta a_n\right)$ вектором варіацій.

Тепер узагальнимо викладене. Функція (3.33) визначена в деякому просторі, де вектор аргументів $\bar{s}\left(x_1,...,x_n\right)$ і вектор варіацій $\bar{\rho}\left(\Delta a_1,...,\Delta a_n\right)$ повністю визначають функцію $u = u\left(\bar{s},\bar{\rho}\right)$.

Після введення викладених вище понять та визначень, розглянемо отримане раніше рівняння (3.31). Введемо у це рівняння вектор варіацій $\bar{\rho}\left(\Delta a_1,...,\Delta a_n\right)$ та вектор нормованих варіацій $\overline{\rho^0}\left(a_1^0,...,a_n^0\right)$.

Спочатку знайдемо значення функції *u* для нормованого вектору варіацій:

$$\overline{\rho^0}\left(a_1^0,...,a_n^0\right):\ u^0 = u\left(x_1,...,x_n;a_1^0,...,a_n^0\right), \tag{3.34}$$

потім знайдемо значення функції *u* для деформованого вектора варіацій

$$\overline{\rho^{\sim}}\left(a_1^0+\Delta a_1,..,a_n^0+\Delta a_n\right):\ u^{\sim} = u\left(x_1,...,x_n;\tilde{a}_1,...,\tilde{a}_n\right), \tag{3.35}$$

де, $\tilde{a}_1 = a_1^0 + \Delta a_1$, ..., $\tilde{a}_1 = a_n^0 + \Delta a_n$.

Надалі були введені умови, за яких деформовані значення функції $u^{\sim}$ були такі самі, як і нормовані значення u^0, тобто:

$$u\left(x_1,...,x_n;a_1^0,...,a_n^0\right) = u\left(x_1,...,x_n;a_1^0+\Delta a_1,...,a_n^0+\Delta a_n\right), \tag{3.36}$$

отже,

$$\Delta u = u\left(x_1,...,x_n;a_1^0+\Delta a_1,...,a_n^0+\Delta a_n\right) - u\left(x_1,...,x_n;a_1^0,...,a_n^0\right) = 0\,. \tag{3.37}$$

У подальшому провели дослідження за умови, коли деформоване значення функції було ідентичним (таким самим) нормованому значенню функції.

Отримаємо рівність:

$$u\left(x_1,...,x_n;\tilde{a}_1,...,\tilde{a}_n\right)-u\left(x_1,...,x_n;a_1^0,...,a_n^0\right)=0, \qquad (3.38),$$

яка є рівністю ідемічної поверхні з певними властивостями: якщо вектор варіацій $\overline{\rho^{\sim}}(\tilde{a}_1,...,\tilde{a}_n)$ знаходиться на ідемічній поверхні, то нормоване значення функції буде дорівнювати деформованому значенню:

$$u\left(x_1,...,x_n;\tilde{a}_1,...,\tilde{a}_n\right)=u\left(x_1,...,x_n;a_1^0,...,a_n^0\right). \qquad (3.39)$$

Сформоване положення і являє собою принцип ідемізму.

На рис. 3.25 показана ідемічна поверхня Π_{Id}, нормована точка (X^0,Y^0,Z^0). У результаті деформації (викривлення) точка сходить з ідемічної поверхні та зміщується у положення ($X^{\sim}$,$Y^{\sim}$,$Z^{\sim}$). Функція оцінки стану також змінюється:

$$u^0 \neq u^{\sim}. \qquad (3.40)$$

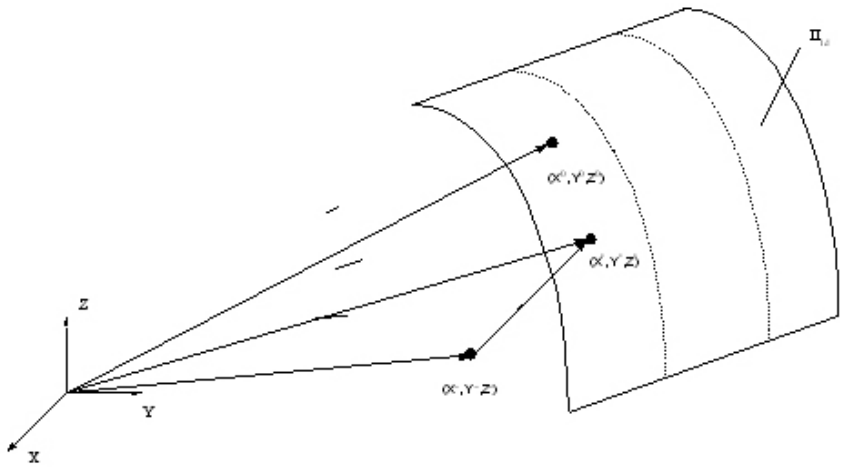


Рис. 3.25. Графічне представлення принципу ідемізму.

Проводимо ідемізацію точки (X^*,Y^*,Z^*) – знаходимо вектор корекції $\Lambda\overline{\rho}$ та повертаємо її на ідемічну поверхню:

$$X^{\sim},Y^{\sim},Z^{\sim} \rightarrow X^*,Y^*,Z^* \qquad (3.41)$$

і функція стану системи нормалізується:

$$\begin{aligned} u^{\sim} &\rightarrow u^*\left(x,y,z;X^*,Y^*,Z^*\right)=u^0 \\ u^0 &= u\left(x,y,z;X^0,Y^0,Z^0\right) \end{aligned} \qquad (3.42)$$

Точка (X^0,Y^0,Z^0) у просторі (X,Y,Z) є фіксованою, точка (x,y,z) є для простору (X,Y,Z) паразитичною, таким чином, рівняння ідемічної поверхні,

якщо його записати, як:

$$AX + BY + CZ = 0 \tag{3.43}$$

є рівнянням площини, яка проходить через початок координат (рис. 3.26).

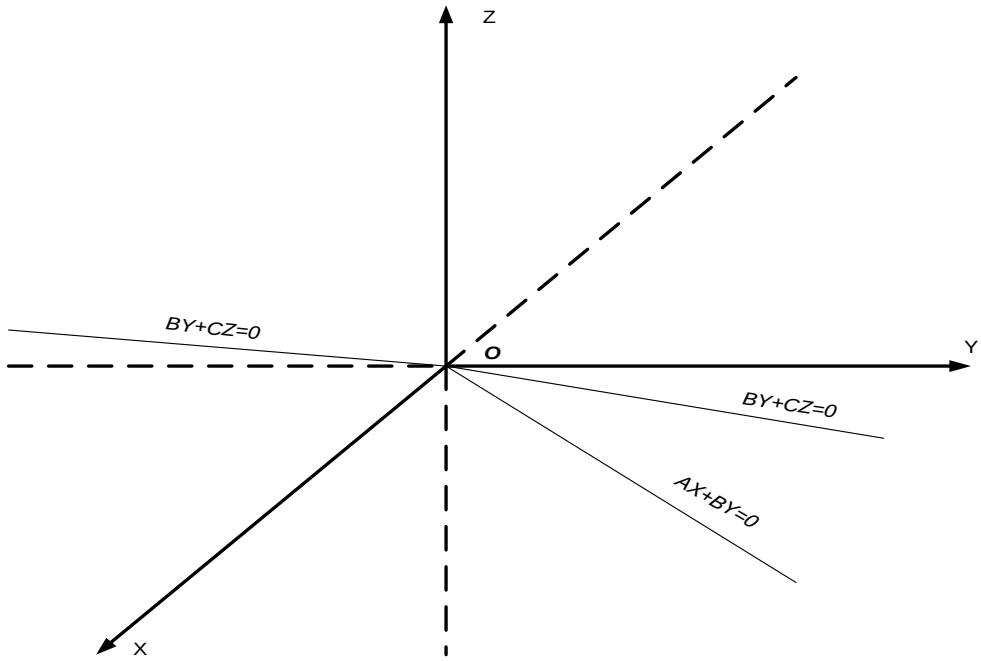


Рис. 3.26. Графік ідемічної поверхні.

Якщо поточна точка (X,Y,Z) співпадає з точкою (X^0,Y^0,Z^0), то точка (X^0,Y^0,Z^0) належить площині. Таким чином, якщо точку (X,Y,Z) удержувати на площині (ідемічній поверхні), то

$$u^0(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = u^{\sim}(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) \tag{3.44}$$

Наприклад: якщо існує функція:

$$u(x, y, z; X, Y, Z) = xX + yY + zZ \tag{3.45}$$

Візьмемо довільну точку з параметрами: $X=X^0=2$; $Y=Y^0=1$; $Z=Z^0=4$, що є нормованою точкою у просторі (X,Y,Z). У просторі (x,y,z) візьмемо точку: $x'=3$; $y'=5$; $z'=2$.

Проведено розрахунок нормованого значення функції u:

$$u^0(x', y', z'; X^0, Y^0, Z^0) = x'X^0 + y'Y^0 + z'Z^0 = 3\cdot 2 + 5\cdot 1 + 2\cdot 4 = 6 + 5 + 8 = 19. \tag{3.46}$$

Таким чином:

$$u^0(x', y', z'; X^0, Y^0, Z^0) = 19. \qquad (3.47)$$

Якщо у просторі (X,Y,Z) точка (X^0,Y^0,Z^0) змістилась і її координати визначаються наступним чином: $X=X^{\sim}=3\neq X^0=2$; $Y=Y^{\sim}=2\neq Y^0=1$; $Z=Z^{\sim}=5\neq Z^0=4$.

Проведено розрахунок деформованого значення функції $u^{\sim}$:

$$u^{\sim}(x', y', z'; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) = x'X^{\sim} + y'Y^{\sim} + z'Z^{\sim} = 3\cdot 3 + 5\cdot 2 + 2\cdot 5 = 9 + 10 + 10 = 29. \qquad (3.48)$$

У зв'язку з тим, що $u^0 \neq u^{\sim}$, точка ($X^{\sim},Y^{\sim},Z^{\sim}$) не знаходиться на ідемічній поверхні та її необхідно повернути на цю поверхню. Знайдемо рівняння ідемічної поверхні (у нашому випадку – площини):

$$\begin{aligned} &[(x'-y')Y^0 + (x'-z')Z^0]x + \\ &+[(y'-x')Y^0 + (y'-z')Z^0]y + \\ &+[(z'-x')X^0 + (z'-y')Y^0]z = 0; \end{aligned} \qquad (3.49)$$

$$\begin{aligned} &[(3-5)1 + (3-2)4]x + [(5-3)2 + (5-2)4]y + [(2-3)2 + (2-5)1]z = 0; \\ &[(-2)1 + 1\cdot 4]x + [2\cdot 2 + 3\cdot 4]y + [(-1)2 + (-3)1]z = 0; \\ &[-2+4]x + [4+12]y + [-2-3]z = 0; \\ &2x + 16y - 5z = 0. \end{aligned} \qquad (3.50)$$

Нормована точка (X^0,Y^0,Z^0)≡2,1,4 має належати цій площині:

$2x + 16y - 5z = 0$; $2\cdot 2 + 16\cdot 1 - 5\cdot 4 = 0$; $4 + 16 - 20 = 0$ => вірно

Перевіримо, чи належить точка ($X^{\sim},Y^{\sim},Z^{\sim}$)≡3,2,5 ідемічній поверхні:

$2x + 16y - 5z = 0$; $2\cdot 3 + 16\cdot 2 - 5\cdot 5 = 0$; $6 + 32 - 25 = -13$

Отже, точка ($X^{\sim},Y^{\sim},Z^{\sim}$) не належить ідемічній поверхні. Цю точку можна повернути на ідемічну площину, наводячи варіанти тільки однієї координати.

Нормована точка	X^0	Y^0	Z^0
	2	1	4
Деформована точка	$X^{\sim}$	$Y^{\sim}$	$Z^{\sim}$
	3	2	5
Варіації координат	1	1	1

Через те, що варіації однакові, байдуже, зміною якої координати повертати точку ($X^{\sim},Y^{\sim},Z^{\sim}$) на ідемічну площину. Візьмемо координату Z:

$$2x + 16y - 5z^* = 0;\ 2\cdot 3 + 16\cdot 2 - 5z^* = 0;\ 6 + 32 - 5z^* = 0;\ 38 - 5z^* = 0$$

$$z^* = \frac{38}{5}$$

Таким чином, визначається наступна ідемічна точка: $(X^*, Y^*, Z^*) \equiv 3{,}2,\ \frac{38}{5}$.

Визначимо у цій точці значення функції u:

$$\begin{aligned} u &= u^*(x', y', z'; X^*, Y^*, Z^*) = x'X^* + y'Y^* + z'Z^* = \\ &= 3\cdot 3 + 5\cdot 2 + 2\cdot \frac{38}{5} = \frac{45+50+76}{5} = \frac{171}{5} \end{aligned} \tag{3.51}$$

Отже, $u^* = u^0 = \frac{171}{5}$.

Таким чином, варіацією однієї перемінної ми нормалізували функцію.

На основі проведеного математичного аналізу можна зробити висновок про те, що функція рівноваги КС являє собою певну багатомірну поверхню та має безкінечну множину рішень. Цим пояснюється факт, що навіть у разі дуже значних деформацій,КС все-таки продовжує реалізовувати функцію опори та стояння.

Спробуємо розібратися, яке значення мають викладені нами принципи в процесі забезпечення рівноваги КС. З цією метою повернемося до рівняння (3.32) рівноваги суглоба у загальному вигляді:

$$\sum_{i=1}^{n} \Delta a_i x_i = 0\,,$$

а також до попереднього рівняння (3.15) рівноваги :

$$\sum M(O) = h_1 F_{\acute{A}} \cos a + l_1 F_{\acute{A}} \sin a - h_2 F_M \cos\beta - Pl\sin(\gamma + \varphi) = 0$$

Якщо порівняти ці два рівняння, можна визначити, що як перемінні виступають величини сил та кути напрямку їх дії:

$$\begin{aligned} x_1 &= F_Б \cos\alpha; \\ x_2 &= F_Б \sin\alpha; \\ x_3 &= F_M \cos\beta; \\ x_4 &= P\sin(\gamma + \varphi) \end{aligned} \tag{3.52}$$

а роль параметрів відіграють величини плечей важелів дії цих сил, тобто

геометричні розміри кісткових фрагментів КС:

$$\begin{aligned} a_1 &= h_1; \\ a_2 &= l_1; \\ a_3 &= h_2; \\ a_4 &= l. \end{aligned} \tag{3.53}$$

Можна уявити, що діапазон регулювання величини м’язової сили значно перевищує діапазон змін кута її дії і тим більше діапазон змін плеча її застосування, тобто:

$$\Delta F_{\acute{A}}, \Delta F_{\grave{I}} \;\; >> \Delta\alpha, \Delta\beta, \Delta\gamma, \Delta\varphi > \Delta h_1, \Delta h_2, \Delta l_1, \Delta l_2 \qquad (3.54),$$

а якщо розглядати зміни процесу в часі, то ця різниця буде наближатися до безкінечності.

Отже, головну роль у забезпеченні стабілізації КС відіграють саме м’язи. Чим більший діапазон їх силових впливів на суглоб, тим більший діапазон регулювання системи у межах ідемічної поверхні.

Величини плечей прикладення м’язових зусиль відіграють другорядну роль, тому що процес їх змін сильно розтягнутий у часі. Тут можливі два варіанти реалізації функції регулювання:

перший – деформація кісткових фрагментів має вроджений (спадково-схильний) характер, тоді м’язи забезпечують компенсацію цих деформацій відповідно до рівняння (3.31);

другий – вроджений характер має недостатність м’язових зусиль або кутів їх прикладення. У такому випадку деформація кісткових фрагментів може розвиватися як компенсаторна реакція, тобто недостатній діапазон регулювання м’язових зусиль або кутів їх дії компенсується величиною плечей важелів прикладених зусиль.

3.3 Резюме

Порівняльний аналіз результатів розрахунків, отриманих за допомогою кінцево-елементної та графоаналітичної моделей, дав змогу встановити закономірності впливу положення великого вертлюга і сили м'язів на

відхилення НДС та зусиль у КС:

1. На функцію КС чинять вплив багато факторів, а саме: сила м’язів, які оточують суглоб (особливо сідничні та привідні); геометричні співвідношення між кістковими елементами КС, що впливають на величини плечей дії сил м’язів та кути прикладення цих сил. Будь-які відхилення або ушкодження, що призводять до змін вказаних параметрів, можуть викликати порушення функції КС.

2. Функція рівноваги КС являє собою певну багатомірну поверхню та має безкінечну множину вирішень. Цим пояснюється той факт, що навіть у разі дуже значних деформацій КС продовжує реалізовувати функцію опори та стояння. Головну роль у забезпеченні стабілізації КС відіграють м’язи. Чим більшим є діапазон їх силових впливів на суглоб, тим більший діапазон регулювання системи в заданих межах.

3. Характер розподілу НДС у розрахункових моделях свідчить, що внаслідок збільшення плеча дії відвідних м'язів зменшується величина зусиль середнього сідничного м'яза, а для горизонтальнішого розташування відвідних м'язів характерна зона концентрації напружень у длянці ВВ; перерозподіл рівня та збільшення НДС у верхній частині КЗп відбувається у разі зменшення кута Віберга;

4. Проведені розрахунки відображують важливість змін форми та розташування великого вертлюга разом із м'язами, які до нього прикріплюються, у функціонуванні кульшового суглоба та їх вплив на рівновагу навантаження в суглобі. Зокрема, у разі зміщення точки прикріплення сідничних м'язів на 2 см вище суглобової щілини відбувається перерозподіл навантаження та виникають зони концентрації напружень у кульшовій западині, які у 1,8-2,2 рази вищі від варіантів норми. Таке збільшення напружень призводить до перевантаження хрящових елементів КС, а у випадках недорозвинення КЗп (зменшення кута Віберга) – до розвинення децентрації та у подальшому до підвивиху стегна.

РОЗДІЛ 4
АНАЛІЗ ВЛАСНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ У ВИПАДКАХ ДЕФОРМАЦІЙ ВЕЛИКОГО ВЕРТЛЮГА В ДІТЕЙ

4.1 Загальна характеристика хворих

Проаналізовано історії хвороб 70 дітей (37 хлопчиків та 33 дівчинки у віці від 2 до 18 років (85 суглобів)) з різноманітною патологією КС, одним із проявів якої були відхилення у будові ВВ більше ніж на 1/3 від норми (розподіл по виду патології представлений у табл. 4.1). Усіх дітей з деформаціями великого вертлюга стегнової кістки розділили на підгрупи за нозологічним принципом: деформації ПВСК внаслідок запальних захворювань КС (патологічний вивих стегна та наслідки остеомієлітичного ураження ПВСК) – 15 хворих, АНГСК – 18, УВтаПВС – 20, *coxa vara* – 17. Також пацієнтів розділили по віковим групам: від 2 до 6 років, від 6 до 12 та від 12 до 18. Окремо досліджували дітей з деформаціями ПВСК на фоні дитячого церебрального паралічу і спинномозкової грижі – 30. Середній термін нагляду за хворими становив 6,4 роки (від 3 до 16 років). Використано архівний матеріал ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України».

Таблиця 4.1

Розподіл пацієнтів, яким проводили хірургічні втручання та рентгенологічне дослідження в динаміці, за нозологічними групами, статтю та віком

Нозологічна форма захворювання	Кіль-кість	Стать		Вік (роки)		
		ж	ч	min	max	середній
Деформації ПВСК внаслідок запальних захворювань КС	15	7	8	2	17	6,6
АНГСК	18	8	10	6	17	9,3
УВтаПВС	20	10	10	4	17	8,4
coxa vara	17	8	9	3	16	7,3
Всього	70	33	37	2	17	7,9

Хірургічне втручання залежно від стану кульшового суглоба (суглобів) було направлено на відновлення в ньому анатомічних взаємовідносин, а також на нормалізацію м’язового балансу. Розподіл кількості суглобів за видом хірургічного втручання наведено у табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Розподіл хірургічних втручань за видом та кількістю прооперованих суглобів з деформаціями ВВ

Хірургічне втручання	Кількість суглобів
Операція за Veau-Lamy (OVL) з фіксацією гвинтами	8
OVL + коригувальна міжвертлюгова остеотомія стегна (КМОС)	10
Операція постійного епіфізіодезу без остеотомії ВВ (гвинтами або стабілізаційною пластиною)	15
Операція постійного епіфізіодезу + КМОС	10
Операція постійного епіфізіодезу + КМОС + остеотомія таза (різні варіанти)	6
Операція постійного епіфізіодезу + остеотомія таза (різні варіанти)	11
OVL + відкрите вправлення стегна по типу артропластики	18
Операція тимчасового епіфізіодезу росткової зони ВВ стабілізаційною пластиною	7
Всього	85

4.2 Клінічні симптоми

Ретроспективний аналіз даних, отриманих за допомогою анкетування та подальшого інтегрального оцінювання анатомо-функціонального стану кульшових суглобів у дітей з деформацією великого вертлюга дав змогу

встановити, що пацієнти мали різноманітні скарги в різних поєднаннях. Найчастіше із суб'єктивних скарг зустрічалися такі: стомлюваність у другій половині дня, обмеження рухів у КС та кульгання, а також скарги на болі, в основному невираженого характеру. Із об'єктивних клінічних симптомів нами виявлені такі: обмеження відведення стегна у КС, порушення ходьби та накульгування, позитивний або слабко позитивний синдром Тренделенбурга, укорочення кінцівки на стороні ураження (табл. 4.3). Маємо констатувати, що вираженість скарг та клінічних симптомів прямо залежала від основного діагнозу та віку хворого і прогресувала від слабко виражених у разі АНГСК до найбільш виражених у випадку наслідків запальних процесів у КС.

Як видно із табл. 4.3, клінічно найінформативнішим симптомом є обмеження відведення у кульшовому суглобі – виявлено на нашому матеріалі у 67 хворих (95,71 % випадків), та порушення ходьби і накульгування – у 64 (91,43 %). Значно рідше відмічали скарги на болі – у 27 хворих (38,57 %) та стомлюваність у кульшовому суглобі – 38 (54,29 %), а укорочення кінцівки від 0,5 до 2,5 см зафіксовано у 59 дітей (84,29 %).

Таблиця 4.3

Частота зустрічальності суб'єктивних скарг та об'єктивних клінічних симптомів у дітей з деформаціями ВВ

Скарги та клінічні симптоми	Кількість хворих	
	Абс.	%
Стомлюваність	38	54,29
Больовий синдром	27	38,57
Укорочення кінцівки	59	84,29
Обмеження відведення стегна у КС	67	95,71
Порушення ходьби та накульгування	64	91,43
Симтом Тренделенбурга	62	88,57

Треба підкреслити, що усі зазначені скарги та клінічні симптоми не є патогномонічними для деформацій великого вертлюга і можуть траплятися й

у разі іншої патології кульшового суглоба, яка не пов'язана зі станами, які вивчали в представленій роботі.

4.3 Результати рентгенологічних методів дослідження у випадках деформації великого вертлюга

4.3.1 Аналіз змін, які виявлені на передньо-задній рентгенограмі кульшового суглоба в дітей з деформаціями великого вертлюга

Як було вказано у розділі 2, за відносну одиницю виміру вертлюгових показників конкретного кульшового суглоба був взятий радіус ГСК та проведено визначення величин ATD, TTD, LTA та деяких інших.

