

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК
ДЕРЖАВНА УСТАНОВА «ІНСТИТУТ ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ
НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ»

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

ЗУБКОВ ОЛЕКСАНДР СЕРГІЙОВИЧ
УДК 616-089.843.168.728.2-079.2(043.5)

**ВИКОРИСТАННЯ НАВІГАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ПІД ЧАС СКЛАДНОГО
ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ДЛЯ ТОЧНОГО
ВІДНОВЛЕННЯ ЦЕНТРУ РОТАЦІЇ ТА ПІДВИЩЕННЯ
ПІСЛЯОПЕРАЦІЙНОЇ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ СУГЛОБА**

22 «Охорона здоров'я»; 222 - медицина
14.01.21 – травматологія та ортопедія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ О. С. Зубков

Науковий керівник: Торчинський Віктор Петрович
Доктор медичних наук

АНОТАЦІЯ

Зубков О.С. Використання навігаційної системи під час складного ендопротезування кульшового суглоба для точного відновлення центру ротації та підвищення післяопераційної функціональності суглоба. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук (доктора філософії) за спеціальністю 14.01.21 – «Травматологія та ортопедія» (222 – медицина). Державна установа «Інститут травматології та ортопедії Національної академії медичних наук України», Київ, 2025.

Дисертація виконана на базі ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», протягом 2021-2025 років.

Дисертація присвячена вирішенню актуальних питань травматології та ортопедії – підвищення ефективності первинного тотального ендопротезування кульшового суглоба у хворих зі складними вродженими чи набутими деформаціями: диспластичного генезу, посттравматичні, в результаті розвитку захворювання, ятрогенні: обумовлені різноманітними попередніми втручаннями на кульшовому суглобі.

В основу роботи покладено обстеження 119 пацієнтів яким на базі ДУ «Інститут травматології та ортопедії Національної академії медичних наук України» в період з 2021 по 2025 рік виконано 151 оперативне втручання: тотальне ендопротезування кульшового суглоба. У 87 пацієнтів виконано тотальне ендопротезування одного кульшового суглоба, у 32-х - двох кульшових суглобів. З них: 96 пацієнтам виконано 122 оперативних втручання по заміні кульшового суглоба без застосування навігації, 23-м пацієнтам виконано 29 оперативних втручань по заміні кульшового суглоба із застосуванням навігаційної системи. Середній вік пацієнтів склав 59,73р. Жінки 54,17%, чоловіки 45,83%.

Засобами програмного забезпечення Solid Works побудована імітаційна 3D модель кульшового та колінного суглоба для створення якої застосовували

анатомічні та антропометричні дані, максимально наближені до реальних. Для аналізу впливу зміни центру ротації на колінний суглоб була розроблена математична модель та створено симуляційну 3D модель нижньої кінцівки в програмі Solidworks, яка містила ендопротез кульшового суглоба, стегнову кістку, великогомілкову кістку та хрящ плато великогомілкової кістки. На ендопротез кульшового суглоба (на центр ротації) ми давали навантаження маси тіла, яке діє на нижню кінцівку, відповідно зміщаючи центр ротації на 2, 4, 6 та 8 мм медіально та латерально від вихідного положення. Визначення навантаження на колінний суглоб проводили за умови стояння пацієнта з рівномірним розподілом маси тіла. Модель базується на рівняннях механіки твердого тіла та враховує анатомічні особливості кульшового та колінного суглобів.

Розроблено програмне забезпечення для окулярів змішаної реальності HoloLens 2, для синхронізації та застосування в якості навігаційної системи. Для створення основної програми, призначеної для роботи на пристрої HoloLens 2, використовувалось програмне забезпечення ігрової платформи Unity версії 2020.3.42f1 (64-bit). Вибір саме цієї застарілої версії замість актуальної на цей час Unity 2022.1 був обумовлений проблемами сумісності з останньою версією Microsoft Mixed Reality Toolkit SDK (MRTK), випущеною в 2017 році. Для забезпечення точного відстеження цілей у реалізованому проєкті використовувалася технологія Vuforia SDK, версії 6.5.22, яка є одним із найбільш поширених рішень для створення додатків з змішаною реальністю.

Для реалізації відстеження була використана комбінація алгоритмів виявлення характеристик, інтегрованих у Vuforia, і спеціальної квадратної RGB-цілі, яка слугувала маркером для ідентифікації положення пацієнта .

Розроблено навігаційну систему, для коректного позиціонування компонентів та синхронізації віртуальної моделі з фізичним тілом пацієнта, що дозволило уникнути похибки при зміщенні тазу під час оперативного втручання.

Всім пацієнтам з експериментальної групи було виконано передопераційну комп'ютерну томографію (КТ) кульшових суглобів для створення 3D моделей тазу. Саме моделювання виконувалось в програмному забезпеченні Slicer3D. Для

позиціонування ацетабулярного компонента в 3D Slicer, ми завантажували в програму безпосередньо DICOM файли КТ пацієнта та 3D модель імпактора з примірочною чашкою. Функціональні можливості програмного забезпечення, дозволяють в режимі реального часу маніпулювати імпактором в 3D режимі з синхронним відображенням позиціонування в 2D КТ зрізах корональній, аксіальній та сагітальній площинах. Це дозволило нам виставити компонент на 3D моделі в потрібній нам позиції. Сегментацію було здійснено за допомогою поєднання порогових значень використовуючи плагін Fast Cut Grow.

Пацієнти були поділені на дві основні групи: контрольна група, якій виконувалось тотальне ендопротезування кульшового суглоба класичним методом, без використання навігаційних систем: 96 пацієнтів яким було виконано 122 оперативних втручання і експериментальна група: 23 пацієнти яким було виконано 29 оперативних втручання: тотальне ендопротезування кульшового суглоба з використанням нової навігаційної системи.

Контрольні огляди обстеженим хворим з оцінкою ефективності оперативного лікування проводились через 3 місяці після оперативного втручання за двома шкалами: опитувальник SF-36 та шкала Harris. На післяопераційних рентгенограмах ми оцінювали кут антеверсії, кут інклінації, та зміну центру ротації.

Проведений післяопераційний клінічний та рентгенологічний аналіз довів, що застосування навігаційної системи покращує позиціонування компонентів ендопротеза, зменшуючи вартість імплантації. Та відповідно покращує якість життя пацієнтам. Встановлено, що застосування навігаційної системи змішаної реальності при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба у пацієнтів зі складною анатомією дозволяє значно підвищити точність позиціонування компонентів ендопротеза, порівняно з класичним методом «freehand». У дослідній групі частка правильного розташування ацетабулярного компонента в межах безпечної зони становила 93,10%, проти 72,13% у контрольній групі ($p=0,032$).

Результати функціональної оцінки лікування за шкалою Harris Hip Score були вищими у групі з використанням навігації: 93.13 ± 5.99 проти 86.23 ± 9.90 у контрольній групі. За шкалою SF-36 також зафіксовано перевагу — $79,1 \pm 4,5$ у дослідній групі проти $76,0 \pm 4,0$ у пацієнтів без навігації. Обидві різниці є статистично значущими ($p < 0,05$). Дані отримані в результаті дослідження є статистично оброблені та достовірні.

Ключові слова: Кульшовий суглоб, колінний суглоб, опорно-руховий апарат, дисплазія кульшового суглоба, біомеханіка, ендопротезування кульшового суглоба, гонартроз, остеоартроз, біль, реабілітація

SUMMARY

Zubkov O.S. Use of a Navigation System During Complex Total Hip Arthroplasty for Accurate Restoration of the Center of Rotation and Improvement of Postoperative Joint Functionality. – Qualification scientific work as a manuscript.

Dissertation for the degree of Candidate of Medical Sciences (PhD) in specialty 14.01.21 – "Traumatology and Orthopedics" (222 – Medicine).

State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, 2025.

The dissertation was carried out at the State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the NAMS of Ukraine" during the period 2021–2025.

The dissertation is devoted to addressing current issues in traumatology and orthopedics – improving the effectiveness of primary total hip arthroplasty (THA) in patients with complex congenital or acquired deformities, including dysplastic, post-traumatic, disease-related, and iatrogenic conditions resulting from previous surgeries on the hip joint.

The study is based on an examination of 119 patients who underwent a total of 151 surgical interventions (total hip arthroplasty) at the SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of the NAMS of Ukraine" between 2021 and 2025. Among them, 87 patients underwent unilateral THA and 32 patients bilateral THA.

Of these: 96 patients underwent 122 procedures without the use of navigation; 23 patients underwent 29 procedures utilizing the navigation system.

The mean age of the patients was 59.73 years. Female patients comprised 54.17% of the cohort, while males made up 45.83%.

Using SolidWorks software, a simulation 3D model of the hip and knee joints was constructed based on anatomical and anthropometric data closely approximating real measurements.

A mathematical model was developed, and a 3D simulation model of the lower limb was created in SolidWorks to analyze the influence of changes in the hip center of rotation on

the knee joint. This model included the hip prosthesis, femur, tibia, and tibial plateau cartilage. Body mass load was applied to the center of rotation of the hip prosthesis, with the center of rotation displaced medially and laterally by 2, 4, 6, and 8 mm relative to the initial position. The load on the knee joint was assessed under the condition of the patient standing with even body weight distribution. The model was based on equations of rigid body mechanics and incorporated anatomical features of the hip and knee joints. Custom software was developed for HoloLens 2 mixed reality glasses to synchronize and use them as a navigation system. Unity 2020.3.42f1 (64-bit) game development platform was chosen for application creation due to compatibility issues with the latest versions of the Microsoft Mixed Reality Toolkit SDK (MRTK).

For precise tracking of targets, the Vuforia SDK version 6.5.22 was used – one of the most widespread solutions for creating mixed reality applications. Tracking was realized through a combination of feature detection algorithms integrated into Vuforia and a special square RGB target used as a marker for patient position identification.

The navigation system developed enabled correct positioning of components and synchronization of the virtual model with the patient's physical body, which prevented errors due to pelvic displacement during surgery. All patients in the experimental group underwent preoperative computed tomography (CT) of the hip joints to create 3D pelvic models. Modeling was performed using Slicer3D software. For acetabular component positioning in Slicer3D, DICOM CT files and the 3D model of the impactor with a trial cup were loaded. The software's capabilities allowed real-time manipulation of the impactor in 3D space with synchronous visualization in 2D CT slices in coronal, axial, and sagittal planes. This enabled accurate component placement on the 3D model.

Segmentation was performed using threshold values and the Fast Cut Grow plugin.

Patients were divided into two main groups: Control group: 96 patients (122 THA procedures) performed with the conventional "freehand" technique without navigation.

Experimental group: 23 patients (29 THA procedures) performed with the use of the new navigation system. Follow-up assessments were conducted at 3 months postoperatively using the SF-36 questionnaire and Harris Hip Score.

Postoperative radiographic evaluation included assessment of acetabular cup inclination, anteversion angles, and changes in the center of rotation.

Postoperative clinical and radiological analysis demonstrated that the use of the navigation system significantly improved component positioning accuracy and reduced variability in implantation. Consequently, patients' quality of life improved.

It was established that the application of the augmented reality navigation system in patients with complex hip anatomy significantly enhanced the accuracy of component placement compared to the conventional "freehand" method. In the experimental group, the rate of proper acetabular cup placement within the Lewinnek "safe zone" was 93.10%, compared to 72.13% in the control group ($p=0.032$).

Functional outcomes assessed by the Harris Hip Score were higher in the navigation group (93.13 ± 5.99) compared to the control group (86.23 ± 9.90). Similarly, SF-36 scores were better: 79.1 ± 4.5 in the experimental group versus 76.0 ± 4.0 in the control group. Both differences were statistically significant ($p < 0.05$).

The data obtained in the study were statistically processed and found to be reliable.

Keywords: Hip joint, knee joint, musculoskeletal system, hip dysplasia, biomechanics, hip arthroplasty, gonarthrosis, osteoarthritis, pain, rehabilitation

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ЗМІСТ	9
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	11
ВСТУП	12
Список публікацій здобувача за темою дисертації	17
РОЗДІЛ 1. СИСТЕМАТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	18
1.1 Види навігації	25
1.2 Механічні навігаційні системи	28
1.3 Системи CAOS(computer Assisted Orthopedic Surgery)	31
1.3.1 Активні системи	33
1.3.2 Напівактивні системи	34
1.3.3 Пасивні системи	37
1.4 Змішана реальність	40
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ	45
2.1 Загальна характеристика хворих	45
2.2 Методика функціональної оцінки результатів ендопротезування кульшового суглоба	47
2.3 Шкала Harris	47
2.4 Опитувальник SF-36	48
2.5 Променеві методи дослідження	50
2.6 Методи статистичної обробки даних	54
РОЗДІЛ 3. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВПЛИВУ ЗМІНИ ЦЕНТРУ РОТАЦІЇ В КУЛЬШОВОМУ СУГЛОБІ НА КОЛІННИЙ СУГЛОБ	59
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА НОВОЇ НАВІГАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ТА ПРИНЦИП ЇЇ РОБОТИ	71
4.1 Механічна складова	72

4.2 Оптична складова	75
4.3 Алгоритм роботи навігаційної системи	77
4.4 Симуляційна перевірка навігаційної системи	82
4.4.1 Статистичний аналіз	84
4.5 Вплив зміни кута нахилу таза на передопераційне планування	87
4.6 Інтраопераційне застосування	93
РОЗДІЛ 5. ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ	96
5.1 Аналіз даних рентгенологічних досліджень у групах порівняння	96
5.2 Вплив навігації на точність	99
5.3 Клінічна оцінка результатів	103
РОЗДІЛ 6. ВАЖЛИВІСТЬ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА	113
АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ	130
ВИСНОВКИ	133
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	135
ДОДАТОК А	151
ДОДАТОК Б	156
ДОДАТОК В	159

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

КТ – комп’ютерна томографія

МРТ - магнітно-резонансна томографія

ТЕПКС – тотальне ендопротезування кульшового суглоба

SF-36 – Short form 36

ЦР – Центр ротації

MIS- minimal invasive surgery

CAOS - Computer-Assisted Orthopedic Surgery

HHS - Harris Hip Score

КС – кульшовий суглоб

MR – змішана реальність

ФПТ – функціональна площа таза

ВСТУП

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба - є найбільш ефективним оперативним втручанням, при захворюваннях кульшових суглобів на пізніх стадіях, коли інше лікування є неефективним. Зменшення больового синдрому, відновлення об'єму рухів та функцій нижньої кінцівки загалом робить цю операцію найпоширенішою в сучасній хірургії кульшового суглоба. У зв'язку з цим, кількість цих операцій, що виконуються в Україні та в світі, становить понад 100 мільйонів на рік [1, 2]. Але не зважаючи на постійне удосконалення конструкцій ендопротезів та техніки їх імплантації, частота розвитку ускладнень залишається високою [3, 4]. На сьогоднішній день найбільші компанії виробників ендопротезів, розвивають роботизовану ортопедичну хірургію та різні варіанти навігаційних систем [5, 6].

Складне первинне ендопротезування кульшового суглоба – це оперативне втручання по заміні кульшового суглоба при значних вроджених чи набутих дефектах кісткової тканини та/або навколосуглобових м'яких тканинах.

Під складним ендопротезуванням кульшового суглоба слід розуміти випадки:

- Порушення форми, конфігурації та структури кульшової западини та проксимального відділу стегнової кістки
- Порушення співвідношень проксимального відділу стегна (головки стегнової кістки) з кульшовою западиною
- Значні порушення (зміни) м'яких тканин навколо кульшового суглоба

Результати ендопротезування кульшового суглоба залежать від багатьох чинників. Найбільш важливим для результату ендопротезування кульшового суглоба, є коректне положення компонентів ендопротеза, відновлення центру ротації кульшового суглоба, відновлення довжини кінцівок,.

Особливо складно вибрати правильне положення компонентів при ендопротезуванні кульшових суглобів у хворих зі складними вродженими чи

набутими деформаціями: диспластичний коксартроз Crow 3-4, післятравматичний коксартроз, анкілоз кульшового суглоба, артрокатадіз різної етіології, хворі з наслідками перенесених паліативних оперативних втручань на кульшовій западині [7]. Незадовільні результати ендопротезування при даних патологіях обумовлені значними анатомічними змінами кульшового суглоба, протрузія кульшової западини, виражений склероз кісток тазу, що формують кульшову западину, анкілоз кульшового суглоба. При даних анатомічних змінах, дуже часто виникають післяопераційні ускладнення, такі як вивих головки ендопротеза, імплемнт синдром, обмеження об'єму рухів нижньої кінцівки, прискорений знос поліетиленового лайнера, рання асептична нестабільність компонентів ендопротеза, за рахунок неправильного розташування ацетабулярного та/або стегнового компонента.

В сучасній ортопедичній хірургії набувають популярності малоінвазивні хірургічні доступи, що в свою чергу значно обмежують візуалізацію в рані та орієнтацію компонентів ендопротеза. За даними літератури, кількість некоректної імплантації компонентів ендопротезу досягає 30-60% [8].

Одним з найбільш поширених методів орієнтації компонентів є «freehand». При даному методі, оцінка положення тазу пацієнта та інші параметри завжди визначаються хірургом візуально, з певною похибкою [9]. Це в свою чергу може призвести до не коректної орієнтації компонентів ендопротеза.

Питання підвищення точності установки імплантатів вимагають вивчення і вирішення, оскільки від цього залежить термін служби ендопротезів, відповідно, кількість наступних ревізійних оперативних втручань. Якість життя пацієнтів зі штучним суглобом визначається відсутністю больового синдрому, фізичною активністю після операції, можливістю задовольняти свої потреби. Всі ці параметри також безпосередньо залежать від правильно виконаної операції та подальшої реабілітації.

Таким чином, створення ефективних механізмів для підвищення точності орієнтації компонентів ендопротеза і виконання певних маніпуляцій, результатом чого стане спрощення виконання етапів операції, зниження кількості

інтраопераційних і післяопераційних ускладнень і в підсумку - підвищення якості життя пацієнтів, є актуальним завданням, і дана проблема вимагає проведення досліджень.

Мета дослідження:

Покращити якість хірургічного втручання при складному ендопротезуванні кульшового суглоба шляхом впровадження навігаційної системи для точного відновлення центру ротації та підвищення функціональних результатів.

Завдання дослідження:

1. Проаналізувати сучасні підходи до ендопротезування кульшового суглоба, зокрема у складних клінічних випадках, та оцінити існуючі методи відновлення центру ротації.

2. Дослідити можливості та переваги застосування навігаційних систем у хірургії кульшового суглоба, з акцентом на точність позиціонування компонентів ендопротеза.

3. Покращити ефективність передопераційного планування в контексті тотального ендопротезування кульшового суглоба.

4. Розробити компактну навігаційну систему для застосування в складному ендопротезуванні кульшового суглоба для забезпечення анатомічно точного відновлення центру ротації.

5. Провести порівняльний аналіз клінічних та рентгенологічних результатів ендопротезування кульшового суглоба, виконаного із застосуванням навігаційної системи та без неї, з урахуванням точності встановлення компонентів і функціонального стану суглоба після операції.

6. Вдосконалити техніку ендопротезування кульшового суглоба за допомогою комп'ютерної навігаційної системи.

7. Визначити вплив зміни центру ротації в кульшовому суглобі на колінний суглоб, шляхом 3D та математичного моделювання зміни розподілу навантаження в останньому.

8. Оцінити клінічну ефективність запропонованого підходу на основі даних післяопераційного періоду, функціональних шкал, рентгенологічних та комп'ютерних показників.

Об'єкт дослідження: кульшові суглоби хворих з вродженими чи набутими складними деформаціями.

Предмет дослідження: рентгенморфометричні показники кульшових суглобів хворих з вродженими чи набутими складними деформаціями, ендопротезування, навігаційні системи та системи змішаної реальності.

Методи дослідження:

- Клінічні, інструментальні (рентгенографія, комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія), імітаційне комп'ютерне моделювання, статистичний.

Наукова новизна дослідження

1. Вперше розроблена навігаційна система на основі змішаної реальності з програмним забезпеченням, для ендопротезування кульшового суглоба при важких анатомічних змінах, та значних дефектах кульшового суглоба, що дозволяє встановити компоненти з більш високою точністю та відновити центр ротації.
2. Вперше проведено комплексне біомеханічне та математичне моделювання впливу зміщення центру ротації кульшового суглоба при ТЕПКС, на навантаження в колінному суглобі з використанням 3D-моделі нижньої кінцівки. Продемонстровано, що навіть незначні зміщення ЦР (2–8 мм) в медіальному або латеральному напрямках істотно впливають на розподіл навантаження колінному суглобі, що призводить до вторинного ураження останнього.
3. Після проведеного експериментального дослідження було поглиблено знання доцільності включення індивідуальної орієнтації таза в алгоритми передопераційного шаблонування з метою оптимального визначення положення центру ротації кульшового суглоба.
4. Удосконалено підхід до різних варіантів відновлення опорної та кінематичної функції кульшового суглоба.

5. Удосконалено підхід до передопераційного планування ТЕПКС шляхом інтеграції сучасних методів 3D-візуалізації та комп'ютерного моделювання з урахуванням індивідуальної анатомічної варіабельності пацієнтів.

6. На підставі отриманих результатів запропоновано новий підхід до хірургічної тактики при складному ендопротезуванні кульшового суглоба, орієнтований на персоніфіковане передопераційне планування та інтраопераційний контроль з використанням змішаної реальності, що відкриває нові перспективи в хірургії великих суглобів.

Практична значимість результатів роботи.

Запропонована система навігації на основі змішаної реальності для ендопротезування кульшового суглоба дозволяє суттєво підвищити точність позиціонування імплантів, зменшити похибки, пов'язані з візуальною орієнтацією, та індивідуалізувати передопераційне планування. Результати дослідження можуть бути використані в практиці ортопедичних відділень як державних, так і приватних закладів, зокрема при оперативному лікуванні складних випадків дисплазії, контрактур та анкілозу кульшового суглоба.

Особистий внесок здобувача. Дисертація є особисто виконаною та

завершеною здобувачем науковою роботою. Автором самостійно проведений патентно-інформаційний пошук і сформульовані цілі та завдання дисертаційної роботи, проаналізовано вітчизняну та закордонну літературу. Самостійно створено електронну базу пацієнтів, проведено аналіз медичної документації **119 пацієнтів**, після тотального ендопротезування кульшового суглоба. Написано усі розділи дисертації, сформулювало висновки та практичні рекомендації. У статтях, написаних за участю автора, проведено серію діагностичних та лікувальних процедур, реалізовано наукові ідеї здобувача.

Апробація результатів дисертації

Результати досліджень оприлюднені на таких заходах: 1. Конференція молодих вчених 24 листопада 2023 року «Holonens 2 в ендопротезуванні кульшового суглоба» 2. Онлайн семінар «Загальні аспекти ендопротезування

кульшового суглоба» 06.07. 2023, фахова школа «Особливості ендопротезування кульшового суглоба» 18.04.2024р. «Іноваційні підходи в ендопротезуванні кульшового суглоба за допомогою систем навігації: комплексний аналіз переваг та недоліків», вчена рада ДУ «ІТО НАМН України» від 23.04.2024р.

Список публікацій здобувача за темою дисертації:

Zubkov, O., & Torchynskyi, V. (2024). Effect of pelvic tilt on changing the centre of rotation of the hip joint in preoperative planning. *Bulletin of Medical and Biological Research*, 6(1), 24-33. <https://doi.org/10.61751/bmbr/1.2024.24>

Зубков О., Торчинський В. (2024). Інтеграція технологій змішаної реальності в техніку ендопротезування кульшового суглоба. *TERRA ORTHOPAEDICA*, (1(120), 27-33. <https://doi.org/10.37647/2786-7595-2024-120-1-27-33>

Zubkov O, Torchynskyi V. Effect of changes in the centre of rotation after hip arthroplasty on knee joint function. *Salud, Ciencia y Tecnología* [Internet]. 2024 Sep. 17 [cited 2024 Oct. 4];4:.574. DOI: <https://doi.org/10.56294/saludcyt2024.574>

Структура та обсяг дисертації. Робота викладена на 160 сторінках машинописного тексту і складається з вступу, 6 розділів, висновків, переліку літератури, який містить 116 джерел інформації. Дисертація ілюстрована 21 рисунками та діаграмами і включає 12 таблиць.

РОЗДІЛ 1.

СИСТЕМАТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

В сучасній травматології та ортопедії однією з головних проблем є розробка та впровадження ефективних методів лікування хворих зі складними вродженими чи набутими деформаціями кульшового суглоба. Більшість авторів на сьогоднішній день, вважають, що ендопротезування кульшового суглоба – це найкращий, а інколи і єдиний метод лікування цих пацієнтів. У світі в середньому щорічно потребують ендопротезування суглобів 500 – 1000 хворих та травмованих на 1 млн. населення, а з урахуванням кількості населення України, щорічно в нашій державі потребують ендопротезування 25 – 40 тисяч хворих та травмованих [1, 2]. За нашими спостереженнями, внаслідок військових дій на території України, кількість хворих з ураженням кульшових суглобів які потребують ендопротезування значно зростає. Найчастіше це асептичний некроз головок стегнових кісток через постійне надмірне навантаження та мікротравматизацію, наслідки мінно-вибухових поранень. Також враховуючи, що дані патології все частіше зустрічаються у пацієнтів молодого та середнього віку, ендопротезування має не тільки полегшити життя та можливість трудової діяльності, а також забезпечити максимальний термін функціонування ендопротеза.

Успішний результат залежить від багатьох факторів, основні з них це – правильний вибір конструкції та розміру компонентів ендопротеза, оптимальний доступ, ведення післяопераційного періоду та реабілітації, але окремо варто звернути увагу на коректне положення компонентів протеза. Правильне позиціонування компонентів імплантів є складним процесом, як при первинному так і ревізійному ендопротезуванні. Особливо складним є правильне положення компонентів при ендопротезуванні кульшових суглобів у хворих з складними вродженими чи набутими деформаціями: диспластичний коксартроз Crow 3-4, післятравматичний коксартроз, анкілоз кульшового суглоба, артрокатадіз різної

етіології, хворі з наслідками перенесених паліативних оперативних втручань на кульшовій западині та/або проксимального відділу стегнової кітки [7, 18, 19]. Неправильне положення компонентів може призвести до звиху головки ендопротеза в ранньому періоді, а в довгостроковій перспективі впливає на зношування поліетиленової вкладки, функціональну здатність імпланту та ранню асептичну нестабільність ендопротеза. Окрему увагу приділено впливу зміни центру ротації після ендопротезування кульшового суглоба на колінний суглоб [4, 10, 11, 12].

У 1978 році GE Lewinnek писав про так звану «безпечну зону», вирівнюючи ацетабулярний компонент в межах області, мінімізує ризик вивиху: $40 \pm 10^\circ$, нахил, $15 \pm 10^\circ$ антеверсія [13] Renkawitz T., Nakashima Y., Weber M., Lawrence D. стверджують, що так звана комбінована антеверсія має більше значення, ніж тільки антеверсія ацетабулярного компонента [14-17].

Останнім часом збільшується тенденція до так званого мінімально інвазивного доступу (MIS- minimal invasive surgery), що впливає на скорочення часу оперативного втручання, зниження травматизації, а також більш ранній реабілітації. Але MIS має свої недоліки, такі як: значне зниження візуалізації рани, що в свою чергу впливає на правильну орієнтацію імплантів і потребує наявності спеціального інструментарію та спеціальних навігаційних пристроїв [24].

На положення ацетабулярного компоненту впливає кут нахилу таза, тобто кут між площиною таза та фронтальною площиною пацієнта, залежно від положення пацієнта [20]. Безпечна зона Lewinnek не враховує сагітальну рухливість таза. Тому автори стали використовувати термін «функціональне вирівнювання ацетабулярного компонента» [21]. Функціональне вирівнювання ацетабулярного компонента – вирівнювання компонента щодо сакральнотазового балансу. Згідно з Lembeck та авторами, нахил тазу на 1° призведе до функціональної антеверсії чашки на $0,7^\circ$ [22]. Дослідження Дорра та ін. показали, що кожне збільшення нахилу тазу до переду на 1° , призведе до зменшення антеверсії кульшової западини на $0,7^\circ$ - $0,8^\circ$ [23].

Нерівність довжини нижніх кінцівок – це одне з найчастіших ускладнень після тотального ендопротезування кульшового суглоба. В літературі вказана частота різниці довжини нижніх кінцівок після ТЕПКС до 27% та з середньою розбіжністю до 15,9 мм. Традиційно, різниця до 1 см. вважалось допустимим, але часто пацієнти можуть помітити або занепокоїтись навіть невеликою розбіжністю [26]. Огляд літератури Ranawat показав, що до 50% випадків ТЕП кульшового суглоба показала невідповідність >1 см. Також відомо, що нерівність довжини нижніх кінцівок після ТЕПКС є однією з основних причин судових позовів в США [27, 36].

Різниця довжини кінцівок після ендопротезування кульшового суглобу, в більшості випадків - це наслідки неправильно імплантованих компонентів ендопротеза (рівень імплантації ніжки ендопротеза, зміною центра ротації). Значне подовження нижньої кінцівки після оперативного втручання може стати причиною тракційних пошкоджень сідничного нерва [28, 29, 30].

Необхідною умовою для відновлення нормального об'єму рухів в суглобі, профілактики імпіджмент-синдрому та звихів - являється відновлення «латерального офсету», під яким розуміють відстань між віссю стегнової кістки та центром головки стегнової кістки [31, 32, 33]. Деякі автори пропонують використовувати термін «медіальний офсет» (відстань від центра головки до фігури сльози). Для визначення зміщення відносно тазу доцільно використовувати поняття сумарного офсету, тобто латерального та медіального. Це відстань між віссю стегнової кістки та фігурою сльози [34]. Некоректна зміна офсету після ендопротезування кульшового суглоба призводить до порушення рухів у суглобі [35]. Зменшення офсету призводить до імпіджменту та вивихів. Збільшення призводить до надлишкового навантаження абдукторів, болі та зменшення об'єму рухів у суглобі.

Принцип тотального ендопротезування кульшового суглоба (ТЕПКС) полягає у відтворенні правильних анатомічних співвідношень кульшового суглоба, який був зруйнований у зв'язку з травмою або захворюванням. Як наслідок цього відбувається міграція головки стегнової кістки від нормального центру ротації (ЦР). Однією з технічних цілей операції ТЕПКС є відновлення центру ротації

головки стегнової кістки в ЦР ацетабулярної западини якомога ближче до нормального стану з новою артикуляційною поверхнею.

Коли центри не відновлюються майже до нормального стану, спостерігається зниження абдукторної функції [37, 38, 39], підвищене зношування [40, 41] та асептична нестабільність компонентів ендопротеза [42-46]. Зсув стегнової кістки, перпендикулярна відстань від ЦР головки стегнової кістки до осі стегнової кістки, є важливим відображенням зміщення стегнової кістки від таза. Однак при ТЕПКС, центр ротації ацетабулярної западини змінюється шляхом розсвердлювання западини та імплантації ацетабулярного компонента. На офсет впливають як зміщення стегнової кістки, так і ЦР ацетабулярного компонента, (два автори назвали цю зміну ЦР ацетабулярного компонента «зміщенням чашки») [47, 48]. Важливий показник офсету включає як ацетабулярний компонент, так і стегнову кістку, і визначаємо його як перпендикулярну відстань від краплі сльози через головку стегнової кістки ЦР до осі стегнової кістки. Верхнє зміщення ЦР стегна зменшує перпендикулярну відстань до вектора середнього сідничного м'яза з подальшим зменшенням сили абдуктора. Однак збільшення зсуву більше ніж на 5 мм від нормального показника, збільшує знос поліетилену [49]. Таким чином, якщо центр стегна зміщується на 5 мм або більше вгору, зміщення стегна має бути збільшено, але це може зменшити довговічність стегнового компонента, якщо зсув збільшиться більш ніж на 5 мм. Флечер та ін. в своїх дослідженнях показують, що лише шляхом обмеження верхнього зміщення ЦР стегна до 3 мм і медіалізації до 5 мм або менше збільшення зсуву можна завжди підтримувати в межах 5 мм ($0,4 \pm 3,8$ мм). Ці дані є переконливим доказом того, що для максимізації функції м'язів і мінімізації зносу найкращий ЦР має бути в межах 3 мм від норми. Ця кількісна кореляція підтверджує клінічні дані, згідно з якими невдача ТЕПКС пов'язана з рентгенографічним зміщенням ЦР на 2 мм або більше [50].

Багато досліджень, присвячених зміщенню центру ротації, вказують на нерівноцінність зміщення в різних напрямках. Деякі дослідження вказують, що медіальне зміщення має менш виражений клінічний ефект, і навіть зменшують навантаження кульшового суглоба на м'язи абдуктори [51, 52], однак важливо

розуміти як такі зміни вплинуть на колінний суглоб. С. Nieschk et al. наводить дані обстеження 110 пацієнтів, яким було виконане ендопротезування кульшового суглоба. В якості критеріїв оцінювання використовувався індекс Бартелла при виписці, оцінка рухливості Паркера та рівень болю. В дослідженні виявлено, що будь-яке зміщення центру ротації призводить до погіршення всіх зазначених показників, особливо погіршувались показники коефіцієнту Бартелла, рухливості, медіальне та верхнє зміщення, нижнє зміщення чинило більший вплив на посилення болю. Найкращі показники за всіма вивченими параметрами чинило точне анатомічне розташування центру ротації. Таким чином, підтверджується необхідність якомога точнішого збереження центру ротації, що є не завжди можливим від руки [53].

Lerner Z. F. у своїй моделі опорно-рухового апарату, що враховує вирівнювання між великогомілковою та стегною кістками, виявили, що кожен міліметр відхилення від вирівнювання великогомілково-стегнового відділу змінює пікове зусилля контакту медіального відділу на 51 Н, тоді як кожен міліметр медіально-латерального зсуву точок контакту відділу змінює пікове зусилля контакту медіального відділу на 41 Н [54].

Важливо відзначити, що результати даного дослідження базуються на математичній моделі, яка, хоча й намагається відтворити реальні біомеханічні процеси, все ж таки має свої обмеження. Додаткові експериментальні дослідження можуть бути необхідними для підтвердження цих результатів в реальних клінічних умовах. Також варто враховувати, що інші фактори, такі як вік пацієнта, стан м'язів та сухожилля, а також інші анатомічні особливості, можуть впливати на реальне навантаження на колінний суглоб після ендопротезування кульшового суглобу. Слід також зазначити, що вірогідність ускладнень додатково зумовлена зміною загальної біомеханіки кістково-м'язового апарату та вимушеної пози, що могла виникнути у пацієнта як адаптація до хворобливого стану в доопераційний період [55].

М. Abolghasemian et al. при вивченні рентгенограм пацієнтів з дисплазією кульшових суглобів після тотальної артропластики прийшли до висновку, що після

операції відбувається зміщення центру ротації кульшового суглоба медіально на 23,4% та вниз в середньому на 20,8% при стоянні на одній нозі. Наслідком цього було зниження реакції суглоба та послаблення сили м'язів, що відводять стегно. Також в дослідженні продемонстровано, що латеральне зміщення має провідну роль в зміні реакції суглоба та розтягненні м'язів в зазначеному положенні. Ці зміни можуть мати також інші прояви в інших кінетичних положеннях, та мати вплив на функціонуванні колінного суглоба [56].

А. Rajuriga на основі аналізу КТ 40 пацієнтів, яким було виконано ендопротезування кульшового суглоба, дійшли висновку, що у 33 пацієнтів спостерігалось зміщення центру ротації ніжки протеза в середньому на 7 мм. Наслідком цього може бути зміна векторів м'язових сил та нахилу кісток, що також порушує роботу інших суглобів. S. van Drongelen в своєму дослідженні описують зміни, що відбуваються в системі кульшового-колінного суглобів пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба. Показано, що виникає підвищення контакту між стегною та великогомілковою кістками у фазі розгинання, що збільшує тиск на латеральну поверхню колінного суглоба на 39% [57]. Це може призводити до дегенеративних змін у суглобі, автори вказують на необхідність створення скелетно-мязової моделі колінного суглоба, що дозволить краще моделювати та прогнозувати подібні зміни.