Таке визначення відносних показників вертлюгового компонента ПВСК у нормі дало змогу отримати такі результати: ATD (articulotrochanteric distance) у нормі дорівнювала від 0,8 до 1,2 радіусу ГСК; TTD (trochantero-trochanteric distance) – від 2,2 до 2,5 радіусу ГСК; LTA (довжина «малий вертел - суглобова щілина») – від 3,0 до 3,8 радіусу ГСК; загальна довжина ПВСК у нормі співпадала з величиною LTA; величина L (ступінь латералізації ВВ) – від 1,8 до 2,2 радіусу ГСК (рис. 4.1).

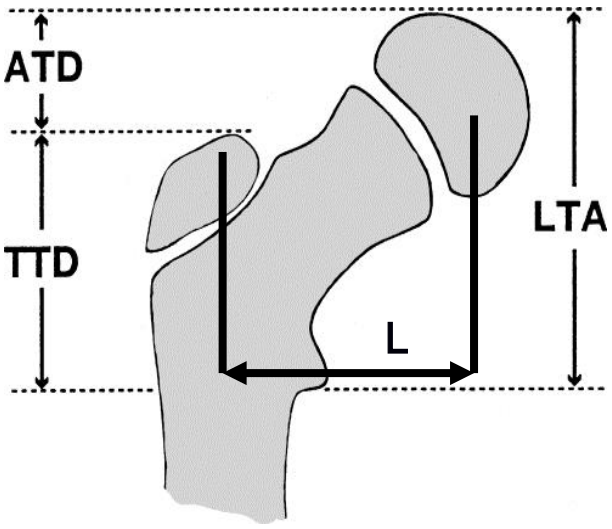


Рис. 4.1. Доопрацьована нами схема визначення показників КС, які характеризують стан вертелюгового компонента в прямій проекції [39].

Визначення таких самих показників ВВ у дітей з патологією КС, яка супроводжувалась змінами у вертлюговому компоненті, залежало у першу чергу від особливостей основної патології КС (табл. 4.4).

Таблиця 4.4

Динаміка рентгенологічних показників великого вертлюга у до та після операційний період у дітей, які увійшли в досліджувану групу

Показник	Захворювання							
	АНГСК		*coxa vara*		уроджений вивих стегна		деформації КС запального ґенезу	
	до	через 5 років	до	через 5 років	до	через 5 років	до	через 5 років
ATD	-1,4 ± 0,5*	+1,0 ± 0,4	-1,3 ± 0,2	+0,9 ± 0,4	-1,7 ± 0,2	-1,7 ± 0,2	-1,8 ± 0,4	-1,8 ± 0,4
TTD	2,6 ± -0,3	1,6 ± -0,3	2,4 ± 0,2	2,0 ± -0,3	2,7 ± 0,3	2,7 ± 0,3	2,8 ± 0,4	2,8 ± 0,4
LTA	2,1 ± 0,4	3,1 ± 0,4	1,7 ± 0,3	2,1 ± 0,4	1,9 ± 0,4	1,9 ± 0,4	1,8 ± 0,4	1,8 ± 0,4
Величина L	1,4 ± 0,3	1,9 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,4 ± 0,3	1,7 ± 0,2	1,7 ± 0,2	0,9 ± 0,2	0,9 ± 0,2

Примітка. Усі показники наведені в умовних одиницях.

Зокрема, найбільш виражені зміни у вертлюговому компоненті кульшового суглоба відзначені в разі розвитку деформацій ПВСК внаслідок запальних процесів: величина ATD в усіх випадках мала від'ємне значення, тобто верхівка великого вертлюга розташовувалася вище суглобової щілини; величина TTD становила від 2,5 до 3,1 радіусу ГСК, однак зміни цього показника не носили достовірного характеру ($P < 0,01$); величина LTA та

показник L залежали від ступеня деструкції ПВСК та ступеня ураження наросткової зони ГСК і становили від 1,0 до 2,4 та від 0,9 до 1,8 радіусу ГСК відповідно; загальна довжина ПВСК у деяких випадках співпадала з величиною LTA, а в деяких – з TTD.

У разі деформації великого вертлюга, що розвинулася внаслідок *coxa vara* одержані такі величини: ATD також в усіх випадках дорівнювала 0 або мала від'ємне значення; показник TTD змінювався незначно і становив від 2,3 до 3,0 радіусу ГСК (зміни показника не носили достовірного характеру, $P < 0,01$); величина LTA та показник L залежали від ступеня варусної деформації шийки стегнової кістки і становили від 1,2 до 2,2 та від 1,4 до 1,9 радіусу ГСК відповідно; загальна довжина ПВСК у деяких випадках співпадала з величиною LTA, а в деяких – з TTD.

У разі деформацій великого вертлюга, які виникли внаслідок УВС, досліджувані показники варіювали у досить широких межах – від крайніх варіантів, які відзначали в разі деструктивних запальних процесів, до помірних, які виявилися аналогічними змінам у разі *coxa vara*.

У випадку деформацій великого вертлюга, які розвилися внаслідок АНГСК, зміни показників були найпомірнішими. Зокрема, ATD становила від 0,5 до -1,4; величина TTD змінювалася незначно і становила від 2,3 до 2,9 радіусу ГСК; величина LTA та показник L становили від 1,9 до 2,5 та від 1,6 до 1,9 радіусу ГСК відповідно.

4.3.2 Показники великого вертлюга в горизонтальній площині (за результатами комп'ютерно-томографічного дослідження)

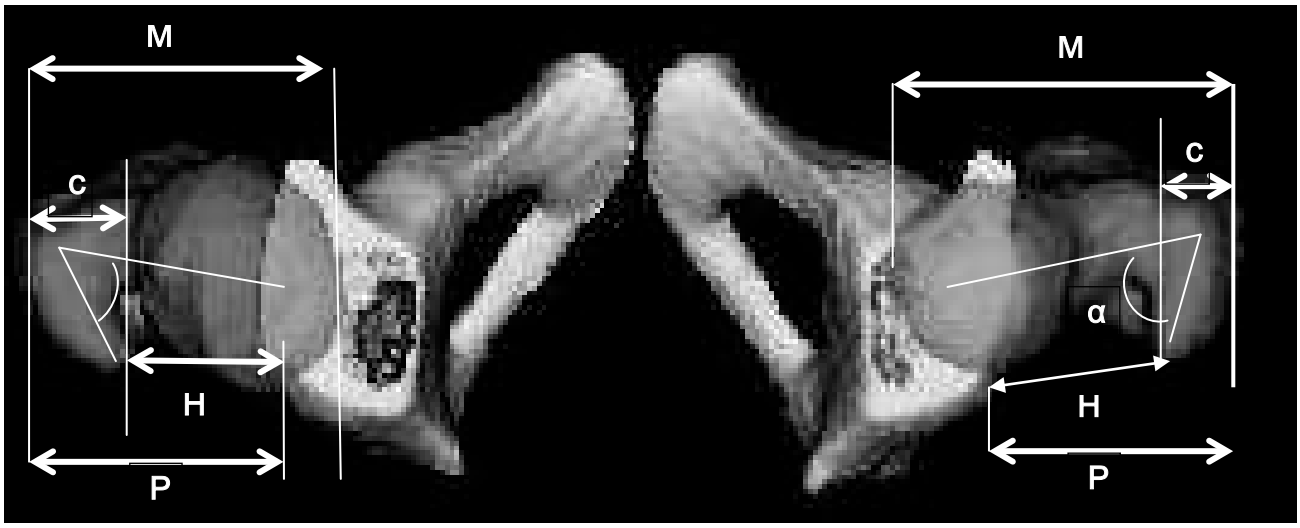
Проведено обстеження 65 дітей, яких розподілили на дві групи. У першу увійшла 31 дитина (16 дівчаток та 15 хлопчиків) у віці від 6 до 18 років, яким виконано комп’ютерну томографію (КТ) таза за показаннями, що не мали відношення до патології опорно-рухової системи. У зв’язку з цим цю групу дітей розглядали як контрольну.

До другої групи віднесено 34 дитини (18 дівчаток та 16 хлопчиків) віком від 6 до 18 років, які отримували лікування у відділенні дитячої ортопедії ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН» з приводу патології КС, яка включала у себе деформацію великого вертлюга. Проаналізовані аксіальні скани комп'ютерних томограм із визначенням деформацій ВВ у горизонтальній площині (його зміщення назад або вперед по відношенню до шийки та головки стегнової кістки). Оцінено взаєморозташування ВВ та суглобової щілини із визначенням варіантів просторового відхилення від норми ВВ відносно центру обертання ГСК у дітей з різною патологією КС з урахуванням її багатоплощинного характеру, ступеня деформації.

Встановлено, що найбільш виражені зміни у вертлюговому компоненті КС і в усьому ПВСК виникають у разі перенесених запальних захворювань (сепсис, коксит тощо) у період від новонародженості до 6-річного віку дитини. Зміни у ВВ за умов патології кульшового суглоба іншого ґенезу залежать від віку, в якому розвинулась певна патологія, площі та ступеня ураження зон росту ВВ та ГСК, особливостей перебігу патології та лікування ортопедичного захворювання, темпів росту дитини.

Частині хворих виконували обстеження за допомогою КТ з метою детального визначення форми та положення ВВ. При цьому в горизонтальній площині визначали такі показники: **Н** – відстань від найбільш виступаючої назад точки КЗп до верхівки ВВ; **Р** – відстань від найбільш виступаючої назад точки КЗп до перпендикуляра, який опущено від найбільш латеральної точки ВВ; **М** – загальна максимальна довжина ПВСК на рівні шийки стегнової кістки. Враховуючи, що ці дані в абсолютних числах є суто індивідуальними та залежать від антропометричних особливостей кожного з пацієнтів, проводили визначення відносних показників – індексу М/с (співвідношення між **М** та довжиною **с** – відстанню між двома горизонтальними лініями, одна з яких проведена через найбільш латеральну точку ВВ, а інша – через його верхівку), індексу Р/Н, а також кута α (кут орієнтації великого вертлюга у

горизонтальній площині – кут між віссю шийки стегнової кістки та віссю ВВ) (див. розділ 2 та рис. 4.2 а, б).



а б

Рис. 4.2. Авторська схема визначення показників КС, які характеризують стан вертлюгового компонента в горизонтальній площині за даними КТ: а) КС із деформацією ВВ та всього ПВСК (*coxa vara*); б) – варіант норми.

У нормі в горизонтальній площині за даними КТ визначено, що індекс М/с становив від 4,5 до 5,5; індекс Р/Н – від 1,85 до 2,3; кут α залежав від ступеня деформації ПВСК (антеторсії та деформації власне ВВ, тобто його просторового зміщення медіально або латерально) і коливався в межах від 35° до 47°. Загальна довжина **М** ПВСК у горизонтальній площині коливалась у широких межах і залежала в першу чергу від анатомічних розмірів обстежуваного та становила від 3,5 до 8 см (показник не є статистично значимим у нашому дослідженні).

Величина змін вказаних показників ВВ у разі відхилень у його анатомічній будові залежала в першу чергу від особливостей основної патології КС та віку дитини, у якому вона виникла (табл. 4.5).

Зокрема, найбільш виражені зміни у вертлюговому компоненті КС у горизонтальній площині за даними КТ відзначені в разі розвитку деформацій

ПВСК внаслідок запальних процесів: індекс М/с становив від 2,8 до 4,5; тобто великий вертлюг розташовувався ближче до суглобової щілини порівняно із нормою.

Індекс Р/Н достовірними не відрізнявся від показників норми і становив від 1,91 до 2,56. Величина кута α залежала від ступеня деструкції ПВСК та ступеня ураження наросткової зони головки стегнової кістки й становила від 35° до 47°.

Таблиця 4.5

Динаміка показників великого вертлюга у до та післяопераційному періодах у дітей у горизонтальній площині за даними КТ

Показник	Патологія КС							
	АНГСК		*coxa vara*		УВС		деформації КС запального ґенезу	
	до	через 5 років	до	через 5 років	до	через 5 років	до	через 5 років
Індекс М/с	2,8-4,5	3,2-4,0	2,9-4,4	3,2-4,0	2,6-4,5	3,2-4,1	2,2-4,6	3,3-4,1
Індекс Р/Н	1,8-2,2	2,2-2,5	1,9-2,5	2,0-2,4	1,9-2,3	2,0-2,4	1,6-2,6	1,9-2,4
Кут α (орієнтація ВВ)	38-57°	32-41°	37-52°	34-40°	20-54°	33-43°	15-58°	30-44°
Загальна довжина ПВСК у горизонтальній площині	1,0-3,1		1,4-2,2		1,4-2,7		1,0-3,1	

Примітка. Усі показники наведені в умовних одиницях.

У разі деформації великого вертлюга, яка виникла внаслідок *coxa vara*, індекс М/с становив від 2,8 до 4,5, тобто великий вертлюг розташовувався

ближче до суглобової щілини у порівнянні із нормою. Індекс Р/Н достовірно не відрізнявся від показників норми і становив від 1,91 до 2,56. Величина кута α залежала від ступеня деструкції ПВСК та ступеня ураження наросткової зони ГСК і становила від 35° до 47°.

У разі деформацій великого вертлюга, які розвинулись внаслідок УВС, досліджувані показники варіювали в досить широких межах – від крайніх варіантів, які відзначали в разі деструктивних запальних процесів, до помірних, які були аналогічними до змін у разі *coxa vara*.

У випадку деформацій великого вертлюга, які виникли внаслідок АНГСК, зміни показників носили найбільш помірний характер. Зокрема, індекс М/с становив від 2,8 до 4,5, тобто великий вертлюг розташовувався ближче до суглобової щілини у порівнянні із нормою. Індекс Р/Н достовірно не відрізнявся від норми і становив від 1,91 до 2,56. Величина кута α залежала від ступеня деструкції ПВСК та ступеня ураження наросткової зони ГСК і становила від 35° до 47°.

4.4 Результати біомеханічних та електроміографічних досліджень у випадках деформацій великого вертлюга в дітей

Дані методів дослідження мають важливе значення, особливо з огляду на динамічне оцінювання змін у до- та післяопераційному періодах у м'язах та об'єктивізації показників щодо даних, які характеризують біомеханічні особливості ходьби. Аналіз отриманих результатів слугуватиме обґрунтуванню ефективності певних методик корекції деформацій великого вертлюга в дітей [126-130].

4.4.1 Результати біомеханічних досліджень

Проведено ретроспективний аналіз біомеханічних досліджень у до- та післяопераційному періодах після використання різних способів лікування

деформацій великого вертлюга стегнової кістки в дітей та узагальнено отримані дані (табл. 4.6, 4.7).

У зв'язку з тим, що хворі значно відрізняються за віком та ступенем патологічного стану кульшового суглоба, за параметри для аналізу використано не абсолютні, а відносні параметри вертикального стояння, а саме: коефіцієнти асиметрії навантаження кінцівок (KasmN), параметрів стійкості (K_kc), асиметрію геометричних параметрів за умов одноопорного стояння (KasmY) тощо.

K_kx – коефіцієнт відношення показника хитання під час одноопорного стояння. Визначається як відношення меншого значення коефіцієнта хитання під час стояння з переважною опорою на одну кінцівку до більшого його значення. Чим більше значення коефіцієнту наближається до 1, тим менше значення несиметричності.

K_kc – коефіцієнт відношення показника стійкості під час одноопорного стояння. Визначається як відношення меншого значення коефіцієнта стійкості під час стояння з переважною опорою на одну кінцівку до більшого його значення. Чим більше значення коефіцієнту наближається до 1, тим менше значення несиметричності.

KasmN – коефіцієнт асиметрії навантаження стоп під час стояння на обох кінцівках. Визначається як відношення меншого значення до більшого. Чим більше значення коефіцієнту наближається до 1, тим менше значення несиметричності.

RX – розкид загальних значень статограми по осі X (фронтальна площина) за значеннями координат X у разі одноопорного стояння.

KasmX – коефіцієнт асиметрії координат X у разі одноопорного стояння.

RY – розкид значень по осі Y (сагітальна площина).

KasmY – коефіцієнт асиметрії розкиду координат Y у випадку одноопорного стояння.

KG – коефіцієнт геометрії (відношення розкину по осі Y до розкиду по осі X за значеннями максимальних та мінімальних координат загальної статограми).

S_MO – загальна площа статограми за значеннями розкиду статограми по осям X та Y.

Аналізували параметри вертикального стояння хворих до хірургічних втручань, тобто на початку лікування, і у віддаленому періоді – через 5-10 років.

Статистичні дослідження передбачали розрахунок основних описових характеристик груп – середнє значення та його стандартне відхилення, максимальне та мінімальне значення. Для порівняння періодів спостереження використовували Т-тест для парних вибірок. Для порівняння груп між собою – Т-тест для незалежних вибірок. Значення тесту приймали згідно з результатами тесту Левіня щодо припущення рівності дисперсій груп що досліджували.

Хворі були поділені на 2 групи. І групу складали діти, яким хірургічне лікування почали проводити до 6 років, ІІ групу – діти з оперативним втручанням у віці більше 6 років.

У табл. 4.6 представлені дані розрахованих коефіцієнтів вертикального стояння в дітей до та після операції.

Як показали статистичні дослідження, у хворих *з* деформаціями ВВ K_kx був практично однаковим в обох групах (t = -0,691; p = 0,499) і залишився практично не змінним у віддаленому періоді після хірургічного лікування (t = 1,321; p = 0,235 – у І групі та t = 0,529; p = 0,607 – у ІІ групі). Аналогічну картину демонструє і K_kc: до лікування цей параметр в групах не відрізнявся (t = -0,268; p = 0,792), а після операції – мало змінювався (t = 0,835; p = 0,436 та t = 0,332; p = 0,746 у І та ІІ групах відповідно). Тобто особливості навантаження на КС залишилися відповідними у хворих і після лікування.

У процесі дослідження KasmN виявлено, що до хірургічного лікування у хворих І групи відмічали симетричніше навантаження на нижні кінцівки (0,86 ± 0,12) ніж у хворих ІІ групи (0,67 ± 0,22), але різниця не досягала статистично значущого рівня (t = 2,007; p = 0,061).

Таблиця 4.6

Результати статистичного аналізу параметрів вертикального стояння (статограма) хворих з деформаціями ВВ до та після хірургічного лікування

	Гр.	До хірургічного лікування				Після лікування через 5-10 років				Статистична значущість різниці між періодами спостереження
		M	SD	min	max	M	SD	min	max	t; p
1	*2*	*3*	*4*	*5*	*6*	*7*	*8*	*9*	*10*	*11*
K_kx	1	0,77	0,16	0,56	0,97	0,67	0,23	0,30	0,99	t = 1,321; p = 0,235
	2	0,82	0,15	0,51	0,99	0,79	0,15	0,49	0,97	t = 0,529; p = 0,607
	p	t = -0,691; p = 0,499				t = -1,361; p = 0,191				
K_kc	1	0,72	0,25	0,23	0,96	0,63	0,16	0,39	0,81	t = 0,835; p = 0,436
	2	0,75	0,21	0,39	0,98	0,72	0,20	0,36	0,98	t = 0,332; p = 0,746
	p	t = -0,268; p = 0,792				t = -1,041; p = 0,313				
KasmN	1	0,86	0,12	0,69	0,99	0,74	0,17	0,39	0,90	t = 1,524; p = 0,178
	2	0,67	0,22	0,20	0,89	0,82	0,18	00,43	0,99	**t = -3,074; p = 0,011**
	p	t = 2,007; p = 0,061				t = -0,950; p = 0,356				
RX	1	75,29	18,24	54,00	106,00	100,43	29,44	62,00	151,00	**t = -2,444; p = 0,050**
	2	97,75	33,13	38,00	152,00	108,75	38,11	49,00	170,00	t = -1,071; p = 0,307
	p	t = -1,642; p = 0,119				t = -0,496; p = 0,626				

Продовження табл. 4.6

1	*2*	*3*	*4*	*5*	*6*	*7*	*8*	*9*	*10*	*11*
KasmX	1	0,65	0,24	0,20	0,94	0,47	0,21	0,23	0,73	**t = 2,457; p = 0,049**
	2	0,67	0,24	0,19	0,90	0,61	0,25	0,14	0,93	t = 0,647; p = 0,531
	p	t = -0,180; p = 0,859				t = -1,259; p = 0,225				
RY	1	11,71	7,43	7,00	28,00	16,00	11,40	5,00	34,00	t = -0,791; p = 0,459
	2	17,17	12,09	2,00	37,00	29,50	25,10	4,00	87,00	t = -1,412; p = 0,186
	p	t = -1,073; p = 0,298				t = -1,333; p = 0,200				
KasmY	1	0,34	0,30	0,08	0,88	0,22	0,19	0	0,39	t = 0,743; p = 0,486
	2	0,44	0,31	0	0,89	0,42	0,27	0,03	0,82	t = 0,188; p = 0,855
	p	t = -0,723; p = 0,479				t=-1,708; p=0,106				
RG	1	0,18	0,15	0,07	0,52	0,18	0,18	0,05	0,55	t = -0,095; p = 0,927
	2	0,24	0,26	0,01	0,97	0,25	0,15	0,04	0,51	t = -0,144; p = 0,888
	p	t = -0,558; p = 0,584				t = -0,884; p = 0,389				
S_MO	1	820,86	358,01	512,00	1512,00	1522,29	1082,20	515,00	3625,00	t = -1,512; p=0,181
	2	1508,00	1194,08	304,00	4375,00	3800,83	4275,38	256,00	14790,00	t = -1,762; p=0,106
	p	t = -1,856; p = 0,085				t = -1,369; p = 0,189				

У віддаленому періоді після хірургічного лікування KasmN у хворих II групи достовірно (t = -3,074; p = 0,011) покращився до (0,82 ± 0,18), хоча й не досяг середнього значення I групи до операції. У хворих I групи KasmN після хірургічного лікування декілька погіршився до (0,74 ± 0,17), але різниця не досягла значущого рівня (t = 1,524; p = 0,178).

До аналізу розкиду статограми у фронтальній площині треба підходити обережно, бо цей параметр залежить не тільки від спроможності людини опиратися на одну кінцівку, а й від її антропометричних параметрів (зріст, довжина кінцівок, розмір стопи). Тому менший розкид координат X у першій групі можна пояснити малим віком досліджених пацієнтів, а статистична значуща різниця (t = -2,444; p = 0,050) між періодами спостереження може пояснюватися ростом дитини. У дітей II групи помітних змін не відбулося (t = -1,071; p = 0,307), хоча й спостерігали збільшення розкиду статограми по осі X.

Параметр KasmX показує асиметричність розкиду по осі X, тобто асиметричність опори на нижні кінцівки. Цей показник не залежить від антропометрії людини. До початку лікування в дітей обох груп KasmX був однаковим (t = -0,180; p = 0,859), а після хірургічного лікування у хворих II групи він хоча і став у середньому гіршим (змінився від (0,67 ± 0,24) до (0,61 ± 0,25)), але не досяг значущого рівня (t = 0,647; p = 0,531). У хворих I групи KasmX погіршився статистично значущо (t = 2,457; p = 0,049) – від (0,65 ± 0,24) до (0,47 ± 0,21).

Параметри статограми у фронтальній площині носять переважно індивідуальний характер і залежать від особливостей статури. Коефіцієнт асиметрії показує несиметричність відхилення тіла в сагітальній площині за умов переважної опори на одну кінцівку.