З огляду на таку поширеність даної патології та її клінічні наслідки, важливо виявляти можливі хірургічні причини, що можуть викликати зміщення та намагатися мінімізувати їх. R. J. Benson et al. проаналізували дані 894 пацієнтів, що проходили ендопротезування, на предмет зміни ЦР кульшового суглоба щодо первинного положення. Було виявлено, що тип оперативного доступу впливає на зміщення ЦР, воно досягає найбільших значень при передньому доступі. Медіальне зміщення є найбільшим та досягало в середньому 4,97 мм. Таке зміщення може мати значні клінічні наслідки отже, важливо враховувати подібні аспекти при плануванні оперативного втручання [58]. P. Messer-Hannemann et al. експериментально показали значну роль розсвердлювання кульшової западини на зміщення центру ротації після імплантації чашки кульшового суглоба, адже саме

дисплазія, деформація, дегенеративні зміни та атипове розростання кісткової тканини є чинниками, що порушують природне положення імпланта. Автори привертають увагу до важливості цього етапу оперативного втручання при дисплазіях та різних видах деформації кульшової западини для повернення анатомічного положення протезу та врівноваження зі здоровою ногою [59]. M. Marsh et al. в огляді, присвяченому новітнім досягненням ендопротезування кульшового та колінного суглоба, наводять дані щодо ефективності індивідуалізації виробництва імплантів, що дозволяє максимально запобігти зміщенню центру обертання та підвищити виживання імплантів через 13 років до 98,2% та 96,6% через 20 років. Індивідуальні імпланти значно скорочують такі ускладнення як вивих, розхитування, інфекція та зменшують частоту виникнення необхідності ревізійних втручань. Комп'ютеризація моделювання та виготовлення індивідуальних імплантів розширює можливості їхнього використання, хоча досі є технічні та економічні чинники, що стримують їх розповсюдження. Моделювання системи суглобів як єдиної конструкції, подібне до того, що здійснене в межах даного дослідження, може враховувати індивідуальні дані та краще прогнозувати перерозподіл моментів сили, що діють в суглобі, та передбачити можливі ризики. Використання 3D моделювання для вивчення біомеханіки колінного суглобу при зміні центру ротації в кульшовому суглобі є сучасним та ефективним підходом. Це дозволяє отримати детальний розуміння взаємозв'язку між цими двома суглобами та визначити, як зміни в одному суглобі можуть впливати на інший [60].

Правильне розташування центру ротації впливає на біомеханіку не тільки кульшового, але й інших суглобів нижньої кінцівки, зокрема колінного суглобу. Однією з ключових зон інтересу є взаємодія між кульшовим та колінним суглобами, які разом відіграють роль у ходьбі та підтримці ваги тіла. Зміна центру ротації кульшового суглоба під час ендопротезування може викликати нові навантаження та динамічні зміни у колінному суглобі. Порушення біомеханіки ходьби може призвести до подальших ортопедичних проблем, включаючи біль та дегенеративні зміни в колінному суглобі. Враховуючи важливість цього аспекту, виникає потреба в детальному вивченні впливу зміни центру ротації на вісь

нижньої кінцівки та відповідно на колінний суглоб після ендопротезування кульшового суглобу.

За даними літератури, хірургія від руки відновлює ЦР в межах 5 мм лише у 55% пацієнтів [61], методи комп'ютерної хірургії відновлюють ЦР в межах 5 мм у 34–83% пацієнтів [62, 63], а роботизована хірургія відновлює ЦР в межах 5 мм у 81,4% пацієнтів [64].

1.1 Види навігації

Метод «Free-hand» є однією з найстаріших і найбільш поширених технік, що використовуються у тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕПКС). Ця методика виникла ще у 1950-60-х роках і залишається актуальною до сьогодні завдяки своїй простоті, доступності та універсальності. Основний принцип цього методу полягає у виконанні всіх маніпуляцій вручну, без використання спеціальних навігаційних систем або механічних напрямителів. Хірург керується власним досвідом та передопераційним плануванням, визначаючи положення імплантів візуально, що вимагає високого рівня майстерності та точності.

Під час оперативного втручання пацієнта зазвичай розташовують у положенні на спині або на боці залежно від хірургічного доступу. Після виконання доступу та вивиху головки стегнової кістки, хірург проводить резекцію шийки стегнової кістки методом «Free-hand». На цьому етапі рівень остеотомії визначається суб'єктивно, орієнтуючись на передопераційне планування та анатомічні орієнтири пацієнта.

Так само і наступний етап - обробка кульшової западини, підготовка її поверхні до встановлення ацетабулярного компонента та його імплантація у необхідне положення. Після цього виконується підготовка стегнового каналу під феморальний компонент ендопротеза. Після імплантації пробного компоненту виконується тестування стабільності та об'єму рухів у суглобі. Усі ці маніпуляції виконуються вручну, без автоматизованої навігації, що створює певні ризики похибки [65].

Основною проблемою методу «Free-hand» є те, що точність позиціонування компонентів оцінюється візуально. Хірург орієнтується відносно операційного стола, положення тазу пацієнта та інших параметрів, які визначаються з певною похибкою. Відсутність навігації або механічних направителів може призвести до некоректного розташування компонентів, що негативно позначається на довготривалих результатах операції. За даними літератури, частота некоректної імплантації компонентів ендопротеза може досягати 30-60% [66, 67]. Це означає, що кожен третій пацієнт або навіть більше може мати певні відхилення у розташуванні ендопротеза, що в подальшому може призвести до нестабільності імплантата, нерівномірного зношення або звихів.

У дослідженні Grammatopoulos та співавторів було проведено оцінку точності досягнення бажаної орієнтації ацетабулярного компонента при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕПКС) у клінічних умовах. Автори підкреслюють, що навіть досвідчені хірурги часто демонструють значні відхилення від запланованих кутів встановлення імплантата. Встановлено, що у більшості випадків ацетабулярна чашка імплантується з меншим нахилом (середнє відхилення -4°) і з більшою антеверсією (середнє відхилення $+11^\circ$), ніж передбачалося планом.

Одним із висновків дослідження є важливість використання додаткових візуальних орієнтирів під час операції. Так, застосування таких анатомічних маркерів, як поперечна ацетабулярна зв'язка, або інтраопераційних направляючих пристроїв, достовірно підвищувало точність установки імплантата: середнє відхилення антеверсії зменшувалося до 1° ($p < 0,001$), а нахилу — до -3° ($p = 0,003$). Проте, навіть за наявності допоміжних засобів спостерігалася значна індивідуальна варіабельність, що, на думку авторів, вказує на потребу у вдосконаленні методів навчання та застосуванні високоточних інструментальних технологій у ТЕПКС [73]. У систематичному огляді літератури та метааналізі, проведеному Snijders та співавт. було проаналізовано ефективність та точність використання беззображувальної навігаційної системи у порівнянні з традиційним (freehand)

методом встановлення ацетабулярного компонента при первинному тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕПКС).

Дослідження включало аналіз семи рандомізованих контрольованих випробувань, у яких було оцінено точність досягнення запланованих параметрів положення чашки — зокрема, кутів інклінації та антеверсії. У шести з семи проаналізованих досліджень було виявлено, що використання навігації забезпечує значно вищу прецизійність у досягненні бажаних значень антеверсії, а у п'яти дослідженнях — також і нахилу чашки (інклінації). Це вказує на перевагу навігаційної технології у контролі розташування імплантату.

У результаті метааналізу встановлено, що навігація статистично достовірно перевершує вільноручний метод за точністю досягнення як кута антеверсії ($p=0,002$), так і інклінації ($p=0,01$). Водночас автори підкреслюють, що, незважаючи на вищу технічну точність, наразі немає достатньо доказів, які би підтверджували суттєві клінічні переваги у вигляді кращої функціональної активності, зниження частоти післяопераційних ускладнень або потреби в ревізійному ендопротезуванні при застосуванні навігаційних систем [74].

Дослідження показують, що частота помилок при імплантації компонентів ендопротеза у хірургів, які виконують операції лише час від часу, є значно вищою, ніж у тих, хто регулярно виконує подібні втручання. Це підкреслює важливість досвіду та навчання у досягненні оптимальної точності операції. Хірурги з меншою кількістю проведених операцій можуть мати значно вищий ризик позиціонування ацетабулярного компонента під некоректним кутом або неправильної орієнтації стегнового компонента, що може потребувати ревізійного ендопротезування в майбутньому.

Попри свою простоту та швидкість, метод «Free-hand» має суттєві обмеження через високу залежність від людського фактора. У сучасній ортопедичній хірургії дедалі частіше використовують комп'ютеризовані навігаційні системи, механічні напрямителі та роботизовані технології, які дозволяють мінімізувати похибки позиціонування компонентів.

Комп'ютерна навігація дозволяє хірургу бачити точне положення імпланта у тривимірному просторі та зменшити похибку до 2-3°.

Механічні напрямителі забезпечують більш передбачуване встановлення ацетабулярного компонента, зменшуючи ризик надмірного або недостатнього нахилу. Роботизовані системи можуть автоматично корегувати розташування компонентів, забезпечуючи найвищу можливу точність та стабільність.

Таким чином, хоча метод «Free-hand» залишається широко застосовуваним і є основним методом у багатьох лікарнях, сучасні технології значно покращують точність імплантації, що може сприяти зменшенню ускладнень та покращенню довгострокових результатів ендопротезування.

1.2 Механічні навігаційні системи

Одним із найбільш поширених інструментів навігації при ендопротезуванні кульшового суглоба є стандартні У-подібні напрямителі, які входять до складу хірургічних наборів для тотального ендопротезування. Вони виступають у ролі допоміжних механічних пристроїв, що допомагають хірургу правильно розташувати компоненти ендопротеза під час оперативного втручання. Основна перевага таких напрямителів полягає у простоті використання, невисокій вартості та широкій доступності, що робить їх стандартним вибором у багатьох ортопедичних операціях. Однак точність їхнього використання значною мірою залежить від суб'єктивного сприйняття хірурга, який повинен візуально оцінювати положення інструментів та імплантів у трьохвимірному просторі під час операції.

Механічні напрямителі забезпечують лише приблизну точність, оскільки їх використання вимагає від хірурга постійного контролю за кутами нахилу, розташуванням імпланта та вирівнюванням кінцівки. Фактори, які можуть впливати на ефективність таких пристроїв, включають фізичну втому лікаря, анатомічні особливості пацієнта, суб'єктивну оцінку розташування компонентів та потенційні помилки під час ручної імплантації. Особливо це критично під час імплантації ацетабулярного компонента кульшового ендопротеза, коли необхідно

точно визначити орієнтацію ніжки імпланта, довжину кінцівки, офсет та об'єм рухів у суглобі. Через відсутність автоматизованого контролю хірург змушений покладатися на власний досвід та навички, що може призвести до відхилень у розташуванні імплантів. Це, в свою чергу, може вплинути на стабільність та функціональність кульшового суглоба в довгостроковій перспективі.

З метою підвищення точності механічних методів навігації було розроблено низку спеціалізованих механічних пристроїв, які допомагають хірургам контролювати розташування компонентів у просторі. Наприклад, Stephen B. Murphy у своїх дослідженнях описав механічний навігаційний пристрій, що забезпечує точне позиціонування ацетабулярного компонента ендопротеза. Ця система дозволяє розташовувати чашку кульшового суглоба під заданими кутами, що покращує точність імплантації. Однак, основний недолік цього пристрою – висока інвазивність, оскільки для його встановлення потрібно вводити в тазові кістки пацієнта три стабілізаційні стрижні. Це може призвести до пошкодження м'яких тканин, судин та нервів, що збільшує рівень операційного травматизму та підвищує ризик післяопераційних ускладнень, таких як інфекції, кровотечі та уповільнене загоєння [68].

У пошуках менш травматичних методів хірурги та дослідники розробили неінвазивні механічні навігаційні пристрої, які дозволяють мінімізувати необхідність фіксації на кісткових структурах пацієнта. Так, Takashi Murayama та співавтори запропонували механічну техніку позиціонування ацетабулярного та стегнового компонентів ендопротеза, яка не потребує додаткових інвазивних маніпуляцій. Основною перевагою цього підходу є мінімальне хірургічне втручання та відсутність необхідності у встановленні додаткових фіксаторів на кістках пацієнта. Це знижує ризик післяопераційних ускладнень та полегшує процес реабілітації [69]. У дослідженні Мураями та співавт. представлено нову неінвазивну механічну техніку позиціонування чашки та стержня, а також корекції довжини кінцівки при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба у пацієнтів з дисплазією кульшового суглоба. Результати показали, що використання рівнеміра та гоніометра дозволило досягти середнього нахилу чашки $44,2^\circ \pm 3,4^\circ$ та

антеверсії $19,6^{\circ} \pm 6,1^{\circ}$. Відхилення стержня становило $0,04^{\circ} \pm 0,8^{\circ}$ у вальгусному напрямку, а різниця в довжині кінцівок після операції була $-0,37 \pm 3,7$ мм. Таким чином, запропонована техніка забезпечує точне позиціонування компонентів та мінімальні відхилення в довжині кінцівок, порівнянні з результатами, отриманими за допомогою навігаційних систем, при цьому будучи менш інвазивною та економічно вигідною [70].

У рандомізованому контрольованому дослідженні Кійохари та співавт. оцінювалася точність та прецизійність орієнтації ацетабулярної чашки при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕПКС) з використанням портативної навігації на основі акселерометра порівняно з традиційним механічним методом. Результати показали, що середня абсолютна похибка нахилу чашки становила $4,3^{\circ} \pm 3,2^{\circ}$ у групі навігації та $5,6^{\circ} \pm 3,7^{\circ}$ у контрольній групі, а похибка антеверсії — $4,4^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$ та $5,7^{\circ} \pm 4,2^{\circ}$ відповідно. Хоча точність між групами не відрізнялася значно, використання навігації забезпечило меншу варіабельність похибки антеверсії ($p = 0,0049$). Симуляція на основі комп'ютерної томографії показала, що група навігації мала більший потенційний обсяг розгинання та зовнішньої ротації, однак не було виявлено значних відмінностей у діапазоні рухів, необхідному для щоденної активності. Таким чином, портативна навігація на основі акселерометра підвищує прецизійність антеверсії чашки та покращує деякі аспекти рухливості суглоба після ТЕПКС [71].

У дослідженні Дженнінгса та співавт. оцінювалася точність орієнтації ацетабулярної чашки при ТЕПКС з використанням нового механічного навігаційного пристрою. Результати показали, що всі пацієнти мали відхилення менше 10° від передопераційного плану за кутами нахилу та антеверсії чашки. При більш жорстких критеріях (відхилення менше 5°) 12,8% пацієнтів мали відхилення за нахилом, а 23,4% — за антеверсією. Таким чином, пристрій дозволяє точно позиціонувати ацетабулярну чашку відповідно до передопераційного плану з відхиленням менше 10° , що перевершує традиційні методи встановлення [72].

Однак, механічні навігаційні системи все ще мають обмеження, пов'язані із суб'єктивністю визначення положення імплантів, що може негативно впливати на довгострокову стабільність та функціональність ендопротеза.

1.3 Системи CAOS (Computer Assisted Orthopedic Surgery)

Комп'ютеризовані системи асистованої ортопедичної хірургії (CAOS, Computer-Assisted Orthopedic Surgery) є одним із найбільш значущих технологічних досягнень у сфері сучасної медицини, зокрема в ортопедичній хірургії. Їх використання дозволяє суттєво підвищити точність виконання оперативних втручань, що є критично важливим фактором для успішної імплантації компонентів ендопротеза, корекції кісткових деформацій та проведення інших складних маніпуляцій. Завдяки технологічному прогресу та стрімкому розвитку комп'ютерної обробки даних, CAOS-системи значно вдосконалили хірургічну практику, дозволяючи не лише оптимізувати передопераційне планування, а й забезпечувати точний контроль під час операції та навіть частково або повністю автоматизувати виконання певних етапів хірургічного втручання. Це знижує ризик медичних помилок, підвищує якість лікування та покращує віддалені результати для пацієнтів.

Перші спроби застосування комп'ютеризованих хірургічних технологій в ортопедії відносяться ще до 1980-х років, коли CAOS почали використовувати під час ендопротезування кульшового суглоба [75]. Головною метою цих інновацій було підвищення точності розташування компонентів ендопротезу, оскільки навіть незначні відхилення в їх позиціонуванні можуть призвести до швидкого зношення, нестабільності конструкції або неправильного розподілу навантаження на навколишні тканини. На той час технології CAOS здебільшого обмежувалися використанням комп'ютерної навігації та методів передопераційного планування на основі рентгенологічних або томографічних знімків. Попри відносно примітивний рівень перших систем, вони стали основою для подальшого розвитку комп'ютеризованих технологій у хірургії.

Протягом наступних десятиліть відбувся суттєвий прорив у розвитку комп'ютерної візуалізації, 3D-моделювання та роботизованої хірургії. Впровадження технологій тривимірного моделювання дозволило значно

покращити передопераційне планування та персоналізувати підхід до лікування пацієнтів. Водночас поява оптичних та електромагнітних систем відстеження сприяла розробці нових методів інтраопераційної навігації, які давали змогу контролювати розташування хірургічних інструментів із міліметровою точністю. Починаючи з 2000-х років, CAOS-системи активно інтегруються з роботизованими маніпуляторами, що дозволяють автоматизувати деякі етапи хірургічних втручань [76]. Це відкриває нові можливості для мінімально інвазивної хірургії, скорочує тривалість реабілітації пацієнтів та зменшує ризик післяопераційних ускладнень.

На сьогодні комп'ютеризовані системи ортопедичної хірургії класифікуються на три основні категорії: пасивні, напівактивні та активні. Такий поділ базується на рівні автоматизації хірургічного процесу та ступені залучення хірурга до виконання операції. Пасивні CAOS-системи є найбільш простими та виконують виключно навігаційну функцію, допомагаючи хірургам отримувати візуальну інформацію щодо положення інструментів у просторі. Напівактивні системи вже включають певні механізми контролю, що допомагають коригувати рухи лікаря та запобігати можливим помилкам. Активні системи, у свою чергу, мають максимальний рівень автоматизації, дозволяючи виконувати хірургічні маніпуляції майже без фізичної участі лікаря, що забезпечує виняткову точність та мінімальне втручання у навколишні тканини.

Попри значні переваги, широке впровадження CAOS-систем супроводжується певними викликами. Висока вартість обладнання та необхідність навчання хірургів для роботи з такими технологіями можуть обмежувати їх доступність у багатьох медичних закладах. Крім того, важливими залишаються питання цифрової безпеки та надійності програмного забезпечення, оскільки будь-які технічні несправності можуть мати серйозні наслідки для пацієнта. Однак, враховуючи стрімкий розвиток робототехніки, штучного інтелекту та змішаної реальності, можна очікувати, що у найближчі роки CAOS-системи стануть ще більш точними, автономними та ефективними, забезпечуючи новий рівень хірургічної точності та безпеки.

1.3.1 Активні системи

Активні роботизовані платформи є одним із найбільш технологічно розвинених інструментів у сучасній ортопедичній хірургії, що дозволяють виконувати тотальне ендопротезування кульшового суглоба з мінімальним впливом людського фактору. Вони функціонують в автономному режимі, виконуючи всі основні хірургічні етапи – від резекції кісткової тканини до встановлення компонентів імплантату відповідно до попередньо визначеного плану операції. Передопераційне КТ-сканування використовується для створення індивідуальної 3D-моделі анатомічних структур пацієнта, що дозволяє роботизованій системі точно розрахувати обсяг кісткової резекції та ідеальне положення ендопротеза. Завдяки високоточному контролю навігаційних сенсорів активні роботизовані системи можуть забезпечувати точність імплантації на рівні мікронів, що значно знижує ризик зміщення компонентів ендопротеза та їх асептичної нестабільності.

Основною перевагою активних роботизованих платформ є їхня здатність стандартизувати хірургічний процес, зменшуючи міжопераційну варіабельність, що є однією з проблем традиційного ендопротезування. Автономне виконання операції гарантує однакову точність резекції та позиціонування імплантатів у кожному випадку, що особливо важливо при складному ендопротезуванні у пацієнтів із вираженими анатомічними деформаціями. Крім того, активні роботизовані системи дозволяють досягти кращого відновлення центру ротації, оскільки всі розрахунки та хірургічні маніпуляції здійснюються відповідно до передопераційного 3D-планування без похибок, пов'язаних із втомою чи суб'єктивними помилками хірурга.

Попри високу точність, активні роботизовані платформи мають певні обмеження, що ускладнюють їх широке впровадження в клінічну практику. Одним із ключових недоліків є неможливість адаптації системи до непередбачених змін під час операції, таких як виявлення додаткових анатомічних аномалій чи патологічних змін, які не були враховані при передопераційному плануванні.

Відсутність безпосереднього контролю хірурга над маніпуляціями робота може спричинити ускладнення у випадках нестандартної хірургічної ситуації, що потребує негайного прийняття рішень. Крім того, використання таких систем потребує значних фінансових витрат, пов'язаних із закупівлею обладнання, його обслуговуванням та навчанням персоналу, що обмежує доступність цієї технології у більшості медичних закладів [77].

Незважаючи на певні обмеження, активні роботизовані системи мають значний потенціал для покращення результатів ендопротезування кульшового суглоба, особливо у випадках, що вимагають максимальної точності імплантації. Їх використання дозволяє знизити частоту післяопераційних ускладнень, мінімізувати ризик нестабільності імплантата, зменшити травматизацію навколишніх тканин та покращити реабілітаційні показники пацієнтів. У перспективі розвиток роботизованих технологій, удосконалення алгоритмів машинного навчання та покращення інтеграції навігаційних систем можуть сприяти ширшому використанню цих платформ у ортопедичній хірургії [78].

1.3.2 Напіваактивні системи

Напіваактивні роботи поєднують переваги активних і пасивних систем, забезпечуючи інтерактивний контроль під час операції. Вони використовують тактильний, слуховий або візуальний зворотний зв'язок, що дозволяє хірургу отримувати інформацію про відхилення від заданих параметрів. Якщо хірург виходить за межі попередньо визначеного плану, система може уповільнити або повністю зупинити хірургічний інструмент, запобігаючи надмірній або нерівномірній резекції кісткової тканини та неправильному розташуванню імплантатів.

Однією з ключових переваг напіваактивних систем є те, що вони дозволяють хірургу зберігати повний контроль над процесом, одночасно запобігаючи ятрогенним пошкодженням м'яких тканин, нервово-судинних структур та кісткової тканини. Ці системи працюють за принципом інтерактивного обмеження,

коли хірург може керувати інструментами, але робот запобігає критичним помилкам, що можуть вплинути на кінцевий результат операції.

Ранні активні роботизовані системи для ендопротезування, які повністю виконували операційні маніпуляції без безпосереднього контролю з боку хірурга, мали низку значних обмежень. Відсутність інтерактивного контролю, складність у налаштуванні та ризик технічних збоїв призвели до розробки більш безпечних і гнучких напівактивних систем. Однією з перших таких систем став ACROBOT (The Acrobot Co. Ltd., Лондон, Великобританія), який спочатку був розроблений для проведення підготовки стегнової кістки до ендопротезування. Головною особливістю ACROBOT була інтеграція з хірургом: роботизована рука рухалася в межах попередньо спланованої області, запобігаючи відхиленням від хірургічного плану.

Ця технологія згодом була придбана компанією Stryker Ltd. (Каламазу, Мічиган, США) після розвитку конкурентної роботизованої системи МАКО. У 2013 році Stryker викупила права на ACROBOT для врегулювання патентних суперечок і подальшої інтеграції напрацювань у власні платформи [79]. МАКО — це напівактивна хірургічна система, яка функціонує за принципом тактильного контролю, що дозволяє хірургу вручну керувати рухами роботизованої руки в межах визначених параметрів. Вона забезпечує візуальні, тактильні та слухові підказки, допомагаючи знизити ризик відхилення від передопераційного плану під час встановлення ацетабулярного компонента [80].

МАКО Surgical corp. була заснована у 2004 році та спочатку орієнтувалася на часткове ендопротезування колінного суглоба. У жовтні 2010 року було виконано перше тотальне ендопротезування кульшового суглоба (ТЕПКС) за допомогою системи МАКО, а у 2011 році відбувся її комерційний запуск. У 2013 році компанія Stryker придбала МАКО Surgical Corp., що стало ключовим моментом у розширенні використання роботизованих технологій у ортопедичній хірургії. Вже у 2015 році було випущене третє покоління системи МАКО, яке отримало схвалення FDA (Food and Drug Administration, США) та дозволило хірургам використовувати ендопротези Stryker на платформі МАКО. Система базується на

передопераційній комп'ютерній томографії (КТ), яка створює тривимірні зображення анатомії пацієнта, що дозволяє підвищити точність планування та імплантації незалежно від типу хірургічного доступу.

На сьогодні система МАКО є найпоширенішою роботизованою системою для тотального ендопротезування кульшового суглоба у світі та домінує на ринку ортопедичної роботизованої хірургії. Проте, зростаюча популярність напівактивних систем стимулювала розробку конкурентних платформ. Серед альтернативних рішень виділяються ROSA (Zimmer-Biomet, Варшава, Індіана, США), VELYS (DePuy Synthes, Rayham, MA, США) та CORI (Smith & Nephew, Вотфорд, Великобританія) [81]. Усі ці системи базуються на інтеграції хірургічного контролю з комп'ютерною навігацією, що сприяє підвищенню точності та безпечності імплантації ендопротезів. У роботі Chengliang Li та співавт. представлено бібліометричний аналіз сучасного стану та тенденцій клінічного застосування роботизованих систем в ортопедичній хірургії. Автори проаналізували 224 статті, опубліковані у період з 2000 по 2019 рік, які стосувалися використання роботизованих технологій у заміщенні суглобів та хірургії хребта. За результатами дослідження, кількість наукових публікацій у цій галузі демонструє чітко виражену позитивну динаміку, що свідчить про зростаючий інтерес дослідницької спільноти до впровадження високотехнологічних рішень у практику ортопедії. Було встановлено, що найбільший внесок у розвиток клінічної роботизованої ортопедії зробили Сполучені Штати Америки (99 публікацій), Китай (38) та Велика Британія (27). Серед провідних наукових установ, що спеціалізуються на дослідженнях у цій сфері, найактивнішими були Beijing Jishuitan Hospital та Cleveland Clinic. У контексті ендопротезування кульшового суглоба, найбільше клінічних досліджень було присвячено використанню системи МАКО — зокрема, при тотальному ендопротезуванні колінного та кульшового суглобів. У спінальній хірургії найчастіше використовували систему Mazor Robotics [82].

Незважаючи на позитивні тенденції щодо впровадження роботизованих систем, автори підкреслюють, що значна частина досліджень має обмежений обсяг

вибірки та недостатню тривалість спостереження. У зв'язку з цим наголошується на потребі в більш масштабних, добре контрольованих клінічних випробуваннях, які дозволили б об'єктивно оцінити ефективність, безпеку, економічну доцільність і довготривалі результати використання роботизованих технологій в ортопедичній хірургії.

Впровадження напівактивних роботизованих систем у клінічну практику дозволяє оптимізувати хірургічне втручання, мінімізувати похибки імплантації, покращити стабільність компонентів ендопротеза та забезпечити більш прогнозовані довгострокові результати лікування. Тенденція до розвитку подібних технологій свідчить про поступову автоматизацію ортопедичної хірургії з акцентом на інтерактивний контроль хірурга, що дозволяє поєднувати переваги робототехніки та хірургічного досвіду для покращення результатів ендопротезування кульшового суглоба.

1.3.3 Пасивні системи

Пасивні роботизовані платформи не здійснюють жодного автоматизованого контролю над хірургічними маніпуляціями. Вони функціонують як асистивні навігаційні системи, що забезпечують точне зображення анатомічних структур і вказують на положення інструментів або імплантатів. Проте, усі рішення та маніпуляції залишаються повністю під контролем хірурга, і система не має можливості активно запобігати помилкам або відхиленням від плану.

Пасивні системи, що використовуються для ендопротезування кульшових суглобів, поділяються на системи з зображеннями (image-based) та системи без зображень (image-free). Відмінність між цими двома підходами полягає у способі отримання анатомічної інформації, яка використовується для передопераційного планування та інтраопераційного наведення.

Системи з зображеннями базуються на передопераційних методах візуалізації, таких як комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) або стандартна рентгенографія. Отримані дані дозволяють створити тривимірну

модель кісткових структур пацієнта, яка використовується для визначення оптимального положення імплантату та розрахунку необхідних параметрів резекції кісткової тканини. Основними перевагами цього підходу є висока точність, можливість персоналізованого планування та підвищена стабільність ендопротеза завдяки точному дотриманню анатомічних орієнтирів. Однак використання систем на основі зображень має певні обмеження, зокрема підвищене радіаційне навантаження при застосуванні КТ, високу вартість процедури, а також необхідність додаткової передопераційної підготовки, що подовжує загальний час підготовки до операції [83].

На противагу цьому, системи без зображень використовують інтраопераційну реєстрацію анатомічних структур за допомогою навігаційних інструментів, що дозволяє відмовитися від передопераційного КТ або МРТ. Під час операції хірург виконує реєстрацію основних кісткових орієнтирів, які система використовує для створення віртуальної карти суглоба в режимі реального часу. Цей підхід зменшує променеве навантаження на пацієнта, знижує витрати на обстеження та скорочує передопераційний час підготовки. Водночас точність таких систем залежить від правильності визначення орієнтирів під час операції, що може бути складним у пацієнтів зі значними анатомічними деформаціями або втратою кісткової тканини [84].

Обидва типи систем мають свої переваги та обмеження. Системи з передопераційною візуалізацією забезпечують високу точність, але пов'язані з додатковими витратами та радіаційним навантаженням, тоді як системи без зображень є менш затратними, але їхня ефективність залежить від досвіду хірурга та точності інтраопераційної реєстрації анатомічних структур. Удосконалення технологій, включаючи розробку алгоритмів низькодозової КТ та покращення інтраопераційного трекінгу, може сприяти подальшій оптимізації обох підходів у майбутньому.

Навігація на основі КТ є найбільш точною, але передопераційне планування по зображенням КТ потребує більше часу, збільшення вартості. Навігація без зображень не використовує КТ зображення, але її точність залежить від техніки

наведення орієнтирів та не враховує індивідуальну анатомію. Навігація на основі рентгенографії доцільна в використанні при травмах або оперативних втручаннях на хребті, та не достатньо ефективна при ендопротезуванні кульшових та колінних суглобів [85].

Застосування 3D технологій в ортопедії вивчається досить давно. Візуалізація медичних зображень в форматі 3D набуває все більшого значення в хірургічній галузі. Розуміння 3D анатомії конкретного пацієнта допомагає хірургам краще підготуватись до оперативного втручання, тим самим покращити лікування пацієнта. Проте, всі 3D - зображення під час оперативного втручання, все одно відображаються на 2D екрані в операційній. Це в свою чергу затрудняє розуміння об'ємності зображення. На сьогоднішній день, при складному первинному ендопротезуванні та ревізійних втручаннях активно впроваджується 3D друк кісток тазу та стегнової кістки. Друковані 3D моделі мають свої переваги в передопераційному та інтраопераційному плануванні перед медичними 3D зображеннями, адже хірург може візуально краще оцінити деформації та дефекти кісток, об'ємність моделі, а також приміряти сплановані до застосування компоненти ендопротеза. Хоча дана технологія має переваги, але є і свої недоліки. 3D друк потребує набагато більше часу для передопераційного планування та самого друку моделі. Під час оперативного втручання, монітори з 3D-зображенням та друковані 3D моделі не знаходяться в полі зору хірурга і це змушує хірурга відволікатись від ходу виконання операції, що в свою чергу збільшує її тривалість.

Хірургічні навігаційні системи та роботизовані технології були розроблені для забезпечення більш точної імплантації компонентів ендопротеза та відновлення біомеханіки кульшового суглоба під час тотального ендопротезування (ТЕПКС). Проте, на сьогодні лише 5% оперативних втручань із заміни кульшового суглоба виконуються з використанням навігаційних систем, що пояснюється низкою значних недоліків, які обмежують їх широке впровадження в клінічну практику.

Одним із ключових факторів, що стримує використання комп'ютерної навігації, є її громіздкість. Ці системи потребують складного обладнання, включаючи комп'ютерну станцію, зовнішню систему стеження за положенням

пацієнта (найчастіше оптичну камеру) та один або кілька моніторів, що займає значний простір в операційній. Крім цього, встановлення обладнання та процес реєстрації зображень пацієнта займає багато часу, що збільшує тривалість хірургічного втручання. Іншим важливим недоліком є висока вартість систем, яка ускладнює їх широкомасштабне впровадження, особливо у закладах з обмеженими фінансовими ресурсами.

Ще одним значним обмеженням є необхідність постійного перемикання уваги хірурга між операційним полем та екраном навігаційної системи, що може знижувати концентрацію та точність виконання маніпуляцій. Окрім цього, існують певні стерильні обмеження, які ускладнюють безпосередній контроль над зображеннями, що відображаються на моніторі. Використання оптичних систем відстеження з зовнішніми камерами також створює проблему переривання прямої видимості, коли будь-який рух персоналу або інструментів може тимчасово блокувати навігацію та впливати на точність системи.

1.4 Змішана реальність

У зв'язку з цими недоліками сучасні дослідження спрямовані на впровадження змішаної реальності (MR) як альтернативи традиційним навігаційним системам. Зокрема, наголовні дисплеї змішаної реальності демонструють значний потенціал у вирішенні багатьох з перелічених проблем. Початкові дослідження вже підтвердили можливість високоточного відстеження положення суглобових структур за допомогою MR у комбінації з активними світлодіодними трекерами. Метаналітичні огляди, що аналізували використання технологій MR на основі смартфонів у ТЕПКС, також демонструють обнадійливі результати.

Одним із найбільш перспективних комерційно доступних пристроїв у цій галузі є HoloLens II (Microsoft, Редмонд, США). Цей пристрій є значно дешевшим, компактним та мобільним порівняно з традиційними системами. Завдяки вбудованим сенсорам та інтеграції з інфрачервоним (ІЧ) відстеженням зсередини назовні, HoloLens II усуває багато проблем, пов'язаних із перериванням прямої

видимості. Дисплей змішаної реальності дозволяє хірургу отримувати навігаційну інформацію без необхідності відволікання на окремий екран, що значно покращує точність виконання оперативного втручання та спрощує процес взаємодії з віртуальними анатомічними орієнтирами.

З огляду на ці переваги, технології змішаної реальності мають потенціал для подальшого розвитку у хірургічній навігації та можуть стати наступним еволюційним кроком у підвищенні точності та безпечності тотального ендопротезування кульшового суглоба.

Нова технологія змішаної реальності кожного року набуває популярності в різних галузях медицини, зокрема в хірургічних спеціальностях. Ця технологія відкриває нові можливості для покращення хірургічної практики.

Змішана реальність це метод відображення, що поєднує реальний світ із віртуальним; він дозволяє поєднувати цифрові зображення чи інформацію про передопераційне планування з поглядом хірурга та реальний світ. Цей метод дає хірургам рентгенівський зір без використання іонізуючого випромінювання, дозволяючи їм візуалізувати частини анатомії пацієнта, які зазвичай не піддаються впливу під час хірургічної процедури. Змішана реальність може покращити хірургу огляд неекспонованих кісток та інших тканин під час операції використовуючи менш інвазивні методи. Ці пристрої візуалізації також дозволять хірургу переглядати попередньо визначені розташування розрізів та медичні зображення в реальному часі з належним просторовим вирівнюванням під час операції. Це забезпечить точність та безпечність процедури, що в кінцевому підсумку може призвести до економії часу та правильного позиціонування імплантату.

24 жовтня 2018 року управління по санітарному нагляду за якістю харчових продуктів та медикаментів США схвалило перше медичне рішення змішаної реальності HoloLens® (Microsoft, Редмонд, Вашингтон, США) для використання в передопераційному хірургічному плануванні [86].

Cyrill Dennler та співавт. описали використання Hololens при введенні транспедикулярних гвинтів. Він довів що дана технологія підвищує точність свердління отворів для транспедикулярних гвинтів в лабораторних умовах та

зменшує вплив досвіду хірурга на результат операції [86]. Philipp Kriechling та ін. проаналізували доповнену реальність при ендопротезуванні плечового суглобу, та дійшли до висновків що змішана реальність може бути багатообіцяючою новою технологією для високоточного хірургічного виконання 3D передопераційного планування [87]. Також використання Hololens добре себе зарекомендувало в кардіохірургії. Sara Condino та ін. визнали, що дана технологія є легкою та швидкою в освоєнні та може бути використана в клінічній практиці для покращення анатомічного розуміння, спрощення хірургічного планування, ніж традиційний метод, і для посилення запам'ятовування хірургічного планування [88]. У статті R. Galati та ін. детально аналізуються переваги та недоліки, які абдомінальні хірурги виявили, коли вони носили гарнітуру Microsoft HoloLens під час усіх десяти відкритих операцій на черевній порожнині, проведених у лікарні IRCCS «Джованні Паоло II» у місті Барі (Італія). Опитування за шкалою Лайкерта демонструє, як використання запропонованих інструментів може збільшити швидкість виконання, дозволяючи багатозадачні процедури, тобто шляхом перевірки медичних зображень у високій роздільній здатності, не відходячи від операційного столу та пацієнта. З іншого боку, опитування також виявило збільшення фізичного навантаження та зниження комфорту через вагу пристрою Microsoft HoloLens, а також недоліки через автономність акумулятора. Крім того, опитування, схоже, заохочує використання DICOM Viewer і Spectator View як для хірургічної освіти, так і для покращення результатів операції [89]. M. D. Vles та ін. проаналізували що, використання змішаної реальності виявилася значно кращою щодо точності остеотомій під кутом нижньої щелепи та внутрішньоротової дистракції нижньої щелепи, порівняно зі звичайними методами. Для корекції синостотичної плагіоцефалії та орбітального гіпертелоризму використання MR продемонструвало точну остеотомію [90].