У хворих з деформаціями ВВ спотворена функція рівноваги, особливо за умов переважної опори на одну кінцівку. Зберігається це порушення і після лікування. Хоча треба відмітити, що в означених хворих відхилення тіла в

сагітальній площині в разі одноопорного стояння практично не виходить за межі плями хитання двохопорного стояння.

Коефіцієнт геометрії показує, що у хворих з деформаціями ВВ геометрія статограми носить переважно витягнутий у фронтальній площині характер, що і підтверджує попередній аналіз сагітального хитання тіла. KG у хворих з деформаціями ВВ мало відрізняється у вікових групах і практично не змінюється з віком.

Загальна площа статорами – антропометрично залежний показник, тому перевищення майже вдвічі значень площі у хворих II групи ((1508,00 ± 1194) мм^2) у порівняння з молодшою I групою ((820,00 ± 358) мм^2) зрозуміло. У віддаленому післяопераційному періоді спостерігали хоча і не статистично значуще, але значне збільшення площини статограми в обох групах.

Аналіз даних табл. 4.7 свідчить, що початкові показники залежали від особливостей патології КС. Зокрема, найбільш виражені зміни у вертелюговому компоненті КС відзначені в разі розвитку деформацій ПВСК внаслідок запальних процесів: сила відвідних м'язів у разі одностороннього ураження була знижена від 25 до 40 % порівняно з протилежною стороною; показники статоподографічного дослідження (коефіцієнт навантаження кінцівок, коефіцієнт стійкості та відносне навантаження на кожну кінцівку від ваги тіла) також відзначали найбільшими відхиленнями від значень норми та контралатеральної кінцівки саме в разі деформацій ПВСК внаслідок запальних процесів.

У разі деформації великого вертлюга, яка виникла внаслідок coxa vara, сила відвідних м'язів за умов одностороннього ураження була знижена не так виражено, як у випадках запальних захворювань, а у 44 % випадків навіть відзначено збільшення їх сили від 15 до 36 % порівняно з протилежною стороною. Показники статоподографічного дослідження характеризувалися помірними відхиленнями від значені в нормі та на контралатеральній кінцівці.

Таблиця 4.7

Динаміка біомеханічних показників у до- та післяопераційному періоді в дітей з деформаціями ВВ

Показники	Патологія кульшового суглоба							
	АНГСК		*coxa vara*		УВС		Деформації ПВСК запального ґенезу	
	до втручання	через 5 років	до втручання	через 5 років	до втручання	через 5 років	до втручання	через 5 років
Відносна сила відвідних м'язів до протилежної сторони, %	90-141	95-112	80-136	94-116	75-97	85-108	60-75	73-89
Коефіцієнт навантаження	0,75-1,00	0,85-1,00	0,65-0,89	0,84-1,00	0,69-0,94	0,75-0,94	0,65-0,89	0,87-0,94
Коефіцієнт стійкості	0,40-1,00	0,70-1,00	0,21-0,67	0,70-0,95	0,43-0,95	0,65-0,94	0,21-0,67	0,67-0,90
Відсоток навантаження від ваги тіла	44,33-69,38	65,67-79,38	30,71-56,10	60,71-81,84	40,32-51,23	45,77-77,56	30,71-56,10	45,67-75,67

У випадку деформацій великого вертлюга, які виникли внаслідок УВС, досліджувані показники варіювали в досить широких межах – від крайніх варіантів, які відзначали в разі деструктивних запальних процесів, до помірних, які виявилися аналогічними змінам за умов *coxa vara*. Показники статоподографічного дослідження також характеризувалися різно-спрямованими відхиленнями від значень норми та контралательної кінцівки і залежали від особливостей хірургічного втручання у кожному випадку та ступеня деформації ПВСК загалом.

У випадку деформацій великого вертлюга, які розвинулася внаслідок АНГСК, зміни показників виявилися найбільш помірними. Зокрема, сила відвідних м'язів у разі одностороннього ураження збільшилася від 11 до 41 % порівняно з протилежною стороною, а показники статоподографічного дослідження характеризувалися помірними відхиленнями від значень норми та контралатеральної кінцівки.

Маємо констатувати, що порушення функції КС за оцінкою клінічних ознак (величина обмеження відведення стегна, порушення ходьби та накульгування та симптом Тренделенбурга) за 3-бальною системою в пацієнтів із різною патологією КС, зазвичай, носила помірний характер за виключенням деяких хворих з наслідками запальних процесів, коли ці симптоми були найбільш вираженими.

У результаті вимірювання показників вертелюгового компонента ПВСК у віддаленому післяопераційному періоді (протягом від 5 років та більше) були отримані показники, які залежали від особливостей патології КС, виду хірургічного втручання та віку хворого, в якому це втручання виконано (нижче наведені середні дані). Сила відвідних м'язів в усіх випадках збільшувалася у порівнянні з початковими значеннями, однак величина цього збільшення також варіювала у широких межах – від 5-20 % у разі наслідків запальних захворювань до 30-45 % у випадку *coxa vara* та АНГСК (у 15,7 % випадках навіть відзначено збільшення їх сили від 7 до 26 % у порівнянні з протилежною стороною). Виявлено, що показники

статоподографічного дослідження помірно відхилялися від значень норми та контралатеральної кінцівки, але в усіх випадках мали чітку тенденцію до нормалізації.

У результаті оцінювання клінічних даних стану КС за 3-бальною системою в пацієнтів у післяопераційному періоді, зазвичай, виявляли покращення функції КС у середньому на 1-3 бали у випадку врахування усіх трьох ознак – величини обмеження відведення стегна, нормалізації ходьби та зменшення накульгування і симптому Тренделенбурга.

Аналіз віддалених результатів хірургічних втручань на великому вертлюзі за допомогою оцінювання клінічних, рентгенологічних та біомеханічних показників дає змогу стверджувати, що найсприятливіші результати отримано у випадках втручань на ВВ у разі АНГСК та *coxa vara* у терміни від 3 років після операції, а найменш сприятливі отримані в групі дітей старших за 6 років за умов патологічного вивиху стегна та наслідків остеомієлітичного ураження ПВСК. Несприятливі результати пояснюються початковими деструктивними змінами у ПВСК та рубцевим переродженням м'язів (див. Розділ 5).

4.4.2 Результати електроміографічних досліджень

Як відомо, кульшовий суглоб розташований глибоко і покритий товстим шаром м'яких тканин, в першу чергу, м’язової, яка забезпечує рухи у КС відносно усіх трьох основних осей [131]. Великий вертлюг є місцем прикріплення відвідних м’язів стегна, серед яких для поверхневої міографії досяжною є *m. gluteus medius*. У виконаній роботі обстежували також привідні м’язи (*m. adductor magnus*) та інші м’язи стегна (*m. rectus femoris, m. biceps femoris*). Методика дослідження наведена у Розділі 2.

Захворювання кульшового суглоба різного ґенезу призводять до порушення його функцій, обмеженню обсягу рухів, формуванню патологічних динамічних стереотипів.

У результаті проведеного електроміографічного обстеження пацієнтів до- а також після хірургічного лікування були отримані показники міограм ураженої та контралатеральної кінцівок (табл. 4.8, 4.9). Були обчислені середні значення амплітуди та частоти слідування біопотенціалів досліджуваних м'язів (див. Розділ 2, табл. 2.9).

Як бачимо, на *m. gluteus medius* середня амплітуда біопотенціалів до хірургічного лікування великого вертлюга істотно не відрізнялася від такої на неураженому боці (табл. 4.8). Після хірургічного лікування середня амплітуда біопотенціалів на кінцівці з патологією великого вертлюга виявилася вірогідно нижчою, ніж на контралатеральній (табл. 4.9). За середньою частотою біопотенціалів *m. gluteus medius* ураженої та контралатеральної кінцівок істотно не відрізнялись до та після хірургічного втручання. Також не виявлено знічущої різниці між амплітудою та частотою біопотенціалів на *m. adductor magnus* та на *m. rectus femoris* до та після хірургічного лікування.

Після хірургічного втручання за середньою амплітудою біопотенціалів на *m. biceps femoris* істотних відмінностей між ураженою та контралатеральною кінцівками не виявлено (табл. 4.10). Середня частота біопотенціалів на ураженому боці виявилася вірогідно нижчою, ніж на контралатеральному, імовірно, через сумацію біопотенціалів.

У прооперованих пацієнтів на *m. gluteus medius, m. adductor magnus* та на *m. rectus femoris* середня частота біопотенціалів і на ураженій, і на контралатеральній кінцівках підвищилася. Те ж саме можна сказати і про середню амплітуду біопотенціалів на *m. rectus femoris*.

Для вивчення участі м’язів у забезпеченні патологічних динамічних стереотипів оцінили не тільки абсолютні показники біоелектричної активності м’язів тазового поясу, а й співвідношення цих показників між собою в антагоністичних м’язах. Це має такий сенс, що співвідношення показників м’язів-антагоністів мало залежать від віку, фізичної тренованості та довжини кінцівки.

Таблиця 4.8

Середні значення показників поверхневої інтерференційної ЕМГ у пацієнтів із деформаціями ВВ до хірургічного лікування

Досліджуваний м'яз	Частота імпульсації, імп/с		Амплітуда імпульсації, мкВ	
	стегно з деформацією ВВ	контралатеральна кінцівка	стегно з деформацією ВВ	контралатеральна кінцівка
m. gluteus medius	72,2 ± 6,5 n = 16	80,3 ± 13,1 n = 6	400,7 ± 73,0 n = 16	512,7 ± 125,0 n = 6
	P > 0,05		P < 0,05	
m. adductor magnus	95,7 ± 10,1 n = 16	83,8 ± 9,6 n = 6	258,0 ± 58,0 n = 16	288,2 ± 45,7 n = 6
	P > 0,05			
m. rectus femoris	110,5 ± 6,2 n = 16	101,8 ± 12,5 n = 6	301,0 ± 52,2 n = 16	319,5 ± 52,5 n = 6
	P > 0,05			

Таблиця 4.9

Середні значення показників поверхневої інтерференційної ЕМГ у пацієнтів з деформаціями ВВ після хірургічного лікування

Досліджуваний м'яз	Частота імпульсації, імп/с		Амплітуда імпульсації, мкВ	
	стегно з деформацією ВВ	контралатеральна кінцівка	стегно з деформацією ВВ	контралатеральна кінцівка
m. gluteus medius	184,9 ± 58,4 n = 37	137,4 ± 18,1 n = 15	270,6 ± 21,4 n = 37	381,1 ± 21,7 n = 15
	P > 0,05		P > 0,05	
m. adductor magnus	148,4 ± 23,8 n = 37	118,2 ± 11,2 n = 15	270,9 ± 18,5 n = 37	313,5 ± 32,6 n = 15
	P > 0,05			P < 0,05
m. biceps femoris	216,9 ± 10,3 n = 19	286,7 ± 24,4 n = 9	554,3 ± 58,8 n = 19	486,2 ± 33,5 n = 9
	P > 0,05		P > 0,05	
m.rectus femoris	228,9 ± 17,3 n = 37	220,1 ± 20,1 n = 15	464,1 ± 40,0 n = 37	517,4 ± 69,0 n = 15
	P > 0,05		P > 0,05	

Таблиця 4.10

Співвідношення амплітуд та частоти біопотенціалів м'язів-антагоністів до операції

Показник та розподіл за патологією КС	Досліджувані м'язи		
Амплітуда	*glut/adductor*	*adductor/rectus*	*gluteus/rectus*
Контралатеральна кінцівка	1,93	0,95	2,11
Уражена кінцівка	2,22	0,95	1,84
- АНГБК	1,38	0,94	1,64
- вивих стегна	3,67	0,70	2,53
- *coxa vara*	0,51	1,40	0,61
Частота	*glut/adductor*	*adductor/rectus*	*gluteus/rectus*
Контралатеральна кінцівка	0,97	0,99	1,50
Уражена кінцівка	1,20	1,46	1,23
- АНГБК	0,99	0,94	1,00
- вивих стегна	1,49	0,91	1,65
- *coxa vara*	0,94	0,66	0,71

У здорових обстежених коефіцієнт співвідношення середніх амплітуд біопотенціалів м’язів-антагоністів коливався біля одиниці: *m. gluteus medius / m. adductor magnus* ≈1,3, *m. gluteus medius / m. rectus femoris* ≈ 1,4; *adductor magnus / m. rectus femoris* ≈1,06 (табл. 4.9 та 4.10).

У 83 % пацієнтів з патологією великого вертлюга співвідношення середніх амплітуд біопотенціалів антагоністичних м’язів *m. gluteus medius/ m. adductor magnus* на контралатеральній кінцівці також мало значення 0,8-1,7; у 100 % пацієнтів співвідношення *m. gluteus medius / m. rectus femoris* ≈0,957, співвідношення *adductor magnus / m. rectus femoris* ≈1,17.

Для уражених кінцівок виявлено підвищення коефіцієнтів *m. gluteus medius / m. adductor magnus* через підвищення середньої амплітуди біопотенціалів на *m. gluteus medius*. Таким чином, значення середнього

співвідношення *m. gluteus medius / m. adductor magnus* для патологічно змінених кінцівок сягало 2,2. Причому в групі пацієнтів з *coxa vara* це співвідношення було меншим за одиницю (0,51), а в групі з вродженим звихом стегна – 3,67 (достовірна відмінність p = 0,05, TTECT = 0,0018).

У групі із вивихом стегна в 77 % випадків середня амплітуда біопотенціалів на сідничних м'язах була вищою, ніж на привідних м’язах. А в пацієнтів, де деформація ВВ виникла внаслідок *coxa vara,* в 50 % випадків відзначено підвищення амплітуди саме на *m. adductor magnus* порівняно з *m. gluteus medius*. Більш того, знайдено достовірні відмінності коефіцієнтів *m. gluteus medius / m. adductor magnus* у групах з різною патологією кульшового суглоба. Таким чином, виявлені різні реципрокні м'язові взаємовідношення.

Після операції на уражених кінцівках відзначено достовірне зниження коефіцієнта амплітуд *glut/adductor* (p = 0,05), причому відмінності між групами пацієнтів з різними патологіями кульшового суглоба виявилися недостовірними. У кожній нозологічній групі відбулися суттєві зміни коефіцієнтів, особливо в пацієнтів, де деформація ВВ виникла на фоні *coxa vara,* де коефіцієнт *glut/adductor* збільшився через зменшення активності *m. gluteus medius*.

У випадку деформації великого вертлюга в описуваній групі хворих відбувається зближення точок кріплення *m. gluteus medius* – великого вертлюга і крила клубової кістки, що сприяє ретракції м'яза. Під час напруження такого м'яза відбувається сумація потенціалів від близько розташованих рухових одиниць, що відображується підвищенням середньої амплітуди біопотенціалів. У цей час *m. adductor magnus* перебуває в розтягнутому стані. Відомо, що тонус привідних м'язів дорівнює тонусу відвідних м'язів в умовах зрілості центральної нервової системи і відсутності пірамідної патології.

У післяопераційному періоді ми спостерігали тенденцію до нормалізації біоелектричної активності привідних та відвідних м'язів

кульшового суглоба завдяки зменшенню активності *m. gluteus medius* та підвищенню активності *m. adductor magnus* (табл. 4.11).

Таблиця 4.11

Співвідношення амплітуд та частоти біопотенціалів м'язів-антагоністів після хірургічного лікування

Показника та розподіл за патологією КС	Досліджувані м'язи			
Амплітуда	*glut/ adductor*	*adductor/ rectus*	*gluteus/ rectus*	*biceps/ rectus*
Контралатеральна кінцівка	1,05	0,73	0,80	0,84
Уражена кінцівка	1,07	0,65	0,67	1,08
- АНГБК	0,92	0,45	0,45	0,93
- вивих стегна	0,92	0,77	0,70	1,19
- *coxa vara*	1,30	0,56	0,69	0,99
Частота	*glut/ adductor*	*adductor/ rectus*	*gluteus/ rectus*	*biceps/ rectus*
Контралатеральна кінцівка	1,07	0,62	0,80	1,14
Уражена кінцівка	2,51	0,88	0,92	1,00
- АНГБК	1,20	0,65	0,32	0,90
- вивих стегна	1,20	0,73	0,89	1,03
- *coxa vara*	0,97	1,14	1,10	0,98

У процесі детальнішого аналізу даних ЕМГ групи пацієнтів з АНГСК та уродженим вивихом стегна виявлено в багатьох хворих порушення реципрокного балансу між привідними і відвідними м’язами – зниження амплітуди біопотенціалів лише на *m. glutaeus medius* та її підвищення на *m. adductor magnus* ураженої кінцівки.

4.5 Резюме

На підставі проведених досліджень можемо констатувати, що:

– клінічно найбільш інформативними симптомами у випадках деформацій великого вертлюга є наявність і ступінь обмеження відведення стегна (на нашому матеріалі виявлено у 95,71 % випадків), порушення ходьби і накульгування – у 91,43 % та укорочення кінцівки від 0,5 см до 2,5 см – у 84,29 %.

– встановлена пряма залежність ступеня важкості патологічних змін у ВВ від особливостей основної патології КС (найбільші зміни зафіксовані у випадках патології КС внаслідок перенесеного запального процесу (патологічний вивих стегна), а найменші – у разі АНГСК і *coxa vara*) та віку, в якому зазначена патологія виникла – чим менше вік, тим більш виражені зміни;

– найбільш значимі відхилення у ВВ за результатами рентгенологічного дослідження зареєстровані у передньо-задній проекції, а такі показники як, ATD, TTD, LTA, загальна довжина ПВСК та величина L (ступінь латералізації ВВ) повною мірою характеризують розвиток вертлюгового компонента КС і значною мірою залежать від ступеня вираженості патологічних змін;

– проведений аналіз аксіальних сканів комп’ютерних томограм із визначенням показників, які характеризують деформацію ВВ у горизонтальній площині (його зміщення назад або вперед по відношенню до шийки та головки СК) та його взаєморозташування по відношенню до суглобової щілини (співвідношення **М/с**, **Р/Н та** кут **α)** показав найбільш виражені зміни у вертлюговому компоненті КС у горизонтальній площині за умов розвитку деформацій ПВСК внаслідок запальних процесів. Величина кута α залежала від ступеня деструкції ПВСК та ступеня ураження наросткової зони головки стегнової кістки**;**

– результати біомеханічного та електроміографічного дослідження дозволяють стверджувати, що у випадках деформацій ВВ у м'язах, у першу

чергу тазово-вертлюгової групи, відбуваються певні різнонаправлені зміни. Зокрема, сила відвідних м'язів за умов одностороннього ураження була знижена від 25 до 40 % порівняно з протилежною стороною; показники статоподографічного дослідження (коефіцієнт навантаження кінцівок, коефіцієнт стійкості та відносне навантаження на кожну кінцівку від ваги тіла) також характеризувалися найбільшими відхиленнями від показників норми та контралатеральної кінцівки саме за умов деформацій ПВСК внаслідок запальних процесів. У випадку високого розташування ВВ за АНГСК та *coxa vara* сила відвідних м'язів у разі одностороннього ураження була знижена не так виражено, як у випадках запальних захворювань, а у 44 % випадків навіть відзначено збільшення їх сили від 15 до 36 % порівняно з протилежною стороною. Показники статоподографічного дослідження характеризувалися помірними відхиленнями від значень норми та контралатеральної кінцівки;

– отримані результати мають стати пунктом відліку для подальшого динамічного спостереження за розвитком досліджуваних анатомічних структур. Клінічне обстеження, аналіз оглядових рентгенограм таза дітей з деформаціями ВВ дає змогу провести їх розподіл на клінічні групи та визначити індивідуальні підходи до вибору лікувальної (у тому числі хірургічної) тактики вказаної категорії хворих дітей.

РОЗДІЛ 5
ДІАГНОСТИЧНА ТА ЛІКУВАЛЬНА ТАКТИКА У ВИПАДКАХ ДЕФОРМАЦІЙ ВЕЛИКОГО ВЕРТЛЮГА В ДІТЕЙ

5.1 Робоча класифікація деформацій великого вертлюга в дітей

Враховуючи досить велике різноманіття змін форми та розташування великого вертлюга в дітей як наслідок різних захворювань кульшового суглоба, вважаємо за необхідне провести певну класифікаційну роботу, направлену на визначення основних варіантів відхилення від норми у вертлюговому компоненті з урахуванням ступеня вираженості деформації ВВ, тривимірної системи координат, віку хворого та можливого поєднання з іншими проявами основної патології суглоба [132-135]. З цією метою ми визначили основні критерії, за якими будемо в подальшому визначати варіанти відхилень у ВВ:

– рентгенологічні, клінічні та біомеханічні дані;

– темпи прогресування та ступінь вираженості змін у вертлюговому компоненті КС;

– можливе поєднання змін у ВВ з іншими проявами патології КС – відхилення в будові ПВСК та КЗп, ознаки децентрації та підвивиху стегна, а також коксартрозу.

У табл. 5.1 та на рис. 5.1 наведено робочу класифікацію деформацій великого вертлюга (опис та роз'яснення - далі по тексту).

І. Клас, заснований на рентгенологічних даних:

1. <u>деформації ВВ у фронтальній площині</u>:

а) високе стояння ВВ (І, ІІ та ІІІ ступеня) – стан, коли верхівка ВВ знаходиться на рівні, або вище горизонтальної лінії, проведеної через найвищу точку суглобової щілини кульшового суглоба (рис. 5.1, а);

б) низьке розташування ВВ (по суті – його гіпоплазія) – такий стан відзначають за деяких неврологічних захворювань (ДЦП, наслідки спино-

мозкової грижі тощо) та значно рідше за наслідків перенесених запальних захворювань КС (коксити, остеомієліти ПВСК тощо) (рис. 5.1, а). У таких випадках констатують значну слабкість функціонування сідничних м'язів, або навіть повну її відсутність.