Гарсія-Севілья та ін. запропонували використовувати доповнену реальність при резекції пухлин тазу. В своєму дослідженні, дійшли висновку, що застосування даної технології є перспективним і може значно знизити ризик помилок розташування інструментів та забезпечити точність виконання резекції [91].

В дослідженні Puxun Tu та співавт., HoloLens 2 використовували для дистального блокування інтрамедулярних стрижней, і довели її переваги перед навігаційною системою 2D-екрана та навігаційною системою на основі маніпулятора з точки зору точності та часових витрат [92].

Таким чином проведений систематичний аналіз літератури засвідчив, що проблема точного позиціонування компонентів ендопротеза при складному первинному ендопротезуванні кульшового суглоба залишається надзвичайно актуальною в сучасній ортопедії та травматології. Встановлено, що анатомічні зміни, зумовлені дисплазією, посттравматичними деформаціями, анкілозом, наслідками попередніх оперативних втручань та іншими патологіями, значно ускладнюють досягнення оптимальної просторової орієнтації ендопротезних компонентів.

Аналіз літератури вказує на те, що неправильне розташування центру ротації, офсету, або кутів нахилу та антеверсії компонентів суттєво впливають на функціональні результати операції, довговічність імплантатів, частоту ускладнень, зокрема вивихів, імпінджмент-синдрому, болю, асептичної нестабільності та нерівності довжини кінцівок. Встановлено тісний зв'язок між неточностями в орієнтації імплантів і розвитком змін у колінному суглобі внаслідок порушення біомеханічної осі нижньої кінцівки.

Мінімально інвазивні хірургічні доступи, що набули популярності останнім часом, додатково обмежують візуалізацію, що ускладнює орієнтацію компонентів. Методика «free-hand», хоча й широко застосовується, характеризується високою інтра- та міжіндивідуальною варіабельністю точності.

Згідно з аналізованими джерелами, використання навігаційних технологій (механічних, комп'ютерних, змішаної реальності) дозволяє суттєво зменшити варіабельність імплантації та підвищити відтворюваність хірургічних результатів, особливо при складному первинному ендопротезуванні. Проте більшість з цих технологій залишаються малодоступними в клініках України.

Таким чином, огляд літератури підтверджує необхідність розробки ефективної, доступної та безпечної навігаційної системи для орієнтації

компонентів при ТЕПКС, зокрема при складних анатомічних умовах. Це дозволить мінімізувати хірургічну варіабельність, покращити функціональні результати, знизити ризики ускладнень та покращити довготривалі клінічні результати.

РОЗДІЛ 2.
МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1 Загальна характеристика хворих

Оснoву цієї роботи склали дані обстеження, лікування та спостереження 119 хворих з патологією кульшового суглоба, яким в умовах клініки «Травматології та ортопедії дорослих» на базі ДУ «Інститут травматології та ортопедії Національної академії медичних наук України» в період з 2022 по 2024 рік 119 пацієнтам виконано 151 оперативне втручання: тотальне ендопротезування кульшового суглоба. З них 96 пацієнтів без застосування навігаційної системи, 23 пацієнти із застосуванням навігаційної системи. У 87 пацієнтів проаналізовано результати тотального ендопротезування одного кульшового суглоба, у 32-х – обох кульшових суглобів, з них 118 без навігаційної системи, 29 з застосуванням навігаційної системи. Одним із параметрів виборки були операції виконані ендопротезами з безцементним типом фіксації, а також з значними деформаціями кульшового суглоба. Розподіл пацієнтів за віком та статтю представлено в таблиці 2.1. Середній вік пацієнтів склав 59,73р. Жінки 54,17%, чоловіки 45,83%. Причини, що призвели до ТЕПКС представленні в таблиці 2.2.

Таблиця 2.1

Розподіл пацієнтів за віком та статтю

Вік \ Стать	<20	21-35	36-59	60-74	>75	Всього
Жінки	2	2	21	28	12	65
Чоловіки	1	4	23	25	1	54
Всього	3	6	44	53	13	119

Таблиця 2.2

Причини, що призвели до тотального ендопротезування кульшового суглоба

Причини	n _a	n _%
Деформуючий коксартроз	56	42,05
Диспластичний коксартроз	23	19,32
Асептичний некроз головки стегнової кістки	26	21,84
Перелом шийки стегнової кістки	9	7,56
Післятравматичний деформуючий коксартроз	2	1,68
Вторинний коксартроз внаслідок перенесених паліативних хірургічних втручань на кульшовому суглобі в анамнезі	3	2,52
Всього	119	100%

Де n_a – кількість пацієнтів в абсолютних показниках

n_% - кількість пацієнтів в %.

Таблиця 2.3

Кількість пацієнтів та операцій в групах

Група	Кількість пацієнтів	Кількість операцій
Контрольна (без застосування навігації)	96	118
Дослідна (з застосуванням навігації)	23	29

2.2 Методика функціональної оцінки результатів ендопротезування кульшового суглоба.

Було проведено комплексну оцінку функції кульшового суглоба після ендопротезування, використовуючи загальноприйняті та найпоширеніші у світі шкали оцінки функції кульшового суглоба, зокрема використовували шкалу Harris та опитувальник SF-36 (The Short Form-36). Враховуючи що клінічні ознаки є суб'єктивними, і не дозволяють об'єктивно оцінити якість ендопротезування нами був розроблений рентгенологічний метод оцінки якості ендопротезування кульшового суглоба. Проведення оцінки положення чашки виконували з урахуванням таких параметрів: інклінаційний кут, кут антеверсії, горизонтальне зміщення центру ротації, а також його вертикальне зміщення.

Розміщення стегнового компонента аналізували за такими характеристиками: відповідність осі стегнової кістки з віссю ніжки у фронтальній площині (відхилення ніжки у вальгусному чи варусному напрямку).

Окрім цього, враховували параметр різниці в довжині кінцівок. При двобічному процесі ураження, подовження прооперованої кінцівки до 5-10мм вважалось за позитивний результат.

Шкала Harris

Оцінка Harris Hip Score була розроблена Вільямом Х. Харрісом для оцінки результатів операції на кульшовому суглобі або заміни кульшового суглоба. Стандартна оцінка стосується різних вад кульшового суглоба та методів лікування у дорослих. Оригінальна версія партитури була вперше опублікована в 1969 році. З того часу стала золотим стандартом оцінки функції кульшового суглобу та оцінки ефективності ендопротезування для конкретної людини [107].

Для проведення HHS не потрібне спеціальне навчання, і для його виконання потрібно дуже мало часу. Є десять пунктів, що охоплюють чотири розділи. Розділами є біль, функція, відсутність деформації та діапазон руху.

Розділ болю вимірює вираженість болю та його вплив на діяльність і потребу в знеболюючих препаратах. Функціональна область поділяється на повсякденну діяльність та ходу. Розділи деформації спостерігають згинання стегна, приведення, внутрішню ротацію та невідповідність довжини кінцівок, тоді як діапазон рухів оцінює суму градусів руху стегна.

Опитувальник SF-36 (The Short Form-36 Health Survey)

Є найпоширенішою на сьогодні методикою оцінки якості життя, обумовленої станом здоров'я, функціональними можливостями людини та наявністю больового синдрому. Його розроблено для комплексного аналізу фізичного та психологічного стану пацієнта, що дозволяє оцінити ступінь задоволеності здоров'ям, рівень обмежень, спричинених захворюваннями або оперативними втручаннями, а також загальну здатність людини підтримувати нормальну життєдіяльність. Завдяки своїй універсальності SF-36 широко застосовується в медичних дослідженнях, включаючи аналіз ефективності хірургічних втручань, дослідження якості реабілітації та порівняльні оцінки стану здоров'я пацієнтів із різними патологіями.

Опитувальник складається з 36 питань, які згруповані у вісім основних шкал, що дозволяють визначити якість життя в різних аспектах. Основні категорії включають:

Фізичне функціонування – оцінює рівень обмежень у повсякденній активності, таких як ходьба, підйом по сходах, виконання фізичних навантажень різної інтенсивності.

Інтенсивність болю – визначає рівень дискомфорту, вплив болю на повсякденне життя та обмеження фізичної активності, викликані больовим синдромом.

Загальний стан здоров'я – суб'єктивна оцінка пацієнтом власного здоров'я, з урахуванням можливих погіршень або покращень.

Життєва активність – відображає рівень енергії, стомлюваності та здатності виконувати повсякденні завдання без значного виснаження.

Соціальне функціонування – оцінює вплив фізичного та психологічного здоров'я на взаємодію з оточуючими, участь у соціальному житті.

Рольове функціонування, обумовлене фізичним станом – аналізує, наскільки фізичні обмеження впливають на виконання професійних, сімейних чи соціальних обов'язків.

Рольове функціонування, обумовлене емоційним станом – визначає, як емоційні проблеми впливають на здатність працювати та виконувати соціальні обов'язки.

Психічне здоров'я – включає показники емоційного благополуччя, рівень стресу, депресивні або тривожні стани.

Кожна шкала опитувальника SF-36 оцінюється у балах від 0 до 100, де вищий бал свідчить про кращий стан здоров'я та якість життя за відповідним показником. Дані, отримані в результаті опитування, обробляються для формування двох інтегральних компонентів здоров'я:

Фізичний компонент здоров'я – включає показники, що відображають фізичні обмеження, рівень болю та загальне фізичне самопочуття.

Психологічний компонент здоров'я – відображає рівень емоційного благополуччя, рівень соціальної інтеграції та психологічної стійкості.

SF-36 є не лише універсальним інструментом оцінки здоров'я, а й одним із найбільш науково обґрунтованих методів, що дозволяє проводити довгостроковий моніторинг стану пацієнта, оцінювати ефективність лікування та вплив патології на життєдіяльність. У нашому дослідженні SF-36 використовується для оцінки змін у якості життя після ендопротезування кульшового суглоба, дозволяючи об'єктивно визначити, наскільки хірургічне втручання покращує фізичні та психологічні аспекти здоров'я пацієнтів [108].

2.5 Променеві методи дослідження

Рентгенологічні методи дослідження

Рентгенологічний метод використовували для обстеження всіх хворих з ознаками артрозу кульшового суглоба. Рентгенографія кульшових суглобів окремо в передньо-задній проекції виконувалась передопераційно для можливості вимірювання розмірів компонентів згідно розмірних шаблонів. Пацієнтам з дослідної групи додатково виконувалась комп'ютерна томографія кісток тазу та кульшових суглобів. Рентген контроль виконували на наступний день після оперативного втручання та етапні рентгенограми через 3 міс., після оперативного втручання.

Комп'ютерна томографія кульшових суглобів виконувалась пацієнтам експериментальної групи в передопераційному періоді для створення трьохвимірного зображення навігаційної складової.

В післяопераційному періоді виконувався рентгенконтроль для визначення якості ендопротезування кульшового суглоба, а саме кут інклінації, антеверсії, різницю довжини кінцівок та положення центру ротації кульшового суглоба.

Інклінацію вертлюжного компонента ендопротеза визначали як кут між лінією, що з'єднує фігури "сльози" з обох боків (вісь АБ), та довгою віссю проєкції чашки (вісь ВГ) (Рис. 2.1).

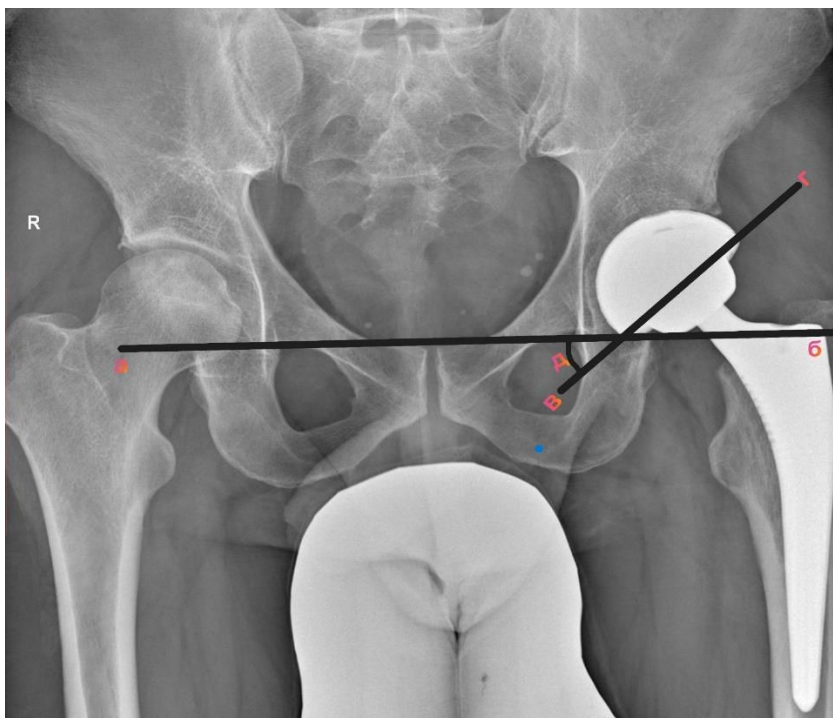


Рис. 2.1 Методика визначення кута інклінації ацетабулярного компонента ендопротеза

Визначення інклінації ацетабулярного компонента зазвичай не викликає труднощів при аналізі стандартних рентгенограм, проте обчислення антеверсії є значно складнішим завданням. Комп'ютерна томографія полегшує точне визначення положення чашечки вертлюжної западини, особливо антеверсії, але вона не має широкого застосування в клінічній практиці через високу вартість, обмежену доступність і додаткове радіаційне опромінення [93, 94]. Через це звичайні рентгенограми широко використовуються в післяопераційних обстеженнях. Багато методів можна використовувати для вимірювання антеверсії, але немає перевіреного та найбільш ефективного [95]. Це пов'язано з тим, що нахил тазу має більший вплив на вимірювання антеверсії на передньо-задніх рентгенограмах, ніж визначення кута відведення на передньо-задніх рентгенограмах. Проте, як показують дослідження, існує метод, який дозволяє проводити вимірювання, які не відрізняються від вимірювань, проведених за допомогою комп'ютерної томографії. Це метод, створений Liaw (Рис.2.2), наразі існує низка рентгенологічних методів для оцінки антеверсії ацетабулярного

компонента після ТЕПКС, але загальноприйнятого стандартизованого підходу досі не запроваджено.

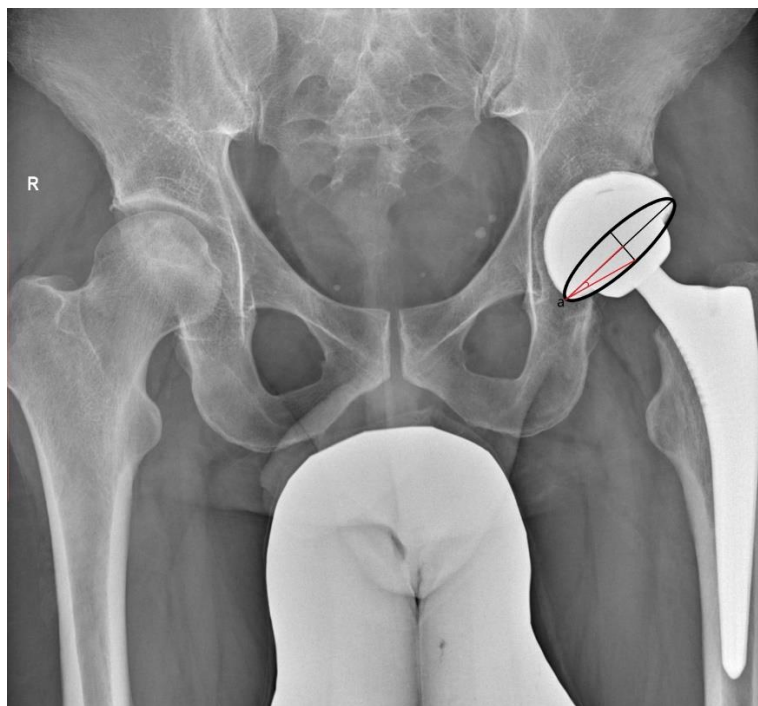


Рис. 2.2. Методика визначення кута антеверсії за методом Liaw

Визначення різниці довжини кінцівок на післяопераційних рентгенограмах

Різна довжина кінцівок після ендопротезування кульшового суглоба є поширеним ускладненням, яке оцінюють за допомогою рентгенологічних методів. Для цього використовують стандартні рентгенограми тазу у передньозадній проекції, виконані з правильним положенням пацієнта: таз розташований симетрично, кінцівки випрямлені. Основними анатомічними орієнтирами є: нижній край обох кульшових западин, верхівка малого вертлюга та центр ротації головки стегнової кістки. Вимірювання проводяться від горизонтальної базової лінії, проведеної через точки «фігури слези», до зазначених структур на кожній кінцівці (Рис.2.3).

2.6 Методи статистичної обробки даних

Статистичну обробку результатів дослідження проводили з використанням програмного забезпечення, Microsoft Excel 2016.

На етапі описової статистики для кожної групи обчислювали середнє арифметичне, медіану, стандартне відхилення, міжквартильний розмах, мінімальні та максимальні значення. Для оцінки варіабельності застосовували коефіцієнт варіації, а також оцінювали симетрію та ексцес розподілу.

Перевірка нормальності розподілу здійснювалась за допомогою тесту Шапіро-Уїлка. У разі підтвердження нормального розподілу застосовували параметричні методи аналізу (t-тест для незалежних вибірок), у випадку відхилення від нормальності – непараметричні критерії (тест Манна-Вітні, тест Вілкоксона). Критичний рівень значущості вважався таким, що відповідає $p < 0,05$.

Для аналізу варіабельності дисперсій у групах використовувався тест Левена. Для оцінки взаємозв'язків між кількісними показниками – коефіцієнт кореляції Пірсона (у випадку нормального розподілу) та Спірмена (при відхиленні від нормальності). У випадку порівняння симуляційної точності при плануванні чашки вертлюжної западини застосовували t-тест для парних вибірок та тест Вілкоксона зі знаковими рангами.

Для порівняльного аналізу точності позиціонування ацетабулярного компонента в межах так званої «безпечної зони» (інклинація $45^\circ \pm 5^\circ$, антеверсія $15^\circ \pm 5^\circ$) використовувався χ^2 -тест незалежності (хі-квадрат). Це дозволило оцінити статистичну залежність між методом імплантації (з навігацією / без неї) та точністю розміщення компонентів.

Під час обробки результатів опитувальника SF-36 і шкали Harris Hip Score застосовувалися: описова статистика, перевірка нормальності, t-тест (для SF-36) і тест Манна-Вітні (для Harris Hip Score), що обґрунтовано встановленою ненормальністю розподілу останнього.

Також проводився розрахунок статистичної потужності дослідження для оцінки обґрунтованості вибірки та зниження ризику хибнонегативного результату.

Застосовані методи статистичної обробки дозволили об'єктивно оцінити відмінності між групами, визначити варіабельність параметрів та виявити взаємозв'язки між змінними, що є важливим для оцінки ефективності застосованих методів лікування. Комплексний підхід до аналізу даних дозволив забезпечити високу точність отриманих висновків, що сприяє науковій достовірності результатів дослідження. Додатково проводився аналіз частки пацієнтів, які відповідали встановленим клінічним критеріям, що дало змогу глибше оцінити ефективність застосованих технологій.

Описова статистика є фундаментальним етапом аналізу даних, що дозволяє отримати узагальнені характеристики вибірки та оцінити основні параметри. У нашому дослідженні застосовувалися такі показники описової статистики:

Середнє арифметичне - використовувалося для оцінки середнього значення кутів інклінації та антеверсії у групах з навігацією та без неї. Середнє арифметичне обчислювалося за формулою:

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (8)$$

що дозволило визначити середнє значення для кожної групи.

Медіана - застосовувалася для оцінки центральної тенденції даних та була особливо корисною при наявності викидів, оскільки поділяла вибірку на дві рівні частини.

Стандартне відхилення - показувало ступінь розсіювання значень відносно середнього, що є важливим при оцінці точності вимірювань. Формула стандартного відхилення:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{\frac{1}{n-1}}} \quad (9)$$

Коефіцієнт варіації - дозволяв оцінити відносну варіабельність даних та порівнювати її між групами, що особливо важливо у медичних дослідженнях:

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{X}} \times 100\% \quad (10)$$

Для кожної групи були розраховані ці показники, що дозволило виявити відмінності у середніх значеннях, варіабельності та розподілі даних. Зокрема, у групі з навігацією спостерігалось менше стандартне відхилення та нижчий коефіцієнт варіації, що свідчить про більш високу точність встановлення компонентів. Крім того, аналіз показників центральної тенденції та розсіювання дозволив визначити ступінь стабільності результатів і оцінити вплив навігації на точність хірургічних втручань.

Використання описової статистики забезпечило надійну базу для подальшого статистичного аналізу, включаючи перевірку гіпотез, аналіз варіабельності та кореляційні дослідження, що є важливим етапом у формуванні наукових висновків.

Тест Шапіро-Уїлка застосовувався для перевірки нормальності розподілу отриманих даних у групах пацієнтів з навігацією та без неї. Цей тест був обраний завдяки його високій чутливості при роботі з малими вибірками, що є важливим у медичних дослідженнях.

Для кожної групи, а саме кутів інклінації та антеверсії, були розраховані значення статистики Шапіро-Уїлка. Формула розрахунку статистики тесту виглядає так:

$$W = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i X_{(i)})^2}{\sum_{i=1}^n (X_i - (\bar{X}))^2} \quad (11)$$

де $X_{(i)}$ — впорядковані значення, a_i — коефіцієнти, обчислені на основі очікуваних значень нормально розподіленої вибірки.

У групі пацієнтів з навігацією було отримано значення $p=0,021$ для кутів інклінації та $p=0,015$ для кутів антеверсії, що є меншими за 0,05. Це свідчить про статистично значущі відхилення від нормального розподілу. Аналогічно, у групі без навігації значення p -значень становили 0,034 для інклінації та 0,028 для антеверсії, що також вказує на ненормальний розподіл даних.

Застосування тесту Шапіро-Уїлка дало можливість об'єктивно оцінити характер розподілу даних та обґрунтовано обрати непараметричні методи статистичного аналізу, зокрема тест Манна-Вітні, для подальшого порівняння груп. Виявлене відхилення від нормального розподілу підкреслює важливість використання саме непараметричних методів у нашому дослідженні, що забезпечило коректність і достовірність отриманих результатів. Окрім того, результати тесту свідчать про варіабельність отриманих даних, що є типовим для клінічних досліджень, та дозволяють точніше інтерпретувати відмінності між групами.

Тест Манна-Вітні є непараметричним критерієм, який використовується для порівняння двох незалежних вибірок. Цей тест є альтернативою t -критерію Стюдента, коли дані не відповідають нормальному розподілу або мають малі обсяги вибірок.

Тест базується на ранжуванні всіх значень з двох вибірок у спільній вибірці. Після ранжування обчислюється сума рангів кожної групи. Формула для розрахунку статистики U наступна:

$$U = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1 \quad (12)$$

де n_1 та n_2 — обсяги першої та другої вибірок відповідно, а R_1 — сума рангів першої вибірки.

Хі-квадрат тест (χ^2 -тест) був використаний для аналізу зв'язку між категоріальними змінними в нашому дослідженні. Цей метод дозволяє оцінити, чи

існує статистично значуща залежність між двома номінальними змінними шляхом порівняння очікуваних та фактичних показників у таблиці.

Тест χ^2 розраховується за формулою:

$$\chi^2 = \sum \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad (13)$$

де O_i — фактичні (спостережені) показники, E_i — очікувані показники.

РОЗДІЛ 3.

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВПЛИВУ ЗМІНИ ЦЕНТРУ РОТАЦІЇ В КУЛЬШОВОМУ СУГЛОБІ НА КОЛІННИЙ СУГЛОБ

Вивчення впливу зміни центру ротації після ендопротезування кульшового суглобу на навантаження в колінному суглобі є критично важливим. Це дослідження намагається визначити, як саме зміщення центру ротації може впливати на біомеханіку колінного суглоба.

Зміщення центру ротації є однією з найпоширеніших біомеханічних змін після ендопротезування кульшового суглоба. J.A. Bjarnason та O. Reikeras в дослідженні на 77 пацієнтах, що перенесли тотальне ендопротезування кульшового суглоба, доходять висновку, що зміна центру ротації спостерігається у 55% пацієнтів. Частина випадків була пов'язана зі зміщенням стегнової кістки, тому важливо зрозуміти можливі наслідки подібного зміщення [96].

Для аналізу впливу зміни центру ротації кульшового суглоба на колінний суглоб нами була розроблена математична модель та створено симуляційну 3d модель нижньої кінцівки в програмі Solidworks, яка містила ендопротез кульшового суглоба, стегнову кістку, великогомілкову кістку та хрящ плато великогомілкової кістки. На центр ротації кульшового суглоба ми давали навантаження маси тіла, яке діє на нижню кінцівку (рис. 3.1.), відповідно зміщаючи центр ротації на 2, 4, 6 та 8 мм медіально та латерально від вихідного положення. Визначення навантаження на колінний суглоб проводили за умови стояння пацієнта з рівномірним розподілом маси тіла. Модель базується на рівняннях механіки твердого тіла та враховує анатомічні особливості кульшового та колінного суглобів.

Математична модель. Гіпотетична вага пацієнта, що включена до моделі, становила 90 кг. Сила, яка діє вертикально вниз через центр ротації, була розрахована з а формулою:

$$F_{total} = m * g \quad (1)$$

Визначення змінних:

F_{total} – сила, що діє на колінний суглоб від ваги тіла,

m – маса пацієнта, g - сила гравітації.

За законом моментів сил для системи жорстких тіл:

$$M = F \times d \quad (2)$$

M – момент сили в колінному суглобі; F – сила, що діє на колінний суглоб; d – відстань від центру ротації кульшового суглоба до колінного суглоба. Розрахунок додаткового навантаження: При зміщенні центру ротації на Δx , відстань d змінюється на $d + \Delta x$. Тому момент сили в колінному суглобі буде:

$$M' = F \times (d + \Delta x) \quad (3)$$

M' – момент сили при зміні центру ротації; Δx – бічне зміщення центру ротації кульшового суглоба. d – відстань від центру ротації кульшового суглоба до колінного суглоба, F – сила, що діє на колінний суглоб.

Різниця в моментах сил перед та після зміщення центру ротації:

$$\Delta M = M' - M \quad (4)$$

ΔM – різниця моментів сили в колінному суглобі при зміщенні.

M' – момент сили при зміні центру ротації

M – момент сили в колінному суглобі

Додаткове навантаження на латеральну та медіальну поверхню колінного суглоба від зміщення:

$$P = (\Delta M)/d \quad (5)$$

де: ΔM – різниця моменту сили в колінному суглобі при зміщенні.

P - додаткове навантаження на латеральну та медіальну поверхні колінного суглоба від зміщення, d – відстань від центру ротації кульшового суглоба до колінного суглоба.

Також нами була побудована параметрична модель для якої задавались габаритні, та анатомічні параметри. На основі параметричної моделі вивчалась біомеханіка кульшового та колінного суглоба. Основною метою було визначення

навантаження на латеральне та медіальне плато великогомілкової кістки в колінному суглобі, при зміні центру ротації, після ендопротезування кульшового суглоба на 0, 2, 4, 6, 8 мм, медіальніше та латеральніше вихідних даних.

Для визначення зміни кута колінного суглоба внаслідок зміщення центру ротації, ми використали просту геометричну модель. Нижня кінцівка людини може бути представлена як два жорстких відрізки: верхній (від кульшового суглоба до колінного) і нижній (від колінного суглоба до підлоги). Коли центр ротації кульшового суглоба зміщується, верхній відрізок рухається, змінюючи кут між двома відрізками. Використовуючи тригонометричні функції, можна визначити зміну кута:

$$\tan(\theta) = (\Delta x/d) \quad (6)$$

$$\theta = \arctan(\Delta x/d) \quad (7)$$

де: θ - зміна кута колінного суглоба, d - відстань від кульшового суглоба до колінного суглоба, Δx - зміщення центру ротації

Було припущено, що d дорівнює 0,4 м (це приблизна відстань від кульшового суглоба до колінного для дорослої людини)

Експеримент з навантаження був проведений в програмному забезпеченні SolidWorks за допомогою інструменту SimulationXpress. Тип аналізу: статичний, що імітує стояння на одній нозі.

Як було зазначено вище, зміна центру ротації в кульшовому суглобі після тотального ендопротезування може призвести до зміни механіки колінного суглобу та зниження його стабільності. На першому етапі роботи була розрахована сила, що діє вертикально вниз через центр ротації, при вазі пацієнта 90 кг вона становить 882,9 Н. На головку протеза діяла сила, вектори якої вказані на рис. 3.1. На центр ротації стегна діють дві сили: одна з них спрямована вертикально вниз, а інша виштовхує головку із вертлюгової впадини та спрямована горизонтально та латерально, сила спрямована під гострим кутом до вертикальної осі та спрямована до центру головки імпланту.

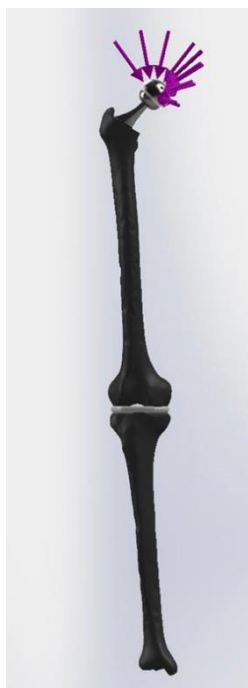


Рис 3.1. 3D модель нижньої кінцівки з ендопротезом кульшового суглоба та дією на нього сили навантаження

Симуляційний процес розпочинався із формування геометричного зображення. Після цього програмне забезпечення розбивало це зображення на просторові елементи (полігони), які мають спільні точки з'єднання (вузли) для подальшого дослідження та вивчення. Ця структура, що складалася з взаємопов'язаних елементів, має назву "сітка". Формування такої сітки було ключовим моментом у дослідженні конструкцій. Програма самостійно встановила розміри елементів для зображення, враховуючи його об'єм, поверхневу площу та інші геометричні особливості. Кількість вузлів та елементів у сітці визначалася на основі геометрії, розмірів зображення та контактних характеристик. Для отримання більш прецизних результатів використовувалися менші розміри елементів, що забезпечує докладніший аналіз моделі. Модель демонструє, що коли центр ротації кульшового суглоба зміщується, це призводить до зміни кута нахилу стегна, що, в свою чергу, впливає на кут колінного суглоба. Це, в свою чергу, може призвести до нерівномірного розподілу навантаження в колінному суглобі, неприродне навантаження отримують латеральний та медіальний виростки великогомілкової кістки. Результати моделювання наведені на рис. 3.2. На наведеному рисунку видно

зміну тиску в колінному суглобі у фронтальній та аксіальній проєкціях, вказані точки з найвищими значеннями сили тиску, що виникають при медіальному зміщенні центру ротації кульшового суглоба. Числом вказана зона, що приймає найбільший тиск, іншими кольорами – навколишні області на яких розподіляється навантаження.

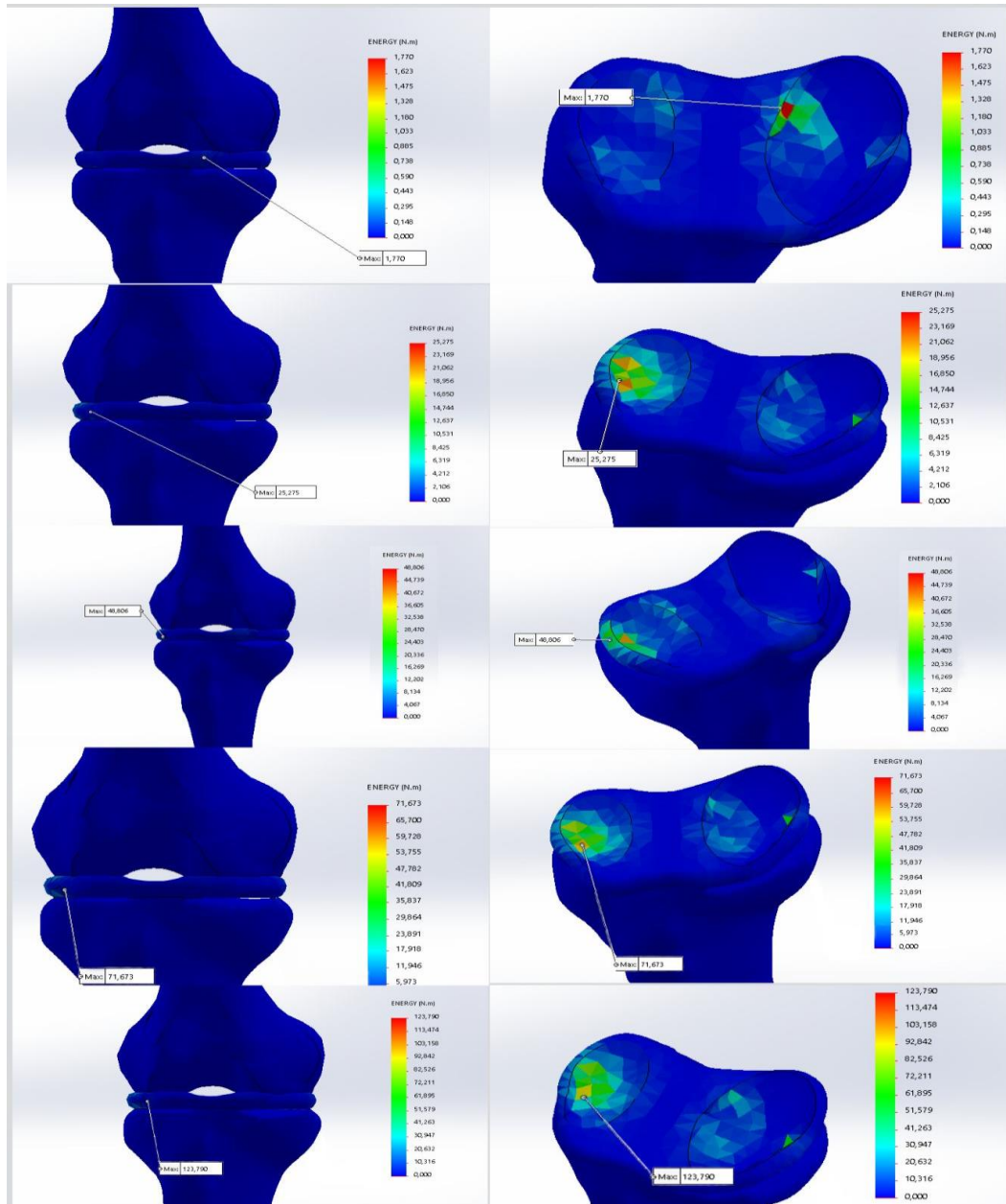


Рис. 3.2. Модель колінного суглоба, що відображає навантаження на контактні поверхні при медіальному зміщенні центру ротації

На моделі видно, що в анатомічному положенні центру ротації гомілкової кістки максимальний тиск у колінному суглобі припадає на латеральний відросток великогомілкової кістки, ця сила становить $1,770 \text{ N}\times\text{m}$, тоді як при зміщенні вона може зростати в десятки разів та переміщуватись в інші положення. Із зображення рис. 3.2 також видно, що збільшується також загальна площа, на яку припадає додаткове навантаження. Такий перерозподіл призводить до того, що тиск приймають ділянки суглобової поверхні, для яких підвищений тиск не є фізіологічним.

Отже, при зміні центру ротації кульшового суглоба медіальніше від нульової позиції, відбувається помітна зміна кута нахилу стегна, що призводить до виникнення додаткового навантаження на латеральну поверхню колінного суглоба. При зміщенні центру ротації від анатомічного положення, також відбувалася зміна природного кута нахилу стегна, що впливає на вектори прикладення сил в системі кісток та суглобів. Зміна кута була розрахована окремо для кожного варіанту зміщення, розрахована зміна кута при зміщенні центру ротації була наступною для різної величини зміщення: 2мм – 0,287, 4мм – 0,573; 6мм – 0,859; 8 мм – 1,146 градусів. Зміна кута є лінійною та пропорційною зміщенню центру ротації.

Зміна кута нахилу стегнової кістки може мати наслідки зменшення амплітуди руху в суглобі, зміну напруження м'язів та зв'язок, довжини кінцівки, нерівномірний тиск на поверхню інших суглобів, в тому числі й колінного.

Сила, що діє на латеральний виросток великогомілкової кістки, значно збільшувалася при зміщенні від анатомічного положення до 8 мм. При розрахунку даного навантаження, були отримані наступні дані: 0мм – сила $1,770 \text{ N}\times\text{m}$, 2мм – $25,275 \text{ N}\times\text{m}$, 4мм – $48,806 \text{ N}\times\text{m}$, 6мм – $71,673 \text{ N}\times\text{m}$, 8мм – $123,790 \text{ N}\times\text{m}$. Як видно, сила, що діє на латеральну поверхню колінного суглоба, значно зростає пропорційно до зміщення центру ротації. Відповідно, різниця навантаження порівняно з анатомічно правильною позицією, склала: 2 мм – $23,5054 \text{ N}\times\text{m}$; 4 мм – $46,836 \text{ N}\times\text{m}$; 6 мм – $69,903 \text{ N}\times\text{m}$; 8 мм – $122,02 \text{ N}\times\text{m}$. Окрім того, зміна нахилу стегна чинить вплив на активність м'язів, що відводять та приводять стегно, таким чином, змінюється біомеханіка ходи, що може мати наслідки в тому числі й на

кінетичні показники нижньої кінцівки та зміну вектору та сили тиску в різних суглобах при русі, однак цей аспект виходить за межі даного дослідження. Таким чином, зміна при зміщенні є досить суттєвою та може мати виражені ефекти *in vivo*.

Таблиця 3.1

Сила, що діє на латеральну поверхню колінного суглоба при медіальному зміщенні центру ротації кульшового суглоба

Зміщення центру ротації медіально, мм	Сила, що діє на латеральну поверхню, Н× m	Різниця сил при зміщенні, Н× m
0	1,770	0
2	25,275	23,505
4	48,806	46,836
6	71,673	69,903
8	123,790	122,02

Як видно з наведених даних, момент сили, що діє на поверхню суглоба, зростає лінійно та пропорційно зміщенню, при збільшенні відхилення до 8 мм, навантаження зростає більше, ніж очікуване. Дані щодо додаткового навантаження при медіальному зміщенні в графічному вигляді наведені на діаграмі (рис. 3.3).

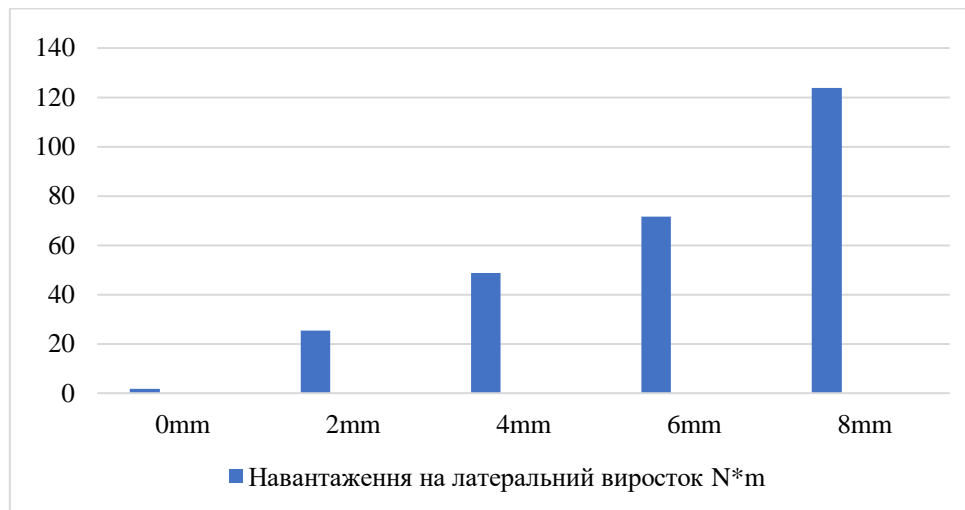


Рис. 3.3 Навантаження при медіальному зміщенні центру ротації кульшового суглоба.

Статичне навантаження на медіальний виросток зростало аналогічним чином при латеральному зміщенні: без зміщення воно становило $1,77 \text{ N}\times\text{m}$; при зміщенні на 2 мм – $21,735 \text{ N}\times\text{m}$; на 4 мм – $44,033 \text{ N}\times\text{m}$; на 6 мм – $69,975 \text{ N}\times\text{m}$; на 8 мм – $120,25 \text{ N}\times\text{m}$. Зростання навантаження також має лінійний характер. Дані щодо максимального навантаження на поверхню колінного суглоба при латеральному зміщенні наведені в таблиці 3.2. Також в таблиці наведені дані щодо додаткового навантаження, що виникає при зміщенні ЦР кульшового суглоба. Різниця в збільшенні максимального навантаження, порівняно з анатомічним положенням становить: $19,965 \text{ N}\times\text{m}$ при зміщенні від 0 до 2 мм, при зміщенні на 4 мм вона становить $42,263 \text{ N}\times\text{m}$, на 6 мм – $68,206 \text{ N}\times\text{m}$, і різко зростає при зміщенні до 8 мм – на $118,480 \text{ N}\times\text{m}$. Як видно з таблиць 3 та 4, навантаження на виростки великогомілкової кістки зростає в десятки разів, отже, можливість виникнення перерозподілу сил, які діють на колінний суглоб необхідно враховувати при плануванні ендопротезування кульшового суглоба.

Таблиця 3.2

Сила, що діє на медіальну поверхню колінного суглоба при латеральному зміщенні центру ротації кульшового суглоба

Зміщення центру ротації латерально, мм	Сила, що діє на медіальну поверхню, Н× m	Різниця сил при зміщенні, Н× m
0	1,770	0
2	21,735	19,965
4	44,033	42,263
6	69,975	68,205
8	120,25	118,48

На рис. 3.4 представлено статичне навантаження на медіальний виросток великогомілкової кістки при латеральному зміщенні центру ротації кульшового суглоба на 2, 4, 6, 8 мм відповідно. З діаграми видно, що ріст навантаження є лінійним та пропорційним зміщенню, лише при збільшенні відхилення до 8 мм він зростає більш різко.

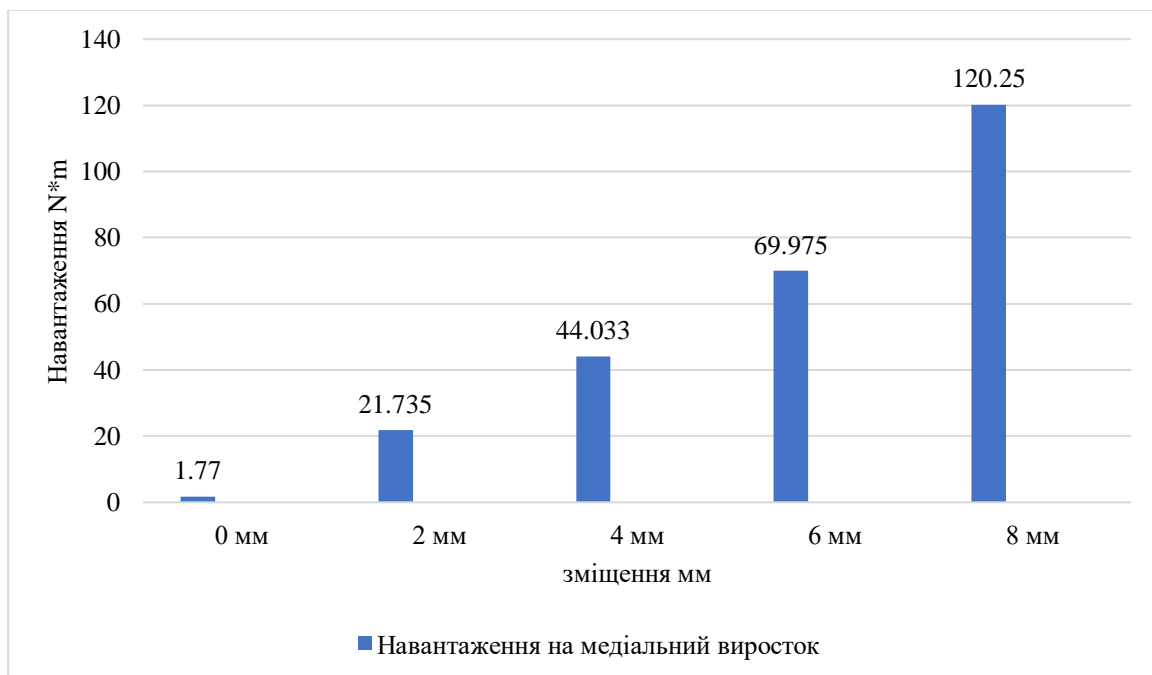


Рис. 3.4. Навантаження при латеральному зміщенні центру ротації кульшового суглоба

Також ми розрахували зміну додаткового навантаження, що припадає на кожен міліметр у медіальному та латеральному напрямках. Результати розрахунків представлені в таблиці 3.3. З отриманих розрахунків видно, що зміна навантаження на латеральну поверхню колінного суглоба при зміщенні центру ротації від 0 до 6 мм є приблизно однаковою і становить в середньому $11,650 \pm 1$ N/мм. Проте при зміщенні центру ротації від 6 до 8 мм спостерігається значне збільшення навантаження до 26,058 N/мм. Аналогічна ситуація спостерігається при медіальному зміщенні: в анатомічному положенні навантаження становить 9,982 N/мм, і поступово зростає в діапазоні 2–6 мм, тоді як при зміщенні на 6-8 мм навантаження різко зростає до 25,137 N/мм. З наведених даних видно, що при зміщенні більше 6 мм, навантаження на кожен мм зростає більше ніж у 2 рази. Ці дані заслуговують на особливу увагу, оскільки таке зміщення може виявитись критичним з клінічної точки зору.

Таблиця 3.3.

Зміна додаткового навантаження, що припадає на кожен міліметр у медіальному та латеральному напрямках

Зміщення ЦР, мм	При медіалізації центру ротації, N/мм	При латеральному зміщенні центру ротації, N/мм
від 0 до 2 мм	9,982	11,752
2 до 4 мм	11,149	11,765
4 до 6 мм	12,971	11,433
6 до 8 мм	25,137	26,058

Подібна динаміка зростання навантаження на плато великогомілкової кістки може свідчити про додатковий стрес та надфізіологічний тиск на структури

колінного суглоба при значному зміщенні. Отже, зміщення понад 6 мм може виявитись критичним для функціонування колінного суглоба.

Таким чином, створена модель кількісно демонструє, що зміна центру ротації кульшового суглоба при ендопротезуванні може значно змінювати розподіл сили, що тисне на нижню кінцівку та колінний суглоб. Ці зміни можуть бути передбачені шляхом 3d моделювання та потребують аналізу ризиків можливих клінічних наслідків. В подальшому важливо порівняти дані моделювання з реальними клінічними ситуаціями, що спостерігаються після ендопротезування з акцентом на взаємодію цих двох суглобів. Адже в ситуації *in vivo* кістки та суглоби знаходяться в системі, пов'язаній м'язово-зв'язковим апаратом, стан якого також робитимуть внесок у розподіл навантаження.

В даному дослідженні показано, що зміна центру ротації в кульшовому суглобі після ендопротезування може призвести до зміни механіки колінного суглобу та зниження його стабільності. Зокрема, дослідження показали, що при зміні центру ротації латерально від нормального положення, збільшується навантаження на медіальний виросток великогомілкової кістки. Так само при зміщенні центру ротації медіально від норми – збільшується навантаження на латеральний виросток великогомілкової кістки, що збігається з результатами моделювання в поточному дослідженні.

Таким чином в представленій роботі в програмі SolidWorks за допомогою інструменту Simulation Xpress розроблена модель нижньої кінцівки людини, що імітує стояння на одній нозі.

Змодельоване зміщення центру ротації кульшового суглоба в діапазоні від 2 до 8 мм.

Також розроблена математична модель, що описує зміну навантаження на суглоби під час зміщення центру ротації КС та кута нахилу стегнової кістки відносно великогомілкової.

Продемонстровано, що при зміщенні центру ротації медіальніше, навантаження на латеральну поверхню колінного суглоба зростає від 1,77 Н×м в анатомічному положенні до 123,79 Н×м при зміщенні від 6 до 8 мм. Це може бути

пояснено тим, що зміщення центру ротації призводить до зміни кута нахилу стегна, що, в свою чергу, збільшує навантаження на латеральну частину колінного суглоба. Зі збільшенням латерального зміщення центру ротації, додаткове навантаження, розраховане на одиницю площі, на медіальну поверхню колінного суглоба, має незначний ріст при зміщенні від 0 до 6 мм та різко зростає при зміщенні 6-8 мм. Це може свідчити про те, що при сильному зміщенні може виникати додатковий стрес або тиск на структури колінного суглоба, що призводить до більш вираженого збільшення навантаження.

Аналогічним чином при медіалізації центру ротації зростає навантаження на латеральний виросток великогомілкової кістки, зростання є вираженим та носить лінійний характер, досягаючи максимуму $120,25 \text{ Н} \times \text{м}$ при зміщенні від 6 до 8 мм. Хоча математична модель надає загальний опис зміни навантаження на колінний суглоб, результати 3D моделювання дозволяють отримати більш детальний та точний аналіз розподілу сил в системі суглобів.

Це підкреслює важливість використання сучасних технологій для вивчення біомеханіки суглобів. В цілому, це дослідження підкреслює важливість правильного визначення положення центру ротації під час ендопротезування кульшового суглобу, а також потребу в додаткових дослідженнях для кращого розуміння взаємозв'язку між кульшовим та колінним суглобами. Також воно привертає увагу до можливостей використання симуляційних моделей, що можуть бути більш точними у прогнозуванні взаємодій елементів в опорно-руховому апараті у тривимірній проекції.

РОЗДІЛ 4.

РОЗРОБКА НОВОЇ НАВІГАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ТА ПРИНЦИП ЇЇ РОБОТИ.

Технологія змішаної реальності пропонує рішення яке дозволяє проектувати тривимірну інформацію безпосередньо у фізичний простір, сприяючи більш ефективному інтраопераційному навігаційному процесу. На відміну від технологій віртуальної реальності, що створюють повністю віртуальне середовище, ізоляцію від реального світу, MR доповнює реальний простір віртуальними даними, забезпечуючи хірургам інтуїтивно зрозуміле керівництво без приховування основного оперативного поля. Такий підхід зокрема корисний у високочутливих сферах, таких як хірургія, де безпека та ефективність процедури є пріоритетом. Сучасні розробки у сфері MR-пристроїв, такі як, гарнітури Microsoft HoloLens 2 від Microsoft Inc., що є автономними голографічними комп'ютерами з можливістю прозорого оптичного відображення та самостійного відстеження, роблять MR технологію легкодоступною для різноманітних хірургічних завдань. Оскільки ці пристрої не вимагають додаткового обладнання для відтворення інформації, вони зручні у налаштуванні та інтеграції в хірургічні процедури.

Ця система використовує камеру та датчики для нанесення комп'ютером попередньо згенерованих зображень або інформації з передопераційного планування на тіло пацієнта. Данна технологія відносно недавно отримала визнання в ортопедичній хірургії і успішно використовується в різних галузях ортопедії [96, 97]. У даній системі хірург має можливість переглядати 3d зображення передопераційного планування (кут нахилу та антеверсії, місце розташування компонента), а також сусідні анатомічні структури безпосередньо в хірургічному полі через прозорі лінзи окулярів змішаної реальності.

Таким чином гіпотеза нашого дослідження полягала в тому, щоб розробити інноваційну систему навігації для позиціонування ацетабулярного компонента ендопротеза, використовуючи технологію змішаної реальності (MR). По

досягненню прийнятного рівня надійності та простоти використання в лабораторних умовах, що робить її оптимальною для повсякденного застосування, ми випробували нашу розробку в клінічній практиці. Це відкрило перспективи для подальшого впровадження в рутинну медичну практику та забезпечило інструмент для вдосконалення ефективності та точності в проведенні ендопротезування кульшового суглоба.

4.1 Механічна складова

Наша навігаційна система складається з двох основних комплексів, які забезпечують точне орієнтування в просторі та коригування положення компонентів ендопротеза під час хірургічного втручання. Основним структурним елементом є Т-подібна планка, що виконує функцію первинної фіксації та забезпечує стабільність під час визначення орієнтирів передньої тазової площини. Конструкція цієї планки передбачає наявність корпусу, який має три регулюючі ніжки. Ці ніжки виконують важливу роль у позиціонуванні та коригуванні розташування навігаційної системи, оскільки саме вони виставляються на реєстраційні точки передньої тазової площини для точного визначення анатомічних орієнтирів тазу (рис.4.1).

Висота та ширина конструкції можуть бути налаштовані відповідно до індивідуальних особливостей анатомії пацієнта. Ці параметри визначаються під час передопераційного планування на основі даних комп'ютерної томографії. Використання індивідуального підходу дозволяє забезпечити максимальну точність позиціонування навігаційної системи та мінімізувати ризик похибок під час імплантації. Для правильного розташування пристрою під час операції його встановлюють безпосередньо на поверхню шкіри пацієнта. Оскільки м'які тканини можуть мати різну товщину, що може вплинути на точність реєстрації реальних анатомічних орієнтирів, ми виконували попередні виміри товщини м'яких тканин у ділянці реєстраційних точок за допомогою комп'ютерної томографії. Отримані дані використовувалися для регулювання висоти опорних ніжок Т-подібної планки

відповідно до фізіологічних параметрів пацієнта, що дозволяло компенсувати індивідуальні анатомічні особливості та підвищити точність позиціонування системи.

Дві з трьох ніжок конструкції розташовуються у передній частині тазу та встановлюються безпосередньо на *spina iliaca anterior superior*. Для забезпечення стабільності та точного позиціонування в цих ніжках передбачені спеціальні блоки з отворами для фіксуючих пінів. Ці піни забезпечують жорстку фіксацію блоку з іпсилатеральної сторони на *spina iliaca anterior superior*, запобігаючи будь-якому зміщенню під час проведення операції. Даний метод дозволяє отримати стабільну координатну систему, яка використовується для побудови віртуального зображення у змішаній реальності та коригування положення хірургічних інструментів.

Після завершення реєстрації орієнтирів Т-подібна конструкція забирається, а на місці встановлення блоку залишається стабільно зафіксований магнітний перехідник-тримач, який використовується для встановлення маркеру таргетованого зображення. Магнітний механізм забезпечує надійне кріплення маркеру, що є важливим фактором для точного позиціонування віртуальних об'єктів у просторі та взаємодії з хірургічними інструментами під час операції.

Для навігації та побудови віртуальної моделі тазової області ми використовували змішану реальність (MR) на основі маркерів, оскільки цей метод є одним із найбільш поширених та точних для різних типів змішаної реальності. Використання маркерних технологій дозволяє забезпечити високу точність та швидкість ідентифікації положення об'єктів у просторі, що особливо важливо для оперативних втручань, які вимагають прецизійної точності.

Метод маркерної змішаної реальності полягає у використанні спеціальних візерунків або оптичних міток, які легко розпізнаються камерами гарнітури змішаної реальності, наприклад HoloLens 2. Ці маркери дозволяють системі точно визначати розташування об'єкта у тривимірному просторі та автоматично коригувати будь-які зміщення або нахили, що можуть виникати під час операції. Використання такої навігації забезпечує високу надійність та точність хірургічних

маніпуляцій, що дозволяє зменшити ризик похибок при встановленні імплантів та покращити довготривалі результати ендопротезування.

Таким чином, запропонована нами навігаційна система, що поєднує механічну фіксацію орієнтирів та маркерну змішану реальність, дозволяє досягти високої точності позиціонування компонентів ендопротезу. Це є важливим кроком до мінімізації ризиків невідповідного розташування імплантів, що може значно впливати на стабільність, функціональність та довговічність ендопротезу. Використання даної технології сприяє покращенню хірургічної точності, скороченню часу операції та підвищенню рівня прогнозованості результатів, що є важливими факторами для оптимізації якості хірургічних втручань та рівня післяопераційної реабілітації пацієнтів.

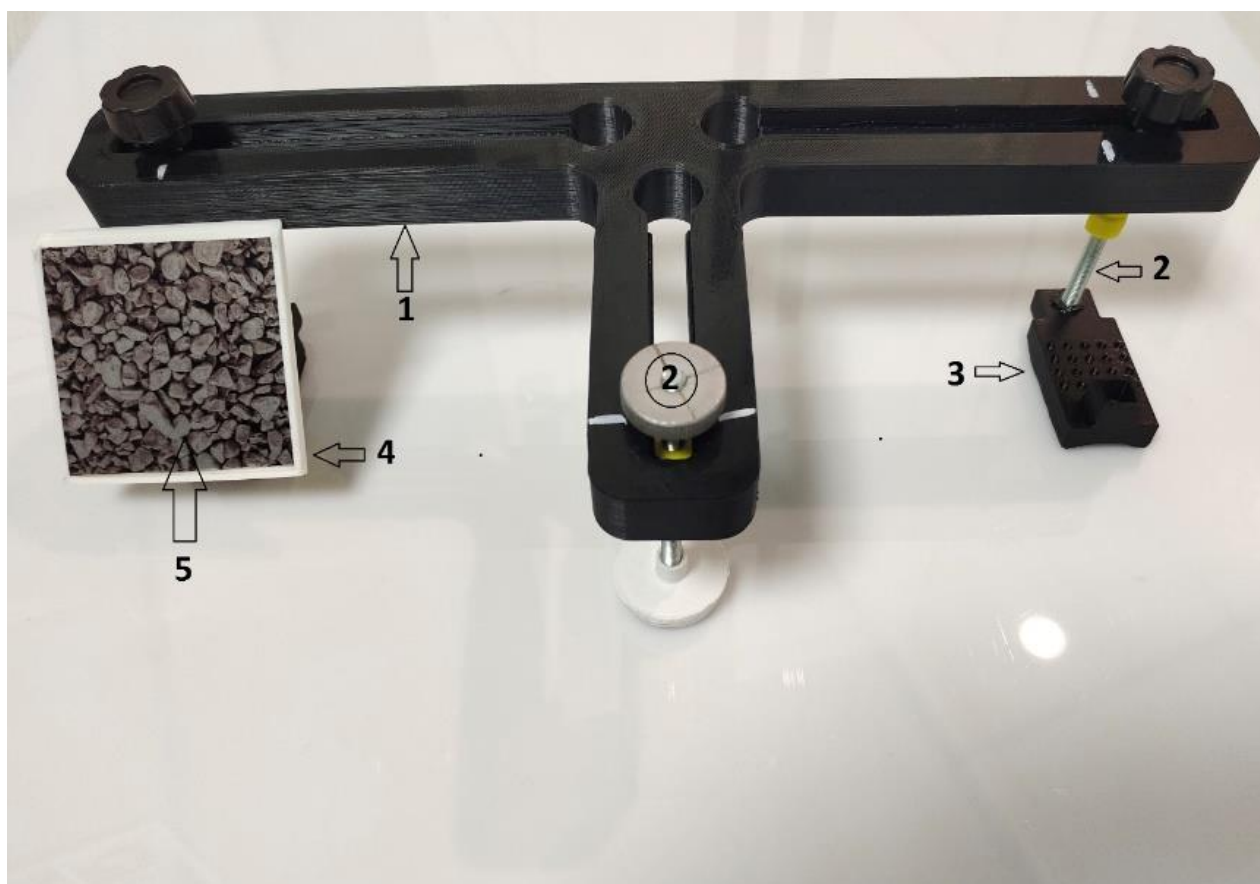


Рис. 4.1. 1. Т-подібна планка, 2. Регульовані опорні ніжки, 3. Спеціальний блок з отворами для пінів, 4. Тримач таргетованого маркера, 5. Таргетований маркер.

4.2 Оптична складова

Гарнітури змішаної реальності (Mixed Reality, MR) є інноваційними пристроями, що поєднують цифрові зображення з реальним світом, дозволяючи користувачам одночасно взаємодіяти з віртуальними об'єктами та фізичним оточенням. Ці пристрої використовують прозорі екрани та світловідбиваючі лінзи, що дозволяє цифровій інформації накладатися на реальний світ без повного його блокування, як у випадку з традиційними VR-гарнітурами. Це створює ефект "розширеного бачення", зберігаючи відчуття присутності у реальному просторі та водночас додаючи інтерактивні цифрові елементи.

Одним із найвідоміших пристроїв змішаної реальності є Microsoft HoloLens 2 – гарнітура, яка використовує інтегровані камери та датчики для відстеження положення рук і розпізнавання жестів користувача в режимі реального часу. Завдяки цьому вона забезпечує точну інтерактивність із віртуальними об'єктами, дозволяючи користувачам здійснювати маніпуляції без додаткових контролерів або сенсорних пристроїв. Ця технологія відкриває нові можливості для медицини, інженерії, освіти та інших галузей, де потрібна інтеграція віртуального середовища з реальними процесами.

Механізм роботи змішаної реальності на основі маркерів.

Основний принцип змішаної реальності, що базується на використанні маркерів, багато в чому співпадає з традиційними інфрачервоними оптичними навігаційними системами. Спочатку формується відносна координатна система, яка визначає положення камери у просторі. Потім алгоритми ідентифікують маркери, що дозволяє створити тривимірну модель віртуального середовища та інтегрувати її в реальний простір.

Головна відмінність між змішаною реальністю та інфрачервоною оптичною навігацією полягає у методі розпізнавання маркерів. У той час як оптичні навігаційні системи використовують інфрачервоне випромінювання, що відбивається від спеціальних інфрачервоних маркерів або світловідбивних куль,

система змішаної реальності працює з видимим світлом. Камери гарнітури аналізують специфічні візерунки, нанесені на об'єкти у вигляді маркерів, і зіставляють їх із відомими зразками для визначення точного розташування [98]. Це дозволяє інтегрувати цифрові 3D-об'єкти в навколишній простір без необхідності у складному апаратному забезпеченні. В рамках нашого дослідження було розроблено спеціальний інструмент, що використовує 3D-голограми, реконструйовані на основі даних комп'ютерної томографії (КТ). Цей метод дозволяє створювати детальні тривимірні моделі анатомічних структур, які можна накладати на реальний простір у режимі реального часу.

Технічні характеристики Microsoft HoloLens 2

Тип дисплея: Голографічний хвильовод (Waveguide)

Роздільна здатність: 2048 x 1080 пікселів на око

Кут огляду: 52° (горизонтальний)

Частота оновлення: 60 Гц

Контрастність: Оптимізована для читання тексту та взаємодії з голограмами

Колірне покриття: Широкий діапазон кольорів для реалістичного відтворення віртуальних об'єктів

Процесор: Qualcomm Snapdragon 850 Compute Platform

Графічний процесор: Вбудований Adreno 630

Holographic Processing Unit (HPU): 2-го покоління з алгоритмами AI

Операційна система: Windows Holographic (на основі Windows 10)

Відстеження голови: 6 ступенів свободи (6DoF)

Камери трекінгу: 4 ширококутні камери для відстеження рухів

Камера глибини ToF (Time of Flight)

RGB-камера 8 МП для фото та відеозапису (1080p)

Інфрачервоні датчики: Для розпізнавання очей та контролю положення голови

Гіроскоп, акселерометр, магнітометр: Для точного визначення положення у просторі

Трекінг рук: Повний трекінг пальців (Hand tracking)

Голосове управління: Вбудована підтримка голосових команд через Microsoft Cortana

Підтримка стилусів: Інтерактивна взаємодія із цифровими об'єктами

Просторове 3D-аудіо: Реалістичний об'ємний звук

Мікрофони: 5 мікрофонів для голосових команд та відеодзвінків

Комунікація та підключення

Wi-Fi: IEEE 802.11ac (Wi-Fi 5), Bluetooth: 5.0

Підключення: USB-C

Сумісність: Microsoft Azure, HoloLens Apps, Remote Assist

Акумулятор: До 3 годин активної роботи, підтримка швидкої зарядки

Зарядка: Через USB-C, час повного заряду ~90 хвилин

Вага: ~566 г

Регульована оголів'я: Для зручної посадки та рівномірного розподілу ваги

Матеріал: Легкий, термостійкий пластик

Підтримка хмарних сервісів Microsoft Azure

Захист очей та інтеграція з окулярами

Підтримка інтуїтивного управління без контролерів

Можливість використання в медицині, інженерії, промисловості та освіті

4.3 Алгоритм роботи навігаційної системи

Для коректного позиціонування компонентів ендопротеза ми використовували анатомічну площину таза, яка визначається через передні верхні ості клубових кісток та лобковий симфіз, які згідно даних літератури часто слугує основою для створення тривимірної системи координат таза в комп'ютерній навігації. Крім цього, функціональну площину таза (ФПТ), що є горизонтальною площиною, яка проходить через двосторонні передні верхні ості клубових кісток та орієнтована паралельно поверхні стола КТ в лежачому положенні, зазвичай використовують як орієнтир для тривимірного планування доопераційного розташування чашки з урахуванням її нахилу та антеверсії [99, 100]. ФПТ також

служує базовою площиною для звичайної рентгенографії в клінічній практиці, що робить її зручною для використання ортопедами як орієнтира.

У ряді закордонних досліджень щодо інтраопераційних пристроїв для розташування чашки положення таза відстежувалося у лежачому або бічному положенні пацієнта під час операції [101, 102]. Ці роботи продемонстрували високу точність застосування таких пристроїв, хоча в окремих випадках спостерігалися відхилення. Проблема полягає в тому, що пристрої можуть недостатньо точно враховувати зміни положення таза, які відбуваються в процесі хірургічного втручання. Таким чином, ми висунули припущення, що збереження точності розташування чашки можливе за умови корекції зміщення таза таким чином, щоб зміщення навігації відбувалось відповідно зміщенню таза. Для цього нами було розроблено простий пристрій, який фіксується по передній площині таза з подальшою фіксацією до іпсилатеральної передньої верхньої ості клубової кістки. Це не лише допомагає в інтраопераційному позиціонуванні чашки, але й забезпечує корекцію ротації таза під час втручання. (Рисунок 4.2)

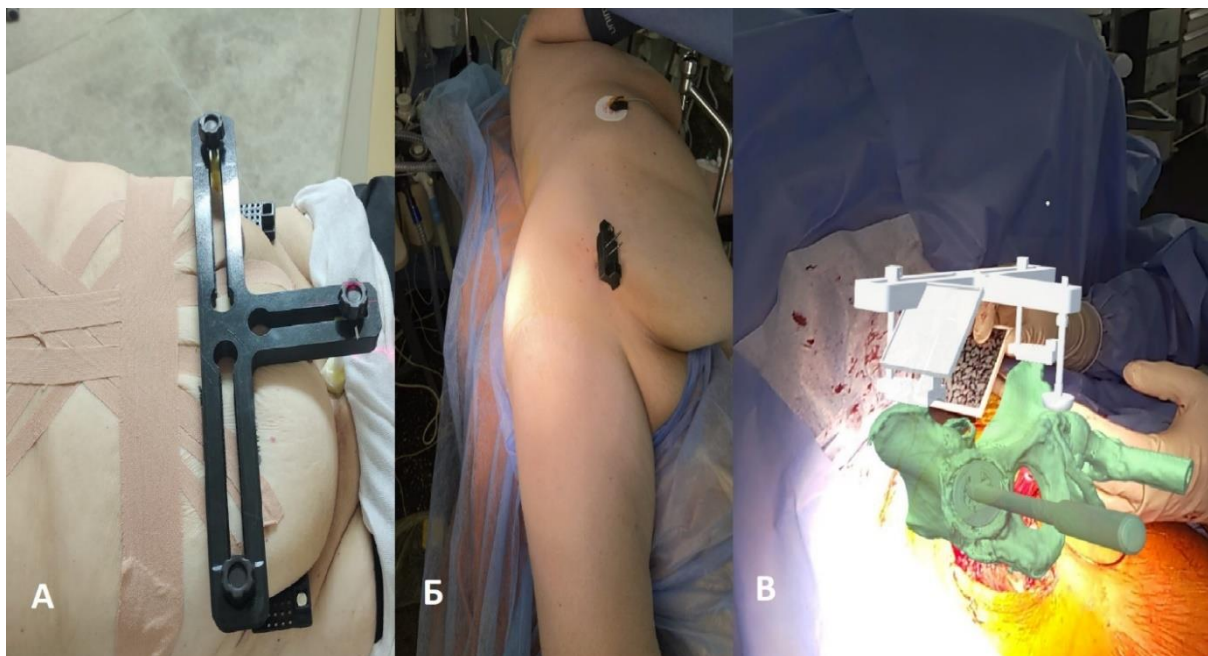


Рисунок 4.2. Позиціонування навігаційної системи. Де А - навігація для визначення передньої площини таза. Б - фіксація компонента навігації до іпсилатеральної *spina iliaca anterior superior*. В - накладення віртуальна 3D модель тазу та імпактора.

Всім пацієнтам з основної групи було виконано передопераційну КТ кульшових суглобів для створення 3D моделей тазу (рис. 4.3). Саме моделювання виконувалось в програмному забезпеченні Slicer3D. Програмне забезпечення 3D Slicer є потужним інструментом для обробки, візуалізації та аналізу медичних зображень [103]. Це безкоштовна платформа з відкритим вихідним кодом, яка надає користувачам широкі можливості, зокрема для проведення хірургічного планування, забезпечення інтраопераційного контролю та підтримки клінічних досліджень. Завдяки своїй гнучкості та функціоналу, 3D Slicer активно використовується у багатьох галузях медицини для інтеграції даних з КТ, МРТ та інших джерел для створення тривимірних моделей та аналізу.

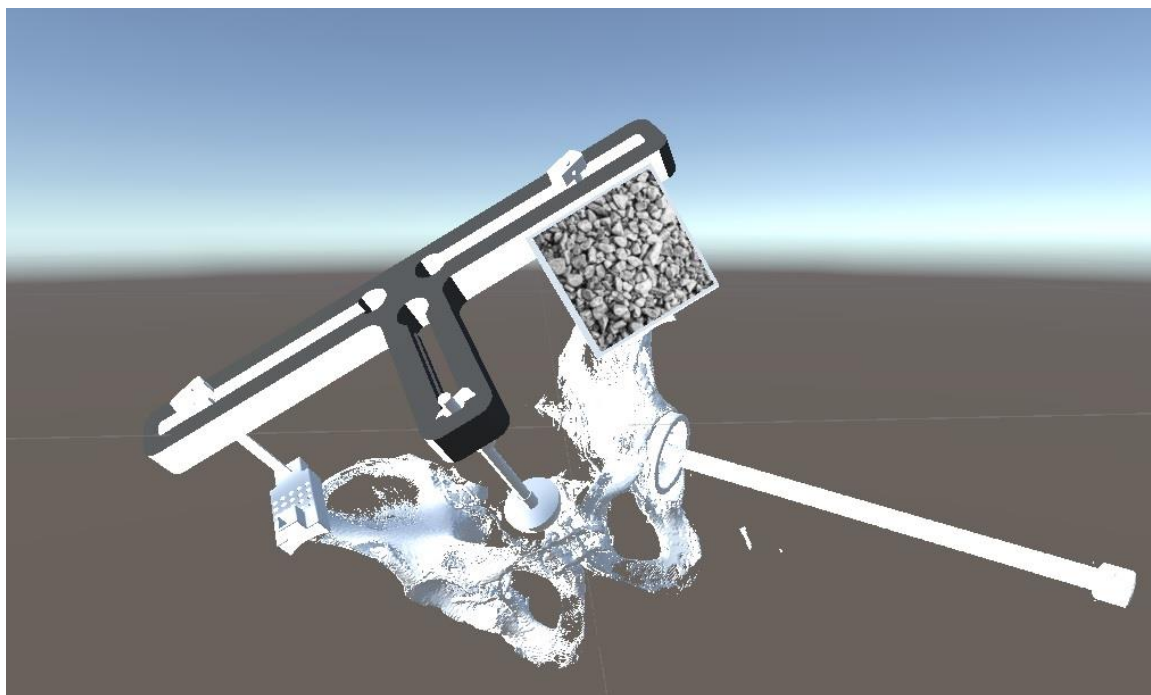


Рис. 4.3. Передопераційна 3D модель в програмному забезпеченні Unity, готова до завантаження в Hololens 2

Для позиціонування ацетабулярного компонента в 3D Slicer, ми завантажували в програму безпосередньо DICOM файли КТ пацієнта та 3D модель імпактора з примірочною чашкою. Функціональні можливості програмного забезпечення дозволяють в режимі реального часу маніпулювати імпактором в 3D режимі з синхронним відображенням позиціонування в 2D КТ зрізах корональній, аксіальній та сагітальній площинах (Рис. 4.4). Це дозволяє нам виставити

компонент на 3D моделі в потрібній нам позиції. Сегментацію було здійснено за допомогою поєднання порогових значень і технік скорочення росту за допомогою плагіна *Fast Cut Grow*

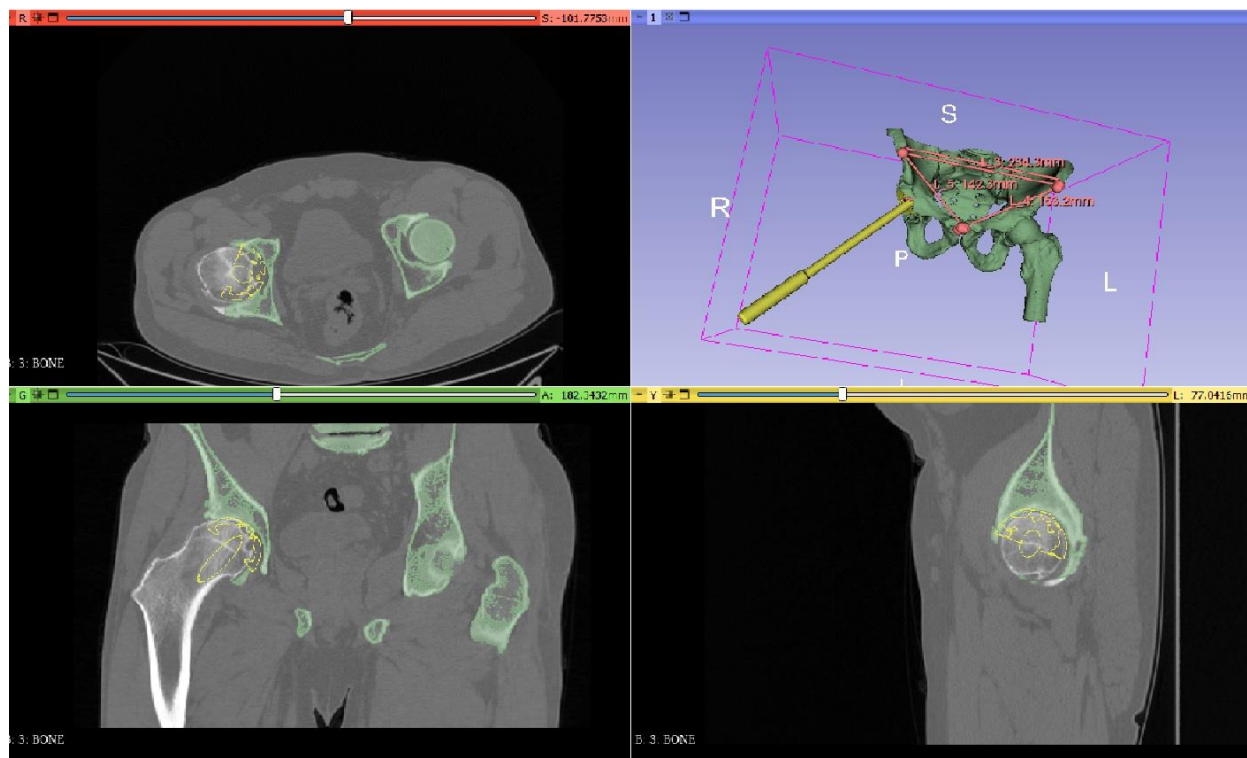


Рис. 4.4 Функціональні можливості програмного забезпечення дозволяють в режимі реального часу маніпулювати імпактором в 3D режимі з синхронним відображенням позиціонування в 2D КТ зрізах корональній, аксіальній та сагітальній площинах

Для створення основної програми, призначеної для роботи на пристрої HoloLens 2, використовувалось програмне забезпечення Unity версії 2020.3.42f1 (64-bit). Вибір саме цієї застарілої версії замість актуальної на той час Unity 2022.1 був обумовлений проблемами сумісності з останньою версією Microsoft Mixed Reality Toolkit SDK (MRTK), випущеною в 2017 році.