Таблиця 5.1

Робоча класифікація деформацій великого вертлюга

Клас	Підвид	Варіант підвиду
1-й клас: деформації ВВ за видом зміщення та площиною, в якій вона виявлена	1. у фронтальній площині	а. високе стояння ВВ (I, II та III ступеня)
		б. низьке розташування ВВ (гіпоплазія)
	2. у горизонтальній площині	а. латеральне зміщення ВВ
		б. медіальне зміщення ВВ
	3. у сагітальній площині	а. зміщення ВВ назад
		б. зміщення ВВ вперед
	4. комбінована деформація ВВ	
2-й клас: деформації ВВ за ступенем вираженості	перший – початковий;	
	другий – помірний;	
	третій – виражений;	
3-й клас: деформації ВВ з урахуванням змін у компонентах КС	1-й варіант: деформація ВВ без будь-яких змін у компонентах КС	
	2-й – у поєднанні зі змінами в будові ПВСК	
	3-й – у поєднанні зі змінами в будові КЗп	
	4-й – в поєднанні зі змінами як в будові ПВСК, так і КЗп	
	5-й – в поєднанні з ознаками коксартрозу різного ступеня	

2. <u>деформації ВВ у горизонтальній площині</u> (рис. 5.1, б):

а) латеральне зміщення ВВ;

б) медіальне зміщення ВВ (по суті – його гіпоплазія), зазвичай поєднується з низьким розташуванням ВВ і зустрічається у тих же випадках;

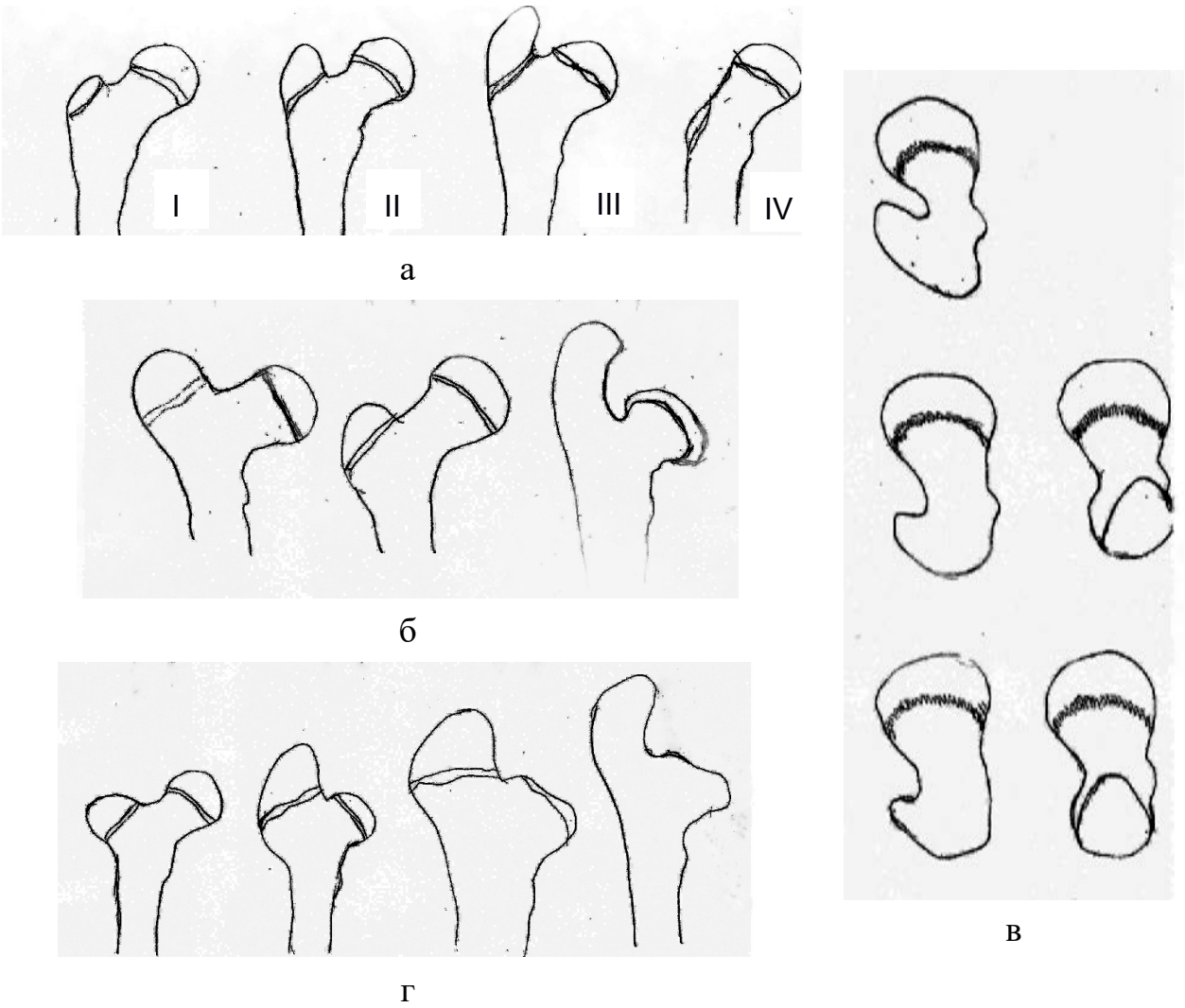


Рис. 5.1. Схема варіантів деформації ВВ у різних площинах відповідно до наведеної класифікації: а) деформації ВВ у вертикальній площині: високе розташування ВВ трьох ступенів (I, II, III) та низьке розташування ВВ (IV); б) варіанти деформацій ВВ в горизонтальній площині (латеральне та медіальне зміщення ВВ); в) варіанти деформацій ВВ у сагітальній площині; г) варіанти деформацій ВВ у вертикальній площині в поєднанні із відхиленнями в анатомічній будові ПВСК (пояснення в тексті).

3. деформації ВВ у сагітальній площині (рис. 5.1, в):

а) зміщення ВВ назад – зазвичай поєднується та доповнює високе стояння ВВ;

б) зміщення ВВ уперед – зазвичай є наслідком запального процесу або хірургічного втручання;

4. комбінована (поєднана) деформація ВВ – про деякі варіанти комбінованих деформацій ВВ ми писали вище (п. 1, 2 та 3 цієї класифікації).

5. деформації ВВ у поєднанні із відхиленнями в анатомічній будові ПВСК (*coxa vara, coxa breva, coxa magna, coxa anteverta, coxa retroverta* та їх поєднання) та кульшової западини (рис. 5.1, в). Таким поєднаним відхиленням у будові компонентів КС треба приділяти особливу увагу, через те, що вони, зазвичай, супроводжуються розвиненням та прогресуванням підвивиху стегна. Отже, такі стані значно частіше потребують виконання хірургічних втручань.

ІІ. Клас виду деформацій ВВ за ступенем вираженості та з урахуванням результатів клінічного, рентгенологічного і біомеханічного обстеження:

1. перший ступінь (початковий або незначний) – деформація ВВ визначається за результатами рентгенологічного обстеження (рентгенографія КС або комп'ютерна томографія), але без клінічних проявів (відсутні скарги хворого на болі, кульгання та обмеження рухів у КС). Зазвичай, такий ступінь не перевищує 25-30 % від верхньої межі референтної норми і не потребує хірургічного лікування, однак необхідний постійний нагляд ортопеда для визначення динаміки подальшого розвитку компонентів та КС в цілому;

2. другий ступінь (помірний) – деформація ВВ, яку визначають як за результатами рентгенологічного обстеження (зазвичай перевищує на 30-60 % верхню межу норми), так і за показниками клінічного та біомеханічного обстеження (обмеження рухів у КС, слабкість сідничних м'язів, незначне кульгання тощо);

3. третій ступінь (виражений) – деформація ВВ, яка за даними рентгенологічного обстеження перевищує верхню межу норми більш, ніж на 60 % та супроводжується значними клінічними проявами й, зазвичай, суттєвими скаргами: кульгання, обмеження рухів у КС, біль у ділянці КС.

III. Клас виду деформацій ВВ з урахуванням можливих змін у компонентах КС:

1-й варіант – деформація ВВ без будь-яких змін у ПВСК, КЗп та суглобі загалом;

2-й варіант – деформація ВВ у поєднанні зі змінами в будові ПВСК (частіше різного ступеня варусна деформація ПВСК із вкороченням шийки стегнової кістки та її потовщенням, значно рідше – вальгусна, також можливі варіанти деформацій ПВСК, пов'язані із ураженням наросткової зони ГСК внаслідок перенесених запальних процесів та/або хірургічних втручань (ятрогенні деформації)), але без ознак дисплазії КЗп, а отже без децентрації та підвивиху стегна на початкових етапах, однак можливі варіанти зміни довжини нижніх кінцівок;

3-й варіант – деформація ВВ у поєднанні зі змінами в будові КЗп (скошеність даху КЗп, недорозвинення передньоверхнього, верхнього і, значно рідше заднього краю КЗп). Внаслідок такого стану розвивається й прогресує децентрація та підвивих стегна. Також можливі варіанти зміни довжини нижньої кінцівки, зазвичай, її укорочення;

4-й варіант – деформація ВВ у поєднанні зі змінами як у будові ПВСК, так і у КЗп (вказані у 3-у варіанті), а отже – розвинення і прогресування децентрації і підвивиху стегна та зміни довжини нижньої кінцівки, зазвичай, її укорочення;

5-й варіант – деформація ВВ у поєднання зі змінами в будові будь-якого із компонентів КС (і ПВСК, і КЗп), з клініко-рентгенологічними ознаками розвитку диспластичного коксартрозу різного ступеня (такі зміни достатньо детально описані в низці робіт [12, 136, 137]).

Таким чином, з урахуванням класів деформацій ВВ та їх можливих підвидів і варіантів діагноз у дитини з деформацією ВВ може бути записаний так:

- дисплазія КС, стан після закритого вправлення уродженого вивиху стегна, вальгусна деформація ПВСК, деформація ВВ (підвид 1 за 1-м класом, варіант а, 3-го ступеня та 2-й варіант за 3-м класом;

або:

- складна багатоплощинна деформація ПВСК на фоні перенесеного остеомієліту верхньої третини стегна (в анамнезі), деформація ВВ (підвид 4 за 1-м класом, 3-го ступеня та 5-й варіант за 3-м класом).

5.2 Діагностичний та лікувальний алгоритм у випадках деформацій великого вертлюга в дітей

Враховуючи, що зміна форми та розташування ВВ є лише одним із проявів основної патології КС, та відповідно до розробленої вище робочої класифікації деформацій ВВ, надалі перед нами постає завдання розробити концептуальні підходи до діагностики та лікування різноманітних відхилень у суглобі з елементами відповідної корекції положення великого вертлюга, провести їх апробацію і оцінити клінічну ефективність [138-140].

На підставі аналізу даних літератури [141-152] та власного досвіду нами складено перелік можливих втручань (табл. 5.2), які дають змогу певною мірою проводити корекцію вертлюгового компонента в чистому вигляді або в поєднанні із втручаннями на інших компонентах КС (ПВСК та КЗп). При цьому для зручності подальшого використання, кожному із варіантів втручань умовно присвоєно певний номер (модуль).

Таблиця 5.2

Перелік можливих втручань на ВВ у чистому вигляді або в поєднанні із втручаннями на компонентах КС (ПВСК та КЗп)

Хірургічне втручання	№ модуля
1	*2*
Операція OVL з фіксацією гвинтами	1
OVL + КМОС	2

Продовження табл. 5.2

1	*2*
Операція постійного епіфізіодезу без остетомії ВВ (гвинтами або стабілізаційною пластиною)	3
Постійний епіфізіодез + КМОС	4
Постійний епіфізіодез + КМОС + остеотомія таза (різні варіанти)	5
Постійний епіфізіодез + остеотомія таза (різні варіанти)	6
OVL + відкрите вправлення стегна по типу артропластики	7
Тимчасовий епіфізіодез росткової зони ВВ	8
Реконструкція стегнової кістки типу Шанца – Ілізарова	9

Примітки: OVL – Операція за Veau-Lamy; КМОС – коригувальна міжвертлюгова остеотомія стегна.

Нами запропоновані варіанти хірургічних втручань відповідно до можливих відхилень у ПВСК і КЗп, а також у різних їх поєднаннях з урахуванням (відповідно до класифікації) віку, темпів прогресування деформації та особливостей основного захворювання КС, що склало своєрідний банк лікувальних заходів (табл. 5.3).

Таким чином, за допомогою проведеного концептуального моделювання систематизовано різноманітні зміні, які відзначають у дітей з деформаціями ВВ та розроблено підходи до діагностики та лікування патології КС з урахуванням форми і просторового розташування великого вертлюга залежно від анатомо-функціональних та вікових особливостей дитячого організму.

У процесі визначення показань до проведення певного методу лікування деформацій ВВ лікарю необхідно орієнтуватися не на саму деформацію, а на максимально повне відновлення порушеної анатомії і функції кульшового суглоба з урахуванням особливостей основного захворювання. У подальших розділах дослідження наведено розроблені нами варіанти втручань на ВВ та їх поєднання із загальновідомими операціями на елементах КС.

Таблиця 5.3

Варіанти хірургічних втручань для лікування деформацій ВВ з урахуванням відхилень у ПВСК та КЗп

Варіант відхилення у будові КС	Номер і кількість лікувальних заходів-модулів								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Деформація ВВ «у чистому» вигляді	+	-	+	+	-	-	-	+	-
Деформація ВВ у поєднанні з багатоплощинною деформацією ПВСК	-	+	+*	+*	-	-	-	+*	-
Деформація ВВ у поєднанні з недорозвиненням КЗп	+	-	+*	-	-	+*	-	+*	-
Деформація ВВ у поєднанні з багатоплощинною деформацією ПВСК та недорозвиненням КЗп	-	+*						+*	+*
Деформація ВВ у поєднанні з руйнуванням ГСК та ШСК	+*	+*	+*	+*	+*	+*	-	-	+*
Деформація ВВ у поєднанні з вивихом або підвивихом стегна	+*	+*	-	+*	+*	+*	+	+*	-

Примітка. * – застосування операцій-модулів під цією позначкою необхідно вирішувати індивідуально за суворими показаннями в кожному випадку.

5.2.1 Технологія хірургічного лікування деформації великого вертлюга з тимчасовим блокуванням зони його росту

Як вказано раніше, деформація великого вертлюга стегнової кістки може бути обумовлена різними обставинами: вродженими та набутими

патологічними станами, а саме: дисплазією кульшових суглобів (вивих та підвивих стегна), *coxa vara*, як наслідок хвороби Легга-Кальве-Пертеса або перенесених запальних процесів у ПВСК.

Зазначена деформація великого вертлюга, зазвичай, проявляється надлишковим його ростом, що викликає інсуффіцієнтність м’язів, які прикріплюються до великого вертлюга, а це в свою чергу денормалізує біомеханічні взаємовідносини сідничних м’язів і порушує функцію кульшового суглоба, зокрема створює умови для роботи цих м’язів на децентрацію ГСК по відношенню до КЗп та розвинення підвивиху стегна.

Надалі наводимо спосіб лікування деформації великого вертлюга з тимчасовим блокуванням зони його росту і пристрій для його здійснення, який сприяє блокуванню аппозиційного росту вертлюга завдяки створенню надлишкового тиску на його верхівку і, таким чином, попереджає подальший її ріст. Крім того, відбувається розвантаження верхнього гвинта стабілізаційної пластини від дії на нього розтягувальних сил, створених сідничними м’язами шляхом переносу точки прикладання цих сил в зону розташування нижнього спонгіозного гвинта, що дає можливість підвищити надійність лікування зазначеної патології (Деклараційний патент України № 81754 та №81755 [153, 154]).

Зазначений спосіб хірургічного лікування деформації великого вертлюга заснований на тимчасовому блокуванні зони його росту шляхом імплантації на латеральному боці ВВ за допомогою гвинтів стабілізаційної пластини. Пластина перекриває наросткову зону великого вертлюга вище і нижче її на визначений термін, після нормалізації кутових та лінійних характеристик проксимального відділу стегнової кістки пластину видаляють. Одночасно з імплантацією пластини додатково накладають на верхівку великого вертлюга нерухомо з’єднану з пластиною перегородку з можливістю охоплення нею, щонайменше 2/3 поверхні верхівки у фронтальній площині.

Пристрій для здійснення хірургічного лікування деформацій великого вертлюга вироблений у вигляді біоінертної стабілізаційної пластини з

декількома отворами для спонгіозних гвинтів. Відповідно до запропонованого способу верхня частина пластини виконана у вигляді роздільних між собою у фронтальній площині криволінійних, сформованих за конфігурацією зовнішньої поверхні верхівки вертлюга лапок такої довжини, яка забезпечує можливість обхвату ними щонайменше 2/3 поверхні верхівки великого вертлюга, а ширина лапок не перевищує проміжки між сідничними м’язами, прикріпленими до зазначеної верхівки вертлюга.

Накладання на верхівку великого вертлюга нерухомо з’єднаних з пластиною лапок з можливістю охоплення ними, щонайменше 2/3 поверхні верхівки вертлюгу у фронтальній площині створює на зазначеній верхівці надлишковий тиск, що сприяє блокуванню прогресованого аппозиційного росту великого вертлюга і одночасно створює умови для переносу точки дії розтягувальних навантажень від сідничних м’язів у зону розташування нижнього спонгіозного гвинта, який вгвинчено в міцну тканину метафіза стегнової кістки. Це значно зменшує навантаження на верхній гвинт і попереджає руйнування і лізис кісткової та хрящової тканин апофізу, зберігаючи таким чином ступінь блокування зони росту великого вертлюга.

Спосіб пояснюється кресленнями (рис. 5.2-5.3). На рис. 5.2, а зображена схема проксимального відділу стегнової кістки у фронтальній площині в нормі; на рис 5.2, б – етап імплантації стабілізаційної пластини на великий вертлюг для лікування його деформації; на рис. 5.2, в – теж саме, вигляд великого вертлюга з латерального боку; на рис. 5.2, г. – пристрій для лікування деформацій великого вертлюга.

Нормальний стан проксимального відділу *1* стегнової кістки з великим вертлюгом *2* характеризується величиною шийково-діафізарного кута α в межах 125°-130° та величиною *А* розташування верхівки *3* вертлюга нижче осі *О* центру головки стегнової кістки *4* в межах (0 /-5 мм) (рис. 5.2, а).

Показаннями для хірургічного лікування деформації великого вертлюга є зменшення кута α до 119° і менше та величини показника А в межах (від +3 до +15 мм) у віці дітей від 5 до 10 років. У таких випадках хірургічне

лікування деформації великого вертлюга засноване на одночасному блокуванні зони його росту *5*, а також верхівки вертлюга *3*.

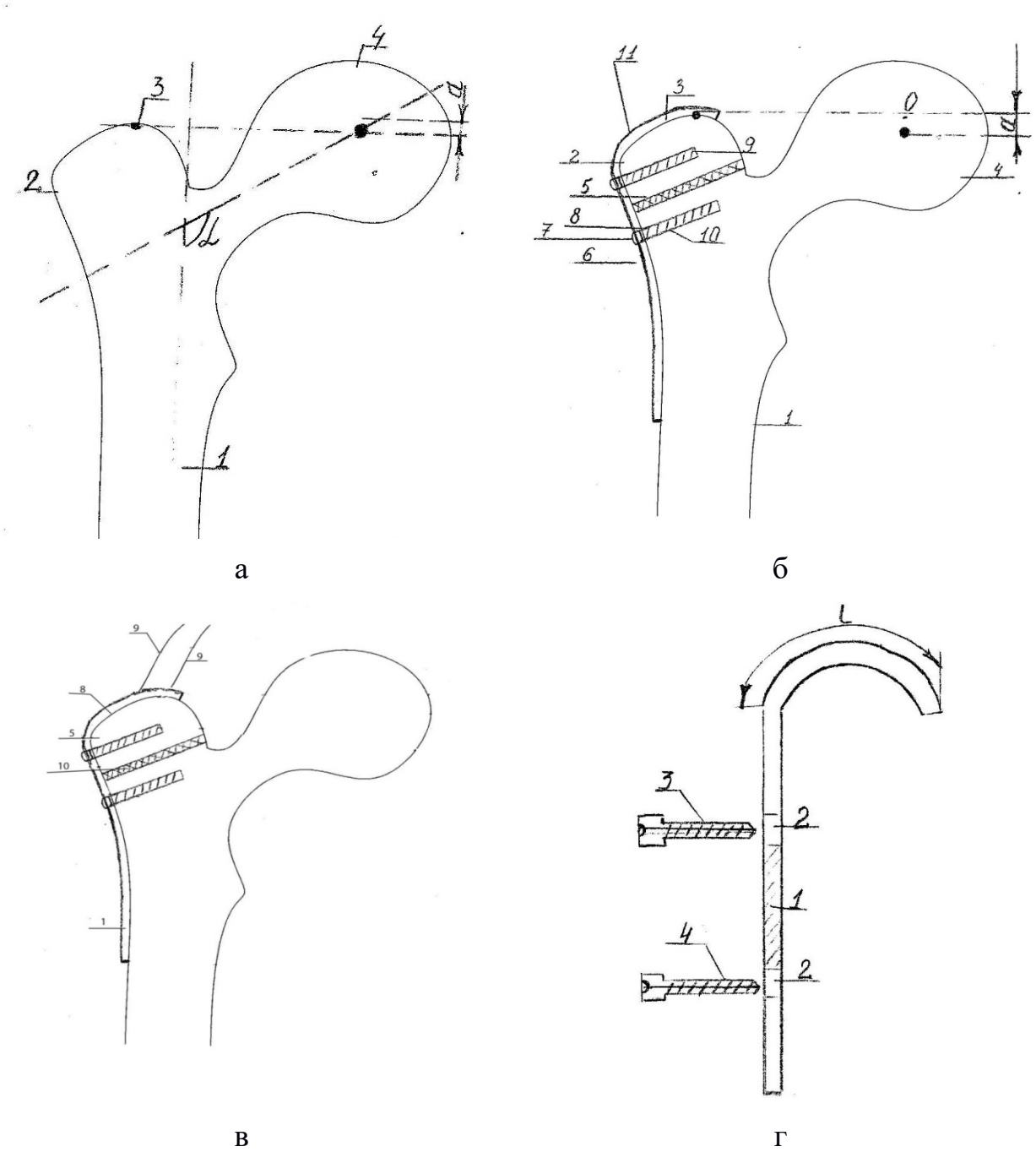


Рис 5.2. Схеми: а) ПВСК у фронтальній площині в нормі; б) етапу імплантації стабілізаційної пластини на ВВ; в) теж саме, вигляд великого вертлюга з латерального боку; г) пристрою для лікування деформацій ВВ.

Для цього після введення пацієнта в хірургічну фазу наркозу проводять обробку шкіри, виконують її розріз довжиною до 5 см у проекції верхньої

третини стегнової кістки по латеральній поверхні великого вертлюга, пошарово розкривають м’які тканини до окістя. Визначають зону росту *5* великого вертлюга за допомогою введення в її ділянку спиці та рентгеноконтролю.

Подальше лікування здійснюють за допомогою пристрою, який являє собою біоінертну стабілізаційну пластину *6* з декількома отворами розташованими вздовж неї та спонгіозних гвинтів, верхнього *9* та нижнього *10*. Для підвищення міцності з’єднання гвинтів з пластиною нижній її отвір *10* та голівка одного із гвинтів виконані нарізними. На верхній частині пластини розташовані розділені між собою у фронтальній площині три криволінійні лапки, які формують заздалегідь відповідно до конфігурації зовнішньої поверхні верхівки великого вертлюга.

Довжина *l* зазначених лапок розрахована так, щоб мати можливість обхвату ними щонайменше 2/3 поверхні верхівки великого вертлюга. Ширина *b* лапок не перевищує величини проміжків, які формуються між сідничними м’язами, прикріпленими до зазначеної верхівки. Сідничні м’язи на рівні верхівки вертлюга тупо розшаровують, а лапки пластини встановлюють у проміжки між цими м’язами, а середню і нижню частину пластини імплантують на латеральному боці великого вертлюга в проекції зони його росту з можливістю перекриття цими частинами пластини цієї зони вище и нижче її.

Фіксують пластину до вертлюга спонгіозними гвинтами, розміщуючи верхній гвинт вище наросткової зони в кістково-хрящовій тканині апофіза великого вертлюга, а нижній гвинт – нижче цієї зони в метафізі стегнової кістки. Виконують гемостаз, тканини пошарово зашивають. Гіпсову іммобілізацію в післяопераційному періоді не виконують.

Завдяки імплантації пластини в зоні росту великого вертлюга виникає надлишковий тиск, що попереджає подальший її ріст і створює тимчасове блокування цієї зони.

Після імплантації стабілізаційної пластини зазвичай спостерігають подальше прогресування деформації, що обумовлено аппозиційним ростом

тканин великого вертлюга, але при цьому ріст тканин вертлюга буде блокуватися за допомогою лапок, які виконують роль перегородки.