Усі елементи голографічного контенту були об'єднані в єдиний батьківський об'єкт, просторовий якір якого міг змінюватися відповідно до наших потреб. Моделі не мали параметрів маси чи меж зіткнення, щоб уникнути обмежень, які могли б перешкоджати розміщенню об'єктів усередині фантомної цілі або

людського тіла. Для освітлення сцени використовувалося одне спрямоване джерело світла. Крім цього, детальні фантомні моделі підсвічувалися глобальним навколишнім освітленням, що створювало реалістичне враження інтервенційного апаратного навантаження.

Після розгортання програми на HoloLens було забезпечено стабільну роботу з частотою кадрів, яка ніколи не опускалася нижче 59 FPS, що гарантувало плавність і стабільність роботи додатку.

Для забезпечення точного відстеження цілей у реалізованому проєкті використовувалася технологія Vuforia SDK, версії 6.5.22.

Однією з ключових задач було зменшення флуктуацій у даних, що виникають під час процесу відстеження, тому було застосовано методику згладжування даних. Для цього використовувалося вікно середнього значення з 16 кадрів, яке дозволяло розрахувати позиційні та обертальні середні значення. Завдяки такому підходу вдалося мінімізувати коливання вхідних даних, при цьому не спостерігалось жодних помітних затримок у роботі системи або зниження її ефективності. Це забезпечило високу якість відстеження без негативного впливу на інтерактивність та стабільність роботи програми. Перетворення моделі в процесі відстеження постійно оновлювалося шляхом розрахунку добутку між трансформацією камера–ціль і трансформацією ціль–фантом, що забезпечувало коректне позиціонування об'єктів.

Для реалізації відстеження була використана комбінація алгоритмів виявлення характеристик, інтегрованих у Vuforia, і спеціальної квадратної RGB-цілі, яка слугувала маркером для ідентифікації положення пацієнта. Цей процес базувався на порівнянні виділених за допомогою камери візуальних ознак реальної цілі з відповідною комп'ютерною моделлю, що зберігалася у пам'яті системи. На основі цього порівняння виконувалося обчислення тривимірної жорсткої трансформації, що дозволяло з високою точністю визначати положення та орієнтацію цілі у просторі, використовуючи лише одну камеру (рис. 4.5).

Ключовим елементом процесу стала попередня реєстрація голограми на пацієнтові, яка виконувалася вручну, але з урахуванням високої точності. Це

дозволило створити апріорну модель, яка використовувалася для автоматизованої реєстрації голограми під час роботи програми. Таким чином, навіть у процесі зміни положення або кута огляду голографічний об'єкт залишався чітко синхронізованим із ціллю, підтримуючи точність взаємодії між фізичними та віртуальними елементами. Постійне відстеження позиції забезпечувало стійку та коректну реєстрацію з будь-якого кута огляду, що робило систему ефективною навіть у складних умовах експлуатації. Це гарантувало стабільність роботи додатка, сприяючи точному виконанню інтервенційних завдань та надійній інтеграції змішаної реальності в клінічні або експериментальні процеси.



Рисунок 4.5. Етапи створення програмного забезпечення для навігації.: 1. - КТ пацієнта, 2 - завантаження і обробка в ПЗ Slicer 3D, 3. - Завантаження 3D моделі в ПЗ Unity, 4. - Інтеграція з платформою Vuforia, для синхронізації з маркером, 5. - Завантаження в Hololens 2.

4.3 Симуляційна перевірка навігаційної системи

Ми провели симуляційне дослідження з використанням гарнітури змішаної реальності та імітованого ТЕПКС на базі Інституту ортопедії та травматології НАМН України.

Наше наукове дослідження здійснювалося на основі надрукованих 3D моделей кісток тазу пацієнтів зі складними анатомічними деформаціями, в рамках

використання передової навігаційної системи, розробленої на базі пристрою Hololens 2.

Основною метою експерименту було визначення переваг використання даної навігаційної системи в контексті позиціонування компонентів ендопротезу.

В рамках дослідження було проведено 20 симуляційних імплантацій, де зіставлялися два варіанти – 10 разів з використанням навігаційної системи та 10 разів з використанням стандартного методу «від руки». Усі маніпуляції виконувалися одним і тим же хірургом для забезпечення єднання умов та уникнення впливу різних навичок оператора на результати експерименту. Усі моделі фантомних кісток таза були отримані внаслідок КТ – сканування реальних пацієнтів в рамках планового передопераційного планування.

Основним завданням експерименту було розташувати ацетабулярний компонент у попередньо заданому положенні.

Симуляційні імплантації з навігаційною системою, мали спроектовану орієнтацію ацетабулярного компонента на фантомі у полі зору (рис. 4.6). Це забезпечило візуальне відображення антеверсії та нахилу імплантату відносно передньої площини таза у вигляді голограми імпактора та напівсферичної примірочної чашки ендопротеза. Ця голограма повністю відповідала реальним розмірам інструментів, тому коли досягнута орієнтація відповідала цільовій, він повністю відповідав голограмі. Не було жодних додаткових вказівок чи підказок. Симуляційні імплантації без навігаційної системи, виконувались виключно методом від руки, та спираючись на досвід хірурга.

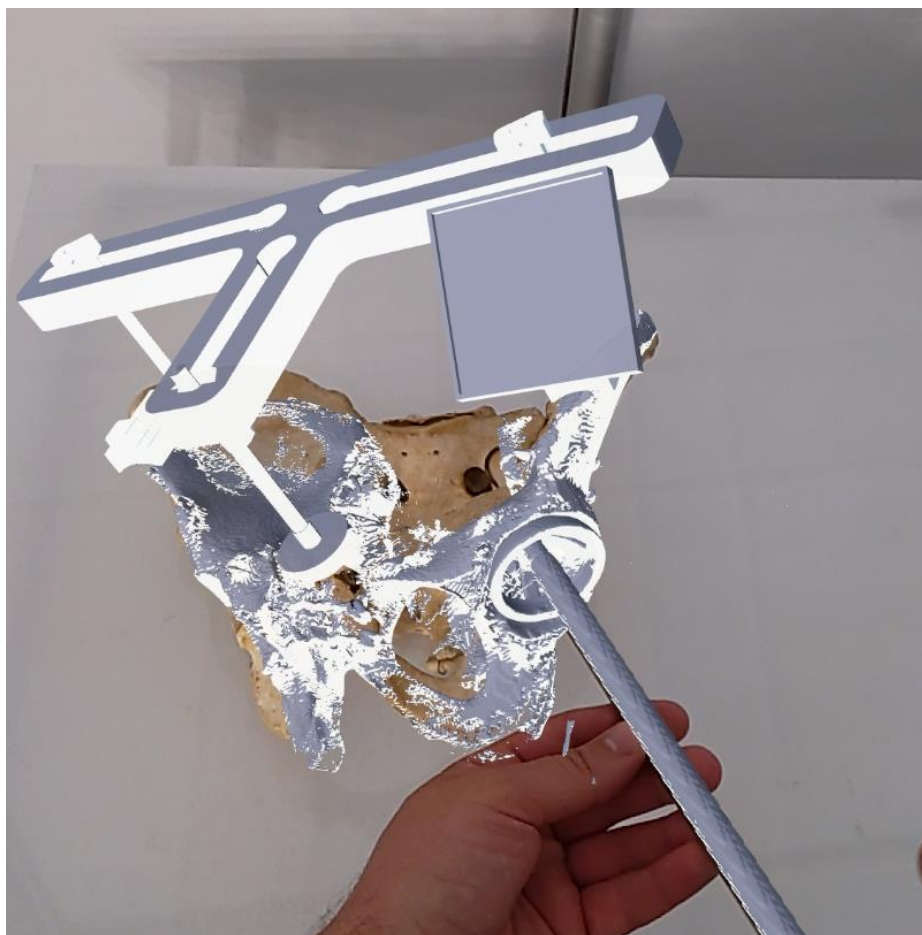


Рис. 4.6. Симуляційна імплантація 3D моделі з точним співставленням до анатомії пацієнта, а також з визначиним положенням компонента ендопротеза (візуалізація хірургом).

4.4.1 Статистичний аналіз

Оцінка остаточної орієнтації чашки вертлюжної западини відбувалася шляхом реєстрації її нахилу та антеверсії відносно передньої площини тазу фантомного таза. Для визначення похибки орієнтації використовувалася різниця між цільовою та досягнутою орієнтаціями, що була розрахована за допомогою відповідного рівняння. Для порівняння похибки між двома методами імплантації, зокрема за допомогою MR та методом "від руки", використовувався тест Вілкоксона зі знаковим рангом. Двосторонні парні t-тести використовувалися для порівняння результатів орієнтаційної похибки у межах однієї групи симуляцій. У визначенні статистичної значущості застосовувалася критична величина $p < 0,05$. Точність

вимірювалася у градусах і виражалася у цілих числах. Для розрахунку потужності використовувався програмне забезпечення G*Power 3.1.9 (Heinrich Heine, Дюссельдорф, Німеччина), а для аналізу даних — SPSS 24.

Таблиця 4.1

Порівняння кутів інклінації та антеверсії отриманих з використанням навігації та стандартним методом при симуляційному ендопротезуванні кульшового суглоба.

Антеверсія та кут нахилу	З використанням навігації	Без використання навігації
Середній кут антеверсії	15°	25°
Максимальний кут антеверсії	18°	30°
Мінімальний кут антеверсії	12°	20°
Середній кут інклінації	45°	32°
Максимальний кут інклінації	48°	35°
Мінімальний кут інклінації	42°	29°

У проведеному експерименті проводилося порівняння точності позиціонування ацетабулярного компонента при використанні нашої навігаційної системи на базі HoloLens 2 та традиційного методу «від руки». Отримані результати підтверджують, що використання навігаційної системи значно покращує точність позиціонування (рис. 4.7). Для кращого уявлення процесу, представимо статистичні підрахунки:

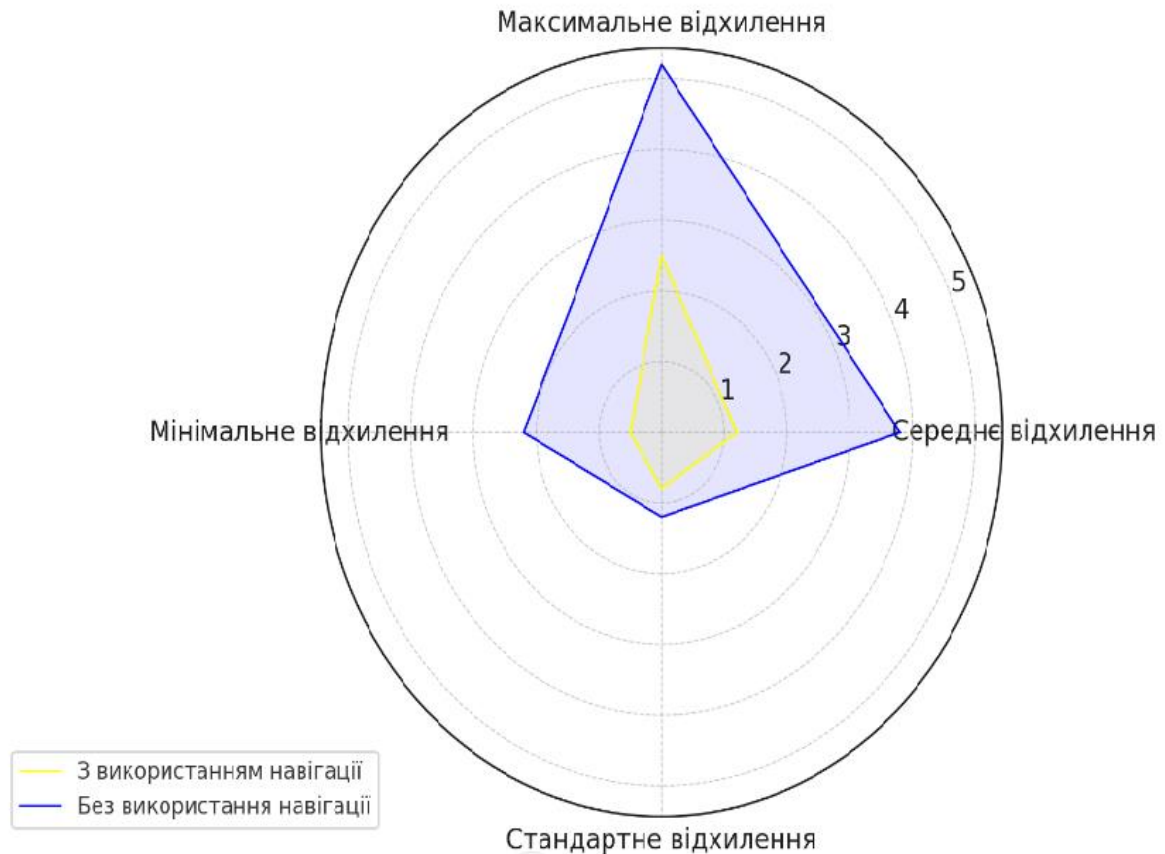


Рис. 4.7. Пелюсткова діаграма: візуально представляє порівняння середнього відхилення, максимального відхилення, мінімального відхилення та стандартного відхилення між використанням навігації (жовтий) і без використання навігації (синій) при симуляційному ендопротезуванні кльшового суглоба.

Порівнюючи ці показники, можна визначити значущий приріст точності при використанні навігаційної системи при застосуванні MR. Середнє відхилення в даному випадку зменшилося майже у три рази, що свідчить про високу ефективність та надійність системи у покращенні позиціонування компонентів ендопротезу (таблиця 4.2).

Таблиця 4.2

Результати аналізу показників відхилення положення ацетабулярного компонента від запланованого положення під час симуляційного дослідження

Параметри точності імплантації ацетабулярного компонента	З використанням навігації	Без використання навігації
Середнє відхилення	1.2°	3.8°
Максимальне відхилення	2.5°	5.2°
Мінімальне відхилення	0.5°	2.2°
Стандартне відхилення	0.8°	1.2°

Висновок

Технологія змішаної реальності, безсумнівно, відіграє важливу роль у допомозі при хірургічних операціях з ендопротезування кульшового суглоба. На відміну від комп'ютерної навігаційної системи та робототехніки, ймовірно, що MR може так само сприяти підвищенню точності імплантації за допомогою кращої інтраопераційної ергономіки та робочого процесу, не додаючи значних додаткових витрат. Дане дослідження показує, що інтеграція MR-технологію в повсякденну клінічну практику можлива та необхідна. Після проведених експериментальних досліджень, дана технологія може бути застосована інтраопераційно.

4.5 Вплив зміни кута нахилу таза на передопераційне планування

Актуальність. Питання оптимізації передопераційного планування тотального ендопротезування кульшового суглоба набуло важливого значення в сучасній ортопедичній хірургії. Передопераційне планування відіграє критичну роль у визначенні стратегії хірургічного втручання, виборі протеза та встановленні

його оптимального розміщення для досягнення найкращих функціональних результатів і зниження ризику післяопераційних ускладнень.

Одним з ключових аспектів, який впливає на успішність тотального ендопротезування, є точне визначення центру ротації кульшового суглоба. Наукова спільнота все більше визнає, що анатомічні параметри пацієнта, зокрема кут нахилу таза, мають значний вплив на визначення цього центру ротації, що своєю чергою впливає на загальні результати хірургічного втручання.

У статті McLawhorn та співавт. висвітлено критичне значення передопераційного планування як фундаментального етапу у підготовці до тотального ендопротезування кульшового суглоба (ТЕПКС). Автори наголошують, що ретельна попередня оцінка анатомії пацієнта, біомеханічних параметрів суглоба та вибір типу і розміру імплантів є ключовими факторами для досягнення сприятливого хірургічного результату та зменшення ризику ускладнень.

Описана техніка передопераційного шаблонування базується на аналізі зображень (рентгенограм або КТ), за допомогою яких визначається положення центру ротації (ЦР), стегновий та ацетабулярний офсети, довжина кінцівки та анатомічні варіанти будови таза й проксимального відділу стегнової кістки. Це дозволяє не лише обґрунтовано підібрати компоненти імплантату, а й попередньо оцінити потенційні труднощі, пов'язані з анатомічними деформаціями чи попередніми хірургічними втручаннями.

Особлива увага у роботі приділяється інтраопераційній реалізації передопераційного плану, яка передбачає використання визначених під час планування орієнтирів для точного розміщення компонентів. Такий підхід дозволяє хірургу краще контролювати відновлення анатомічного центру ротації, баланс м'язів-абдукторів, довжину кінцівок та стабільність імплантату. У поєднанні з можливостями сучасних інструментів або навігаційних систем це забезпечує високу точність і відтворюваність втручання.

Автори також підкреслюють, що інтеграція передопераційного планування та інтраопераційної стратегії знижує ймовірність таких ускладнень, як вивихи, асиметрія довжини кінцівок та передчасне зношування імплантату, і сприяє

покращенню функціональних результатів та задоволеності пацієнтів у післяопераційному періоді. [104].

У дослідженні, проведеному Т. Asquaviva та співавт. виконано глибокий порівняльний аналіз трьох основних методів візуалізації, що використовуються на етапі передопераційного планування при виконанні ендопротезування кульшового суглоба. До аналізованих методів було віднесено: стандартну цифрову рентгенографію, стереорентгенографію (EOS) та тривимірне моделювання на основі даних комп'ютерної томографії. Основною метою дослідження було з'ясування точності та відтворюваності кожного з методів у контексті визначення ключових анатомічних параметрів, таких як кут інклінації, кут антеверсії, а також правильний підбір розміру імплантатів.

Результати дослідження показали, що хоча всі методи забезпечували зіставну точність при вимірюванні кутових характеристик компонента ендопротезу, найбільш достовірні результати щодо визначення розміру імплантатів були досягнуті саме при використанні тривимірних моделей, побудованих на основі КТ-даних. Такий висновок є критично важливим у клінічній практиці, особливо у пацієнтів зі зміненою анатомією вертлюжної западини або проксимального відділу стегнової кістки.

Крім того, автори відзначили, що відтворюваність результатів між різними операторами була найвищою при використанні 3D-СТ, що підкреслює переваги цього методу не лише з точки зору точності, але й з позиції міждисциплінарної узгодженості у плануванні операцій.

Водночас, важливою частиною обговорення у цій роботі є питання балансу між точністю та клінічною доцільністю: зважаючи на високу вартість 3D-діагностики та променеве навантаження, автори не рекомендують її рутинне застосування у всіх випадках. Натомість вони підкреслюють важливість індивідуалізованого підходу, де вибір методики візуалізації повинен враховувати анатомічні особливості пацієнта, складність клінічного випадку, доступність обладнання, економічні ресурси установи та пріоритети лікувального процесу [105].

В Україні проводились схожі клінічні дослідження, які можуть мати вплив на розуміння науковців щодо важливості визначення кута нахилу таза перед плануванням протезування кульшового або колінного суглоба. Результати можуть бути пов'язані з кутом нахилу таза та протезуванням кульшового суглоба, оскільки оптимізація постави та балансу через реабілітацію може покращувати розподіл навантаження на протезований суглоб, зменшуючи ризик розвитку ускладнень та сприяючи кращій адаптації імплантату [106].

Додатково, дослідження вказують на тісний зв'язок між анатомічними та біомеханічними характеристиками, зокрема кутом нахилу таза, і виникненням ускладнень після ендопротезування. Оптимізація позиціювання ендопротеза, враховуючи індивідуальні особливості пацієнта, є критичною для зменшення ризику нестабільності, вивихів та інших ускладнень, забезпечуючи довготривале функціонування імплантату та поліпшення якості життя пацієнтів. Таким чином, інтеграція передових хірургічних технік з врахуванням анатомічних особливостей кожного пацієнта є ключовою для успішного відновлення та забезпечення оптимальних довгострокових результатів лікування ендопротезування.

Ми провели власне дослідження суть якого полягала в моделюванні зміни кута нахилу таза та аналізі його впливу на визначення центру ротації кульшового суглоба. У цьому дослідженні основними матеріалами були сухі кістки тазу та стегнової кістки, до яких імплантовано сталеву кульку діаметром 4 мм у голівці стегнової кістки для моделювання зміни центру ротації. Кістки не мали патологій або ознак хронічних захворювань, які могли б вплинути на результати дослідження(рис. 4.8).

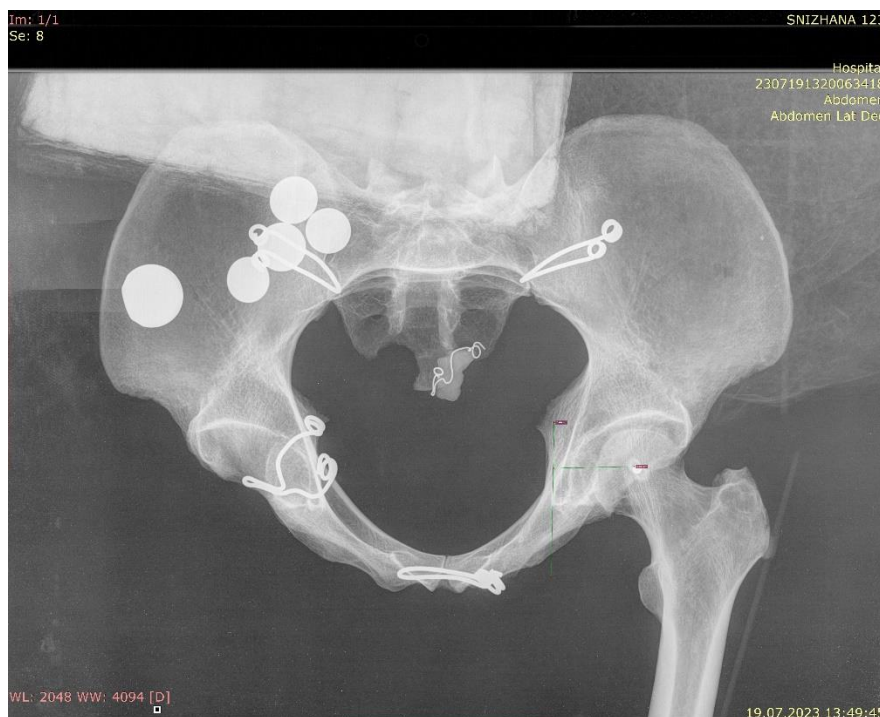


Рис. 4.8. Моделювання кута нахилу таза на 40° допереду, фантомна модель

Щодо методики імплантації кульки, кулька були встановлена в головці стегнової кістки в місці, що точно відповідає зоні центру ротації суглоба. Це було зроблено для точного відтворення фізіологічного руху суглоба під час експерименту. Кулька була фіксована в головці стегнової кістки. Цей процес гарантував надійну фіксацію кульки у правильному положенні для подальшого експерименту.

Для отримання рентгенівських знімків кісток таза та стегнової кістки з імплантованою кулькою, пацієнт (кістки) були ретельно розташований на рентгенівському столі в потрібній позиції. Критично важливо, щоб кістки були правильно вирівняні для отримання якісних знімків. Рентгенівська трубка, була розташована відповідно до необхідної геометрії та кута, щоб оптимально візуалізувати кістки таза та стегнової кістки. Отримані рентгенівські знімки були оброблені за допомогою відповідного програмного забезпечення для покращення якості та чіткості зображення. Знімки були детально проаналізовані для визначення точного центру ротації суглоба. Це вимірювання виконувалося з використанням спеціалізованих програм для вимірювання довжини та кута, які надавали високу

точність результатів. Цей підхід дозволив отримати візуалізацію та вимірювання зміщення центру ротації з високою точністю за допомогою рентгенівських знімків.

Цей етап дослідження був особливо значущим, оскільки він забезпечив можливість візуалізації та кількісної оцінки зміщення центру ротації, які виникають внаслідок змін у положенні таза. Цей не тільки сприяло підвищенню точності дослідження, але й відкрило нові перспективи для розуміння взаємозв'язків між анатомічною будовою таза та функціональним станом кульшового суглоба, що має вирішальне значення для оптимізації передопераційного планування та підвищення ефективності тотального ендопротезування.

Моделювання зміни кута нахилу таза становило ключовий елемент дослідження, спрямованого на аналіз впливу анатомічних варіацій тазу на положення центру ротації кульшового суглоба, що має визначальне значення для успіху тотального ендопротезування. У рамках цього експерименту було застосовано методику, яка дозволяла точно та контрольовано змінювати кут нахилу таза від його природного положення на кутові відхилення 0, 10, 20, 30 та 40 градусів. Під час моделювання проводилися вимірювання та контроль позиції кісток, щоб забезпечити точність відтворення зміни кута нахилу таза.

У контексті дослідження, що виявило складнощі із встановленням протеза кульшового суглоба через великий кут нахилу таза, використання спеціально розроблених методик є ключовим для оптимізації процедури ендопротезування та мінімізації ризиків: 3D-моделювання та планування, навігаційні системи під час операції з використання комп'ютерної навігації або роботизованих систем. Таке детальне моделювання дало змогу глибоко проаналізувати біомеханічні зсуви у положенні центру ротації, що виникають як наслідок зміни кута нахилу таза. У рамках наукового дослідження було проведено комплексний аналіз впливу зміни кута нахилу таза на положення центру ротації кульшового суглоба, що має істотне значення для оптимізації передопераційного планування тотального ендопротезування кульшового суглоба. Ці дослідження показали, що при збільшенні кута нахилу таза спостерігається зміна положення ацетабулярного

компонента протеза, що може призвести до зміни напрямку навантаження на протез і на кісткові структури навколо нього. Таке зміщення може збільшити ризик асептичної нестабільності ендопротеза, його швидший знос та інші ускладнення.

Відтак, при 0 градусів нахилу таза, передопераційне планування може базуватися на стандартних анатомічних орієнтирах і параметрах, вважаючи за основу типову позицію суглоба та протеза. Однак, при значному нахилі таза до 40 градусів, необхідно брати до уваги змінену геометрію тазових кісток, що вимагає коригування кутів імплантації та, можливо, вибір спеціалізованих типів протезів, які б краще адаптувалися до зміненої біомеханіки. Окрім того, передопераційне планування також повинне бути індивідуально адаптовано до збільшеного кута нахилу, щоб забезпечити оптимальне відновлення і знизити ризик ускладнень.

Зрештою, результати дослідження підкреслюють значення індивідуального підходу до кожного випадку ендопротезування, де передопераційне планування має бути тісно пов'язане з точною анатомією і біомеханікою пацієнта. Отже, може бути висновок, що діапазон кутів нахилу таза, на який треба звернути увагу під час планування тотального ендопротезування, повинен бути розширений, а методи визначення цих кутів – удосконалені.

4.6 Інтраопераційне застосування

Першим етапом є встановлення навігаційної системи. Під регіональною анестезією в положенні пацієнта на спині, після трьохразової обробки операційного поля антисептичним розчином, встановлювалась навігаційна система на передню площину таза. З іпсилатеральної сторони, після коректування положення, тримач таргетованого зображення фіксувався до *spina iliaca anterior superior* двома пінами методом всверлювання через спеціальні отвори. Основна частина навігації прибиралась і залишався тільки тримач таргетованого зображення та сам маркер (Рис. 4.9).



Рис. 4.9. Інтраопераційна фіксація навігаційної складової, для уникнення зміщення тазу.

Після цього пацієнт вкладався в положення напівбік. За рахунок жорсткої фіксації до кісток тазу маркера, положення віртуальної моделі змінювалось відповідно до положення пацієнта. Доступ до кульшового суглоба здійснювали модифікований передньо-боковий.

Виконувався лінійний або злегка вигнутий розріз довжиною 8–12 см, залежно від параметрів пацієнта та передбачуваного обсягу втручання. Після розсічення шкіри та розшарування підшкірної жирової тканини, ідентифікуючи фасцію стегна, розсікалась фасція стегна уздовж напрямку м'язових волокон. Виявлявся великий вертлюг як ключовий анатомічний орієнтир, *m. gluteus medius* і *m. gluteus minimus* тупо розшаровували та відсікали по контуру великого вертлюга максимально близько до останнього, щоб запобігти геморагії. Капсула розсікали Т – подібно, головка стегнової кістки вивихувалась в рану. Остеотомія шийки стегнової кістки проксимальніше від малого вертлюга на 1,5 см.

Після цього проводилась підготовка западини до фрезування. Фрезування проводилось напівсферичними фрезами до розмірів визначеними

передопераційним плануванням. В складних випадках, фрезування проводилось з накладанням віртуального планування для визначення місця обробки западини. Імплантація ацетабулярного компонента проводилась відповідно до положення віртуального планування накладеної 3D голограми імпактора, але під контролем досвідченого хірурга для уникнення можливої похибки. Визначивши відповідність співвідношення фізичного імпактора та віртуального, ацетабулярний компонент імпантувався методом press-fit.

Найбільш раціональним вважається розташування ацетабулярного компонента ендопротеза (та відповідно, фрези) під кутом 45° інклінації та $15\text{--}20^\circ$ антеверсії. Таке позиціонування забезпечує оптимальну стабільність суглоба, правильний розподіл навантаження та мінімізує ризик виникнення ускладнень, таких як вивих або зношування компонентів ендопротеза.

Особливо важливо дотримуватись цих кутів при використанні передньолатерального доступу, оскільки цей підхід забезпечує відмінну візуалізацію та контроль над розташуванням компонентів, що є ключовим для досягнення високої точності імплантації. Правильна орієнтація фрези під час підготовки кульшової западини також сприяє відновленню анатомічної геометрії кульшового суглоба та створює умови для довготривалої функціональності ендопротеза.

Наступним етапом проводилась обробка кістково – мозкового каналу стегнової кістки рашпілями відповідно до розмірів визначеними в передопераційному плануванні. Ніжка протеза імпантовалась в кістково – мозковий канал press-fit.

Запропоноване оперативне лікування по тотальному ендопротезуванню кульшового суглоба з навігаційною системою використане при лікуванні 23 хворих які були проліковані в клініці «Травматології та ортопедії дорослих» ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України».

РОЗДІЛ 5.

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ

5.1 Аналіз даних рентгенологічних досліджень у групах порівняння

Для оцінки зміщення центру ротації використовували два основні параметри: зміщення центру ротації у вертикальному напрямку (проксимальне/дистальне зміщення), та горизонтальне (медіально-латеральне зміщення центру ротації).

1. Вертикальне зміщення центру ротації

Післяопераційний аналіз показав, що у контрольній групі (традиційне ендопротезування без навігації) середній рівень зміщення центру ротації у вертикальній площині становив $5,4 \pm 2,1$ мм, причому у 34,7% випадків воно перевищувало 6 мм, що може спричинити значну зміну біомеханіки суглоба.

У групі навігаційного ендопротезування середній рівень зміщення центру ротації становив $1,8 \pm 0,9$ мм, а у 91,3% випадків відхилення не перевищувало 2 мм. Це означає, що застосування навігаційної системи значно підвищує точність позиціонування ендопротеза та дозволяє відтворити анатомічне положення суглоба.

2. Медіально-латеральне зміщення

Медіальне зміщення центру ротації у контрольній групі було зареєстроване у 21,8% випадків, а латеральне зміщення – у 18,2% випадків. Середнє відхилення становило $4,3 \pm 1,5$ мм.

У дослідній групі з навігаційною системою медіальне чи латеральне зміщення реєструвалося лише у 6,1% випадків, а середнє відхилення центру ротації не перевищувало $1,5 \pm 0,8$ мм. Це дозволило значно покращити баланс навантаження на м'язи-абдуктори та зменшити ризик асептичної нестабільності імплантата.

Для оцінки ефективності навігаційної системи під час ендопротезування кульшового суглоба проведено статистичний аналіз точності встановлення компонентів. Основна увага була приділена зміщенню центру ротації, кутам

інклінації та антеверсії. Використано комплекс методів для порівняння варіабельності, оцінки відповідності оптимальним значенням та визначення статистичної значущості відмінностей між групами.

Оптимальними значеннями вважалися:

Кут інклінації: (40-50°)

Кут антеверсії: (10-20°)

Ці значення базуються на загальноприйнятих хірургічних стандартах, що мінімізують ризик ускладнень, таких як вивихи, надмірний знос імплантату та асиметрія навантаження на суглоб. Відхилення від зазначених діапазонів може негативно вплинути на довготривалу функціональність протеза. Дослідження показують, що невідповідність оптимальним параметрам підвищує ризик післяопераційних ускладнень на 30-40% (таблиця 5.1).

Групи дослідження:

У дослідження включено дві групи пацієнтів:

Група з навігацією: 23 пацієнти (29 вимірювань)

Група без навігації: 95 пацієнтів (122 вимірювання)

Таблиця 5.1

Середні значення кутів інклінації та антеверсії ацетабулярного компонента
ендопротеза з діапазоном максимального відхилення

Показник	Група з навігацією 29 кульшових суглобів	Група без навігації 122 кульшових суглобів
Кут інклінації	$43,5^{\circ} \pm 7,0^{\circ}$	$44,56^{\circ} \pm 16,0^{\circ}$
Кут антеверсії	$15,45^{\circ} \pm 5,0^{\circ}$	$14,86^{\circ} \pm 15,0^{\circ}$

Одна пацієнтка була прооперована з навігаційною системою, проте основною метою навігації було визначити коректне місце резекції шийки стегнової кістки та місце обробки кульшової западини. У зв'язку з кістковим анкілозом та

сильною оссифікацією кут інклінації був збільшений, проте не виходив за межі так званої безпечної зони (таблиця 5.2).

Значення кутів отримані шляхом післяопераційного аналізу, який включав аналіз рентгенографічних зображень. Використовувалися спеціалізовані програмні алгоритми для визначення просторової орієнтації компонентів ендопротезу. Додатково проводили корекцію з урахуванням анатомічних особливостей пацієнтів.