Після створення надлишкового тиску у вказаному апофізі подальша деформація буде уповільнюватися аж до самого її припинення.

Таке тимчасове блокування зони росту великого вертлюга і його верхівки продовжують визначений період часу (12-18 міс.). Після досягнення нормалізації кутових та лінійних характеристик ВВ стабілізаційну пластину видаляють (повторно в проекції післяопераційного рубця виконують розріз шкіри довжиною до 5 см, пошарово проводять розтин тканин, видаляють стабілізаційну пластини із гвинтами, виконують гемостаз, тканини пошарово зашивають. Гіпсову іммобілізацію в післяопераційному періоді не виконують).

Одночасне блокування зони росту і верхівки великого вертлюга за допомогою пластини з лапками, які охоплюють його верхівку по зовнішній поверхні, з’єднує цією пластиною як одне ціле верхівку великого вертлюга і метафіз стегнової кістки. Розтягувальні навантаження від дії сідничних м’язів під час функціонування кульшового суглоба будуть тепер сприйматися в зоні розташування гвинта в тканині метафіза. Це значно зменшує навантаження на верхній гвинт і попереджає руйнування і лізис кістково-хрящової тканини великого вертлюга, зберігаючи, таким чином, надлишковий тиск в зоні росту вертлюга протягом усього часу лікування. Це позитивно позначається на надійності такого лікування.

Лапки необхідно робити такими, щоб їх ширина не перевищувала величину проміжків між сідничними м’язами. Це попереджатиме травмування останніх під час функціонування прооперованої кінцівки.

Дослідження запропонованого способу лікування деформації великого вертлюга і пристрою для його здійснення були проведені на кінцево-елементній моделі проксимального відділу стегнової кістки. Результати досліджень свідчать про відсутність надлишкового напруження в зоні розташування верхнього гвинта і збереження напруження в наростковій зоні,

а також на верхівці великого вертлюга упродовж усього часу моделювання. Встановлено, зо зупинення росту верхівки великого вертлюга відбувається, коли в ній досягається тиск (5-7 МПа).

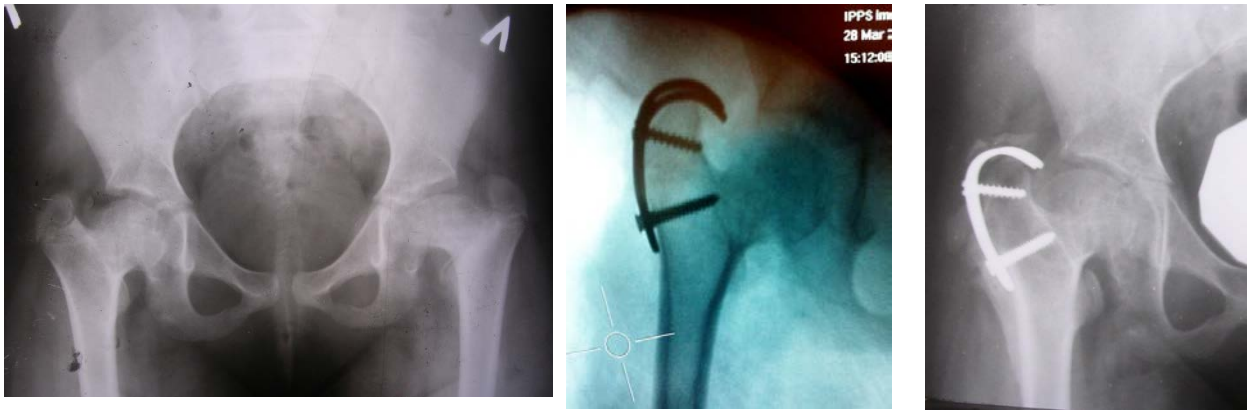
Нижче наводимо клінічний приклад використання способу тимчасового епіфізіодезу наросткової зони ВВ з використанням стабілізаційної пластини для тимчасового епіфізіодезу ВВ.

Клінічний приклад № 1

Хвора Д., 8 років, історія хвороби № 83792, госпіталізована у відділення дитячої ортопедії ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка з діагнозом: дисплазія КС, стан після консервативного лікування підвивиху обох стегон, високе стояння ВВ, S = D. Проведене обстеження хворої: клінічне – симптом Тренделенбурга слабко позитивний з обох боків, наявне легке кульгання, скарги на втомлюваність під час ходьби на дистанції понад 500 м, лабораторне (статоподографія та ЕМГ – див. нижче), рентгенологічне (АІ справа 10°, ШДК 118°, лінія Шентона порушена на 1 см, головка стегнової кістки правильної форми, однак зміщена по відношенню до кульшової западини доверху та латерально до 0,5 см; АІ зліва 21°, ШДК 110°, лінія Шентона зліва порушена на 1,5 см, головка стегнової кістки деформована та зміщена по відношенню до кульшової западини доверху та латерально до 1 см) (рис. 5.3, а). Показники розвитку вертлюгового компонента охарактеризовані такими даними: ATD мала від'ємне значення і дорівнювала -2; величина TTD становила від 2,1 радіусу ГСК; величина LTA та показник L – 2,2 та 1,6 радіусу ГСК відповідно; загальна довжина ПВСК співпала з величиною TTD. Показники вимірюваних величин у фронтальній площині становили: індекс М/с – від 2,9, тобто великий вертлюг розташовувався ближче до суглобової щілини порівняно із нормою; індекс Р/Н становив 2,16; величина кута α дорівнювала 35°. Сила відвідних м'язів була знижена на 15 % з обох сторін, а показники статоподографічного дослідження помірно відхилялися від норми. За даними ЕМГ виявлено підвищення коефіцієнтів *m .gluteus medius*

/ *m. adductor magnus* через підвищення середньої амплітуди біопотенціалів на *m. gluteus medius* і це співвідношення становило 0,51.

Хворій виконане хірургічне втручання: тимчасовий епіфізіодез ВВ справа за запропонованим способом (рис. 5.3).



а б в

Рис. 5.3. Рентгенограми хворої Д., історія хвороби № 83792: а) до виконання тимчасового епіфізіодезу наросткової зони ВВ; б) правий КС безпосередньо після виконання хірургічного втручання; в) правий КС через 2 роки після виконання тимчасового епіфізіодезу наросткової зони ВВ.

У післяопераційному періоді іммобілізацію не виконували, дитині дозволили навантажувати нижню кінцівку на 3-ю добу після операції. Через 3 тижні проведено курс реабілітаційної відновлювальної терапії.

На контрольних оглядах хворої через 6 міс. та 2 роки після хірургічного втручання виявили, що рухи в кульшовому суглобі задовільні, ознак розвитку дистрофічних змін у головці стегнової кістки не відмічено, больовий синдром відсутній.

У результаті проведеного клінічного обстеження хворої встановлено негативний з обох боків симптом Тренделенбурга, легке кульгання, скарги на втомлюваність під час ходьби на відстань понад 100 м.

Також проведено рентгенморфометрію та визначені показники: справа – АІ дорівнював 10°, ШДК 118°, лінія Шентона була порушена до 1 см, ГСК

мала правильну форму, зміщена по відношенню до КЗп доверху та латерально до 0,5 см; зліва – АІ 18°, ШДК 110° (рис. 5.3, в). Були визначені показники розвитку вертлюгового компонента та зафіксовано їх певне покращення: зменшилось від'ємне значення ATD і сягало -1, тобто у результаті виконаного тимчасового епфіфізеодезу досягнуто зменшення деформації ВВ, що й було метою операції. Величина TTD становила від 2,1 радіусу ГСК; величина LTA та показник L – 2,2 та 1,6 радіусу ГСК відповідно; загальна довжина ПВСК співпала з величиною TTD. У фронтальній площині деформацію великого вертлюга характеризували такі показники: індекс М/с становив від 2,1, тобто великий вертлюг змінив розташовування і відділився від суглобової щілини у порівнянні із доопераційним станом; індекс Р/Н становив 2,16; величина кута α – 32°. Сила відвідних м'язів збільшилася на 15 % і знаходилася в межах норми, а показники статоподографічного дослідження відзначалися практично однаковими даними з обох сторін і знаходилися у межах норми. За даними ЕМГ виявлено нормалізацію коефіцієнтів *m. gluteus medius / m. adductor magnus,* а їх співвідношення становило 1,07.

Таким чином, запропонований спосіб тимчасового епіфізіодезу наросткової зони ВВ дає можливість контролювати ступінь деформації ВВ, не потребує тривалої іммобілізації та відновного лікування, при цьому значно покращується функціональний стан кульшового суглоба завдяки оптимізації відвідних м'язів, а, отже, підвищується надійність утримання головки стегнової кістки у КЗп.

5.2.2 Технологія хірургічного лікування патологічного вивиху стегна, який супроводжується високим розташуванням великого вертлюга

У розділі 4 представленої роботи наведено результати аналізу відхилень розташування та форми ВВ у випадках різних захворювань КС у дітей та показано, що найбільші зміни у вертлюговому компоненті відбуваються у разі

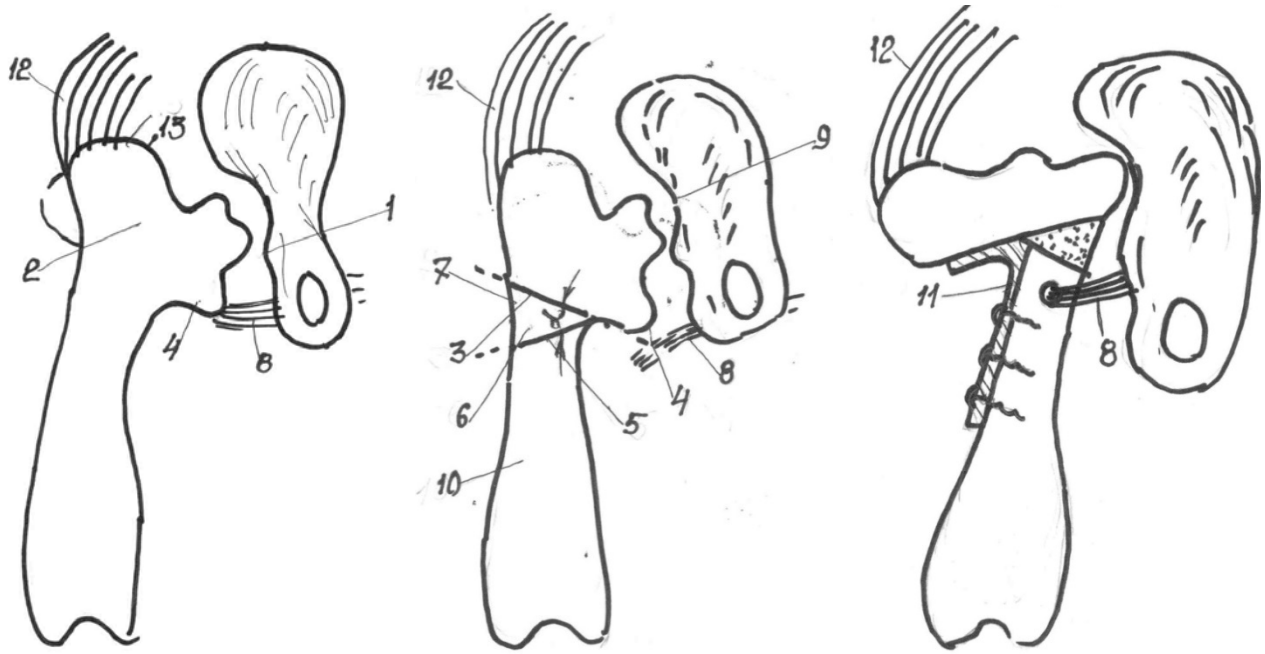
наслідків перенесених запальних процесів. Надалі наводимо розроблений нами спосіб хірургічного лікування патологічного вивиху стегна в поєднанні із втручанням на ПВСК з урахуванням зміни положення і форми ВВ (Деклараційний патент України № 52554 [154]).

Спосіб хірургічного лікування патологічного вивиху стегна дає змогу використовувати малий вертлюг, на якому є природно сформована зона росту і хрящоподібна тканина, для контакту ПВСК з КЗп, прискорити зрощування клиноподібного проміжку між остеотомованими відділами стегнової кістки, покращити реабілітаційний період хворого, збільшити ступінь корекції стегнової кістки на рівні остеотомії і забезпечити вектор роботи сідничних м’язів, які прикріплюються до ВВ, щоб покращилася центрація сформованої культі, зменшилося скорочення ураженої нижньої кінцівки, і відповідно. підвищилася надійність і ефективність лікування.

Спосіб хірургічного лікування патологічного вивиху стегна заснований на виконанні переднього доступу до КС, артротомії, ревізії суглоба і артропластики, здійсненні латерального доступу до проксимального відділу стегнової кістки і остеотомії її, кутовій корекції ПВСК зазначеної кістки відносно дистального її відділу і фіксації обох відділів стегна у визначеному положенні. Додатково з остеотомією стегнової кістки виконують її клиноподібну резекцію з утворенням кісткового клина основою назовні. При цьому остеотомію і резекцію кістки здійснюють на рівні нижнього краю малого вертлюга, відсікають сухожилок здухвинно-поперекового м’яза від малого вертлюга і вправляють останній у кульшову западину. У випадку кутової корекції стегна клин розвертають основою досередини і впроваджують в розріз остеотомії, після чого сухожилок здухвинно-поперекового м’яза підшивають до дистального відділу стегнової кістки.

Виконання способу пояснюється кресленнями і фотовідбитками рентгенівських зображень розташування стегна у початковому положенні і на різних етапах хірургічного втручання. На рис. 5.4, а зображена схема кульшового суглоба у випадку патологічного вивиху стегна, головка і шийка

стегнової кістки зруйновані; рис. 5.4, б ілюструє виконання кутової корекції проксимального відділу стегнової кістки; на рис. 5.4 в представлена схема кульшового суглоба на завершальній стадії хірургічного втручання. Рентгенограми пацієнтів перед хірургічним лікуванням та після нього представлені в клінічних прикладах.



а б в

Рис. 5.4. Схеми: а) КС у випадку патологічного вивиху стегна із руйнуванням ГСК; б) розрахунку остеотомії СК; в) КС після виконання хірургічного втручання.

Спосіб хірургічного лікування патологічного вивиху стегна у випадку зруйнованої головки і шийки стегнової кістки за нашою методикою здійснюється так: виконують передній доступ до КС, артротомію, ревізію суглоба, артропластику. Потім виконують латеральний доступ до проксимального відділу *2* стегнової кістки, і остеотомію його *3* на рівні нижнього краю малого вертлюга *4*, відсічення сухожилка здухвинно-поперекового м’яза *8* від малого вертлюга *4*, клиноподібну резекцію *5* з утворенням кісткового клина *6* основою *7* назовні. Наступним етапом видаляють клин *6* із стегнової кістки і здійснюють її кутову корекцію, по

завершенню якої клин *6* розвертають основою досередини і впроваджують в розріз остеотомії *3*, а малий вертлюг *4* вправляють у кульшову западину *9*. Сухожилок здухвинно-поперекового м’яза *8* підшивають, або черезкістково фіксують до дистального відділу стегнової кістки. Проксимальний *2* і дистальний відділ *10* стегнової кістки з’єднують між собою за допомогою фіксувальної Г-подібної пластини *11*.

Кут α клина *6* при цьому формують у межах 15º-20º при вершинні залежно від ступеня руйнування проксимального відділу стегна. Меншу величину кута α клина формують у випадку меншого ступеня руйнування головки та шийки стегнової кістки. За умов, коли кут α клина перевищує 20º, не виключається погіршення контакту дистального і проксимального відділів стегнової кістки, що, у свою чергу, може призвести до нестабільності вправленого в кульшову западину малого вертлюга.

Виконання остеотомії *3* стегнової кістки на рівні нижнього краю малого вертлюга *4* і відсічення сухожилка здухвинно-поперекового м’яза *8* від останнього дозволяє використовувати малий вертлюг, на якому природно є зона росту і хрящоподібна тканина для контакту проксимального відділу стегнової кістки з кульшовою западиною *9*. Це зменшує рубцювання в останній, розвиток анкілозу суглоба і забезпечує збереження опороздатності нижньої кінцівки в післяопераційному періоді.

Здійснення на одному рівні з остеотомією клиноподібної резекції стегнової кістки з утворенням клина основою назовні, розвертання останнього і введення його в розріз остеотомії основою досередини сприяє збільшенню зусилля в процесі проведення кутової корекції на подолання пружності сідничних м’язів, які прикріплені до великого вертлюга, і, тим самим, забезпечується підвищення ступеня корекції стегна. При цьому вдосконалена корекція стегна забезпечує направлення вектору дії сідничних м’язів на стегнову кістку так, що поліпшується центрація та розташування малого вертлюга в кульшовій западині та створюються умови для попередження повторного вивиху стегна.

Окрім того, кістковий клин, введений у розріз остеотомії, збільшує кут відведення стегнової кістки і зменшує його скорочення, що позитивно впливає на функціональну спроможність нижньої кінцівки і покращує якість життя хворого. Через те, що конічний проміжок, який утворюється між проксимальним і дистальним відділами стегнової кістки, заповнюється в процесі корекції її кістковим клином, прискорюється зрощування кістки і забезпечується потрібна цілісність її за менший проміжок часу.

Клінічний приклад № 2

Хворий М., 5 років, історія хвороби № 74251, госпіталізований у відділення дитячої ортопедії ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН» з діагнозом: патологічний вивих правого стегна, стан після перенесеного остеомієліту верхньої третини правого стегна у віці 1 року.

Проведене клінічне та лабораторне обстеження хворого. У процесі рентгенологічного обстеження визначено повну відсутність головки та шийки стегнової кістки справа, зміщення проксимального відділу стегнової кістки догори та латерально. Кульшова западина зберігала свою форму, ацетабулярний індекс дорівнював 20° (рис. 5.5).

Рис. 5.5. Рентгенограма хворого М., історія хвороби № 74251, до хірургічного втручання.

Хворому виконане хірургічне втручання відповідно до запропонованого способу зі здійсненням артропластики, остеотомії стегнової кістки нижче малого вертлюга та проведенням додаткової клиноподібної резекції стегнової кістки з основою клина назовні та із наступним розворотом клину так, що його основа розташовується досередини.

Рентгенологічне обстеження хворого показало достатнє перекриття кульшовою западиною сформованої культі головки стегнової кістки, де за останню використано малий вертлюг, а індекс покриття дорівнює 0,9 (рис. 5.6, а).

а

б

Рис. 5.6. Фотовідбитки рентгенограм хворого М., історія хвороби № 74251, відразу після (а) та через 1 рік після (б) виконання способу хірургічного лікування патологічного вивиху стегна.

У післяопераційному періоді накладено гіпсову кокситну пов’язку та проведено іммобілізацію протягом 45 днів. Після цього пов’язку знімали та проводили курс реабілітаційної відновлювальної терапії.

На контрольному огляді хворого через 6 міс. після хірургічного втручання рухи в кульшовому суглобі виявилися задовільними, ознак розвитку дистрофічних змін у культі головки стегнової кістки не виявлено,

больовий синдром був відсутній. Рецидиву вивиху стегна не відмічено (рис. 5.6, б).

Подальше спостереження за хворими, яким проводили лікування за запропонованим способом, свідчить, що термін реабілітації скорочується в 1,5 рази, випадків рецидиву вивиху стегна не відмічалося.

5.3 Аналіз результатів лікування дітей з деформаціями великого вертлюга та рекомендації щодо їх практичного використання

Аналіз відділених результатів лікування, особливості розвитку КС у дітей з деформаціями ВВ у до- та післяопераційному періоді проводили не раніше, ніж через 3 роки після хірургічного лікування за допомогою «Анкети інтегрального оцінювання анатомо-функціонального стану кульшових суглобів у дітей з деформацією великого вертлюга» (у балах), яка враховує клінічні, рентгенологічні, біомеханічні та електроміографічні показники (див. розділ 2).

У табл. 5.4 наведено розподіл кількості хворих (суглобів) за видом хірургічного втручання та віком, а в табл. 5.5 – динаміку бальної оцінки стану дітей з деформаціями ВВ до та через 3-5 років після хірургічного лікування залежно від віку дитини та виду хірургічного втручання.

Таблиця 5.4

Розподіл хворих за видом хірургічного втручання та віком

Хірургічне втручання	Кількість суглобів	Вік, роки		
		2-6	6-12	12-18
1	*2*	*3*	*4*	*5*
Операція за OVL з фіксацією гвинтами	8	-	2	6
OVL + КМОС	10	1	2	7
Операція постійного епіфізіодезу без остетомії ВВ (гвинтами або стабілізаційною пластиною)	15	2	8	5

Продовження табл. 5.4

1	*2*	*3*	*4*	*5*
Операція постійного епіфізіодезу + КМОС	10	-	4	6
операція постійного епіфізіодезу + КМОС + остеотомія таза (різні варіанти)	6	-	3	3
Операція постійного епіфізіодезу + остеотомія таза (різні варіанти)	11	-	6	5
OVL + відкрите вправлення стегна по типу артропластики	18	15	3	-
Операція тимчасового епіфізіодезу росткової зони ВВ стабілізаційною пластиною	7	5	2	-
Всього	85	23	30	32

Примітки: OVL – операція за Veau-Lamy; КМОС – коригувальна міжвертлюгова остеотомія стегнової кістки.

Як бачимо з табл. 5.5, із 23 суглобів у дітей у віці до 6 років з деформаціями ВВ, яким виконали втручання, у передопераційному періоді висока загальна оцінка (66-84 балів) відзначена у 16, через 1 рік – у 19, а через 3-5 років – у 14. Тобто втручання на фоні проведення ортезування та комплексного лікування дали можливість у 87,5 % випадків у цій групі як мінімум затримати прогресування децентрації та підвивиху стегна.

У дітей у віці від 6 до 12 років (30 суглобів) із середнім потенціалом дорозвинення КС (від 35 до 51 бала) отримано хороший результат на 24 суглобах (80,0 % від усієї групи хворих), а на 6 суглобах (20,0 %) – незадовільний (28-46 балів). У віковій групі дітей від 12 до 18 років хороший результат із високим потенціалом дорозвинення КС (від 52 до 69 балів) отримано у 21 суглобах (65,63 % випадків), у 6 суглобах (18,75 %) цієї ж групи результат був задовільним із середнім потенціалом дорозвинення КС

(47-65 балів), а в 5 (15,62 %) – незадовільним із низьким потенціалом дорозвинення КС (28-46 балів).

Таблиця 5.5

Динаміка бальної оцінки стану дітей з деформаціями ВВ до та через 3-5 років після хірургічного лікування

Вид патології	Кількість хворих за бальною оцінкою до та після лікування					
	66-84 балів		47-65 балів		28-46 балів	
	до ліку-вання	через 3-5 років	до ліку-вання	через 3-5 років	до ліку-вання	через 3-5 років
АНГСК	2	4	4	3	2	1
coxa vara	2	7	7	3	2	1
УВтаПВС	5	18	15	10	13	5
Деформації ПВСК внаслідок запальних захворювань КС	2	8	7	5	9	5
Всього хворих та % у дужках	11 (15,71)	37 (52,86)	33 (47,14)	21 (30)	26 (37,14)	12 (17,14)

Примітка: 66-84 балів – позитивна оцінка розвитку КС, 47-65 – середня, а 28-46 – негативна.