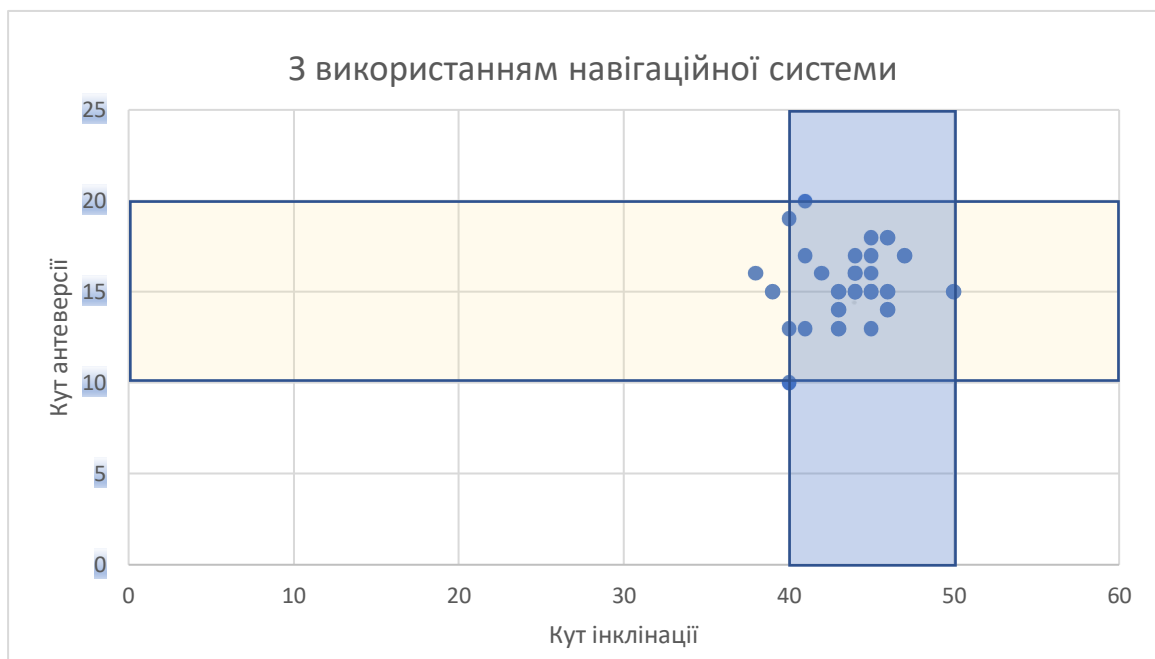


Рис.5.1. Результати отриманих кутів імплантації ацетабулярного компонента відповідно до запланованих, у пацієнтів з використанням навігаційної системи

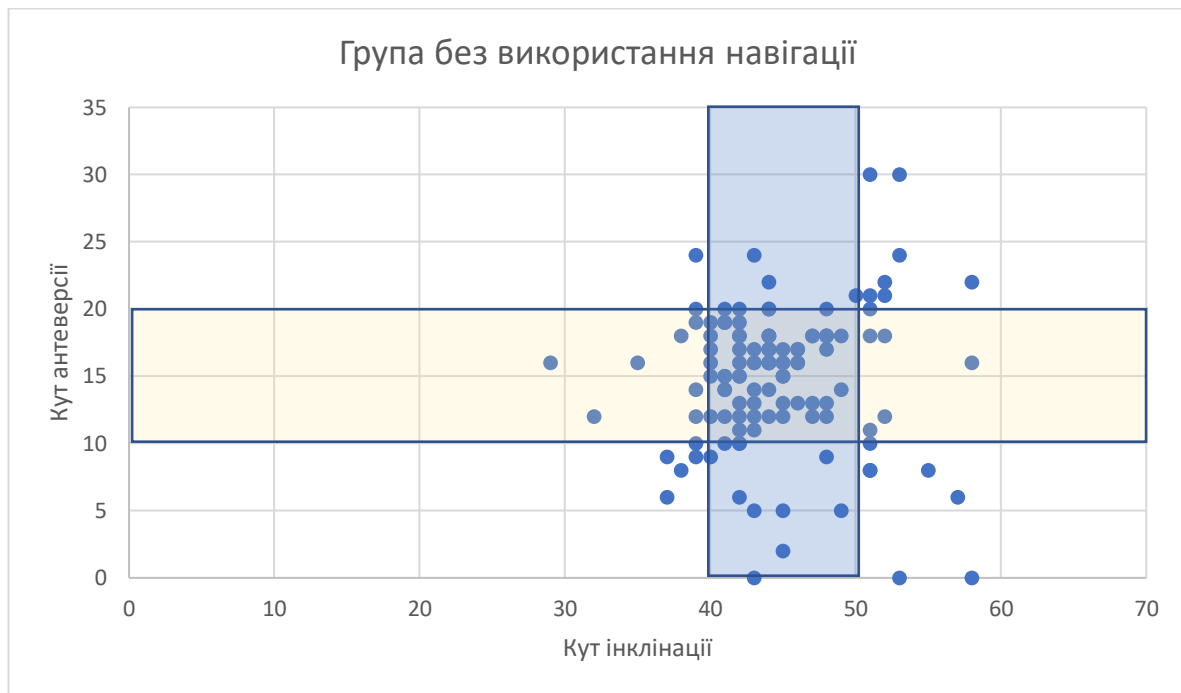


Рис. 5.2. Результати отриманих кутів імплантації ацетабулярного компонента відповідно до плануємих у пацієнтів без використанням навігаційної системи

Таблиця 5.2

Відсоток пацієнтів в так званій безпечній зоні

Групи порівняння	Кут інклинації в межах $45^{\circ} \pm 5^{\circ}$	Кут антеверсії в межах $15^{\circ} \pm 5^{\circ}$
Група з навігацією	93%	100%
Група без навігації	72%	76%

5.2 Вплив навігації на точність

У нашому дослідженні тест Манна-Вітні був використаний для оцінки статистичної значущості відмінностей між групами пацієнтів з навігацією та без неї за кутами інклинації та антеверсії. Отримані значення U були порівняні з критичними значеннями розподілу Манна-Вітні, що дозволило визначити, чи є відмінності між групами статистично значущими.

Таблиця 5.3 Порівняння U значення з значенням розподілу Манна-Вітні

Параметр	U-статистика	P-значення
Кут інклінації	1173.0	= 0.0045
Кут антеверсії	840.5	< 0.00001

Інклінація:

$p = 0.0045 \rightarrow$ статистично значуща різниця між групами (навігація покращує точність).

Антеверсія:

$p < 0.00001 \rightarrow$ ще більш значуща різниця (навігація значно покращує точність кута антеверсії).

Застосування цього тесту було обумовлене відсутністю нормального розподілу в досліджуваних вибірках, що було підтверджено за допомогою тесту Шапіро-Уїлка. Використання критерію Манна-Вітні дозволило отримати достовірні результати, які свідчать про статистично значущі відмінності між групами, особливо у показниках антеверсії, що демонструє перевагу застосування навігації під час ендопротезування кульшового суглоба.

Аналіз отриманих даних засвідчив, що використання навігаційної системи значно покращує точність позиціонування компонентів ендопротезу. Відзначено статистично значуще зменшення варіабельності кута антеверсії, особливо лівого суглоба ($p = 0.004$). Це свідчить про те, що навігація дозволяє досягати більш прогнозованих результатів.

Рівень відповідності оптимальним параметрам

Порівняння відсотка пацієнтів, у яких кути інклінації та антеверсії знаходилися в межах безпечної зони, показало значну перевагу навігаційної групи. Тест Манна-Вітні підтвердив, що різниця між групами є статистично значущою:

Інклінація: $p = 0.0045$

Антеверсія: $p < 0.00001$

У нашому дослідженні тест хі-квадрат застосовувався для оцінки залежності між групами пацієнтів (з навігацією та без неї) та частотою потрапляння у безпечну зону кутів інклінації та антеверсії. Очікувані частоти були розраховані на основі розподілу пацієнтів між групами.

Таблиця 5.4

Відсоток потрапляння у так званий безпечний діапазон кутів імплантації..

параметр	З навігацією	Без навігації	p-value
Кут інклінації	93,10%	72,13%	0.03235645155882577
Кут антеверсії	100,00%	76,22%	0.007843350706947697

Результати хі-квадрат тесту показали, що існує статистично значущий зв'язок між застосуванням навігації та точністю встановлення компонентів ендопротеза. Отримане значення хі-квадрат (χ^2) було достатньо великим ($p < 0.05$), що підтверджує, що використання навігаційної системи зменшує кількість випадків виходу за межі безпечного діапазону.

Таким чином, результати хі-квадрат тесту підтверджують ефективність навігації та її вплив на точність хірургічних втручань, що є важливим фактором для покращення результатів ендопротезування кульшового суглоба.

Результати цього дослідження підтверджують, що використання навігаційної системи при ендопротезуванні кульшового суглоба сприяє зменшенню ризику ускладнень, таких як дислокація імплантату, передчасний знос компонентів та нерівномірне розподілення навантаження. Це, своєю чергою, може впливати на збільшення терміну служби ендопротезу та покращення функціональних результатів для пацієнтів.

Результати відновлення центру ротації кульшового суглоба після ендопротезування: порівняння методів з та без навігації

Відновлення центру ротації кульшового суглоба є одним із ключових параметрів успішного ендопротезування, оскільки його неточне позиціонування може призвести до функціональних порушень, нестабільності імплантата та підвищеного зношення компонентів. Використання навігаційних технологій у хірургії дозволяє значно зменшити похибку розташування центру ротації, що безпосередньо впливає на точність імплантації та довготривалий прогноз для пацієнта.

Отримані результати дослідження показали суттєву різницю у точності відновлення центру ротації між групами пацієнтів, у яких застосовувалась навігаційна система, та тими, де операція виконувалась традиційним методом без навігації. У групі, де використовувалась навігаційна система, похибка позиціонування центру ротації була виявлена у 3 випадках із 29 прооперованих пацієнтів, що становить близько 10,3%. Натомість у контрольній групі, де навігація не застосовувалась, відхилення від бажаного положення центру ротації було зафіксовано у 36 випадках зі 118, що складає 30,5%. Це вказує на трипроцентне зменшення частоти похибок при використанні навігаційної системи, що є суттєвим покращенням порівняно з традиційними методами.

Аналіз отриманих результатів демонструє, що використання навігаційної системи значно підвищує точність позиціонування імплантата, оскільки вона забезпечує об'єктивний контроль параметрів операції, дозволяючи хірургу отримувати візуальні та числові показники у реальному часі. Навпаки, при стандартному підході без технологічної підтримки позиціонування компонентів значною мірою залежить від суб'єктивного досвіду хірурга, що збільшує ризик похибок та нестабільного відновлення анатомічних структур.

Окрім кількісних показників, які демонструють зниження рівня помилок у відновленні центру ротації, пацієнти з групи, де використовувалась навігаційна система, мали кращі функціональні результати та менше ускладнень у ранньому

післяопераційному періоді. Це свідчить про важливість застосування сучасних технологій, що допомагають мінімізувати фактори похибки та підвищити передбачуваність хірургічних результатів.

Таким чином, отримані дані підтверджують ефективність навігаційного підходу в ендопротезуванні кульшового суглоба, що дозволяє зменшити похибку позиціонування імпланта втретє, покращити відновлення біомеханічних параметрів суглоба та сприяти кращому клінічному прогнозу для пацієнтів.

Аналіз отриманих результатів

Група з навігацією мала значно нижчий рівень похибок – 10.34% (3 похибки із 29 операцій). Довірчий інтервал (95%) варіюється від -0.74% до 21.43%, що свідчить про відносно високу точність методу.

Група без навігації демонструвала суттєво вищий рівень похибок – 30.51% (36 похибок із 118 операцій). Довірчий інтервал (95%) становить 22.20% – 38.82%, що вказує на більш високу варіабельність та більшу ймовірність неточностей.

Хі-квадрат тест для незалежності

Було проведено хі-квадрат тест, який визначає, чи є статистично значуща різниця між двома групами:

Хі-квадрат статистика: 3.88

p-значення: 0.049

Оскільки p-значення < 0.05 , це означає, що різниця між групами є статистично значущою, тобто використання навігації суттєво покращує точність відновлення центру ротації.

5.3 Клінічна оцінка результатів

Статистична обробка показників SF-36 та шкали Харріса для пацієнтів з навігацією та без навігації.

Описова статистика

У дослідженні проведено аналіз показників SF-36 (оцінка якості життя) та шкали Харріса (функціональна оцінка кульшового суглоба) у пацієнтів після

ендопротезування, розподілених на дві групи: з використанням навігаційної системи та без неї. Описова статистика показала, що середні значення SF-36 та шкали Харріса є вищими у групі пацієнтів з навігацією. Зокрема, середній показник SF-36 у групі з навігацією склав 79.12 ± 4.53 , тоді як у групі без навігації — 76.03 ± 3.96 . Аналогічно, середній показник за шкалою Харріса у пацієнтів з навігацією склав 93.13 ± 5.99 , тоді як у групі без навігації — 86.23 ± 9.90 .

Описова статистика використовується для узагальнення даних та представлення основних характеристик вибірки. Для кожної групи пацієнтів ("З навігацією" та "Без навігації") було розраховано наступні показники:

Середнє значення (Mean, \bar{X}) – показує середній рівень значень у вибірці.

Медіана (Median, Md) – центральне значення у впорядкованій вибірці.

Стандартне відхилення (Standard deviation, SD) – вимірює ступінь розкиду значень навколо середнього. Квартилі ($Q1$, $Q3$) – 25-й та 75-й перцентилі, що дають уявлення про розподіл значень.

Мінімальне (Min) та максимальне (Max) значення.

Середнє значення:

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (14)$$

Стандартне відхилення:

Медіана (Md) – якщо n парне, то середнє між двома центральними значеннями; якщо непарне, то центральний елемент.

Квартилі:

$Q1$ – 25-й перцентиль $Q3$ – 75-й перцентиль

Таблиця 5.5

Статистична обробка показників SF-36 та шкали Харріса для пацієнтів з використанням навігації при ендопротезуванні кульшового суглоба та без використання навігації

Група	Показник	Середнє (Mean)	Медіана (Median)	Стандартне відхилення	Q1(25-й перцентиль)	Q3(75-й перцентиль)	Мінімальне (Min)	Максимальне (Max)
Без Навігації	SF-36	76.0326	75.55	3.9593	73.19	78.47	66.8	86.11
З навігацією	SF-36	79.1186	78.47	4.5290	76.175	83.05	71.8	85.69
Без навігації	Шкала Харріса	86.2340	90.0	8.7444	78.0	95.0	68.0	98.0
З навігацією	Шкала Харріса	93.1304	95.0	5.9871	94.0	97.0	78.0	98.0

Перевірка нормальності розподілу SF-36 та шкали Харріса

Для порівняння груп необхідно було визначити, чи відповідає розподіл даних нормальному. Для цього ми використали тест Шапіро-Вілка, який добре працює на малих вибірках.

Нульова гіпотеза (H_0): Дані мають нормальний розподіл.

Альтернативна гіпотеза (H_A): Дані не мають нормального розподілу.

Якщо $p\text{-value} > 0.05$, то розподіл можна вважати нормальним.

Якщо $p\text{-value} < 0.05$, розподіл відрізняється від нормального, і необхідно застосовувати непараметричні тести для порівняння.

Таблиця 5.6

Перевірка нормальності розподілу SF-36 та шкали Харріса

Показник	SF-36 (Без навігації)	SF-36 (З навігацією)	Шкала Харріс (Без навігації)	Шкала Харріс (З навігацією)
p-value	0.100836344063	0.084023624658	3.90300673724	3.538953023
нормальний розподіл	Так	Так	Ні	Ні

Перевірка нормальності розподілу показала, що оцінки SF-36 мають нормальний розподіл у обох групах, що дозволило використати t-тест для порівняння середніх значень. Натомість шкала Харріса в обох групах не відповідала нормальному розподілу, що обґрунтовує застосування непараметричного тесту Манна-Уїтні.

Аналіз показника SF-36

Для порівняння значень SF-36 між групами пацієнтів з навігацією та без неї було використано t-тест для незалежних вибірок. Використання саме цього тесту обґрунтоване тим, що попередній аналіз показав нормальний розподіл цього показника в обох групах.

Формула t-тесту для незалежних вибірок:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (15)$$

де:

\bar{X}_1, \bar{X}_2 – середні значення в двох групах,

s_1^2, s_2^2 – дисперсії вибірок,

n_1, n_2 – обсяги вибірок.

Отримане значення $p = 0.0053$. Оскільки $p < 0.05$, то можна відхилити нульову гіпотезу, яка припускала відсутність статистично значущої різниці між групами. Таким чином, можна зробити висновок, що різниця між показниками SF-36 у групах статистично значуща. Пацієнти, які проходили операцію з використанням навігаційної системи, мають вищі показники SF-36 у порівнянні з пацієнтами без навігації. Це свідчить про кращу якість життя після операції, включаючи меншу інтенсивність болю, покращену фізичну активність та загальне самопочуття.

Аналіз шкали Харріса

Для оцінки різниці у функціональних результатах суглоба між групами використовувалася шкала Харріса. Оскільки попередній аналіз показав, що її розподіл не є нормальним (через високу концентрацію значень у верхньому діапазоні та асиметрію), для порівняння застосовували непараметричний тест Манна-Уїтні.

Формула критерію Манна-Уїтні:

$$U = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1$$

де n_1 та n_2 — обсяги першої та другої вибірок відповідно, а R_1 — сума рангів першої вибірки.

Отримане значення $p = 0.00018$.

Оскільки $p < 0.05$, то можна відхилити нульову гіпотезу про відсутність різниці між групами. Це означає, що різниця між групами за шкалою Харріса є статистично значущою.

Пацієнти, яким було проведено навігаційне ендопротезування кульшового суглоба, мають значно вищі оцінки за шкалою Харріса порівняно з пацієнтами без навігації. Це свідчить про кращі функціональні результати.

Вищі значення шкали Харріса у групі з навігацією можуть пояснюватися точнішою установкою компонентів ендопротеза, що сприяє оптимальному біомеханічному навантаженню та зменшенню ризику ускладнень, таких як вивихи або нестабільність суглоба.

Клінічний приклад 1. Хвора С. 64р. № історії хвороби 601584. Поступила у відділення травматології та ортопедії дорослих ДУ «ІТО НАМНУ» зі скаргами на біль та обмеження рухів в кульшових суглобах. Було встановлено діагноз: Двобічний коксартроз внаслідок дисплазії, анкілозуючий коксартроз обох кульшових суглобів. В анамнезі: в 5 річному віці виконано відкрите вправлення вроджених звихів обох стегон. Ортопедичний статус: рухається за допомогою милиць, кульгаючи на обидві нижні кінцівки. При огляді поперекового відділу хребта відмічається підсилення поперекового лордозу.

24.04.24р. було виконано тотальне ендопротезування правого кульшового суглоба безцементним ендопротезом. 30.09.24р виконано тотальне ендопротезування лівого кульшового суглоба безцементним протезом. Післяопераційний період протікав без ускладнень.



Рис. 5.3 Рентгенологічна картина пацієнта С., до та після оперативного втручання

На другий день після операції пацієнтка у супроводі лікаря ходила за допомогою ходунків, з частковим навантаженням на оперовану кінцівку.

Виписана із стаціонару на 11 та 8 добу після операцій відповідно. При динамічному спостереженні з 3 місяців після другої операції, хвора повністю соціально реабілітована та повернулась до звичного способу життя: біль, кульгавість та обмеження в дистанції руху – відсутні, користується тростинкою для тривалих прогулянок. Оцінка за шкалою Харріса – 92 бали (відмінно) SF-36 відмінно. Метою застосування навігаційної системи було визначення місця розташування спилу стегнової кістки та місце обробки западини.

Клінічний приклад 2. Пацієнтка П. № історії хвороби 598384. Поступила у відділення травматології та ортопедії дорослих ДУ «ІТО НАМНУ» зі скаргами на біль в обох кульшових суглобах, обмеження рухів. Встановлено діагноз: Асептичний некроз голівок стегнових кісток з обох боків. Апластична анемія, стадія ремісії. В анамнезі: Зі слів мами біль у кульшових суглобах (почергово) почав турбувати в 2018 р. лютий (на 4 день введення Тімоглобуліну), квітень приєднався біль у колінних суглобах та пацієнтка не пересувалась. Через 2 роки почала навантаження з ходунками. Лікувалась за місцем проживання гіпсуванням. Об'єктивно: пересувається за допомогою ходунків, ходьба змінена. Видимих вісьових викривлень верхніх та нижніх кінцівок немає, контури суглобів не змінені, рухи у суглобах верхніх кінцівок задовільні та безболісні. Вигини хребта та рухи у

поперековому відділі незначно обмежені та чутливі. Трофічних та чутливих розладів немає.

07.12.2023 було виконано тотальне ендопротезування правого кульшового суглоба безцементним ендопротезом. 07.05.24 було виконано тотальне ендопротезування лівого кульшового суглоба безцементним ендопротезом. Післяопераційний період протікав без ускладнень. На другий день після операції пацієнтка у супроводі лікаря ходила за допомогою ходунків, з частковим навантаженням на оперовану кінцівку. Виписана із стаціонару на 6 та 7 добу після операції відповідно.

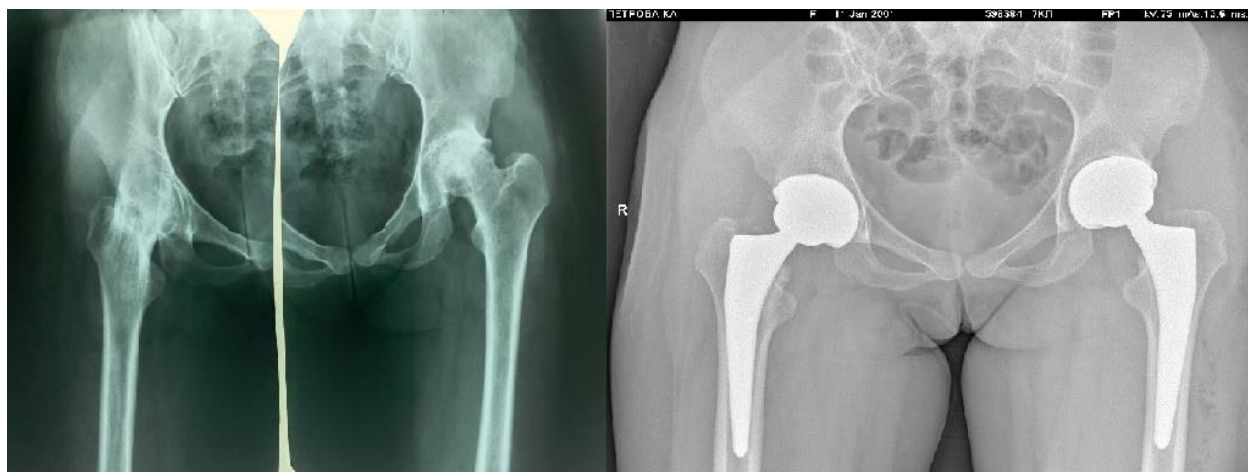


Рис. 5.4. Рентгенологічна картина пацієнта П., до та після оперативного втручання

При динамічному спостереженні з 3 місяців після другої операції, хвора повністю соціально реабілітована та повернулась до звичного способу життя: біль, кульгавість та обмеження в дистанції руху – відсутні, не користується додатковими засобами опори. Оцінка за шкалою Харріса – 92 бали (відмінно), SF-36 відмінно.

Метою застосування навігаційної системи було визначення місця розташування спилу стегнової кістки та місце обробки западини та виставлення коректних кутів інклінації, антеверсії та відновлення центру ротації кульшового суглоба.

Клінічний приклад 3. Пацієнтка Н. № історії хвороби 601302. Поступила у відділення травматології та ортопедії дорослих ДУ «ІТО НАМНУ» зі скаргами на біль та обмеження рухів в обох кульшових суглобах. Було встановлено діагноз:

Коксартроз внаслідок дисплазії, двобічний 4 ст. В анамнезі: Хворіє з дитинства. У віці 10 років в ДУ «ІТО НАМНУ» виконувались оперативні втручання на двох кульшових суглобах з остеотомією стегнових кісток. Звернулась в ДУ "ІТО НАМНУ" для хірургічного лікування. Ортопедичний статус: Пересувається самостійно, без допомоги сторонніх та інших додаткових предметів, накульгуючи на обидві нижні кінцівки. Фізіологічні вигини хребта збережені. В в/3 обох стегон по латеральній поверхні післяопераційні рубці завдовжки 10,0 см, безболісні, втягнуті. В кульшовому суглобі рухи обмежені за рахунок больового синдрому. Ознак порушення іннервації та кровопостачання на момент огляду не відмічається. На рентгенографіях від 22.02.2024 р.- двосторонній диспластичний коксартроз 4 ст. 28.05.2024 було виконано тотальне ендопротезування правого кульшового суглоба безцементним ендопротезом з кістковою пластикою даху западини. 09.10.2024 було виконано тотальне ендопротезування лівого кульшового суглоба безцементним ендопротезом.

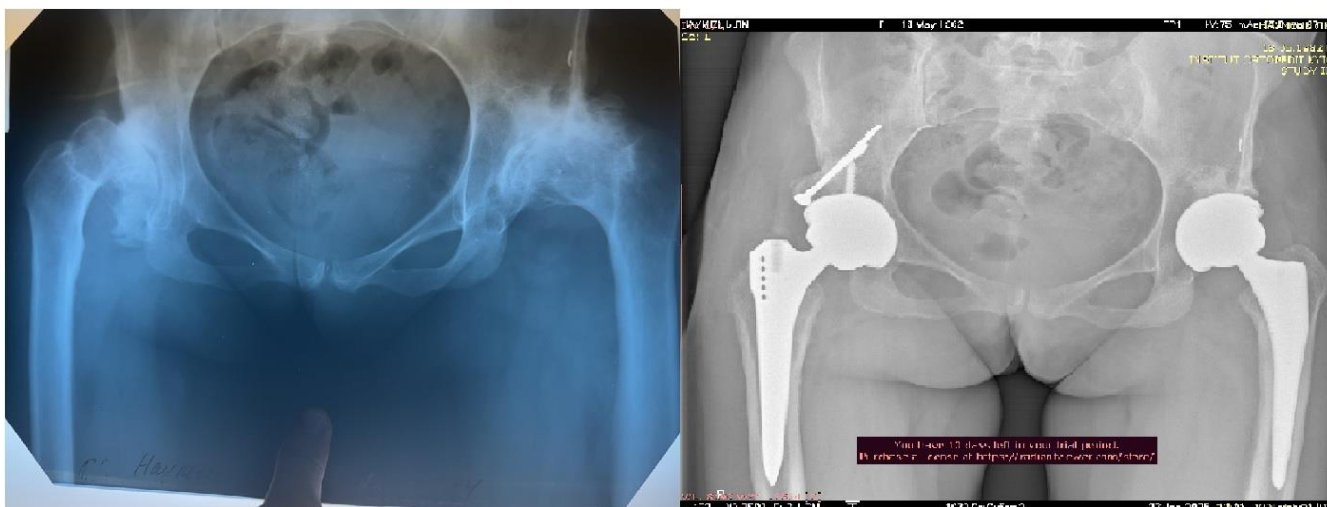


Рис. 5.5 Рентгенологічна картина пацієнта Н., до та після оперативного втручання

Післяопераційний період протікав без ускладнень. На другий день після операції пацієнтка у супроводі лікаря ходила за допомогою ходунків, з частковим навантаженням на оперовану кінцівку. Виписана із стаціонару на 9 добу після операції в двох госпіталізаціях. При динамічному спостереженні з 3 місяців після другої операції, хвора повністю соціально реабілітована та повернулась до звичного способу життя: біль, кульгавість та обмеження в дистанції руху – відсутні,

не користується додатковими засобами опори. Оцінка за шкалою Харріса – 92 бали (відмінно) SF-36 відмінно. Метою застосування навігаційної системи було визначення місця розташування спилу стегнової кістки та місце обробки западини та виставлення коректних кутів інклінації та антеверсії з відновленням центру ротації кульшового суглоба.

РОЗДІЛ 6

ВАЖЛИВІСТЬ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Реабілітація є ключовим компонентом у структурі комплексного хірургічного лікування пацієнтів, яким було виконано тотальне ендопротезування кульшового суглоба[107]. Незважаючи на високий рівень розвитку оперативних технік, сучасні конструкції ендопротезів і широке впровадження малоінвазивних підходів, саме етап післяопераційного функціонального відновлення визначає кінцевий успіх лікування. Успішно проведене ендопротезування без належної реабілітації часто не забезпечує відновлення повної активності пацієнта, а подекуди супроводжується розвитком ускладнень, зокрема м'язових контрактур, нестабільності ендопротеза, порушення ходи, асиметрії довжини нижніх кінцівок тощо[108].

Основна мета післяопераційної реабілітації полягає у якнайшвидшому поверненні пацієнта до функціонально активного способу життя, з урахуванням його індивідуальних анатомо-фізіологічних особливостей, вікових чинників, супутньої патології, рівня фізичної підготовки та побутових чи професійних вимог. Відновлення функціональної здатності оперованого суглоба охоплює широкий спектр завдань — від забезпечення стабільності імплантата, формування правильної біомеханіки суглоба та укріплення м'язів навколо нього — до створення умов для тривалої безрецидивної експлуатації ендопротеза[109].

Окремої уваги заслуговує психоемоційний компонент процесу реабілітації. Пацієнти після ТЕПКС часто мають тривалі обмеження в пересуванні, залежність від сторонньої допомоги, що супроводжується тривогою, депресією, страхом перед рухами або падіннями. Системна реабілітація, за участі мультидисциплінарної команди (хірург, фізіотерапевт, реабілітолог, психолог), дозволяє зменшити психологічну напругу, сформувати позитивну мотивацію до активної участі в лікуванні, а відтак — покращити функціональні результати[110].

Ефективна, структурована, поетапна реабілітаційна програма після ендопротезування дозволяє в середньому вдвічі скоротити терміни повернення пацієнта до самостійного пересування, суттєво знизити ризик розвитку тромбоемболічних ускладнень, профілакувати контрактури та м'язову атрофію[108].

Не менш важливим є вплив реабілітації на довготривалу стабільність та функціонування імплантата. Адекватне відновлення м'язової сили, покращення координації та правильний розподіл навантаження на суглобовий компонент сприяють зменшенню ризику передчасного зношування поліетиленових вкладишів, мікрорухомості компонентів та розвитку асептичного розхитування. Доведено, що активне м'язове навантаження в ранньому післяопераційному періоді стимулює ремоделювання кісткової тканини в ділянці фіксації ендопротеза, підвищуючи його первинну стабільність, особливо при безцементних фіксаціях.

Нормалізація ходи — один із центральних орієнтирів реабілітації, оскільки відновлення симетричного та енергоефективного стереотипу руху запобігає перенавантаженню контралатерального суглоба, хребта та колін. При цьому використання біомеханічного аналізу ходи та індивідуальних протоколів корекції рухових порушень має значний потенціал для підвищення ефективності реабілітації.

Забезпечення належної якості життя після ТЕПКС нерозривно пов'язане з рівнем фізичної активності, можливістю самостійного пересування, участі в соціальному житті, відсутністю болю та впевненістю у стабільності імплантата. Саме комплексна реабілітація формує основу для довготривалого функціонального ефекту хірургічного втручання.

Таким чином, у сучасній парадигмі ортопедичної хірургії реабілітація перестає бути другорядним етапом, а визнається ключовим фактором, що забезпечує якісний результат лікування. Вона повинна бути не лише формально призначеною, а глибоко інтегрованою в хірургічний маршрут пацієнта — від підготовки до операції до фінального етапу соціальної реінтеграції.

Основною метою реабілітації є відновлення функціональної незалежності пацієнта.

Серед ключових завдань можна виділити:

зменшення болю і набряку;

профілактику тромбозів та контрактур;

покращення амплітуди рухів у кульшовому суглобі;

зміцнення м'язів тазового поясу й нижніх кінцівок;

відновлення ходи та координації рухів;

адаптація до нових біомеханічних умов після імплантації ендопротеза [4].

Реабілітаційний процес поділяється на декілька послідовних етапів, кожен з яких має чітко визначені завдання (табл. 6.1).

Таблиця 6.1.

Етапи реабілітації після ТЕПКС

Етап	Тривалість	Основні завдання
Ранній післяопераційний	1–14 днів	Знеболення, профілактика тромбозів, дихальна гімнастика, пасивні рухи
Пізній післяопераційний	2–6 тижнів	Активізація, тренування ходи з опорою, ізометричні вправи
Відновний	6 тижнів – 3 міс	ЛФК, робота з тренажерами, збільшення обсягу рухів
Пізній	3–12 міс	Соціальна та професійна адаптація, ерготерапія

Комплекс реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування кульшового суглоба виконує не лише допоміжну, але й фундаментальну роль у забезпеченні повноцінного функціонального відновлення пацієнта. На сучасному етапі розвитку ортопедії та фізичної медицини, реабілітація розглядається як складна біо-психо-

соціальна технологія, що базується на поєднанні фізичних, медичних, психологічних та соціальних втручань, спрямованих на відновлення здоров'я, активності та якості життя пацієнта після хірургічного втручання.

Фізичні вправи та інші терапевтичні методи, що застосовуються в рамках реабілітації, позитивно впливають на трофіку м'язів, сухожилів, капсули суглоба та шкіри. Посилення локальної мікроциркуляції в оперованій кінцівці сприяє швидшому усуненню запальних метаболітів, активує доставку кисню та поживних речовин до тканин, що зазнали травматичного впливу під час операції. Як наслідок, відбувається не лише регенерація ушкоджених структур, а й зниження післяопераційного болю та набряку.

Окремої уваги заслуговує відновлення м'язового тону та м'язової маси, що часто втрачається внаслідок передопераційного гіподинамічного режиму та інтраопераційної травми. Заняття лікувальною фізкультурою (ЛФК), ізометричні вправи, електростимуляція та поступово зростаюче динамічне навантаження активують глибокі стабілізуючі м'язи тазового поясу та проксимального відділу стегна (зокрема, *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus*, *m. iliopsoas*), які є критичними для стабільної ходи та запобігання вивихам.

Систематичне виконання реабілітаційних програм сприяє формуванню компенсаторних механізмів, які дозволяють організму адаптуватися до змінених біомеханічних умов, що виникають після імплантації ендопротеза. Завдяки цьому пацієнт набуває нових моторних навичок, відновлює симетричність ходи, навчається контролювати рухи без надмірного навантаження на ендопротез та суміжні суглоби.

Важливо наголосити, що регулярне дотримання програми фізичних вправ є ключовим фактором профілактики післяопераційних ускладнень. Зокрема, підвищення м'язової активності та корекція рухових стереотипів знижують ризик розвитку: нестабільності ендопротеза, пов'язаної з недостатньою м'язовою підтримкою; вивихів, зумовлених порушенням координації або надмірними рухами у крайових положеннях; м'язово-фасціальних контрактур, які обмежують обсяг рухів і деформують положення суглоба; асиметрії довжини нижніх кінцівок,

яка може сформуватися через неадекватну роботу опорного апарату та порушення осьового навантаження. Крім того, реабілітаційне навантаження сприяє фізіологічному ремоделюванню кісткової тканини в зоні інтеграції імплантата. Особливо це важливо при безцементних ендопротезах, де стабільність конструкції значною мірою залежить від процесів остеоінтеграції. Динамічні механічні імпульси під час руху стимулюють остеобластичну активність, покращують щільність і структуру кістки, що оточує компоненти ендопротеза, тим самим зменшуючи ризик мікрорухомості, розхитування або резорбції. Таким чином, реабілітація після ТЕПКС не тільки пришвидшує відновлення функції та повернення до активності, але й забезпечує довготривалу стабільність імплантата шляхом впливу на тканинні, м'язові, нейромоторні та біомеханічні механізми. Ігнорування або недостатня інтенсивність реабілітаційного етапу значно підвищує ймовірність післяопераційних проблем, зменшує клінічну ефективність втручання та може призводити до незадоволеності пацієнта результатами лікування.

Сучасні підходи до реабілітації після тотального ендопротезування кульшового суглоба

Порівняння міжнародних протоколів реабілітації та українських рекомендацій: Enhanced Recovery After Surgery (ERAS): Міжнародна концепція ERAS охоплює весь периопераційний період, включаючи оптимізацію доопераційної підготовки і прискорену післяопераційну реабілітацію. У разі ендопротезування кульшового суглоба ERAS-протокол передбачає багатокomпонентні заходи: детальну освіту пацієнта перед операцією, оптимізацію знеболення (опіоїд-зберігаючі мультимодальні методики, регіонарна анестезія), мінімізацію інвазивності (за можливості), профілактику анемії та тромбозів, а головне – ранню мобілізацію. Дослідження і консенсус ERAS Society підкреслюють, що пацієнта слід піднімати на ноги в день операції або найближчим часом – це суттєво зменшує тривалість стаціонарного перебування і ризики від іммобілізації (гіперінсулінемії, атрофії м'язів, тромбоемболії тощо). Виписка здійснюється за чіткими критеріями

готовності (незалежне пересування, самообслуговування тощо) часто уже на 1–2 добу після операції. Перевагою ERAS є прискорене відновлення функції, менша кількість ускладнень і скорочення перебування в стаціонарі без погіршення результатів. Спільними рисами ERAS з іншими сучасними протоколами є акцент на ранньому відновленні рухів і мультимодальній реабілітації[111]. Рекомендації AAOS (Американська академія ортопедичних хірургів): AAOS не пропонує єдиного стандартизованого «швидкого» протоколу, проте сучасна практика в США також направлена до ранньої активізації пацієнтів після тотального ендопротезування кульшового суглоба. У клінічних настановах AAOS та AANKS зазначається необхідність фізичної терапії розпочати якнайшвидше після операції, застосовувати повне навантаження на кінцівку і вчити пацієнта вправам для збільшення амплітуди рухів і зміцнення м'язів стегна вже у перші дні. Для заднього хірургічного доступу AAOS традиційно рекомендує профілактику вивихів суглоба – так звані «запобіжні заходи для кульшового суглоба» (hip precautions), що включають уникнення гіперфлексії $>90^\circ$, аддукції і внутрішньої ротації стегна протягом ~6 тижнів після операції. Однак при передньому доступі таких обмежень може не бути. Американські протоколи також наголошують на профілактиці тромбозів (еластична компресія, рання ходьба, за потреби антикоагулянти) та контролі болю для забезпечення участі пацієнта в реабілітації. Загалом принципи AAOS збігаються з міжнародними: швидке відновлення незалежності в побуті, навчання безпечних прийомів рухів і поступове повернення до активності. Кінцевою метою є повернення пацієнта до повноцінного життя – з можливістю без обмежень ходити, керувати автомобілем та займатися низькоударними видами спорту (плавання, їзда на велосипеді, гольф, танці тощо). Протокол NICE (Великобританія): Національний інститут охорони здоров'я і вдосконалення меддопомоги (NICE) у настанові №157 (2020) щодо ендопротезування суглобів рекомендує розпочинати реабілітацію в день операції, якщо це можливо, але не пізніше 24 годин після неї. Це базується на доказах, що навіть декілька годин виграшу у початку фізичної терапії дають клінічно значуще скорочення перебування в стаціонарі (~ на 10 годин) та знижують частоту реадмісій. У

протоколах Великобританії наголос робиться на безперервності реабілітаційного процесу: мультидисциплінарна команда (лікар-ортопед, фізіотерапевт, ерготерапевт, медсестра) спільно готує пацієнта до виписки, навчає навичкам самообслуговування (одягання, гігієна), безпечним технікам пересування (використання ходунків, милиць, підйом сходами). Перед випискою обов'язково оцінюються потреби подальшої реабілітації – пацієнта скеровують на амбулаторну фізіотерапію або програми домашніх вправ, а за необхідності – забезпечують соціальну підтримку на період відновлення. Переваги підходу NICE – стандартизований, економічно ефективний шлях ведення пацієнта, який гарантує раннє відновлення рухової активності та підготовку до повернення додому з мінімальним ризиком ускладнень. Спільні риси з ERAS: рання мобілізація, критерії виписки, профілактика болю і ускладнень; відмінність – у детально прописаній системі охоплення після виписки (зв'язок стаціонару з громадськими реабілітаційними службами NHS) [112].

Українські клінічні рекомендації: В Україні реабілітація після ендопротезування кульшового суглоба поступово імплементує засади доказової медицини та міжнародний досвід. Історично вітчизняна практика припускала дещо довший стаціонарний етап та реабілітацію в спеціалізованих санаторіях. Нині провідні ортопедичні центри України впроваджують елементи ERAS: пацієнтів активізують вже в першу добу після операції, застосовують сучасні методи знеболення і профілактики тромбозів (механічна компресія – пресотерапія, низькомолекулярні гепарини). Загальні принципи українських рекомендацій збігаються з зарубіжними: ранній початок ЛФК, поступове нарощування навантаження на ногу, тренування ходьби з допоміжними засобами (ходунки, милиці) з переходом на тростину та самостійну ходу, навчання пацієнта вправам для зміцнення м'язів стегна і відновлення обсягу рухів, дотримання запобіжних заходів від вивиху (особливо при задньому доступі) та профілактика ускладнень (дихальні вправи, кріотерапія на прооперовану ділянку для зменшення набряку). Відмінності можуть полягати у матеріально-технічній базі: впровадження новітніх технологій (MR, телереабілітації, робототехніки) в Україні наразі обмежене. В цілому ж українські

фахівці підтримують сучасну парадигму “якнайшвидше повернення до активності” і розробляють власні алгоритми фізичної терапії після ТЕПКС, інтегруючи проблемно-орієнтований підхід, мультидисциплінарність та безперервну оцінку ефективності втручань[113].

Загальний висновок щодо протоколів: Усі розглянуті міжнародні протоколи мають спільну мету – максимально прискорити функціональне відновлення після ендопротезування кульового суглоба при збереженні безпеки пацієнта. Спільні риси: рання активізація (в межах 24 год), акцент на навчанні пацієнта (правила поведінки з ендопротезом, домашні вправи), профілактика ускладнень (тромбоемболія, інфекція, контрактури), мультимодальне знеболення для комфортного відновлення. Основні відмінності стосуються деталей реалізації: час початку реабілітації (ERAS/NICE – вже в день операції), тривалість стаціонару (ERAS скорочує до 1–2 діб, тоді як традиційно могло бути 5–7 діб), наявність формальних “запобіжних рухових обмежень” (в США та Україні при задньому доступі рекомендують уникати певних рухів, у Європі підхід більш ліберальний залежно від стабільності ендопротеза), а також організація подальшої реабілітації (в деяких країнах – структура домашніх візитів фізіотерапевта чи реабілітаційних центрів, в інших – програми самостійних вправ з дистанційним моніторингом). Кожен протокол має свої переваги: ERAS – доведено зменшує біль і прискорює виписку; NICE – забезпечує системний підхід і спадкоємність допомоги; рекомендації AAOS – гнучкі, орієнтовані на результат (відновлення активності без болю); українські підходи – враховують локальні можливості і поступово впроваджують світові стандарти. Таким чином, сучасна реабілітація після ТЕПКС у світі переходить від пасивного відлежування до активного відновлення за чітким алгоритмом, що доводить свою ефективність у покращенні функціональних результатів пацієнтів. Сучасні технології, інтегровані у реабілітаційний процес

Сучасна фізична реабілітація активно впроваджує новітні технології, які підвищують ефективність відновлення після ендопротезування суглобів. Нижче розглянуто ключові технологічні інновації та їх клінічну ефективність:

Сенсорні системи зворотного зв'язку: Різноманітні датчики і біофідбек-системи допомагають пацієнту коригувати техніку рухів у режимі реального часу. Наприклад, використання сенсорних устілок з тисковими датчиками та візуальним зворотним зв'язком сприяє правильному розподілу ваги на оперовану кінцівку при ходьбі. Біомеханічний біофідбек може також реалізовуватися через EMG-біофідбек – датчики, що реєструють активність м'язів і допомагають пацієнту свідомо включати потрібні м'язові групи. Додання EMG-біофідбеку до стандартних вправ потенційно покращує активацію м'язів, хоча ефективність може залежати від інтенсивності базової програми, системи баланс-тренування на платформі з датчиками, «розумні» ходунки, що сигналізують про правильність кроку, носимі трекери рухів (інерційні сенсори) для відстеження амплітуди згинання кульшовому суглобі та коліна. Отже, сенсорні технології (датчики руху, тиску, електроміографії) забезпечують об'єктивний контроль виконання вправ і дозволяють точніше дозувати навантаження[114].

Біомеханічний моніторинг: Під цим поняттям розуміють комплексне відстеження ключових параметрів руху і навантаження на суглоб. Сучасні реабілітаційні центри використовують системи 3D-аналізу ходи та постави, платформні динамометри, інерційні датчики для оцінки швидкості ходьби, довжини кроку, балансу. Це дозволяє кількісно оцінювати прогрес – наприклад, збільшення обсягу рухів у кульшовому суглобі по градусах, симетрії опорної фази кроку, сили відштовхування оперованої ноги тощо. Біомеханічний моніторинг тісно пов'язаний із сенсорними системами: зібрані дані передаються терапевту, і програма може автоматично підлаштовувати складність вправ. Клінічна ефективність проявляється у персоналізації реабілітації – вправи призначаються з урахуванням виявлених дефіцитів конкретного пацієнта. Біомеханічний підхід підвищує безпеку – можна вчасно помітити перевантаження суглоба (через надмірну амплітуду чи асиметрію навантаження) і скоригувати програму.

Змішана реальність (MR): Технології MR залучають накладання цифрових зображень/інформації на реальний світ, що відкриває нові можливості у фізичній терапії. Для пацієнтів після ендопротезування кульшовому суглобі розробляються

MR-додатки, які підказують правильну техніку вправ: через камеру планшета або окуляри змішаної реальності пацієнт бачить, як саме потрібно рухати ногою, з якою амплітудою, і одразу отримує корекцію (наприклад, «підніміть коліно вище до позначки. У сфері суглобової реабілітації MR ще перебуває на етапі досліджень, але перші результати обнадійливі: баланс і функція кінцівок поліпшуються при поєднанні MR-занять зі стандартною фізіотерапією[115].

Роботизована механотерапія: Роботизовані пристрої для реабілітації беруть на себе частину фізичного навантаження або навпаки створюють додатковий опір, допомагаючи розробляти суглоб і м'язи. Після ендопротезування кульшового суглоба можуть використовуватися роботизовані ортези (екзоскелети) для тренування ходьби. Наприклад, роботизована система HAL (Hybrid Assistive Limb) – екзоскелет нижніх кінцівок з датчиками, що зчитують намір руху – застосована у перші дні після ендопротезування, здатна зменшити післяопераційний біль та поліпшити показники ходьби. Роботизовані тренажери можуть забезпечувати безпечну підтримку і повторюваність рухів – наприклад, система Lokomat® дозволяє ранню вертикалізацію і автоматизовані кроки на біговій доріжці з підтримкою ваги тіла, що корисно для ослаблених або літніх хворих. Інший напрямок – роботизовані пристрої для пасивної розробки суглоба (аналог СРМ-машин) або активної механотерапії: моторизовані велотренажери для ніг, які підлаштовують навантаження під пацієнта, або роботизовані системи для вправ на опір (розгинання/згинання кульшовому суглобі з заданим зусиллям). Клінічна ефективність роботизованої реабілітації проявляється у швидшому відновленні сили і діапазону рухів, особливо якщо пацієнт сам недостатньо активний. Огляд літератури підтвердив, що додавання роботів до програми реабілітації покращує функціональні результати у хворих після ендопротезування коліна чи кульшовому суглобі (хоча потрібні подальші дослідження для оцінки довгострокових ефектів). Приклади: екзоскелети (Cyberdyne HAL, ReWalk), роботизовані системи вправ для ноги (Physiomed ExoTrainer), тощо[116].

Таким чином, сучасні технології доповнюють традиційні методи реабілітації і роблять процес більш контрольованим, персоналізованим та інтерактивним.

Застосування телекомунікацій, сенсорів, MR і робототехніки дозволяє підвищити залученість пацієнта і, за даними перших досліджень, може покращити об'єктивні результати (швидкість ходьби, баланс, силу м'язів) без збільшення ризиків. Важливо, щоб впровадження цих технологій базувалося на доказах та супроводжувалося навчанням персоналу – тільки тоді новації перетворюються на реальне покращення якості реабілітації.

Структурований алгоритм реабілітації після ТЕПКС

На основі узагальнення сучасних рекомендацій ми сформуваємо покроковий алгоритм відновлення після тотального ендопротезування кульшового суглоба. Він охоплює послідовні фази реабілітації з визначеними цілями, заходами та критеріями прогресу:

Ранній післяопераційний етап (0–3 доба, стаціонар):

Завдання: захистити оперований суглоб, запобігти ускладненням та розпочати активацію пацієнта.

Заходи: вже через кілька годин після виходу з наркозу – дихальна гімнастика, рухи стопами (профілактика тромбозу), ізометричні напруження м'язів стегна і сідниць в ліжку. При стабільному стані – посадити пацієнта на ліжку в день операції. До кінця першої доби або на наступний ранок – допомогти встати біля ліжка з опорою на ходунки/милиці. Поступово ходьба по палаті, навчання пересаджуватись на стілець, у туалет з дотриманням запобіжних кутів згинання (не більше $\sim 90^\circ$ у кульшовому суглобі, якщо застосовні запобіжні заходи). Проводиться адекватне знеболення (НПЗП, парацетамол, при необхідності регіонарна блокада) для можливості рухів без сильного болю. Медперсонал навчає пацієнта правилам: як лягати та вставати з ліжка через здоровий бік, як користуватися ходунками, як сидіти (стілець з підлокітниками, стегно трохи вище коліна) та вставати з крісла, щоб не травмувати суглоб. Вправи на згинання-розгинання в коліні та кульшовому суглобі виконуються у ліжку в межах безболісної амплітуди (напр. ковзання п'ятою по поверхні ліжка). На 2–3 добу – тренування ходьби коридором, підйом і спуск сходами (крок за кроком, з допомогою поручнів та фізіотерапевта). Паралельно –

контроль рани, профілактика інфекції (антибіотики за показаннями), використання компресійних панчіх і/або механічної компресії ніг для профілактики тромбозу.

Критерії виписки: пацієнт у змозі самостійно вставати з ліжка і повертатися, ходити по рівній поверхні з мінімальною допомогою (на ходунках чи милицях), впевнено долає кілька сходинок. Він розуміє та дотримується інструкцій щодо безпечних рухів і вправ. Життєві показники стабільні, сильного болю немає, рана загоюється. Зазвичай до 3–4 доби цих критеріїв досягають, і хворого виписують додому або в реабілітаційне відділення.

Ранній відновний етап (1–2 тижні після операції, амбулаторно):

Завдання: продовжити відновлення рухливості суглоба, навчити пацієнта самостійно обслуговувати себе вдома, поступово збільшувати дальність ходьби.

Заходи: після виписки пацієнт виконує призначену домашню програму вправ щоденно. Як правило, це 2–3 рази на день комплекс: ізометричні вправи (напруження чотириголового м'яза стегна, сідничних м'язів), активні згинання-розгинання в кульшовому суглобі лежачи і сидячи, відведення ноги вбік, розминка колінного суглоба, розтягування підколінних м'язів. Рекомендовано продовжувати ходити з підтримкою (міліці/ходунок) стільки, скільки потрібно для безпеки – зазвичай перші ~10–14 днів. Поступово, коли покращується баланс, переходять на тростину. В цей період бажано хоча б 1–2 рази відвідати фізіотерапевта для контролю техніки вправ і корекції програми. Тривають заходи профілактики тромбозів (призначені антикоагулянти приймаються протягом ~10–14 діб або за схемою лікаря). Припухлість у ділянці операції зменшується завдяки застосуванню льоду (кріотерапія кілька разів на день по 15 хв). Шви або скоби знімають приблизно через 10–14 діб, після чого можна обережно починати рубцевий масаж для покращення еластичності рубця (за навчанням фізіотерапевта). Пацієнт вчиться сам одягати ортопедичні засоби (можливо, використовує пристрої для надягання шкарпеток, довгий ріжок для взуття – щоб не нахилятися вперед сильно). Ходьба: намагатися кілька разів на день проходити короткі відстані по дому,

кожного дня трохи збільшуючи дистанцію. Вправи можуть включати легкі балансові тренування біля опори (перенесення ваги з ноги на ногу, стоячи на місці). Очікуваний прогрес: наприкінці 2-го тижня – повне загоєння рани, відсутність гострого болю (лише помірний біль/дискомфорт при навантаженні). Об'єм згинання в кульшовому суглобі може сягнути $\sim 90^\circ$ (пацієнт сидить на стільці нормально), розгинання до нейтрального положення. М'язова сила стегна – хоча б 3/5 за шкалою MRC (дає змогу підняти пряму ногу невеликої висоти). Пацієнт у побуті рухається з мінімальною підтримкою, виконує всі базові самообслуговування (вмивання, одягання з адаптаціями). За дотримання цих умов можна відмінити милиці на користь тростини.

Середній відновний етап (2–6 тижнів після операції):

Завдання: збільшення сили м'язів навколо кульшового суглоба, відновлення повного обсягу рухів, перехід до ходьби без допомоги, тренування рівноваги та координації.

Заходи: фізична терапія інтенсифікується. Додаються вправи з опором: еластичні стрічки для відведення стегна, легкі навантаження на тренажерах (велотренажер без опору або мінімальний опір – для покращення згинання; тренажер для розгинання стегна стоячи). З 3–4 тижня корисно підключати ергометр (велотренажер): починати з часткових обертів педалей, поступово до повного циклу, без значного спротиву. Якщо є можливість – акватерапія: вправи в басейні (аквааеробіка для нижніх кінцівок) можуть розпочинатися після загоєння рани (~ 3 тижні) – вода зменшує навантаження і дозволяє раніше відпрацьовувати повну амплітуду рухів. Продовжуються розтяжки м'язів (чотириголовий, підколінний сухожилок, литковий м'яз) для відновлення гнучкості. Баланс-тренування: стояння на одній нозі (спочатку на оперованій з підтримкою, потім і на здоровій), ходьба боком, назад, вправи на балансувальній подушці або нестійкій поверхні під наглядом терапевта. До кінця 4–6 тижня більшість пацієнтів вже можуть ходити без тростини на короткі відстані по рівній поверхні; важливо відпрацьовувати нормальну ходу без кульгання – можливо, спочатку з тростиною, доки кульгавість

не зникне. Якщо кульгавість триває – варто ще зміцнювати відвідні м'язи стегна (вправи «мушля» лежачи на боці, підйом прямої ноги лежачи на боці).

Критерії переходу до наступного етапу: достатня сила м'язів (що дозволяє впевнено тримати рівновагу на оперованій нозі ~10 сек), обсяг рухів у кульшовому суглобі наближається до норми (згинання хоча б 110–120°, розгинання 0°, відведення ~70–80% від здорового боку). Хода без допомоги можлива по дому та на вулиці з мінімальним кульганням. Біль мінімальний, контролюється лише періодичним прийомом НПЗП або не потребує анальгетиків у спокої.

Пізній відновний етап (6–12 тижнів після операції):

Завдання: повернення до повсякденної активності на більш високому рівні, підготовка до рекреаційних фізичних навантажень, максимально можливе відновлення сили і витривалості.

Заходи: знявши більшість обмежень, пацієнт може виконувати повноцінну програму тренувань. Додаються вправи на тренування функціональної витривалості: ходьба по доріжці або на відкритому повітрі поступово збільшується до 20-30 хв без перерви (в зручному темпі). Легкий біг підтюпцем зазвичай ще не рекомендується до 12 тижня, але швидка ходьба – так. Вправи: присідання до 90° (за умови відсутності болю), випади вперед і вбік (спочатку з підтримкою, потім самостійно), підйоми на сходинку (step-up) на невелику висоту з поступовим збільшенням висоти платформи. Продовжують вправи на баланс – більш складні (стійка на одній нозі з заплющеними очима, ходьба по лінії, тренування на нестійких платформах). Можна виконувати тренування в спортзалі з невеликими вагами: розгинання стегна на тренажері, відведення на блоці, прес ноги (leg press) з помірною вагою – під контролем інструктора, уникаючи осьового ударного навантаження. В цей період багато пацієнтів повертаються до водіння автомобіля (приблизно після 8 тижнів, якщо це ліва нога або автоматична коробка, та лікар дав дозвіл). Також можна відновлювати плавання (після 6–8 тиж, коли м'язи достатньо зміцніли для безпечних рухів). Якщо професія пацієнта не пов'язана з важкою фізичною працею, можливе поступове повернення до роботи між 8 і 12 тижнем.

Очікувані результати до 3 місяців: пацієнт вільно ходить без допоміжних засобів, у тому числі по сходах (можливо, тримаючись за поручень для безпеки). Амплітуда рухів у кульшовому суглобі близька до нормальної для даної особи (згинання $\sim 120^\circ$ чи більше, повне розгинання, відведення достатнє для нормальної ходьби). Сила м'язів відновлена на $\sim 80\%$ від норми або більше. Біль практично відсутній, лише дискомфорт при дуже тривалому навантаженні. Пацієнт повернувся до більшості повсякденних справ і низькоінтенсивних спортивних занять (велосипед, плавання, гольф, легкі походи).

Довгостроковий етап (3–6 місяців і далі):

Завдання: повна соціально-трудова реабілітація, збереження досягнутих результатів, профілактика ускладнень ендопротеза в довгостроковому періоді.

Заходи: після 3 місяців більшість пацієнтів з тотальним ендопротезом кульшовому суглобі можуть поступово повертатися навіть до помірно активних видів спорту. Рекомендуються вправи на підтримання сили і витривалості: продовжити домашню програму ЛФК 3–4 рази на тиждень або відвідувати тренажерний зал/групові заняття лікувальною фізкультурою. Хорошим вибором є скандинавська ходьба, плавання, йога з адаптаціями, пілатес – все, що покращує гнучкість і силу, не перевантажуючи суглоб ударними навантаженнями. Від бігу на довгі дистанції та стрибків слід утримуватися (ризик зношування імпланту), як і від контактних спортивів. Лікар проводить планові огляди (наприклад, через 3 та 6 місяців після операції, потім щорічно) – оцінюється функція суглоба, положення імпланту (рентген-контроль). Пацієнту рекомендується підтримувати нормальну вагу тіла і м'язовий тонус, щоб забезпечити довговічність ендопротеза. Кінцевий результат: через 6 місяців – максимально можливе відновлення функції; багато хто забуває про оперований суглоб у повсякденному житті, займається звичними справами без болю. За умови правильної реабілітації і дотримання рекомендацій ендопротез служить 15–20 років і більше, дозволяючи пацієнту вести активний спосіб життя. Висновок до алгоритму: Реабілітація після ТЕПКС – це поетапний процес, який вимагає координації між хірургом, реабілітологом та самим пацієнтом. Ключові

принципи сучасного алгоритму: ранній початок, інтенсивність, індивідуалізація і безперервність. Кожен наступний етап настає тоді, коли пацієнт досяг критеріїв готовності на попередньому (наприклад, достатня сила і рівновага для відмови від тростини, загоєння рани для початку водної терапії тощо). Така структурування забезпечує безпеку (покрокове навантаження без перевищення можливостей) і ефективність – пацієнт поступово повертається до високої якості життя, якої можна досягти після ендопротезування кульшового суглоба за умови правильно проведеної реабілітації. Дуже влучно зазначено, що успіх операції ендопротезування на 50% залежить від майстерності хірурга, а на 50% – від грамотно спланованої та виконаної реабілітації. Сучасні підходи і технології дають змогу значно покращити результати і повернути пацієнтів до активного життя в коротші строки, що підтверджують як клінічні настанови, так і численні дослідження та метааналізи останніх років.

Узагальнення

Реабілітація після тотального ендопротезування кульшового суглоба є не лише завершальним етапом лікування, але й критично важливою складовою, що визначає довготривалі функціональні результати та якість життя пацієнта. Вона повинна розглядатись як інтегральна частина мультидисциплінарного лікувального процесу, яка починається вже до операції і триває декілька місяців після неї.

Сучасні підходи до реабілітації базуються на принципах доказової медицини, включають ранню активізацію, індивідуалізацію навантаження, залучення мультидисциплінарної команди, а також застосування новітніх технологій – від телереабілітації до біомеханічного моніторингу та змішаної реальності. Такий підхід дозволяє не лише скоротити строки відновлення, але й покращити кінцеві функціональні результати, зменшити частоту ускладнень та підвищити тривалість служби імплантата.

Порівняння міжнародних протоколів (ERAS, AAOS, NICE) з українською практикою засвідчує спільне прагнення до максимально раннього повернення

пацієнта до активного життя. При цьому успішна реабілітація ґрунтується не лише на технічному забезпеченні, а й на високому рівні міждисциплінарної взаємодії, клінічному досвіді, та активній участі самого пацієнта.

Оцінка ефективності реабілітації повинна здійснюватися комплексно, із використанням валідованих клінічних шкал, функціональних тестів, інструментальних методів та суб'єктивних оцінок пацієнта. Безперервний моніторинг результатів дозволяє своєчасно коригувати реабілітаційну програму та індивідуалізувати підхід до кожного хворого.

Таким чином, комплексна, етапна, науково обґрунтована реабілітація є не менш важливою, ніж саме хірургічне втручання. Вона визначає ступінь повернення пацієнта до звичного способу життя, працездатності та соціальної інтеграції. Впровадження сучасних реабілітаційних стратегій має стати пріоритетом для національної ортопедичної практики задля досягнення високих стандартів у лікуванні патології кульшового суглоба.

Комплексна, поетапна, індивідуалізована реабілітація є ключовим компонентом успішного відновлення після ТЕПКС. Її значення полягає не лише у функціональному покращенні, але й у мінімізації ризиків ускладнень, підвищенні тривалості служби імплантата та покращенні якості життя пацієнта. З урахуванням сучасних підходів та технологій реабілітація перетворюється на важливу, доказово обґрунтовану частину інтегрованої системи ортопедичної допомоги.

АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Дисертація присвячена дослідженню ефективності застосування навігаційної системи змішаної реальності для складного первинного ендопротезування кульшового суглоба. Враховуючи складність даного оперативного втручання у пацієнтів з вираженими анатомічними змінами, розробка нових методів планування та імплантації має критично важливе значення для покращення довготривалих результатів лікування. У роботі проведено аналіз післяопераційних результатів 119 пацієнтів, яким виконано 151 оперативне втручання з тотального ендопротезування кульшового суглоба. Оцінювалися не лише безпосередні результати втручання, а й віддалені показники стабільності ендопротеза, функціональності кінцівки та рівня задоволеності пацієнтів проведеним лікуванням. Впровадження нових технологій у галузі ортопедичної хірургії має на меті покращення точності встановлення імплантів та мінімізацію післяопераційних ускладнень, які можуть впливати на якість життя пацієнтів у майбутньому.

Однією з головних проблем ендопротезування кульшового суглоба є точне відтворення анатомічної структури суглоба та забезпечення правильного положення компонентів імплантата. Особливо це актуально у пацієнтів із вродженими чи набутими деформаціями, такими як диспластичний коксартроз, посттравматичні зміни, наслідки запальних захворювань чи ятрогенні ускладнення після попередніх оперативних втручань. Використання традиційних методів імплантації часто супроводжується похибками у позиціонуванні компонентів ендопротеза, що може призводити до асептичної нестабільності, різниці довжини кінцівок, імпіджмент-синдрому, обмеження рухливості та інших ускладнень. Саме тому застосування навігаційних систем, зокрема змішаної реальності, є перспективним підходом для забезпечення високої точності втручання.

У рамках цього дослідження було розроблено навігаційну систему на основі технології змішаної реальності, яка використовує окуляри HoloLens 2. Вона

дозволяє поєднувати передопераційне 3D-моделювання з реальним анатомічним положенням пацієнта під час операції, що значно підвищує точність встановлення ендопротеза. Програмне забезпечення, розроблене для даної системи, дає змогу в режимі реального часу синхронізувати віртуальну модель тазу та кульшового суглоба з операційним полем, мінімізуючи ризики зміщення компонентів через положення тазу. Передопераційне моделювання виконувалося в програмному забезпеченні Slicer3D, що дозволило створити модель кульшового суглоба, з урахуванням усіх анатомічних особливостей пацієнта.

Порівняльний аналіз двох груп пацієнтів – тих, кому було виконано традиційне ендопротезування без використання навігаційної системи, та тих, кому операцію виконували із застосуванням змішаної реальності, – продемонстрував значні переваги нового підходу. У дослідній групі, де використовувалася навігаційна система, спостерігалось суттєве зменшення варіабельності імплантації, що сприяло більш точному відновленню анатомічних параметрів суглоба. Оцінка післяопераційних результатів за допомогою шкал SF-36 та Harris Hip Score показала покращення функціональних показників у пацієнтів, які пройшли ендопротезування з використанням навігації. Зокрема, було зменшено ризик нестабільності ендопротеза, різниці довжини кінцівок та інших ускладнень, які часто виникають при традиційному підході.

Особливу увагу в дослідженні приділено біомеханічному аналізу змін центру ротації кульшового суглоба після ендопротезування. Було змодельовано вплив різних варіантів зміщення центру ротації на функціональність колінного суглоба. Використання математичних моделей та 3D-симуляцій дозволило оцінити розподіл навантажень на нижню кінцівку залежно від зміни параметрів імплантації. Це дослідження підкреслює важливість збереження оптимального положення ендопротеза, оскільки будь-яке зміщення може впливати не лише на стабільність кульшового суглоба, а й на функцію інших суглобів нижньої кінцівки.

Практичне значення дослідження полягає у впровадженні технологій змішаної реальності в хірургічну практику ортопедичних відділень. Використання навігаційної системи дозволяє підвищити точність оперативного втручання,

мінімізувати кількість інтраопераційних помилок та покращити якість післяопераційної реабілітації. Ця методика особливо актуальна для пацієнтів із вираженими анатомічними деформаціями, де традиційні методи імплантації не завжди дають змогу досягти оптимального положення компонентів ендопротеза. Впровадження технологій змішаної реальності відкриває нові можливості у персоналізованому плануванні оперативного втручання, що є ключовим фактором успішного довготривалого результату лікування.

Отже, результати дослідження довели ефективність навігаційної системи змішаної реальності у процесі ендопротезування кульшового суглоба. Використання цієї технології дозволяє значно покращити точність імплантації, знизити ризик ускладнень та покращити функціональні показники пацієнтів. Надалі цей підхід може бути розширений на інші сфери ортопедичної хірургії, зокрема для ревізійного ендопротезування, де точність імплантації відіграє ще більшу роль. Подальші дослідження та вдосконалення програмного забезпечення для змішаної реальності сприятимуть подальшому розвитку цієї технології та її широкому впровадженню в клінічну практику.

ВИСНОВКИ

У результаті проведеного дослідження розроблено інноваційну навігаційну систему для ендопротезування кульшового суглоба, яка має низку ключових переваг, що дозволяють підвищити точність хірургічного втручання, зменшити кількість післяопераційних ускладнень та покращити функціональні результати лікування пацієнтів.

1. Встановлено, що застосування навігаційної системи змішаної реальності при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба у пацієнтів зі складною анатомією дозволяє значно підвищити точність позиціонування компонентів ендопротеза, порівняно з класичним методом «freehand». У дослідній групі частка правильного розташування ацетабулярного компонента в межах безпечної зони становила 93,10%, проти 72,13% у контрольній групі ($p=0,032$).

2. Розроблено і впроваджено експериментальну навігаційну систему на основі гарнітури HoloLens 2, яка поєднує 3D-моделювання, комп'ютерну томографію та змішану реальність. Запропоновано уніфікований протокол синхронізації фізичного тіла пацієнта з віртуальною 3D-моделлю, що дозволяє хірургу точно візуалізувати анатомічні орієнтири в режимі реального часу.

3. Математичне моделювання у середовищі SolidWorks показало, що зміщення центру ротації кульшового суглоба в латеральному напрямку призводить до істотного зростання навантаження на медіальний виросток великогомілкової кістки: при зміщенні на 2 мм — 21,735 Н×м, на 4 мм — 44,033 Н×м, на 6 мм — 69,975 Н×м, а при зміщенні на 8 мм — 120,25 Н×м, що у десятки разів перевищує нормальні значення. Це підтверджує необхідність точного відновлення центру ротації під час ендопротезування для запобігання вторинній патології колінного суглоба.

4. Передопераційне планування з урахуванням індивідуального нахилу таза виявилось критичним фактором точності установки ацетабулярного компонента. Було встановлено, що при нахилі таза до 40° значно змінюється візуальна геометрія таза, що вимагає корекції кутів імплантації і підбору типу ендопротеза. Нехтування

цим фактором збільшує ризик асептичної нестабільності та передчасного зносу протеза.

5 . Інтраопераційне використання навігаційної системи змішаної реальності дозволяє компенсувати зміну положення таза під час операції завдяки накладанню віртуальної 3D-моделі на реальні анатомічні орієнтири. Це дозволяє уникнути похибки позиціонування під час усіх етапів установки імплантатів, пов'язаних з його ротацією, без застосування додаткових фіксаторів.

6. Результати функціональної оцінки лікування за шкалою Harris Hip Score були вищими у групі з використанням навігації: 93.13 ± 5.99 проти 86.23 ± 9.90 у контрольній групі. За шкалою SF-36 також зафіксовано перевагу — $79,1 \pm 4,5$ у дослідній групі проти $76,0 \pm 4,0$ у пацієнтів без навігації. Обидві різниці є статистично значущими ($p < 0,05$).

7. Запропонована система не лише демонструє високу точність, а й є доступною, безпечною, та адаптованою для практичного використання в ортопедичних центрах третинного рівня. Вона не потребує складних роботизованих платформ і може бути рекомендована для широкого впровадження в практику при ендопротезуванні пацієнтів зі складною анатомією кульшового суглоба.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Корж М.О. Сучасний стан проблеми ендопротезування суглобів в Україні/М.О. Корж, В. А. Філіпенко, В.О.Танькут//Біль, суглоби, хребет. – 2012. – № 1 (05). – С. 10–12.
2. Ferguson RJ, Palmer AJ, Taylor A, Porter ML, Malchau H, Glyn-Jones S. Hip replacement. *Lancet*. 2018 Nov 3;392(10158):1662-1671. doi: 10.1016/S0140-6736(18)31777-X. PMID: 30496081.
- 3 Amanatullah DF, Cheung Y, Di Cesare PE. Hip resurfacing arthroplasty: a review of the evidence for surgical technique, outcome, and complications. *Orthop Clin North Am*. 2010 Apr;41(2):263-72. doi: 10.1016/j.ocl.2010.01.002. PMID: 20399365.
4. Leslie IJ, Williams S, Isaac G, Ingham E, Fisher J. High cup angle and microseparation increase the wear of hip surface replacements. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Sep;467(9):2259-65. doi: 10.1007/s11999-009-0830-x. Epub 2009 Apr 11. PMID: 19363640; PMCID: PMC2866926.
5. Siddiqi A, Horan T, Molloy RM, Bloomfield MR, Patel PD, Piuze NS. A clinical review of robotic navigation in total knee arthroplasty: historical systems to modern design. *EFORT Open Rev*. 2021 Apr 1;6(4):252-269. doi: 10.1302/2058-5241.6.200071. PMID: 34040803; PMCID: PMC8142596.
6. Inaba Y, Kobayashi N, Ike H, Kubota S, Saito T. The current status and future prospects of computer-assisted hip surgery. *J Orthop Sci*. 2016 Mar;21(2):107-15. doi: 10.1016/j.jos.2015.10.023. Epub 2016 Feb 2. PMID: 26850921.
7. Staats K, Kubista B, Windhager R. Herausforderungen in der primären Hüftendoprothetik [Challenges in Primary Total Hip Arthroplasty]. *Z Orthop Unfall*. 2019 Aug;157(4):445-460. German. doi: 10.1055/a-0736-3649. Epub 2019 Aug 17. PMID: 31421652.
8. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA, Malchau H. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Feb;469(2):319-29. doi: 10.1007/s11999-010-1487-1. PMID: 20717858; PMCID: PMC3018230.