Як показали дослідження, хороші та задовільні результати лікування в дітей у віковій групі до 6 років з ДВВ загалом отримано у 24 суглобах (80,0 % від цієї групи хворих). Незадовільні результати лікування ДВВ у дітей з патологією КС з високим та середнім потенціалом дорозвинення КС у віковій групі від 6 до 18 років загалом отримано у 5 суглобах (15,62 % випадків).

Відповідно до розробленої робочої класифікації деформацій ВВ, вважаємо за необхідне визначити можливі підходи до їх хірургічної корекції в

дітей із збереженим ростом. Зокрема, у разі розвитку та прогресування високого розташування ВВ у дітей віком 5-10 років рекомендованим є виконання способу тимчасового епіфізіодезу наросткової зони ВВ з використанням стабілізаційної пластини власної конструкції. Таке втручання дає змогу попередити розвинення деформації ВВ без зупинки функціонування наросткової зони вертлюга.

У випадку розвитку та прогресування високого стояння ВВ у дітей віком старше 10 років без вираженої деформації ПВСК може розглядатися декілька варіантів втручань: рекомендованим є виконання постійного епіфізіодезу ВВ у дітей 10-12 років із висіченням наросткової зони та латералізацією і виведенням вертлюга, або постійний епіфізіодез без остеотомії ВВ.

У випадку сформованої деформації ВВ у дітей із закінченим ростом та в дорослих доцільними для використання вважаємо такі варіанти втручань:

- у випадку деформації ВВ у чистому вигляді, тобто без деформаціі ПВСК та без укорочення кінцівки, можна розглядати варіант операції Veau-Lami з фіксацією гвинтами або пластинкою (завдяки чому вдається досягти більш надійної фіксації та зменшити термін реабілітації);

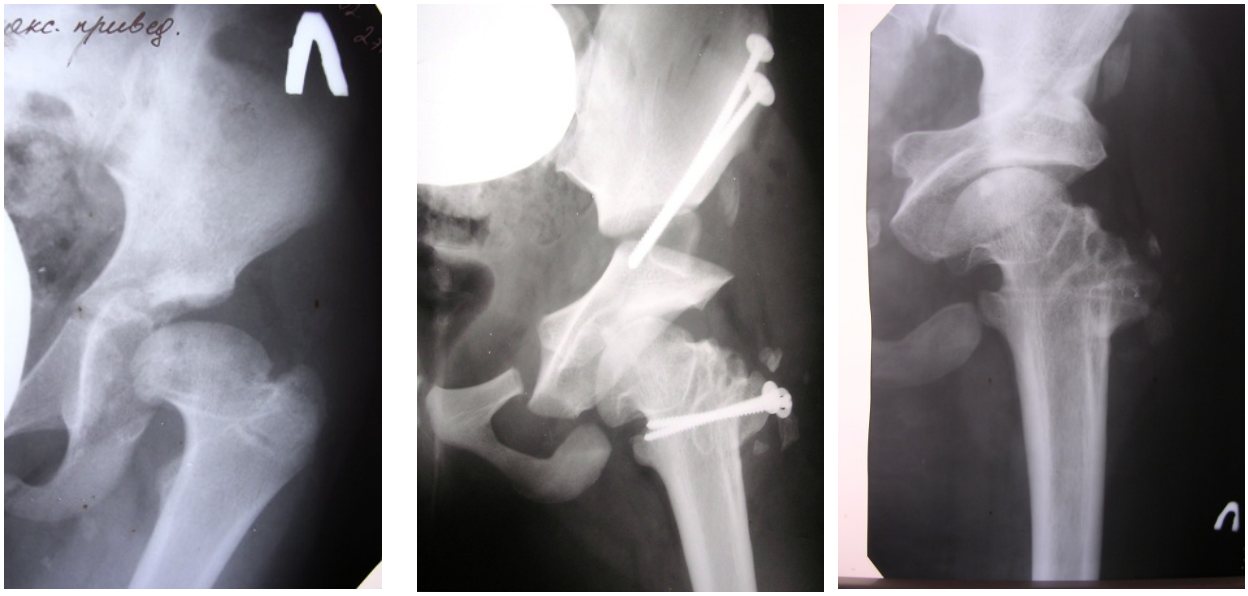
- у разі деформації ВВ у поєднанні з деформацією ПВСК рекомендовано втручання типу OVL + коригувальна міжвертлюгова остеотомія стегна із фіксацією металевими конструкціями. Іноді, за умови деформації ВВ, що сягає не більше ніж 1/3 від верхньої границі, достатнім є виконання вальгізувальної міжвертлюгової остеотомії стегна для нормалізації взаємовідношень «вертлюг – головка стегнової кістки».

У разі деформації ВВ у поєднанні з дисплазією кульшової западини рекомендовані втручання типу OVL + потрійна остеотомія таза (або інше втручання на тазовому компоненті КС – за показаннями) (рис. 5.7).

Втручання такого типу дають змогу вирішити декілька проблем:

– завдяки втручанню на тазовому компоненті усувається деформація КЗп та стабілізується КС;

– втручання на ВВ дає можливість усунути його деформацію, але головне – покращує функціонування тазово-вертлюгових м'язів, що в цілому сприяє хорошому або відмінному анатомо-функціональному результату лікування.



а б в

Рис. 5.7. Клінічний приклад виконання втручання типу OVL та потрійної остеотомії таза.

5.5 Резюме

Проведене дослідження дозволило:

- розробити робочу класифікацію деформацій ВВ та запропонувати диференційований підхід до хірургічних втручань на великому вертлюзі з урахуванням їх багатоплощинного характеру, ступеня та темпів прогресування деформації, етіологічного фактору, а також віку хворих.
- впровадити розроблені нами принципи лікувальної тактики у випадках хірургічної корекції деформацій ВВ, уточнити та деталізувати діагноз у разі різної патології КС у дітей;
- у процесі визначення показань до проведення певноо втручання у випадку патології КС орієнтуватися на особливості та динаміку розвитку КС,

зокрема й великого вертлюга.

- віддалений результат хірургічної корекції деформацій ВВ за умов відповідних показань до операції та подальшого відновлювального лікування залежить не стільки від ступеню деформації ВВ, як від етіологічного чинника та ступеня змін у самому кульшовому суглобі (руйнування ГСК, скошеність даху КЗп тощо).

- оцінювання стану кульшового суглоба в дітей має проводитися комплексно, з урахуванням клінічних, рентгенологічних, біомеханічних та електроміографічних даних.

ВИСНОВКИ

Проведене дослідження проблеми корекції деформацій великого вертлюга під час хірургічного лікування патології кульшового суглоба в дітей дало змогу отримати нові дані щодо особливостей функціонування та розвитку проксимального відділу стегнової кістки в разі деформацій великого вертлюга різного ступеня.

Встановлено, що деформації великого вертлюга в дітей є наслідком низки патологічних станів та захворювань кульшового суглоба (*coxa vara*, асептичного некрозу головки стегнової кістки, уродженого вивиху та підвивиху стегна, патологічного вивиху стегна та залишкових явищ після перенесенного остеомієліту проксимального відділу стегнової кістки, його деформацій внаслідок спинно-мозкової грижі та дитячого церебрального паралічу). Прогресування вказаної деформації призводить до біомеханічних порушень в опорно-руховій системі – розвитку дисбалансу функції тазово-вертлюгової групи м’язів (зниження сили, підвищення енергозатрат під час ходьби та зниження їх центрувальної сили на головку стегнової кістки) зі збільшенням відвідної контрактури в кульшовому суглобі, поступовому перевантаженню певних ділянок кульшової западини і головки стегнової кістки – та рентгенологічно проявляється кутовими відхиленнями з боку проксимального відділу стегнової кістки та кульшової западини, децентрацією та підвивихом у кульшовому суглобі.

За допомогою біомеханічного та графоаналітичного моделювання вивчено особливості функціонування кульшових суглобів залежно від ступеня деформації великого вертлюга та напружено-деформований стан елементів кульшового суглоба в дітей з такими деформаціями, а також вплив положення стегна, сили м'язів і відхилення вектору результуючої сили у кульшовому суглобі з урахуванням особливостей дії різних груп м’язів у до- та післяопераційному періодах. Обґрунтовано та розроблено спосіб лікування деформацій великого вертлюга в дітей зі збереженим ростом та пристрій для

його виконання, а також спосіб лікування патологічного вивиху стегна (патенти України №№ 81754, 81755, 52554).

Комплексне обстеження дітей з деформаціями великого вертлюга (клінічне, рентгенологічне, біомеханічне, електроміографічне) дає змогу використовувати певні результати як прогностичні щодо порушення функції кульшового суглоба і, зокрема, розвинення та прогресування децентрації й підвивиху стегна. Розроблено робочу класифікацію деформацій великого вертлюга та загальний лікувальний алгоритм і запропоновано диференційований підхід до хірургічних втручань на ньому з урахуванням їх багатоплощинного характеру, ступеня та темпів прогресування, етіологічного фактору, а також віку хворих.

Таким чином, на підставі проведених досліджень можна зробити такі висновки:

1. Деформація великого вертлюга стегнової кістки є одним із суттєвих відхилень у будові скелета в дітей з наслідками патології кульшового суглоба різного ґенезу та в середньому виникає у 35,3 % випадків від усієї кількості хворих (найчастіше трапляється в разі наслідків запальних процесів проксимального відділу стегнової кістки – у 84,3 % та *coxa vara* – 77,6 %, і значно рідше за умов асептичного некрозу головки стегнової кістки – у 23,7 % та вродженого вивиху і підвивиху стегна – у 18,2 %) та віку, в якому проявляється патологія – чим менше вік, тим вище вірогідність розвинення. Найбільшого ступеня деформація великого вертлюга досягає, коли вплив на наросткову зону головки стегнової кістки відбувається у перші 5-6 років життя дитини.

2. Уперше розроблена робоча класифікація деформацій великого вертлюга в дітей, яка враховує їх багатоплощинний характер, ступінь і темпи прогресування деформації, етіологічний фактор, а також вік хворих, що дозволяє комплексно оцінити стан як усього кульшового суглоба, так і його вертлюгового компонента та у подальшому обґрунтовувати диференційований підхід до хірургічних втручань на великому вертлюзі.

3. Розрахунки на математичних моделях показали, що зміна просторового положення великого вертлюга до 1/3 від меж його анатомічної норми суттєво не впливає на перерозподіл напруження в кульшовому суглобі, а подальше відхилення у його положенні призводить до збільшення зусиль на відвідній групі м'язів та перерозподілу напружень на латеральній та задньолатеральній ділянці КЗп. Зокрема, у разі зміщення точки прикріплення сідничних м'язів на 2 см вище суглобової щілини відмічено концентрацію напружень у кульшовій западині, які в 1,8-2,2 рази більші від варіантів норми, що призводить до перевантаження хрящових елементів КС, а у випадках недорозвинення кульшової западини (зменшення кута Віберга та ацетабулярного індекса) – до прогресування децентрації та підвивиху стегна.

4. Комплексне динамічне клініко-рентген-біомеханічне та електроміографічне обстеження дітей з патологією кульшового суглоба в до- та післяопераційному періодах дає можливість точно визначити просторову орієнтацію великого вертлюга та ступінь функціональних порушень у кульшовому суглобі.

5. Клініко-рентген-біомеханічне оцінювання віддалених результатів хірургічного лікування деформацій великого вертлюга показало, що найсприятливіші результати отримано у випадках втручань на великому вертлюзі у разі асептичного некрозу головки стегнової кістки та *coxa vara* у термін від 3 років після операції, а найменш сприятливі – в групі дітей старших за 6 років у разі лікування наслідків запальних уражень проксимального відділу стегнової кістки, що пояснюється початковими деструктивними змінами у проксимальному відділі стегнової кістки та рубцевим переродженням м'язів.

6. У практику охорони здоров’я впроваджено способи хірургічних втручань з корекції форми і положення великого вертлюга. На основі робочої класифікації запропоновано принципи визначення індивідуальної лікувальної тактики у випадку деформацій великого вертлюга в дітей, що дало змогу значно підвищити надійність лікування, збільшити стабільність

прооперованого кульшового суглоба, значно зменшити відсоток негативних результатів лікування та отримати 82,86 % випадків хороших і задовільних результатів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Лечение врожденного вывиха бедра (новые технологии остеосинтеза модулями аппарата Илизарова) / [В.И. Шевцов, В.Д. Макушин, М.П. Тепленький, И.А. Атманский]. – Курган: Зауралье. – 2006. – 1000 с.

2. Корольков О.І. Рецидиви уродженого вивиху та підвивиху стегна: автореф. дис. на здобуття наук. ступ. докт. мед. наук / О.І. Корольков. – Харків, 2011. – 35 с.

3. Дисплазия тазобедренных суставов в структуре сочетанной патологии детей раннего возраста / О.А. Малахов, Ю.С. Акоев, Е.Г. Чернавина [и др.]: мат. VIII съезда ортопедов-травматологов Республики Беларусь (Минск, 16-17 октября 2008 г.). – Минск, 2008. – С. 192-195.

4. Куценок Я.Б. Врожденная дисплазия тазобедренного сустава, врожденный подвывих и вывих бедра / Я.Б. Куценок, Э.А. Рулла, В.В. Мельник. – К.: Здоровье, 1992. – 184 с.

5. Ахтямов И. Ф. Хирургическое лечение дисплазии тазобедренного сустава / И.Ф. Ахтямов, О.А. Соколовский. – Казань: ООО «Центр оперативной печати», 2008. – 371 с.

6. Соколовский А.М. Врожденная coxa vara / А.М. Соколовский, О.А. Соколовский, Р.К. Гольдман // Медицинские новости. – 2006. – № 12. – С. 7-16

7. Соколовский А.М. Детская дистрофическая coxa vara / А.М. Соколовский, О.А. Соколовский, Р.К. Гольдман // Медицинские новости. – 2006. – №6. – С. 41-46

8. O’Brien T. The early identification and classification of growth disturbances of the proximal end of the femur / T. O’Brien, M.B. Millis, P.P. Griffin // J. Bone Joint Surg. – 1986. – Vol. 68-A. – P. 970-980.

9. Поздникин Ю.И. Профилактика и лечение деформирующего пре- и коксартроза у детей и подростков с врожденной патологией тазобедренного

сустава: пособие для врачей / Ю.И. Поздникин, М.М. Камоско, И.Ю. Поздникин. – СПб, 2005. – 31 с.

10. Pauwels F. Biomechanics of the normal and diseased hip: theoretical foundation, technique, and results of treatment / F. Pauwels. – An Atlas. New York, NY: Springer. – 1976. – 276 p.

11. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.

12. Крисюк А.П. Деформирующий коксартроз у детей и подростков / А.П. Крисюк. – К.: Вища школа, 1982. – 214 с.

13. Зеленецький І.Б. Диспластичні синдроми кульшового суглоба у дітей, зумовлені спадковою схильністю (генезис, діагностично-лікувальна тактика): автореф. дис. на здобуття наукового ступеня докт. мед. наук / І.Б. Зеленецький. – Х., 2015. – 34 с.

14. Сіменач Б.І. Артроз як теоретико-методологічна проблема / Б.І. Сіменач, П.І. Снісаренко, О.П. Бабуркіна. – Харків: Крокус, 2004. – 126 с.

15. Корольков О.І. Патологія кульшових суглобів у дітей: погляд на проблему з позицій концепції захворювань суглобів, зумовлених спадковою схильністю / О.І. Корольков, С.Д. Шевченко // Український ревматологічний журнал. – 2009. – № 2 (36). – С. 52-55.

16. Combination trochanteric arrest and intertrochanteric osteotomy for Perthes' disease / A.J. Matan, P.M. Stevens, J.T. Smith, S.D. Santora // J. Pediatr. Orthop. – 1996. – Vol. 16 (1). – P. 10-14.

17. Децентрация сустава как предпосылка развития коксартроза у детей / Киношенко Ю.Т., Мителева З.М., Шевцова О.А. [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – № 3. – С. 13-16.

18. Distal transfer of the greater trochanter in acquired coxa vara. Clinical and radiographic results / I. Martinez, F. Garrido, D. Molto, L. Luch // J. Pediatr. Orthop. – 2003. – Vol. 12-B. – P. 38-43.

19. Fixation of trochanteric slide osteotomies: a biomechanical study / D. Plausinis, A.D. Speirs, B.A. Masri [et al.] // Clin. Biomech. – 2003. – Vol. 18. – P. 856-863.

20. Clarke N.M.P. The Surgical Treatment of Established Congenital Dislocation of the Hip / N.M.P. Clarke, A.J.L. Jowett, L. Parker // J. Pediatr. Orthop. – 2005. – Vol. 25. – P. 434-439.

21. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека: в 4 томах / Р.Д. Синельников, Я.Р. Синельников. – М.: Медицина. –Т. 1. – 1996. – 344 с.

22. Энциклопедический словарь медицинских терминов: в 3 т. / [ред. акад. Б.В. Петровского]. – М.: Советская медицина, 1982. – Т. 1. – 1982. – 464 с.

23. Wolff J. The low of bone remodeling / J.Wolff. – Springer-Verlag, Berlin, 1986. – 124 p.

24. Шаргородский В.С. Динамика растяжимости некоторых мышц бедра и ее клиническое значение / В.С. Шаргородский // Медицинская биомеханика. – Рига, 1986. – Т. 1. – С. 420-425.

25. Шевцов В.И. Проблема: биомеханические принципы оперативной коррекции эллипсовидной деформации головки бедренной кости / В.И. Шевцов, И.А. Атманский, В.Д. Макушин // Гений ортопедии. – 2006. – № 1. – С. 5-9.

26. Афошин С.А. Предварительный опыт оценки биомеханических нарушений в позвоночно-двигательных сегментах у детей с патологией тазобедренного сустава / С.А. Афошин, Д.Б. Вашкевич, Т.В. Буйлова: сб. тезисов. конф. детских травматологов-ортопедов России [«Актуальные вопросы детской травматологии-ортопедии»], (Москва, 5–7 июня 2001 г.). – М., 2001. – С. 34-35.

27. Жадёнов И.И. Биомеханические аспекты эндопротезирования при коксартрозах / И.И. Жадёнов, И.Д. Ковалёва. – Саратов, 2000. – 198 с.

28. Мителева З. М. Анализ напряженно-деформированного состояния тазобедренного сустава методом конечных элементов / З.М. Мителева, А.Н. Чуйко, В.В. Органов: мат. конф. «Биомеханика – 98». – Н. Новгород, 1998. – С. 172.

29. Корольков А.И. Биомеханические аспекты дисплазии свода вертлужной впадины у детей (математическое моделирование) / А.И. Корольков, З.М. Мителева // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2006. – № 1. – С. 48-52.

30. Bombelli R. Gelenknahe Osteotomien bei der Displasiehufte der Adoleszenten und jungen Erwaschenen / R. Bombelli: Simposium Nurzburg. – Stuttgart; New York: Georg Thieme Verlag. – 1983. – S. 177-214.

31. Abduction pillow immobilization following hip surgery: a welcome alternative for selected patients / J. Albrektson, R.M. Kay, V.T. Tolo, D.L. Skaggs // J. Child Orthop. – 2007. – Vol. 1. – P. 299-305.

32. Люткевич М.І. Дослідження напружено-деформованого стану елементів кульшового суглоба у дітей, хворих на дитячий церебральний параліч / М.І. Люткевич, О.І. Корольков, О.В. Яресько // Літопис травматології та ортопедії. – 2012. – № 1-2 (23-24). – С. 129-134.

33. Майоров А. Н. Теномиотомия подвздошно-поясничной мышцы при хирургическом лечении патологии тазобедренного сустава у детей и подростков / А.Н. Майоров, О.О. Малахов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2006. – № 3. – С. 14-17.

34. Herring J.A. Tachdjian’s Pediatric Orthopedics / J.A. Herring. – Vol. 1. – Saunders, 2014. – P. 610-611.

35. Benum P. Transposition of the apophysis of the greater trochanter for reconstruction of the femoral head after septic hip arthritis in children / P. Benum // Acta Orthopaedica. – 2011. – Vol. 82 (1). – P. 64-68

36. Papavasiliou V.A. Reconstruction of residual deformities of the hip / V.A. Papavasiliou, J.M. Kirkos // Clin. Orthop. – 1997. – Vol. 341. – P. 123-127.

37. Куценок Я. Б. Врожденная дисплазия тазобедренного сустава, врожденный подвывих и вывих бедра / Я.Б. Куценок, Э.А. Рулла, В.В. Мельник. – К.: Здоровье, 1992. – 184 с.

38. Tonnis D. Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adult / D. Tonnis. – New York: Springer, 1987. – 461 p.

39. Mc Carthy J.J. Greater trochanteric epiphysiodesis / J.J. Mc Carthy, D.S. Weiner // Int. Orthop. – 2008. – Vol. 32 (4). – P. 531-534.

40. Современные принципы хирургического лечения детей с врожденным вывихом бедра / А.П. Крысь-Пугач, Я.Б. Куценок, Ю.Н. Гук, С.М. Марцыняк // Травма. – 2006. – Т. 7, № 1. – С. 12-16.

41. Kim H.W. Acetabular development in developmental dysplasia of the hip complicated by lateral growth disturbance of the capital femoral epiphysis / H.W. Kim [et al.] // Journal of Bone and Joint Surgery. – 2000. – Vol. 82, № 2. – P. 1692-1700.

42. Планирование операций на проксимальном отделе бедренной кости / А.М. Соколовский, О.А. Соколовский, Р.К. Гольдман, А.Б. Деменцов // Медицинские новости. – 2005. – № 10. – С. 26-29.

43. Oh C.W. Operative Treatment for Type II Avascular Necrosis in Developmental Dysplasia of the Hip / C. W. Oh [et al.] // Clin. Orthopaedics and Related Research. – 2005. – Vol. 434. – P. 86-91.

44. Диспластический коксартроз / А.А. Корж, Е.С. Тихоненков, В.Л. Андрианов [и др.]. – М.: Медицина, 1986. – 208 с.

45. Kalamchi A. Avascular necrosis following treatment of congenital dislocation of the hip / A. Kalamchi, G. D. MacEwen // J. Bone Joint Surg. [Am]. – 1980. – Vol. 62. – P. 876-888.

46. Герцен Г.И. Осложнения оперативного лечения врожденного вывиха бедра у подростков и взрослых (клиника, профилактика и лечение): автореф. дис. … д-ра мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Г.И. Герцен. – К., 1981. – 338 с.

47. Алиев М.Д. Асептический некроз головки бедренной кости после консервативного лечения врожденного вывиха бедра у детей: (клиника, диагностика, лечение): автореф. дис. ... кандидата мед. наук: 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / М.Д. Алиев – М., 1987. – 205 с.

48. Ахтямов И.Ф. Дегенеративно-дистрофические заболевания тазобедренного сустава у детей и подростков / И.Ф. Ахтямов. – Казань: Центр оперативной печати. – 2003. – С. 6-13.

49. Абальмасова Е.А. Развитие тазобедренного сустава после лечения врожденного подвывиха и вывиха бедра у детей / Е.А. Абальмасова, Е.В. Лузина. – Ташкент: Медицина, 1983. – 188 с.

50. Корольков О. І. Післярепозиційний гіперпресійний синдром при вродженому вивиху стегна: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія і ортопедія» / О.І. Корольков. – Х., 1999.– 20 с.

51. Radiographic parameters of the hip joint from birth to adolescence / P. Than, T. Sillinger, J. Kranicz [et al.] // Pediatr. Radiol. – 2004. – Vol. 34 (3). – P. 237-244.

52. Trochanteric advancement in patients with Legg-Calvé-Perthes disease does not improve pain or limp / S.Y. Joo, K.S. Lee, I.H. Koh [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2008. – Vol. 466 (4). – P. 927-934.

53. Cady R.B. Developmental dysplasia of the hip: definition, recognition, and prevention of late sequelae / R.B. Cady // Pediatr. Ann. – 2006. – Vol. 35 (2). – P. 92-101.

54. Murray K.A. Radiographic imaging for treatment and follow-up of developmental dysplasia of the hip / K.A. Murray, J.R. Crim // Semin. Ultrasound CT MR. – 2001. – № 22 (4). – P. 306-340.

55. Assessment of the correlation between commonly used radiographic parameters in normal, subluxated and dislocated hips / H. Omeroglu, A. Ozcelik, U. Inan [et al.] // J. Pediatr. Orthop. – 2006. – № 15 (3). – P. 172-177.

56. Корольков А. И. Спиральная компьютерная томография в предоперационном планировании вмешательств на диспластичном тазобедренном суставе / А.И. Корольков, В.Л. Мощенко // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004. – № 4. – С. 50-54.

57. Спузяк М.І. Кульшовий суглоб (Вікова рентгеноанатомія, методики променевого дослідження, рентгенодіагностика захворювань) / М.І. Спузяк, О.М. Хвисюк, О.П. Шармазанова. – К.: Гідромас. – 2007. – 117 с.

58. Гурфинкель В.С. Регуляция позы человека / В.С. Гурфинкель, Я.М. Коц, М.Л. Шик. – М.: Наука, 1965. – 256 с.

59. Пат. 58892А Україна. МКВ А61В5/103. Спосіб непрямої оцінки функціонального стану опорно-рухового апарату людини / Суббота І.А., Карпінський М.Ю., Радченко В.О., Рябов О.В., Мітелев Д.А.; заявник та патентовласник Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенко АМН України. – № 2002119151; заявл. 18.11.2002; опубл. 15.08.2003, Бюл. № 8.

60. Пат. 62170А Україна. МКВ А61В5/103. Спосіб непрямої оцінки функціонального стану опорно-рухового апарату людини / Суббота І.А., Тяжелов О.А., Мітелев Д.А., Левшин О.А., Радченко В.О., Карпінський М.Ю.; заявник та патентовласник Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенко АМН України. – № 2003010063; заявл. 03.01.2003; опубл. 15.12.2003, Бюл. № 12.

61. Пат. 67108А Україна. МКВ А61В5/10. Спосіб непрямого виявлення осередку ураження, наприклад опорно-рухового апарату людини / Суббота І.А., Бірюков А.А., Карпінський М.Ю., Хвисюк О.М., Яковенчук Н.М.; заявник та патентовласник Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенко АМН України. – Опубл. 15.06.2004. Бюл. № 6.

62. Гутнипов В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах / В.С. Гутнипов. – Л., "Энергия", 1980. – 248 с.

63. Погребняк Б.А. Сила и биоэлектрическая активность мышц нижних конечностей в норме и у больных с последствиями полиомиелита: дис. … канд. мед. наук / Б.А. Погребняк. – Х.: 1959.

64. Гульд К. Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике / К. Гульд, Л. Розенфальк, Р.Дж. Виллисон. – М.; Медицина, 1975. – С. 151-187.

65. Зенков Л.Р. Функциональная диагностика нервных болезней / Л.Р. Зенков, М.А. Ронкин. – Москва, 2004. – 488 с.

66. Goel V.K. Stresses in the normal pelvis / V.K. Goel, S. Valliappan, N.J. Svensson // J. Comput. Biol. Med. – 1978. – Vol. 8, № 2. – P. 91-104.

67. Упрощенная конечно-элементная модель проксимальной части бедренной кости / З.М. Мителева, Д.Е. Петренко, Н.Н. Конарева [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – № 2. – С. 56-60.

68. Brown T.D. A non-linear finite element analysis of some early collapse processes in femoral head osteonecrosis / T.D. Brown, T.A. Mutschler, A.B. Ferguson // J. Biomechanics. – 1982. – Vol. 15. – P. 705-715.

69. Oonishi H. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint – by means of the three dimensional finite element method / H. Oonishi, H. Isha, T. Hasegawa // J. Biomechanics. – 1983. – Vol. 16, № 6. – P. 427-444.

70. Huiskes R. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade/ R. Huiskes, E.Y. Chao // J. Biomechanics. – 1983. – Vol. 16. – P. 385-409.

71. Biomechanical analysis of Perthes' disease using the finite element method: the role of swelling of articular cartilage / T. Ueo, S. Tsutsumi, T. Yamamuro [et al] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1987. – Vol. 106 (4). – P. 202-208.

72. Tsumura H. Three-dimantional model pressure distribution of the human hip joint-coparison between normal hips and dysplastic hips / H. Tsumura, H. Miura, Y. Iwamoto // Fukuoka Igaku Zasshi. – 1998. – Vol. 89, № 4. – P. 109-118.

73. Foti T. A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy / T. Foti, J.R.Davids, A. Bagley // J. Bone Joint Surg. (Am.) – 2000. – Vol. 82-A. –P. 625.

74. Finite element studies of same juxtarticular stress changes due to Localized subhondral stiffening / T.D. Brown, E.L. Radin, R.B. Martin [et al] // J. Biomechanics. – 1984. – Vol. 17. – P. 11-24.

75. Hoy M.G. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of

musculotendon actuators at the hip, knee and ankle / M.G. Hoy, F.E. Zajac, M.E. Gordon // J. Biomech. –1990. – Vol. 23. – P. 157-169.

76. Янсон Х.А. Физиологическое значение изменения объема кости при деформировании / Х.А. Янсон, И.В. Кнетс, Ю.Ж. Саулгозис // Механика полимеров. – 1974. – № 4. – С. 695-703.

77. Soto-Hall R. Variations in the intra-articular pressure in the hip joint in injury and disease. A probable factor in avascular necrosis / R. Soto-Hall // J. Bone Joint Surg. – 1964. – Vol. 46-A. – P. 509-516.

78. Истомин А. Г. Адаптируемая математическая модель таза / А.Г. Истомин // Проблемы медицины. – 1999. – № 9. – С. 15-19.

79. Пат. №45024 (UA) Україна, МПК (2002) A61 B5/055. Спосіб моделювання таза / Істомін А. Г. – № U200102013; заявл. 13.02.2001; опубл. 15.03.2002, Бюл. № 3.

80. Johnston R.C. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships / R.C. Johnston, R.A. Brand, R.D. Crowninshield // J. Bone Joint Surg. (Am.). – 1979. – Vol. 61-A. – P. 639–652.

81. Ehrhardt J. Computer assisted planning of hip operation using virtual three-dimensional models / J. Ehrhardt, H. Handels // Stud. Health Technol. Inform. – 2005. – № 78. – P. 234-238.

82. Computer assisted planning and stimulation of hip operation using virtual three-dimensional models / H. Handels, J. Ehrhardt, W. Plotz [et al.] // Stud. Health Technol. Inform. – 1999. – № 68. – P. 686-689.

83. Iwamoto Y. Three-dimantional model pressure distribution of the normal hips and dysplastic hips / Y. Iwamoto, H. Tsumura, H. Miura // Fukuoka Igaku Zasshi. –2004. – Vol. 96, № 2. – P. 19-24.

84. Biomechanical optimization of different fixation modes for aproximal femoral L-osteotomy / Ching-Lung Tai, Weng-Pin Chen, Hsih-Hao Chen [et al.] // Musculoskeletal Disorders. – 2009. – Vol. 10. – P. 112.

85. Elongation of the femoral neck in Perthes disease / V. Papavasiliou, S. Nenopoulos, A. Papavasiliou, J. Christoforides // Acta Orthop. Belg. – 2005. – Vol. 71. – P. 414-423.

86. Пат. 31078 (UA) Україна, МПК (2007) G09B 23/28. Спосіб моделювання кульшового суглоба / Корольков О.І., заявник та патентовласник Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України. – № U200713080; заявл. 26.11.2007; опубл. 25.03.2008. Бюл. № 6.

87. Біомеханічні дослідження особливостей навантаження кульшового суглобу у дітей у випадках патології різного ґенезу / О.І. Корольков, С.Д. Шевченко, З.М. Мітелева [et al.]: матеріали науково-практичної конференції [«Сучасні дослідження в ортопедії та травматології»] (перші наукові читання, присвячені пам’яті академіка О.О. Коржа). – Харків, 2011. – С. 30-32.

88. Гафаров Х.З. Лечение детей и подростков с ортопедическими заболеваниями нижних конечностей / Х.З. Гафаров. – Казань: «Татарское книжное издательство», 1995. – С. 383-384.

89. Карасева Т.Ю. Реконструктивно-восстановительные операции по Илизарову при лечении больных с варусной деформацией шейки бедренной кости: автореф. дис. … канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Т.Ю. Карасева. – Пермь, 1993.

90. Заболевания тазобедренного сустава у детей. Диагностика и хирургическое лечение / И.Ф. Ахтямов, А.А. Абакаров, А.В. Белецкий [и др.]. – Казань: ООО «Центр оперативной печати», 2008. – 456 с.

91. Соколовский А.М. Хирургическое лечение заболеваний тазобедренного сустава / А.М. Соколовский, А.С. Крюк. – Минск: «Наука и техника», 1993. – 248 с.

92. Соколовский О.А. Обоснование современных реконструктивно-восстановительных вмешательств при дисплазии тазобедренного сустава у подростков: автореф. дис. на соискание учен. степени канд. мед. наук: спец.

14.01.21 «Травматология и ортопедия» / О.А. Соколовский. – Минск, 2004. – 37 с.

93. Lalonde F.D. Surgical correction of residual hip dysplasia in two pediatric age-groups / F.D. Lalonde, S.L. Frick, D.R. Wenger // J. Bone and Joint Surg. (Am.). – 2002. – Vol. 84-A. – P. 1148 – 1156.

94. Поздникин Ю. И. Реконструктивно-восстановительные операции при врожденном вывихе бедра у детей: автореф. дисс. на соискание учен. степени докт. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / Ю.И. Поздникин. – Казань, 1983. – 30 с.

95. Bombelli R. Gelenknahe Osteotomien bei der Displasiehufte der Adoleszenten und jungen Erwaschenen / R. Bombelli // Simposium Nurzburg, 1982. – Stuttgart; New York: Georg Thieme Verlag, 1983. – S. 177-214.

96. Шадин М.Я. Новый метод оперативного лечения неопорного бедра / М.Я. Шадин. – М.: Медицина, 1964. – С. 63-64.

97. Соколовский А.М. Патологический вывих бедра / А.М. Соколовский, О.А. Соколовский. – Мн.: Вышэйная школа, 1997. – 207 с.

98. Развитие тазобедренного сустава у детей при аваскулярном некрозе головки бедра IV типа по Kalamchi / О.А. Соколовский, О.В. Ковальчук, Г.А. Бродко [и др.]: материалы VIII съезда ортопедов-травматологов Республики Беларусь, (Минск, 16–17 октября 2008 г.). – Минск, 2008. – С. 219-221.

99. Proximal femoral osteotomies in children using the Richard ship screw: techniques, outcome and subsequent removal / J.A. Webb, M. Almaiyah, Jim Mc Vie [et al.] // J. Child. Orthop. – 2008. – Vol. 2. – P. 417-423.

100. The surgical treatment of developmental dysplasia of the hip in older children: a comparative study / G. Tezeren, M. Tukenmez, O. Bulut [et al.] // Acta Orthop. Belg. – 2005. – № 71. – P. 678-685.

101. Петров А.Б. Хирургическая коррекция диспластического тазобедренного сустава: история развития и современное состояние вопроса / А.Б. Петров, И.Д. Ковалёва, В.И. Рузанов // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2010. – Т. 6, № 1. – С. 150-154

102. Relation between vertical orientation and stability of acetabular component in the dysplastic hip simulated by nonlinear three-dimensional finite element method / H. Oki, M. Ando, H. Omori [et al.] // Artif. Organs. – 2004. – Vol. 28 (11). – P. 1050-1054.

103. Stevens P.M. Coxa breva: its pathogenesis and a rationale for its management / P.M. Stevens, S.S. Coleman // J. Pediatr. Orthop. – 1985. – Vol. 5. – P. 515-521.

104. Stevens P.M. Multilevel guided growth for hip and knee varus secondary to chondrodysplasia / P.M. Stevens, E.N. Novais // J. Pediatr Orthop. – 2012. – Vol. 32 (6). – P. 626-630.

105. Combination trochanteric arrest and intertrochanteric osteotomy for Perthes' disease / A. Matan, P. Stevens, J. Smith, S. Santora // J. Pediatr. Orthop. – 1996. – Vol. 16. – P. 10-14.

106. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика / В.О. Маркс. – Минск: Наука и техника, 1978. – 511 с.

107. Шевцов В.И. Развитие тазобедренного сустава после оперативного лечения врожденного вывиха бедра у детей дошкольного возраста / В.И. Шевцов, В.Д. Макушин, М.П. Тепленький // Гений ортопедии. – 2008. – № 4. – С. 62-68.

108. Митина Ю.Л. Томографическое исследование тазобедренных суставов у детей с врожденным вывихом бедра / Ю.Л. Митина, М.П. Тепленький // Гений ортопедии. – 2003. – № 3. – С. 62-66

109. Бобоев Н.Х. Сравнительная клинико-рентгенологическая и томографическая характеристика изменений вертлужной впадины и головки бедра при врожденном вывихе бедра у детей / Н.Х. Бобоев // Травма. – 2005. – Т. 6, № 4. – С. 399-402.

110. Проблема прочности в биомеханике: учебное пособие для технич. и биол. специальностей ВУЗов / [И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, И.С. Барер и др.]. – М.: Высшая школа, 1988. – 311 с.

111. Gluteus minimus-induced femoral head deformation in dysplasia of the hip / M. Beck, A.Woo, M. Leunig [et al.] // Acta Orthop. Scand. – 2001. – Vol. 72 (1). – P. 13-17.

112. Николаев С. Г. Практикум по клинической электромиографии / С.Г. Николаев. – Иваново: Иван. гос. мед. академія, 2003. – 264 с.

113. Зайченко К.В. Съем и обработка биоэлектрических сигналов / К.В. Зайченко, О.О. Жаринов. – СПб., 2001. – 138с.

114. Бадалян Л.О. Клиническая электромиография / Л.О. Бадалян, И.А. Скворцов. – М.: Медицина. – 1986. – 367 с.

115. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б.М. Гехт. – Л.: Наука. – 1990. – 228 с.

116. Shin J.Oh. Electromyography. Neuromuscular transmission studies / J.Oh. Shin. – [S.l.]: Willams & Wilkins, 1998. – 304 p.

117. Лапач С. Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием Exel / С.Н. Лапач, А.В. Губенко, П.Н. Бабич. – К.: Морион, 2000. – 320 с.

118. Методы статистической обработки медицинских данных. Методические рекомендации / А.Г. Кочетов, О.В. Лянг, В.П. Масенко [и др.]. – М., 2012. – 42 с.

119. Maquet P. Biomechanics of hip dysplasia / P. Maquet // Acta Orthop. Belg. – 1999. – Vol. 65, № 3. – P. 302-314.

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

121. Femoral strength is better predicted by finite element modelsthan QCT and DXA / D.D. Cody, G.J. Gross, J.H. Hou [et al.] // J. Biomech. – 1999. – Vol. 32 (10). – P. 1013-1020.

122. Mechanics of femoral head osteonecrosis using three-dimensional finite element method / J.W. Yang, K.H. Koo, M.C. Lee [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2002. – Vol. 122 (2). – P. 88-92.

123. Brown T.D. Pre-collapse stress redistributions in femoral head osteonecrosis – a three-dimensional finite element analysis / T.D. Brown, G.L. Hild // J. Biomech. Eng. – 1983. – Vol. 105 (2). – P. 171-176.

124. New concept-biomechanical studies of a newly designed femoral prosthesis (cervical-trochanter prosthesis) / C.H. Shih, W.P. Chen, C.L. Tai [et al.] // Clin. Biomech. – 1997. – Vol. 12 (8). – P. 482-490.

125. Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию / Л.П. Николаев – Т. 2. – К.:Госмедиздат УССР, 1951. – 339 с.

126. Оценка состояния тазобедренного сустава у больных с врожденным вывихом бедра методом УСГ и стабилометрии / М.П. Тепленький, Т.И. Меншикова, Д.В. Долганов [и др.] // Дальневосточный журнал. – 2003. – № 2. – С. 5-7.

127. Корольков О.І. Роль великого вертела у розвитку патології кульшового суглоба (математичне моделювання) / О.І. Корольков, А.Б. Громов, М.Ю. Карпінський // Літопис травматології та ортопедії. – 2013. – № 1-2 (25-26). – С. 21-29

128. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing / M.O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher [et al.] // J. Biomech. – 2001. – Vol. 34. – P. 883-893.

129. Biomechanical study of various greater trochanter positions / A. Iglic, V. Antolic, F. Srakar [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1995. – Vol. 114. – P. 76-78.

130. Капанджи А.И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия / А.И. Капанджи. – М., Эксмо, 2010. – 313 с.

131. Classification and surgical management of the severe sequela of septic hips in children / L. Hunka, S.E. Said, D.A. MacKenzie [et al.] // Clin. Orthop. – 1982. – Vol. 171. – P. 30-36.

132. Kalamchi A. Classification of Vascular Changes following Treatment of Congenital Dislocation of the Hip / A. Kalamchi, G.D. MacEwen //

Congenital Dislocation of the Hip. – New York: Churchill Livingstone, 1982. – P. 705-711.

133. Шифрин А.Г. Научные основы интегративной медицины / А.Г. Шифрин, Г.А. Шифрин. – Запорожье: Дикое поле, 1999. – 203 с.

134. Marinko E. The influence of femoral head shift on hip biomechanics: additional parameters accounted / E. Marinko // International Orthopaedics (SICOT). – 2009. – Vol. 33. – P. 95-100

135. Крюк А.С. Остеотомии таза при врожденных вывихах бедра / А.С. Крюк, А.М. Соколовский. – Минск: Изд.: «Беларусь», 1977. – 156 с.

136. Макушин В.Д. Интегральная рентгенометрическая оценка ацетабулярно-бедренных нарушений при врожденном под- и вывихе бедра / В.Д. Макушин, М.П. Тепленький: материалы 31-й научно-практ. конф. – Курган, 1999. – С.148-150.

137. Современный подход к консервативному и хирургическому лечению детей с врожденным подвывихом и вывихом бедра / А.П. Крысь-Пугач, Я.Б. Куценок, Ю.Н. Гук [и др.] // Травма. – 2007. – Т. 8, № 2. – С. 123-129.

138. Григорович И.Н. Алгоритмы в неотложной детской хирургии / И.Н. Григорович. – Петрозаводск: из-во Петрозаводского университета, 1996. – 256 с.

139. Структурные основы адаптации и компенсации нарушенных функций: [под ред. Д.С.Саркисова]. – М.: Медицина, 1987. – 445 с.

140. Шевцов В.И. Оперативная коррекция комбинированной деформации проксимального отдела бедра у детей / В.И. Шевцов, В.Д. Макушин, М.П. Тепленький: сборник тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России [«Травматология и ортопедия XXI в.»]. – Самара, 2006. – С. 361-362.

141. Compere E.L. Deformities of the femur resulting from arrestment of growth of the capital and greater trochanteric epiphyses / E.L. Compere, M. Garrison, J.J. Fahey // J. Bone Joint Surg. Am. – 1940. – Vol. 22. – P. 909-915.

142. Gage J.R. The effects of trochanteric epiphysiodesis on growth of the proximal end of the femur following necrosis of the capital femoral epiphysis / J.R. Gage, J.M. Cary // J. Bone Joint Surg. Am. – 1980. – Vol. 62 (5). – P. 785-794.

143. Iwersen L.J. Relative trochanteric overgrowth after ischemic necrosis in congenital dislocation of the hip / L.J. Iwersen, V. Kalen, C. Eberle // J. Pediatr. Orthop. – 1989. – Vol. 9(4). – P. 381-385.

144. Langenskiöld A. Epiphysiodesis of the greater trochanter / A. Langenskiöld, P. Salenius // Acta Orthop. Scand. – 1967. – Vol. 38(2). – P. 199-219.

145. Doudoulakis J.K. Trochanteric advancement for premature arrest of the femoral-head growth plate: 6-year review of 30 hips / J.K. Doudoulakis // Acta Orthop. Scand. – 1991. – Vol. 62. – P. 92–94.

146. Eilert R.E. Greater trochanteric transfer for the treatment of coxa brevis / R.E. Eilert, K. Hill, J. Bach // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2005. – Vol. 434. – P. 92-101

147. Garrido I.M. Distal transfer of the greater trochanter in acquired coxa vara: clinical and radiographic results / I.M. Garrido, F.J. Molto, D.B. Lluch // J. Pediatr. Orthop. B. – 2003. – Vol. 12. – P. 38-43.

148. Givon U. Distal transfer of the greater trochanter revisited: long-term follow-up of nine hips / U. Givon, A. Schindler, A. Ganel, O. Levy // J. Pediatr. Orthop. – 1995. – Vol. 15. – P. 346-348.

149. Greater trochanteric advancement of the proximal femur: a clinical and biomechanical study / A.S. Kelikian, M.O. Tachdjian, M.J. Askew, M. Jasty // Hip. – 1983. – P. 77-105.

150. Lloyd-Roberts G.C. Trochanteric advancement for premature arrest of the femoral capital growth plate / G.C. Lloyd-Roberts, M.H. Wetherill, M. Fraser // J. Bone Joint Surg. Br. – 1985. – Vol. 67. – P. 21-24.

151. Macnicol M.F. Distal transfer of the greater trochanter / M.F. Macnicol, D. Makris // J. Bone Joint Surg. Br. – 1991. – Vol. 73. – P. 838-841.

152. Пат. 81754 Україна. A61B 17/00, A61B 17/56. Спосіб хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Корольков О.І.,

Єршов Д.В., Громов А.Б.; заявник та патентовласник ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка АМНУ». – № U2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл. № 13.

153. Пат. 81755 Україна. A61B 17/56, A61B 17/00. Пристрій для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки / Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б.; заявник та патентовласник ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка АМНУ». – № U201300835; опубл. 10.07.2013, Бюл. № 13.

154. Пат. №52554. Спосіб лікування патологічного вивиху стегна / Корольков О.І., Мезенцев А.О., Громов А.Б. – № u201003626; заявл. 29.03.2010; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.

155. Ruszkowski I. Transposition of the greater trochanter of the femur during growth / I. Ruszkowski, S. Sakic // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1982. – Vol. 100. – P. 43-48.

156. Schneidmueller D. Surgical treatment of overgrowth of the greater trochanter in children and adolescents / D. Schneidmueller, C. Carstens, M. Thomsen // J. Pediatr. Orthop. – 2006. – Vol. 26. – P. 486-490.

157. Takata K. Surgical treatment of high-standing greater trochanter / K. Takata, S. Maniwa, M. Ochi // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1999. – Vol. 119. – P. 461-463.

158. Wagner H. Transplantation of the greater trochanter / H. Wagner // Progress in Orthopaedic Surgery. –Heidelberg, Germany: Springer, 1978. – Vol. 2. – P. 99-102.

159. Does trochanteric step osteotomy provide greater stability than classic slide osteotomy? / R. Schoeniger, A.E. LaFrance, T.R. Oxland [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2009. – Vol. 467. – P. 775-778.

160. Glassman A.H. Complications of trochanteric osteotomy / A.H. Glassman // Orthop. Clin. North. Am. – 1992. – Vol. 23. – P. 321-333.

161. Reattachment of the ununited greater trochanter following total hip arthroplasty: the use of a trochanteric claw plate / M. Hamadouche, B. Zniber, V. Dumaine [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2003. – Vol. 85. – P. 1330-1337.

162. Comparison of the mechanical performance of trochanteric fixation devices / C.K. Hersh, R.P. Williams, L.W. Trick [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res.

– 1996. – Vol. 329. – P. 317-325.

163. Trochanteric slide osteotomy in revision total hip arthroplasty for loosening / F. Langlais, J.C. Lambotte, P. Collin [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. – 2003. – Vol. 85. – P. 510-516.

164. Trochanteric osteotomy and wire fixation: a comparison of 2 techniques / O.A. Nercessian, P.M. Newton, R.P. Joshi [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1996. – Vol. 333. – P. 208-216.

165. Trochanteric slide osteotomy: biomechanical considerations / D. Plausinis, F.S. Haddad, T.R. Oxland, C.P. Duncan // Instr. Course Lect. – 2001. – Vol. 50. – P. 247-252.

166. Schneeberger A.G. The trochanteric flip osteotomy (in German) / A.G. Schneeberger, S.B. Murphy, R. Ganz // Oper. Orthop. Traumatol. – 1997. – Vol. 9. – P. 1-15.

167. Schutzer S.F. Trochanteric osteotomy for revision total hip arthroplasty. 97 % union rate using a comprehensive approach / S.F. Schutzer, W.H. Harris // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1988. – Vol. 227. – P. 172-183.

168. Fetto J. Evaluation of the Koch model of the biomechanica of the hip: clinical perspective / J. Fetto, A. Leall, A. Moroz // J. Orthop. Sci. – 2002. – Vol. 7 (6). – P. 724-730/

169. Van Tongel A. Epiphysiodesis of the greater trochanter in Legg-Calvé-Perthes disease: The importance of timing / A. Van Tongel, G. Fabry // Acta Orthop. Belg. – 2006. – Vol. 72. – P. 309-313.

170. Greater trochanteric overgrowth: development and surgical treatment / S. Fernbach, A. Poznanski, A. Kelikian [et al.] // Radiology. – 1985. – Vol. 154. – P. 661-664.

171. Hasler C. Femoral neck lengthening osteotomy after growth disturbance of the proximal femur / C. Hasler, E. Morscher // J. Pediatr. Orthop. – 1999. – Vol. 8-B. – P. 271-275.

172. Katz J. Late modelling changes in Legg-Calvé-Perthes disease (LCPD) with continuing growth to maturity / J. Katz // Clin. Orthop. – 1980. – Vol. 150. – P. 115-125.

173. Langenskiöld A. Changes in the capital growth plate and the proximal femoral metaphysis in Legg-Calvé-Perthes disease / A. Langenskiöld // Clin. Orthop. – 1980. – Vol. 150. – P. 110-114.

174. Coxa vara. Croissance isolée du grand trochanter. Prévention – Traitement / R. Litt, A. Albassir, S. Willems, R. Debry // Acta Orthop. Belg. – 1990. – Vol. 56. – P. 301-306.

175. Distal transfer of the greater trochanter in acquired coxa vara. Clinical and radiographic results / I. Martinez, F. Garrido, D. Molto, L. Luch // J. Pediatr. Orthop. – 2003. – Vol. 12-B. – P. 38-43.

176. Tachdjian M.O. Atlas of Pediatric Surgery / M.O. Tachdjian W.B. Saunders. – Philadelphia, London, 1994. – P. 588-595.

177. Takata K. Surgical treatment of high-standing greater trochanter / K. Takata, S. Maniwa, M. Ochi // Acta Orthop. Trauma Surg. – 1999. – Vol. 119. – P. 461-463

178. Macnicolm F. Distal transfer of the greater trochanter / F. Macnicolm, D. Makris // J. Bone Joint Surg. Br. – 1991. – Vol. 73-B. – P. 838-841.

179. Tachdjian M.O. Distal and lateral advancement of the greater trochanter in congenital dislocation of the hip / M.O. Tachdjian, A.S. Kelikian. – New York: Churchill-Livingstone, 1982. – P. 721-739.

180. Greater trochanteric advancement of the proximal femur: a clinical and biomechanical study / M.O. Tachdjian, A.S. Kelikian, M.J. Askew, J. Muvali: Proceedings of the 11th Open Scientific Meeting of the Hip Society. – St. Louis: CV Mosby, 1983. – P. 77-103.

181. Lloyd-Roberts G.C. Trochanteric advancement for premature arrest of the femoral capital growth plate / G.C. Lloyd-Roberts, M.H. Wetherill, M. Fraser // J. Bone Joint Surg. Br. – 1985. – Vol. 67(1). – P. 21-24.

182. Distal transfer of the greater trochanter in coxa vara / C. Tauber, A. Ganel, H. Horoszowski, I. Farine // Acta Orthop. Scand. – 1980. – Vol. 51 (4). – P. 661-666.

183. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis / W.P. Chen, C.L. Tai, C.H. Shih

[et al.] // Clin. Biomech. – 2004. – Vol. 19 (3). – P. 255-262.

184. Chen W.P. The degree to which transtrochanteric rotational osteotomy in osteonecrosis of the femoral head moves the region of necrosis out of the weight bearing area as evaluated by computer simulation / W.P. Chen, C.L. Tai, T.F. Tan [et al.] // Clin. Biomech. – 2005. – Vol. 20(1). – P. 63-69.

185. Зеленецкий И. Б. Реконструктивно-восстановительные вмешательства на тазобедренном суставе при некоторых его диспластических заболеваниях / И.Б. Зеленецкий, А.Ю. Глебов, Ю.И. Вольвач // Травма. – 2007. – Т. 8, № 2. – С. 156-159.

186. Мороз Д.М. Вплив корекції проксимального відділу стегнової кістки на подальший розвиток диспластичної западини у дітей дошкільного та молодшого шкільного віку / Д.М. Мороз, М.С. Кабацій // Травма. – 2008. – Т. 9, № 2. – С. 154-157.

187. Некоторые особенности формирования деформаций II типа по Kalamchi у детей / О.А. Соколовский, А.В. Белецкий, Л.А. Пашкевич [и др.]: материалы VIII съезда ортопедов-травматологов Республики Беларусь (Минск, 6-17 октября 2008 г.). – Минск, 2008. – С. 214-217.

188. Operative treatment for type II avascular necrosis in developmental dysplasia of the hip / C.W. Oh, J.T. Guille, S.J. Kumar [et al.] // Clin. Orthop. and Related Research. – 2005. – Vol. 434. – P. 86-91.

189. Millis M.B. Use of computed tomographic reconstruction in planning osteotomies of the hip / M.B. Millis, S.B. Murphy // Clinical Orthopaedics and related research. – 1992. – № 274. – P. 154-159.

190. Preliminary results of surgical of developmental dislocation of the hip in older children / B. Samir, S. Mahmoud, C. Jalel [et al.] // Tunis Med. – 2005. – Vol. 83 (9). – P. 541-546.

191. Хирургическое лечение детей старшего возраста и подростков с врожденным вывихом бедра / Н.Х. Бахтеева, И.А. Норкин, В.А. Винокуров [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2006. – № 3. – С. 10-14.

192. Міжнародна статистична класифікація хвороб та споріднених

проблем охорони здоров'я: [десятий перегляд / в 3-х т.] / МОЗ України. – Женева: ВООЗ, 1998. – Т. 2. – С. 238.

193. Seyed-Abdolhossein M. Primary subacute osteomyelitis of the greater trochanter / M. Seyed-Abdolhossein, N. Sarafan, A. Najafzadeh-Khooei // Arch. Iranian Med. – 2007. – Vol. 10 (1). – P. 104-106

194. Зоря В.И. Способы «вилкования» тазобедренного сустава при лечении врождённого вывиха и остаточного подвывиха бедра у детей / В.И. Зоря, И.И. Скобцов, А.Г. Матвеев // Анналы травматологии и ортопедии. – 1997. – № 2. – С. 28-34.

195. Ковалёва И.Д. Биомеханические нарушения при дисплазии тазобедренного сустава и способы их оперативной коррекции / И.Д. Ковалева // Травматология и ортопедия России. – 1995. – № 2. – С. 18-21

196. Avascular necrosis following closed reduction of congenital dislocation of the hip. Review of influencing factors and long-term follow-up / D.I. Brougham [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1990. – Vol. 72-Br. – P. 557-562.

197. Coxa magna following surgical treatment of congenital hip dislocation / J.G. Gamble [et al.] // J. Pediatr. Orthop. – 1985. – Vol. 5. – P. 528-533.

198. Sakamaki T. Clinical study on coxa magna during the treatment in congenital dislocation in the hip (author's transl) / T. Sakamaki // Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi. – 1979. – Vol. 53, № 1. – P. 79.

199. Surgical therapy for congenital dislocation of the hip in patients who are twelve to thirty-six months old / M.E. Berkeley [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1984. – Vol. 66-A. – P. 412-420.

200. Coxa magna after open reduction for developmental dislocation of the hip / J. Imatani [et al.] // J. Pediatr. Orthop. – 1995. – Vol. 15. – P. 337-341.

201. Поздникин И.Ю. Хирургическое лечение детей младшего возраста с дисплазией тазобедренных суставов и врожденным вывихом бедра: автореф. дис. … канд. мед.наук / И. Ю. Поздникин. – СПб., 2006. – 16 с.

202. Heyman C. H. Legg-Perthes disease: a method for the measurement of the roentgenographic result / C. H. Heyman, C. H. Herndon // J. Bone Joint. Surg. –

1950. – Vol. 32-A. – P. 767-778.

203. Ogden J.A. Hip development and vascularity: relationship to chondro-osseous trauma in the growing child / J.A. Ogden // Hip. – 1981. – Vol. 9. – P. 139-187.

204. Keret D. Growth disturbance of the proximal part of the femur after treatment for congenital dislocation of the hip / D. Keret, G. D. MacEwen // J. Bone and Joint Surg. – 1991. – Vol. 3-A. – P. 410-423.

205. Apley A.G. The sagging rope sign in Perthes' disease and allied disorders / A.G. Apley, S. Weintroub // J. Bone Joint Surg. – 1981. – Vol. 63-B. – P. 43-47.

206. Edgren W. Coxa plana: a clinical and radiological investigation with particular reference to the importance of the metaphyseal changes for the final shape of the proximal part of the femur / W. Edgren // Acta Orthop. Scand. – 1965. – Suppl. 84. – P. 93-105.

207. O'Brien T. Growth-Disturbance Lines in Congenital Dislocation of the Hip / T. O'Brien // J. Bone and Joint Surg. – 1985. – Vol. 67-A. – P. 626-632.

208. Crowninshield R.D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R.D. Crowninshield, R.A. Brand // J. Biomechanics. – 1981. – Vol. 14. – P. 793-801.

209. Weiner S.D. Pitfalls in treatment of Legg-Calve-Perthes disease using proximal femoral varus osteotomy / S.D. Weiner, D.S. Weiner, P.M. Riley // J. Pediatr. Orthop. – 1991. – Vol. 11 (1). – P. 20-24.

210. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient / R.A. Brand, D.R. Pedersen, D.T. Davy [et al.] // J. Arthroplasty. – 1994. – Vol. 9. – P. 45-51.

211. Kirtley C. Joint moment / Kirtley C. // Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. – New York, NY: Elsevier Churchill Livingstone. – 2006. – P. 117-132.

212. Iglic A. Biomechanical study of various greater trochanter positions / A. Iglic, V. Antolic, F. Srakar [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1995. – Vol. 114. – P. 76-78.

ДОДАТОК А

Список хворих

№	П.І.Б. хворого	№ історії хвороби	№	П.І.Б. хворого	№ історії хвороби
1	*2*	*3*	*4*	*5*	*6*
1.	Адаменко Е.А.	69838	27.	Ильенко А.С.	79819
2.	Алексютин Е.М.	77003	28.	Кисловский А.А.	70443
3.	Алыева Р.Н.	56990	29.	Клюева О.С.	81927
4.	Бабинец Ю.Ю.	76339	30.	Коваль Д.Е.	73727
5.	Баранова А.А.	71205	31.	Ковальская К.Р.	64952
6.	Бидолах Т.М.	56549	32.	Колесник Д.С.	79100
7.	Бурыч М.В.	76689	33.	Коноз С.А.	66307
8.	Ващенко И.О.	72358	34.	Кравченко В.Ю.	75207
9.	Велиева З.А.	72184	35.	Кравченко Д.С.	82876
10.	Волохова М.Ю.	58384	36.	Кравчук В.С.	79214
11.	Горкова А.В.	60088	37.	Курталиев Э.Л.	71892
12.	Герчакивский Н.В.	82733	38.	Лисовенко Т.Л.	60829
13.	Горобец А.А.	78894	39.	Лиман Є.С.	83946
14.	Далил М.А.	68798	40.	Маилов С.В.	75927
15.	Данилейко Д.А.	83792	41.	Мельникова А.А.	77092
16.	Данильченко К.С.	73826	42.	Мерко М.С.	82362
17.	Дещаковская С.М.	81530	43.	Михайленко С.Р.	76112
18.	Доля Е.О.	45794	44.	Мусиенко А.В.	80820
19.	Дорофеев С.В.	70032	45.	Неня В.А.	81452
20.	Дьяков В.Н.	83616	46.	Опарий Д.В.	74660
21.	Евич М.П.	79780	47.	Ольшевская В.А.	85905
22.	Завгородний С.А.	65864	48.	Павлив О.Ю.	78856
23.	Зенченко В.В.	81749	49.	Платонова И.С.	68212
24.	Быканова А.Ю.	61509	50.	Погосян С.К.	57375
25.	Зюзина В.С.	69173	51.	Подорожный К.В.	50881
26.	Иванов В.С.	62609	52.	Полищук С.А.	83946

1	2	3	4	5	6
53.	Попов А.В.	72090	63.	Троянов М.Г.	64359
54.	Прибытюк Д.В.	79280	64.	Тычинин М.А.	78387
55.	Приходько О.А.	63664	65.	Усенко О.С.	68123
56.	Реплянчук В.В.	82385	66.	Цуренко Л.И.	72089
57.	Савченко В.А.	70849	67.	Штейникова В.И.	73673
58.	Самойленко А.С.	64244	68.	Шевченко В.С.	71790
59.	Сергиенко В.С.	60221	69.	Шевченко А. Ю.	64973
60.	Смелянская Л.И.	71952	70.	Шевченко С.В.	73706
61.	Смоловая О.К.	53406			
62.	Титаренко А.В.	68937			

Всі матеріали, використані в дисертаційному дослідженні (історії хвороб, рентгенограми) зберігаються в архіві Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України».

Заступник директора
з науково-лікувальної роботи
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів
ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»,
доктор мед. наук, професор О.Є. Вирва

ДОДАТОК Б

ЗАТВЕРДЖУЮ

д.м.н.проф. Вєрва О.Є.

керівник установи, в якій проведено впровадження

"11" 04 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пристрій для здійснення хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ», м.Харків, вул. Пушкінська, 80

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Пристрій для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81755, ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.155.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження
ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80

6. Строки впровадження з 08.03. 2014 по 15.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень: 25 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого пристрою для для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію та надійно зафіксувати великий вертлюг, проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)
завідувач відділу патології хребта
та суглобів дитячого віку
доктор медичних наук, проф. С.О. Хмизов

"11" 04 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

д.м.н.,проф. Вєрьо О.Є.

керівник установи, в якій проведено впровадження

"11" 04 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Спосіб лікування патологічного вивиху стегна

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка АМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80
Корольков О.І., Мезенцев А.О., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3.Джерело інформації: Деклараційний патент України на корисну модель №52554, u 2010 03626, подано 29.03.2010, опубліковано 25.08.2010, Бюл.№16

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень.Додаток до «Журналу Національної академії медичних наук України» Вип. №31.-2011.-С. 149-150

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження
ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80

6. Строки впровадження з 08.11. 2010 по 15.10.2015 р.

7. **Загальна кількість спостережень: 9 хворих**

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна) застосування способу хірургічного лікування патологічного вивиху стегна, сприяє стабільному вправленню та утриманню сформованої культі проксимального відділу стегнової кістки у кульшовій западині, прискоренню зрощування стегнової кістки і зменшенню реабілітаційного періоду, а отже, підвищує надійність і ефективність лікування.

9. **Зауваження, пропозиції:** спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)
завідувач відділу патології хребта
та суглобів дитячого віку
доктор медичних наук, проф. С.О. Хмизов

"11" 04 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

д.м.н. проф. Вирва О.Е.

керівник установи, в якій проведено впровадження

"11" 04 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Спосіб хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Спосіб хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81754, ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.156.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження
ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80

6. Строки впровадження з 03.09. 2013 по 28.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень даний спосіб використовується з 2013 року у дитячому відділенні ІПХС, спосіб використано у 36 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна) Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого способу стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію деформації великого вертлюга, надійно його зафіксувати та проводити ранню реабілітацію хворих без тривалої іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)
завідувач відділу патології хребта
та суглобів дитячого віку
доктор медичних наук, проф. С.О. Хмизов

"11" 04 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Савченко Л.П.

керівник установи, в якій проведено впровадження

"27" 01 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пристрій для здійснення хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ»,м.Харків, вул. Пушкінська, 80

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації:Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Пристрій для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки// Патент на корисну модель № 81755,ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень:Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.155.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження

Дитяча міська клінічна лікарня м. Полтава

6. Строки впровадження з 08.03. 2014 по 15.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень даний пристрій використовується з 2014 року у дитячому ортопедо-травматологічному відділенні дитячої міської клінічної лікарні м. Полтава, спосіб використано у 5 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого пристрою для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію та надійно зафіксувати великий вертлюг, проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)

завідувач дитячого
ортопедо-травматологічного відділення
Боскін Г. Л.

"27" 01 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар Дитячої міської клінічної лікарні м. Полтава
Савченко Л. П.

"27" 01 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Спосіб хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2.ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Спосіб хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81754,ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень:Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.156.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження

Дитяча міська клінічна лікарня м. Полтава

6. Строки впровадження з 08.03. 2014 по 15.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень даний спосіб використовується з 2014 року у дитячому ортопедо-травматологічному відділенні дитячої міської клінічної лікарні м. Полтава, спосіб використано у 5 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого способу хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію деформації великого вертлюга та проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)
завідувач дитячого
ортопедо-травматологічного відділення
Боскін Г. Л.

"27" 01 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

/Марлута О.О./

керівник установи, в якій проведено впровадження

"10" 02 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Спосіб лікування патологічного вивиху стегна

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка АМНУ» Харків, вул. Пушкінська, 80
Корольков О.І., Мезенцев А.О., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3.Джерело інформації: Деклараційний патент України на корисну модель №52554, u 2010 03626, подано 29.03.2010, опубліковано 25.08.2010, Бюл.№16

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень.Додаток до «Журналу Національної академії медичних наук України» Вип. №31.-2011.-С. 149-150

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження:

дитяча лікарня №5 м. Севастополь «Центр охорони здоров'я дітей та матерів»

6. Строки впровадження з 08.03. 2011 по 15.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень – 5 хворих

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна) застосування способу хірургічного лікування патологічного вивиху стегна, сприяє стабільному вправленню та утриманню сформованої культі проксимального відділу стегнової кістки у кульшовій западині, прискоренню зрощування стегнової кістки і зменшенню реабілітаційного періоду, а отже, підвищує надійність і ефективність лікування.

9. **Зауваження, пропозиції:** спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)

завідувач дитячого
ортопедо-травматологічного відділення
Громов Б.М.

"10" 02 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

д.м.н., проф. Хвисюк О.М.

керівник установи, в якій проведено впровадження

"09" XI 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пристрій для здійснення хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ», м.Харків, вул. Пушкінська, 80

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Пристрій для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81755, ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.155.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження

дитяче ортопедичне відділення КЗОЗ Харківська обласна клінічна травматологічна лікарня

6. Строки впровадження з 10.02. 2014 по 21.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень даний пристрій використовується з 2014 року та використано у 4 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого пристрою для для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію та надійно зафіксувати великий вертлюг, проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа

(посада, підпис, прізвище, ініціали)

Асистент кафедри травматології, анестезіології та віднаової хірургії канд. мед. наук Дем'яненко О.В.

"09" XI 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ
Проректор з наукової роботи Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця, професор
Т.М.Черенько
керівник установи, в якій проведено впровадження
"10" листопада 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Пристрій для здійснення хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.

(назва пропозиції для впровадження)

2. **ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ», м.Харків, вул. Пушкінська, 80**

Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Пристрій для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81755, ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень: Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.155.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження

Кафедра травматології та ортопедії Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця

6. Строки впровадження з 08.03. 2014 по 15.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень спосіб використано у 5 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого пристрою для для хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію та надійно зафіксувати великий вертлюг, проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)

зав. кафедри травматології та ортопедії
професор О.А.Бур'янов

"10" листопада 2015 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ
Декан медичного факультету
ДВНЗ «Ужгородський національний університет»
професор Болдіжар О.О.
"04" 02 2015 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Спосіб хірургічного лікування деформацій великого вертлюга у дітей.**

(назва пропозиції для впровадження)

2.ДУ « ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ» м. Харків, вул. Пушкінська, 80 Корольков О.І., Громов А.Б.

(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Корольков О.І., Єршов Д.В., Громов А.Б. Спосіб хірургічного лікування деформації великого вертлюга стегнової кістки // Патент на корисну модель № 81754,ДУ «ІПХС ім.проф.М.І.Ситенка АМНУ», заявка U 2013 00834, опубл.10.07.2013, Бюл.№ 13.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень:Інформаційний бюлетень додаток до «Журналу НАМН України», Київ-2014 р.- Вип.37.- с.156.

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження
Кафедра загальної хірургії Ужгородського Національного університету

6. Строки впровадження з15.05. 2014 по 21.10.2015 р.

7. Загальна кількість спостережень даний спосіб використовується з 2014 року, спосіб використано у 5 хворих.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна): Представлене для впровадження нововведення має велике практичне значення, тому що використання запропонованого способу стегнової кістки дозволяє виконати необхідну корекцію деформації великого вертлюга та проводити ранню реабілітацію хворих без іммобілізації, що у підсумку призводить до покращення віддалених результатів лікування дітей з патологією кульшового суглобу.

9. Зауваження, пропозиції: спосіб необхідно активно впроваджувати та широко використовувати у показаних випадках у профільних дитячих ортопедо-травматологічних відділеннях.

Завідувач кафедри загальної хірургії
з курсами травматології,
оперативної хірургії та
судової медицини д.мед.н., професор Шимон В.М.

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)

"04" 02 2015 р.