9. Saxler G, Marx A, Vandevelde D, Langlotz U, Tannast M, Wiese M, Michaelis U, Kemper G, Grützner PA, Steffen R, von Knoch M, Holland-Letz T, Bernsmann K. The accuracy of free-hand cup positioning--a CT based measurement of cup placement in 105 total hip arthroplasties. *Int Orthop*. 2004 Aug;28(4):198-201. doi: 10.1007/s00264-004-0542-5. Epub 2004 May 15. PMID: 15309327; PMCID: PMC3456929.
10. Murphy WS, Yun HH, Hayden B, Kowal JH, Murphy SB. The Safe Zone Range for Cup Anteversion Is Narrower Than for Inclination in THA. *Clin Orthop Relat Res*. 2018 Feb;476(2):325-335. doi: 10.1007/s11999.00000000000000051. PMID: 29529664; PMCID: PMC6259696.
11. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty*. 1998 Aug;13(5):530-4. doi: 10.1016/s0883-5403(98)90052-3. PMID: 9726318.
12. Sculco PK, Austin MS, Lavernia CJ, Rosenberg AG, Sierra RJ. Preventing Leg Length Discrepancy and Instability After Total Hip Arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2016;65:225-41. PMID: 27049193.
13. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. 1978 Mar;60(2):217-20. PMID: 641088.
14. Weber, M. The impact of standard combined anteversion definitions on gait and clinical outcome within one year after total hip arthroplasty [Text] / M. Weber, T. Weber, M. Woerner, B. Craiovan, M. Worlicek, S. Winkler, J. Grifka, T. Renkawitz // *Int Orthop*. – 2015. – N. 39. – P. 2323–2333
15. Renkawitz, T. Impingement-free range of movement, acetabular component cover and early clinical results comparing ‘femur-first’ navigation and “conventional” minimally invasive total hip arthroplasty: a randomised controlled trial [Text] / T. Renkawitz, M. Weber, H.R. Springorum, E. Sendtner, M. Woerner, K. Ulm, T. Weber, J. Grifka // *Bone Jt J*. – 2015. – N. 97. – P. 890–898.
16. Nakashima Y, Hirata M, Akiyama M, Itokawa T, Yamamoto T, Motomura G, Ohishi M, Hamai S, Iwamoto Y. Combined anteversion technique reduced the dislocation in

- cementless total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2014 Jan;38(1):27-32. doi: 10.1007/s00264-013-2091-2. Epub 2013 Sep 13. PMID: 24026219; PMCID: PMC3890140.
17. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Jan;467(1):119-27. doi: 10.1007/s11999-008-0598-4. Epub 2008 Nov 1. PMID: 18979146; PMCID: PMC2600986.
18. Kazunari Kuroda The value of computed tomography based navigation in revision total hip arthroplasty [Text] / Kazunari Kuroda, Tamon Kabata, Toru Maeda // *International Orthopaedics*. – 2013. - DOI 10.1007/s00264-013-2166-0.
18. Greidanus NV, Chihab S, Garbuz DS, Masri BA, Tanzer M, Gross AE, Duncan CP. Outcomes of minimally invasive anterolateral THA are not superior to those of minimally invasive direct lateral and posterolateral THA. *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Feb;471(2):463-71. doi: 10.1007/s11999-012-2603-1. PMID: 23073706; PMCID: PMC3549154.
19. Eftekhary N, Shimmin A, Lazennec JY, et al. A systematic approach to the hip-spine relationship and its application to total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019;101-B(7):808–816. doi:10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1188.R1.
20. York PJ, McGee Jr AW, Dean ChS. Pelvic organ involvement and postoperative total hip arthroplasty dislocation in patients with lumbar spinal fusion. *Int Orthop*. 2018;42:2301–2306. doi:10.1007/s00264-018-3955-2.
21. Di Gioia AM, Hafez MA, Jaramaz B, et al. Functional pelvic orientation measured from lateral standing and sitting radiographs. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;453:272–276. doi:10.1097/01.blo.0000238862.92356.45.
22. Lembeck B, Mueller O, Reize P, Wuelker N. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate. *Acta Orthop*. 2005;76:517–523. doi:10.1080/17453670510041501.
23. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:119–127. doi:10.1007/s11999-008-0598-4.
24. Greidanus NV, Chihab S, Garbuz DS, Masri BA, Tanzer M, Gross AE, Duncan CP. Outcomes of minimally invasive anterolateral THA are not superior to those of minimally

invasive direct lateral and posterolateral THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2013 Feb;471(2):463-71. doi: 10.1007/s11999-012-2603-1. PMID: 23073706; PMCID: PMC3549154.

25. Shoji Nishio Adjustment of leg length using imageless navigation THA software without a femoral tracker [Text] / Shoji Nishio, Shigeo Fukunishi, Tomokazu Fukui // *J Orthop Sci.* – 2011. – N. 16. – P. 171–176.

26. Williamson JA, Reckling FW. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1978 Jul-Aug;(134):135-8. PMID: 729230.

27. Ranawat CS, Rodriguez JA. Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1997 Jun;12(4):359-64. doi: 10.1016/s0883-5403(97)90190-x. PMID: 9195310.

28. Desai AS, Dramis A, Board TN. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: a review of literature. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2013 Dec;6(4):336-41. doi: 10.1007/s12178-013-9180-0. PMID: 23900834; PMCID: PMC4094096.

29. Nossa JM, Muñoz JM, Riveros EA, Rueda G, Márquez D, Pérez J. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: comparison of 3 intraoperative measurement methods. *Hip Int.* 2018 May;28(3):254-258. doi: 10.5301/hipint.5000577. Epub 2017 Jan 12. PMID: 29192732.

30. Kayani B, Pietrzak J, Donaldson MJ, Konan S, Haddad FS. Treatment of limb length discrepancy following total hip arthroplasty. *Br J Hosp Med (Lond).* 2017 Nov 2;78(11):633-637. doi: 10.12968/hmed.2017.78.11.633. PMID: 29111811.

31. Vorimore C, Innmann M, Mavromatis S, Speirs A, Verhaegen JCF, Merle C; Ottawa Arthroplasty Group; Grammatopoulos G. Impact of Offset and Leg Length on Functional Outcomes Post-Total Hip Arthroplasty: How Accurate Should Coronal Reconstruction Be? *J Arthroplasty.* 2024 Sep;39(9S2):S332-S339.e2. doi: 10.1016/j.arth.2024.06.017. Epub 2024 Jun 18. PMID: 38897260.

32. Hasegawa K, Kabata T, Kajino Y, Inoue D, Tsuchiya H. Periprosthetic Occult Fractures of the Acetabulum Occur Frequently During Primary THA. *Clin Orthop Relat*

- Res. 2017 Feb;475(2):484-494. doi: 10.1007/s11999-016-5138-z. Epub 2016 Oct 31. PMID: 27800574; PMCID: PMC5213950.
33. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertil P, Marchetti E, Stindel E. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 May;95(3):210-9. doi: 10.1016/j.otsr.2009.03.010. Epub 2009 May 6. PMID: 19423418.
34. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z. Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Feb;469(2):429-36. doi: 10.1007/s11999-010-1554-7. PMID: 20844997; PMCID: PMC3018189.
35. Rüdiger HA, Guillemin M, Latypova A, Terrier A. Effect of changes of femoral offset on abductor and joint reaction forces in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Nov;137(11):1579-1585. doi: 10.1007/s00402-017-2788-6. Epub 2017 Sep 13. PMID: 28905107.
36. McWilliams AB, Douglas SL, Redmond AC, Grainger AJ, O'Connor PJ, Stewart TD, Stone MH. Litigation after hip and knee replacement in the National Health Service. *Bone Joint J.* 2013 Jan;95-B(1):122-6. doi: 10.1302/0301-620X.95B1.30908. PMID: 23307685.
37. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005 Jun;20(4):414-20. doi: 10.1016/j.arth.2004.01.016. PMID: 16124955.
38. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am.* 1979 Jul;61(5):639-52. PMID: 457709.
39. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865-9. PMID: 7593096.
40. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res.*

2009 Nov;467(11):2895-900. doi: 10.1007/s11999-009-0845-3. Epub 2009 May 2. PMID: 19412648; PMCID: PMC2758973.

41. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Jul;(388):125-34. doi: 10.1097/00003086-200107000-00019. PMID: 11451111.

42. Flecher X, Parratte S, Brassart N, Aubaniac JM, Argenson JN. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J Arthroplasty*. 2008 Dec;23(8):1189-96. doi: 10.1016/j.arth.2007.10.008. Epub 2008 Mar 4. PMID: 18534475.

43. Karachalios T, Hartofilakidis G, Zacharakis N, Tsekoura M. A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 Nov;(296):140-7. PMID: 8222417.

44. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1996 Jul;78(7):1004-14. doi: 10.2106/00004623-199607000-00004. PMID: 8698717.

45. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1980 Oct;62(7):1059-65. PMID: 7430191.

46. Stans AA, Pagnano MW, Shaughnessy WJ, Hanssen AD. Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 Mar;(348):149-57. PMID: 9553547.

47. Kurtz WB, Ecker TM, Reichmann WM, Murphy SB. Factors affecting bony impingement in hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Jun;25(4):624-34.e1-2. doi: 10.1016/j.arth.2009.03.024. Epub 2009 Jun 25. PMID: 19559561.

48. Loughhead JM, Chesney D, Holland JP, McCaskie AW. Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Feb;87(2):163-6. doi: 10.1302/0301-620x.87b2.15151. PMID: 15736735.

49. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res*.

- 2009 Nov;467(11):2895-900. doi: 10.1007/s11999-009-0845-3. Epub 2009 May 2. PMID: 19412648; PMCID: PMC2758973.
50. Flecher X, Parratte S, Brassart N, Aubaniac JM, Argenson JN. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J Arthroplasty*. 2008 Dec;23(8):1189-96. doi: 10.1016/j.arth.2007.10.008. Epub 2008 Mar 4. PMID: 18534475.
51. Baghdadi YM, Larson AN, Sierra RJ. Restoration of the hip center during THA performed for protrusio acetabuli is associated with better implant survival. *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Oct;471(10):3251-9. doi: 10.1007/s11999-013-3072-x. Epub 2013 May 24. PMID: 23703532; PMCID: PMC3773116.
52. Bjarnason JA, Reikeras O. Changes of center of rotation and femoral offset in total hip arthroplasty. *Ann Transl Med*. 2015 Dec;3(22):355. doi: 10.3978/j.issn.2305-5839.2015.12.37. PMID: 26807410; PMCID: PMC4701526.
53. Nieschk C, Abelman-Brockmann J, Lisitano L, Fenwick A, Röttinger H, Ecker M, Mayr E, Röttinger T. Clinical effects of different center of rotation reconstructions in total hip arthroplasty after femoral neck fractures: a cohort study including a follow-up analysis on patient's mobility and daily living ability. *J Orthop Traumatol*. 2023 Nov 9;24(1):58. doi: 10.1186/s10195-023-00738-y. PMID: 37946089; PMCID: PMC10635998.
54. Lerner Z.F., DeMers M.S., Delp S.L., et al. 2015. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *J. Biomech*. 48, 644–650.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929014007179>
55. Mendis M.D., Wilson S.J., Hayes D.A., et al. 2020. Hip muscle atrophy in patients with acetabular labral joint pathology. *Clinical Anatomy*. 3(4), 538-44.
56. Abolghasemian M, Samiezadeh S, Jafari D, Bougherara H, Gross AE, Ghazavi MT. Displacement of the hip center of rotation after arthroplasty of Crowe III and IV

- dysplasia: a radiological and biomechanical study. *J Arthroplasty*. 2013 Jun;28(6):1031-5. doi: 10.1016/j.arth.2012.07.042. Epub 2013 Mar 28. PMID: 23541865.
57. Rajpura A, Asle SG, Ait Si Selmi T, Board T. The accuracy of restoration of femoral head centre of rotation in the anteroposterior plane after uncemented total hip arthroplasty : a CT-based study. *Bone Joint Res*. 2022 Mar;11(3):180-188. doi: 10.1302/2046-3758.113.BJR-2021-0378.R2. PMID: 35343251; PMCID: PMC8963361.
58. Benson JR, Govindarajan M, Muir JM, Lamb IR, Sculco PK. Surgical Approach and Reaming Depth Influence the Direction and Magnitude of Acetabular Center of Rotation Changes During Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2020 Jun 17;6(3):414-421. doi: 10.1016/j.artd.2020.04.003. PMID: 32577487; PMCID: PMC7305266.
59. Messer-Hannemann P, Bätz J, Lampe F, Klein A, Püschel K, Campbell GM, Morlock M. The influence of cavity preparation and press-fit cup implantation on restoring the hip rotation center. *Clin Biomech (Bristol)*. 2019 Mar;63:185-192. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.006. Epub 2019 Mar 20. PMID: 30913461.
60. Marsh M, Newman S. Trends and developments in hip and knee arthroplasty technology. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2021 Feb 8;8:2055668320952043. doi: 10.1177/2055668320952043. PMID: 33614108; PMCID: PMC7874345.
61. Bjarnason JA, Reikeras O. Changes of center of rotation and femoral offset in total hip arthroplasty. *Ann Transl Med*. 2015 Dec;3(22):355. doi: 10.3978/j.issn.2305-5839.2015.12.37. PMID: 26807410; PMCID: PMC4701526.
62. Benson JR, Govindarajan M, Muir JM, Lamb IR, Sculco PK. Surgical Approach and Reaming Depth Influence the Direction and Magnitude of Acetabular Center of Rotation Changes During Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2020 Jun 17;6(3):414-421. doi: 10.1016/j.artd.2020.04.003. PMID: 32577487; PMCID: PMC7305266.
63. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R, Wan Z. Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Feb;469(2):429-36. doi: 10.1007/s11999-010-1554-7. PMID: 20844997; PMCID: PMC3018189.
64. Kanawade V, Dorr LD, Banks SA, Zhang Z, Wan Z. Precision of robotic guided instrumentation for acetabular component positioning. *J Arthroplasty*. 2015 Mar;30(3):392-7. doi: 10.1016/j.arth.2014.10.021. Epub 2014 Oct 22. PMID: 25453633.

65. Clavé A, Fazilleau F, Cheval D, Williams T, Lefèvre C, Stindel E. Comparison of the reliability of leg length and offset data generated by three hip replacement CAOS systems using EOS™ imaging. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Oct;101(6):647-53. doi: 10.1016/j.otsr.2015.07.006. Epub 2015 Aug 20. PMID: 26300455.
66. Epstein NJ, Woolson ST, Giori NJ. Acetabular component positioning using the transverse acetabular ligament: can you find it and does it help? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Feb;469(2):412-6. doi: 10.1007/s11999-010-1523-1. PMID: 20737303; PMCID: PMC3018210.
67. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA, Malchau H. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Feb;469(2):319-29. doi: 10.1007/s11999-010-1487-1. PMID: 20717858; PMCID: PMC3018230.
68. Stephen B. Murphy, Anil O. Thomas, Smart mechanical navigation: Assuring cup positioning, *Seminars in Arthroplasty*, Volume 25, Issue 2, 2014, 135-139, ISSN 1045-4527, <https://doi.org/10.1053/j.sart.2014.04.016>.
69. Murayama T, Ohnishi H, Mori T, Okazaki Y, Sujita K, Sakai A. A novel non-invasive mechanical technique of cup and stem placement and leg length adjustment in total hip arthroplasty for dysplastic hips. *Int Orthop.* 2015 Jun;39(6):1057-64. doi: 10.1007/s00264-014-2613-6. Epub 2014 Dec 9. PMID: 25488511.
70. Murayama T, Ohnishi H, Mori T, Okazaki Y, Sujita K, Sakai A. A novel non-invasive mechanical technique of cup and stem placement and leg length adjustment in total hip arthroplasty for dysplastic hips. *Int Orthop.* 2015 Jun;39(6):1057-64. doi: 10.1007/s00264-014-2613-6. Epub 2014 Dec 9. PMID: 25488511.
71. Kiyohara M, Hamai S, Shiimoto K, Harada S, Harada T, Motomura G, Ikemura S, Fujii M, Kawahara S, Nakashima Y. Does accelerometer-based portable navigation provide more accurate and precise cup orientation without prosthetic impingement than conventional total hip arthroplasty? A randomized controlled study. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2022 Jun;17(6):1007-1015. doi: 10.1007/s11548-022-02592-5. Epub 2022 Mar 26. PMID: 35347564.

72. Jennings JM, Randell TR, Green CL, Zheng G, Wellman SS. Independent Evaluation of a Mechanical Hip Socket Navigation System in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2016 Mar;31(3):658-61. doi: 10.1016/j.arth.2015.09.052. Epub 2015 Oct 9. PMID: 26614747.
73. Grammatopoulos G, Alvand A, Monk AP, Mellon S, Pandit H, Rees J, Gill HS, Murray DW. Surgeons' Accuracy in Achieving Their Desired Acetabular Component Orientation. *J Bone Joint Surg Am*. 2016 Sep 7;98(17):e72. doi: 10.2106/JBJS.15.01080. PMID: 27605697.
74. Snijders T, van Gaalen SM, de Gast A. Precision and accuracy of imageless navigation versus freehand implantation of total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Int J Med Robot*. 2017 Dec;13(4). doi: 10.1002/rcs.1843. Epub 2017 May 29. PMID: 28556582.
75. Bargar WL, Bauer A, Börner M. Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 Sep;(354):82-91. doi: 10.1097/00003086-199809000-00011. PMID: 9755767.
76. Dorr LD, Hishiki Y, Wan Z, Newton D, Yun A. Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement. *Iowa Orthop J*. 2005;25:1-9. PMID: 16089064; PMCID: PMC1888795.
77. Siebel T, Käfer W. Klinisches Outcome nach Roboter-assistierter versus konventionell implantierter Hüftendoprothetik: Prospektive, kontrollierte Untersuchung von 71 Patienten [Clinical outcome following robotic assisted versus conventional total hip arthroplasty: a controlled and prospective study of seventy-one patients]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2005 Jul-Aug;143(4):391-8. German. doi: 10.1055/s-2005-836776. PMID: 16118753.
78. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Koyama T, Nishihara S, Yoshikawa H, Ochi T. Comparison of fit and fill between anatomic stem and straight tapered stem using virtual implantation on the ORTHODOC workstation. *Comput Aided Surg*. 2001;6(5):290-6. doi: 10.1002/igs.10018. PMID: 11892005.

79. Subramanian P, Wainwright TW, Bahadori S, Middleton RG. A review of the evolution of robotic-assisted total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2019 May;29(3):232-238. doi: 10.1177/1120700019828286. PMID: 30963802.
80. Chen X, Xiong J, Wang P, Zhu S, Qi W, Peng H, Yu L, Qian W. Robotic-assisted compared with conventional total hip arthroplasty: systematic review and meta-analysis. *Postgrad Med J.* 2018 Jun;94(1112):335-341. doi: 10.1136/postgradmedj-2017-135352. Epub 2018 May 18. PMID: 29776983; PMCID: PMC5992373.
81. Kamath AF, Durbhakula SM, Pickering T, Cafferky NL, Murray TG, Wind MA Jr, Méthot S. Improved accuracy and fewer outliers with a novel CT-free robotic THA system in matched-pair analysis with manual THA. *J Robot Surg.* 2022 Aug;16(4):905-913. doi: 10.1007/s11701-021-01315-3. Epub 2021 Oct 28. Erratum in: *J Robot Surg.* 2022 Aug;16(4):915. doi: 10.1007/s11701-021-01347-9. PMID: 34709535; PMCID: PMC9314281.
82. Li C, Wang L, Perka C, Trampuz A. Clinical application of robotic orthopedic surgery: a bibliometric study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2021 Nov 22;22(1):968. doi: 10.1186/s12891-021-04714-7. PMID: 34809652; PMCID: PMC8609816.
83. DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, Simon DA, Morgan F, Moody JE, Nikou C, Colgan BD, Aston CA, Labarca RS, Kischell E, Kanade T. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355):8-22. doi: 10.1097/00003086-199810000-00003. PMID: 9917587.
84. Nogler M, Kessler O, Prassl A, Donnelly B, Streicher R, Sledge JB, Krismer M. Reduced variability of acetabular cup positioning with use of an imageless navigation system. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Sep;(426):159-63. doi: 10.1097/01.blo.0000141902.30946.6d. PMID: 15346068.
85. Tannast M, Langlotz F, Kubiak-Langer M, Langlotz U, Siebenrock KA. Accuracy and potential pitfalls of fluoroscopy-guided acetabular cup placement. *Comput Aided Surg.* 2005 Sep-Nov;10(5-6):329-36. doi: 10.3109/10929080500379481. PMID: 16410235.

86. Dennler C, Jaberg L, Spirig J, Agten C, Götschi T, Färnstahl P, Farshad M. Augmented reality-based navigation increases precision of pedicle screw insertion. *J Orthop Surg Res*. 2020 May 14;15(1):174. doi: 10.1186/s13018-020-01690-x. PMID: 32410636; PMCID: PMC7227090.
87. Kriechling P, Roner S, Liebmann F, Casari F, Färnstahl P, Wieser K. Augmented reality for base plate component placement in reverse total shoulder arthroplasty: a feasibility study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021 Sep;141(9):1447-1453. doi: 10.1007/s00402-020-03542-z. Epub 2020 Jul 26. PMID: 32715400; PMCID: PMC8354932.
88. Condino S, Cutolo F, Cattari N, Colangeli S, Parchi PD, Piazza R, Ruinato AD, Capanna R, Ferrari V. Hybrid Simulation and Planning Platform for Cryosurgery with Microsoft HoloLens. *Sensors (Basel)*. 2021 Jun 29;21(13):4450. doi: 10.3390/s21134450. PMID: 34209748; PMCID: PMC8272062.
89. Simone M, Galati R, Barile G, Grasso E, De Luca R, Cartanese C, Lomonaco R, Ruggieri E, Albano A, Rucci A, Grassi G. Remote mentoring in laparotomic and laparoscopic cancer surgery during Covid-19 pandemic: an experimental setup based on mixed reality. *Med Educ Online*. 2021 Dec;26(1):1996923. doi: 10.1080/10872981.2021.1996923. PMID: 34713779; PMCID: PMC8567891.
90. Vles MD, Terng NCO, Zijlstra K, Mureau MAM, Corten EML. Virtual and augmented reality for preoperative planning in plastic surgical procedures: A systematic review. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2020 Nov;73(11):1951-1959. doi: 10.1016/j.bjps.2020.05.081. Epub 2020 May 26. PMID: 32622713.
91. García-Sevilla M, Moreta-Martinez R, García-Mato D, Pose-Diez-de-la-Lastra A, Pérez-Mañanes R, Calvo-Haro JA, Pascau J. Augmented Reality as a Tool to Guide PSI Placement in Pelvic Tumor Resections. *Sensors (Basel)*. 2021 Nov 24;21(23):7824. doi: 10.3390/s21237824. PMID: 34883825; PMCID: PMC8659846.
92. Tu P, Gao Y, Lungu AJ, Li D, Wang H, Chen X. Augmented reality based navigation for distal interlocking of intramedullary nails utilizing Microsoft HoloLens 2. *Comput Biol Med*. 2021 Jun;133:104402. doi: 10.1016/j.compbimed.2021.104402. Epub 2021 Apr 15. PMID: 33895460.

93. Loughhead JM, Chesney D, Holland JP, McCaskie AW. Comparison of offset in Birmingham hip resurfacing and hybrid total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Feb;87(2):163-6. doi: 10.1302/0301-620x.87b2.15151. PMID: 15736735.
94. Yeh KL, Wu TY, Ma HH, Hou SM, Liaw CK. Ellipse method for measuring Liaw's anteversion of the acetabular component after total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020 Oct 8;21(1):667. doi: 10.1186/s12891-020-03669-5. PMID: 33032565; PMCID: PMC7545546.
95. Lee GC, Lee SH, Kang SW, Park HS, Jo S. Accuracy of planar anteversion measurements using anteroposterior radiographs. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Dec 5;20(1):586. doi: 10.1186/s12891-019-2979-0. PMID: 31805912; PMCID: PMC6896281.
96. Cho HS, Park MS, Gupta S, Han I, Kim HS, Choi H, Hong J. Can Augmented Reality Be Helpful in Pelvic Bone Cancer Surgery? An In Vitro Study. *Clin Orthop Relat Res.* 2018 Sep;476(9):1719-1725. doi: 10.1007/s11999-0000000000000233. PMID: 30794209; PMCID: PMC6259783.
97. Schwendner M, Ille S, Wostrack M, Meyer B. Evaluating a cutting-edge augmented reality-supported navigation system for spinal instrumentation. *Eur Spine J.* 2024 Jan;33(1):282-288. doi: 10.1007/s00586-023-08011-w. Epub 2023 Nov 14. PMID: 37962688.
98. Pose-Díez-de-la-Lastra A, Ungi T, Morton D, Fichtinger G, Pascau J. Real-time integration between Microsoft HoloLens 2 and 3D Slicer with demonstration in pedicle screw placement planning. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2023 Nov;18(11):2023-2032. doi: 10.1007/s11548-023-02977-0. Epub 2023 Jun 13. PMID: 37310561; PMCID: PMC10589185.
99. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Ohzono K, Yoshikawa H. Measurements of pelvic flexion angle using three-dimensional computed tomography. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Jun;(411):140-51. doi: 10.1097/01.blo.0000069891.31220.fd. PMID: 12782869.
100. Miki H, Kyo T, Sugano N. Anatomical hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty with a large change in pelvic inclination. *J Arthroplasty.* 2012

Oct;27(9):1641-1650.e1. doi: 10.1016/j.arth.2012.03.002. Epub 2012 Apr 20. PMID: 22521398.

101. Steppacher SD, Kowal JH, Murphy SB. Improving cup positioning using a mechanical navigation instrument. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Feb;469(2):423-8. doi: 10.1007/s11999-010-1553-8. PMID: 20852974; PMCID: PMC3018200.

102. Suda K, Ito T, Miyasaka D, Imai N, Minato I, Endo N. Cup implantation accuracy using the HipCOMPASS mechanical intraoperative support device. *Springerplus*. 2016 Jun 18;5(1):784. doi: 10.1186/s40064-016-2503-z. PMID: 27386270; PMCID: PMC4912536.

103. Yang X, Narasimhan S, Luo M, Thompson RC, Chambless LB, Morone PJ, He L, Dawant BM, Miga MI. Development and evaluation of a "trackerless" surgical planning and guidance system based on 3D Slicer. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2019 Jul;6(3):035002. doi: 10.1117/1.JMI.6.3.035002. Epub 2019 Sep 4. PMID: 31528660; PMCID: PMC6732664.

104. McLawhorn AS, Nam D, McArthur BA, Cross MB, Su EP. Preoperative templating and its intraoperative applications for hip resurfacing arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2012 Dec;41(12):E157-62. PMID: 23431529.

105. Chai Y, Boudali AM, Jenkins E, Maes V, Walter WL. Advances in imaging for pre-surgical planning in hip resurfacing arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2024 Oct;110(6):103908. doi: 10.1016/j.otsr.2024.103908. Epub 2024 May 19. PMID: 38768810.

106. Гайко, Г., Галузинський, О., Нізалов, Т., Козак, Р., Заєць, В., & Черняк, П. (2020). Визначення залежності форми прогресування коксартрозу від варіанту вертикальної пози хворих на тазостегново-поперековий синдром. *TERRA ORTHOPAEDICA*, (1(104), 48-54. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2020-104-1-48-5>

107. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969; 51:737–55.

108. Brazier J, Roberts J, Deverill M. The estimation of a preference-based measure of health from the SF-36. *J Health Econ.* 2002 Mar;21(2):271-92. doi: 10.1016/s0167-6296(01)00130-8. PMID: 11939242.
108. Khan F, Ng L, Gonzalez S, Hale T, Turner-Stokes L. Multidisciplinary rehabilitation programmes following joint replacement at the hip and knee in chronic arthropathy. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008 Apr 16;2008(2):CD004957. doi: 10.1002/14651858.CD004957.pub3. PMID: 18425906; PMCID: PMC8859927.
109. Rooks DS, Huang J, Bierbaum BE, Bolus SA, Rubano J, Connolly CE, Alpert S, Iversen MD, Katz JN. Effect of preoperative exercise on measures of functional status in men and women undergoing total hip and knee arthroplasty. *Arthritis Rheum.* 2006 Oct 15;55(5):700-8. doi: 10.1002/art.22223. PMID: 17013852.
110. Finch DJ, Martin BI, Franklin PD, Magder LS, Pellegrini VD Jr; PEPPER Investigators. Patient-Reported Outcomes Following Total Hip Arthroplasty: A Multicenter Comparison Based on Surgical Approaches. *J Arthroplasty.* 2020 Apr;35(4):1029-1035.e3. doi: 10.1016/j.arth.2019.10.017. Epub 2019 Oct 17. PMID: 31926776; PMCID: PMC8218222.
111. Wainwright TW, Gill M, McDonald DA, Middleton RG, Reed M, Sahota O, Yates P, Ljungqvist O. Consensus statement for perioperative care in total hip replacement and total knee replacement surgery: Enhanced Recovery After Surgery (ERAS®) Society recommendations. *Acta Orthop.* 2020 Feb;91(1):3-19. doi: 10.1080/17453674.2019.1683790. Epub 2019 Oct 30. Update in: *Acta Orthop.* 2020 Jun;91(3):363. doi: 10.1080/17453674.2020.1724674. PMID: 31663402; PMCID: PMC7006728.
112. National Guideline Centre (UK). Evidence review for inpatient hip and knee postoperative rehabilitation: Joint replacement (primary): hip, knee and shoulder: Evidence review P. London: National Institute for Health and Care Excellence (NICE); 2020 Jun. (NICE Guideline, No. 157.) Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK561415/>

113. Yavodchak, M. & Bakaliuk, T. & Stelmakh, Halyna. (2021). РЕАБІЛІТАЦІЙНІ ПІДХОДИ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВИХ СУГЛОБІВ. Медсестринство. 44-46. 10.11603/2411-1597.2020.4.11873.
114. Kokic T, Pavic R, Vuksanic M, Jelica S, Sumanovac A, Banic T, Ostović H, Sklempe Kokic I. Effects of Electromyographic Biofeedback-Assisted Exercise on Functional Recovery and Quality of Life in Patients after Total Hip Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. J Pers Med. 2023 Dec 15;13(12):1716. doi: 10.3390/jpm13121716. PMID: 38138943; PMCID: PMC10744500.
115. Vinolo Gil MJ, Gonzalez-Medina G, Lucena-Anton D, Perez-Cabezas V, Ruiz-Molinero MDC, Martín-Valero R. Augmented Reality in Physical Therapy: Systematic Review and Meta-analysis. JMIR Serious Games. 2021 Dec 15;9(4):e30985. doi: 10.2196/30985. PMID: 34914611; PMCID: PMC8717132.
116. Yoo JI, Oh MK, Lee SU, Lee CH. Robot-assisted rehabilitation for total knee or hip replacement surgery patients: A systematic review and meta-analysis. Medicine (Baltimore). 2022 Oct 7;101(40):e30852. doi: 10.1097/MD.00000000000030852. PMID: 36221411; PMCID: PMC9543030.

ДОДАТОК А

Анкета Ваше здоров'я та самопочуття: оцінка показники якості життя (SF-36 v2 Health survey)

П.І.П. _____ № іст _____ _ Номер анкети _____ Дата
ослідження _____

1. На Вашу думку, Ваше здоров'я взагалі є:

- ☐ Прекрасне . ☐ Дуже добре. ☐ Добре. ☐ Задовільне. ☐ Погане.

2. Як Ви в цілому оцінюєте Ваше здоров'я в даний час в порівнянні з тим, що було тиждень ТОМУ?

- ☐ Набагато краще, ніж тиждень тому.
- ☐ Трохи краще, ніж тиждень тому.
- ☐ Приблизно так само, як і тиждень тому.
- ☐ Трохи гірше, ніж тиждень тому.
- ☐ Набагато гірше, ніж тиждень тому.

Наступні питання стосуються Вашої діяльності впродовж звичайного дня.

3. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам виконувати надмірні зусилля, такі як біг, піднімання важких предметів, участь у спортивних змаганнях? Якщо перешкоджає, то наскільки?

- ☐ Так, дуже перешкоджає ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

4. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам виконувати помірну Фізичну діяльність, таку як пересування стола, миття підлоги (або підмітання), праця в городі або гра в бадмінтон? Якщо перешкоджає, то наскільки?

- ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

5. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам піднімати або носити сумки з продуктами? Якщо перешкоджає, то наскільки? '

- ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім

6. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам підніматися на декілька поверхів сходами? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

7. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам підніматися на один поверх сходами? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

8. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам нахилитись, стати навколішки, зігнутися? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

9. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам пройти більше одного кілометра? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

10. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам пройти декілька сотень метрів? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

11. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам пройти сто метрів? Якщо перешкоджає, то наскільки?

• ☐ Так, дуже перешкоджає. ☐ Так, трохи перешкоджає. ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

12. Чи Ваш стан здоров'я в даний час перешкоджає Вам самотійно митись та вдягатись? Якщо перешкоджає, то наскільки?

- ☐ Так, дуже перешкоджає.
- ☐ Так, трохи перешкоджає.
- ☐ Ні, не перешкоджає зовсім.

За останній тиждень наскільки часто у Вас виникали будь-які з наведених труднощів з виконанням своєї роботи або іншої щоденної діяльності?

13. Менше часу працювали чи займались іншою діяльністю через Ваш фізичний стан.

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

14. Зробили менше, ніж хотіли через Ваш Фізичний стан.

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу.

15. Були обмежені у деяких видах роботи чи іншої діяльності через Ваш Фізичний стан.

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

16. Мали труднощі у виконанні роботи чи іншої діяльності через Ваш фізичний стан (наприклад, витратили на неї більше зусиль).

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

17. Менше часу працювали чи займались іншою діяльністю внаслідок емоційних проблем (пригніченість, неспокій).

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

18. Зробили менше, ніж хотіли внаслідок емоційних проблем (пригніченість, неспокій).

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

19. Виконували роботу чи займались іншою діяльністю менш старанно, ніж звичайно внаслідок емоційних проблем (пригніченість, неспокій).

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

20. За останній тиждень наскільки Ваші проблеми із здоров'ям чи емоційним станом заважали Вашому звичайному спілкуванню з сім'єю, друзями, сусідами, колективом?

- ☐ Ніскільки не заважали. ☐ Дещо заважали. ☐ Помірно заважали. ☐ Значно заважали. ☐ Надзвичайно заважали.

21. Чи зазнали Ви фізичного болю за останній тиждень і в якій мірі?

- ☐ Ніякого. ☐ Дуже слабкого. ☐ Слабкого. ☐ Помірного. ☐ Сильного. ☐ Дуже сильного.

22. Наскільки за останній тиждень біль перешкоджав Вашій нормальній роботі (включаючи роботу за межами дому і домашню роботу)?

• ☐ Ніскільки не перешкоджав. ☐ Зовсім мало перешкоджав. ☐ Помірно перешкоджав. ☐ Значно перешкоджав. ☐ Надзвичайно перешкоджав.

Це питання стосується того, як Ви себе почували протягом останнього тижня. Будь ласка, дайте відповідь, яка найкраще описує Ваше самопочуття.

23. Скільки часу протягом останнього тижня Ви почувалися сповненим життя?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу.

24. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були дуже знервовані?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

25. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були настільки пригнічені, що ні з чого не раділи?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

26. Скільки часу протягом останнього тижня Ви почувалися спокійно та врівноважено?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

27. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були сповнені енергії?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

28. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були засмучені та пригнічені?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

29. Скільки часу протягом останнього тижня Ви почувалися виснаженим (виснаженою)?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

30. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були щасливі?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

31. Скільки часу протягом останнього тижня Ви були втомлені?

• ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

32. Як часто за останній тиждень Фізичний стан здоров'я або емоційні проблеми порушували Вашу соціальну активність (відвідування друзів, родичів тощо)?

- ☐ Увесь час. ☐ Більшість часу. ☐ Деякий час. ☐ Небагато часу. ☐ Ніколи.

33. Наскільки ВІРНЕ або НЕВІРНЕ є ствердження щодо Вас? Мені здається, що я можу захворіти легше ніж інші.

- ☐ Цілком вірне. ☐ Загалом вірне. ☐ Не знаю. ☐ Загалом невірне. ☐ Цілком невірне.

34. Наскільки ВІРНЕ або НЕВІРНЕ є ствердження щодо Вас? Моє здоров'я таке ж, як і в інших, кого я знаю.

- ☐ Цілком вірне. ☐ Загалом вірне. ☐ Не знаю. ☐ Загалом невірне. ☐ Цілком невірне.

35. Наскільки ВІРНЕ або НЕВІРНЕ є ствердження щодо Вас? Я передчуваю погіршення здоров'я.

- ☐ Цілком вірне. ☐ Загалом вірне. ☐ Не знаю. ☐ Загалом невірне. ☐ Цілком невірне.

36. Наскільки ВІРНЕ або НЕВІРНЕ є ствердження щодо Вас? Моє здоров'я прекрасне.

- ☐ Цілком вірне. ☐ Загалом вірне. ☐ Не знаю. ☐ Загалом невірне. ☐ Цілком невірне.

ДОДАТОК Б

Тематична карта хворого

Історія хвороби _____

П.І.П.: _____ Стать: ☐ жін. ☐ чол. Рік

народження: ____

Дата госпіталізації: _____ Дата виписки: _____

Адреса _____

Клінічний діагноз:

А. Деформуючий коксартроз

одно/двобічний/післятравматичний/ідіопатичний/анкілоз кульшового суглоба.

Б. Диспластичний коксартроз Одно/двобічний

В. Асептичний некроз головки стегнової кістки

однобічний/двобічний/післятравматичний/ідіопатичний

Г. Перелом шийки стегнової кістки

Д. Ревматоїдний артрит

Є. Інше _____

Анамнез: _____

Супутні патології: Серцево-судинна/легенева/ендокринна/ шлунково-кишечного тракту/сечовивідної системи.

Консервативне лікування до

госпіталізації _____

До операції				Після операції		

Об'єм рухів в кульшових суглобах:

Розгинання/згинання

Правий відведення/приведення

Зовнішня/внутрішня ротація

Розгинання/згинання

Лівий відведення/приведення

Зовнішня/внутрішня ротація

Використання додаткової опори: ні/ палиця/милиці

Накульгування: відсутнє/середнє/значне

Біль: відсутній/помірний при навантаженні/ помірний постійний/сильний постійний

Вкорочення до оперативного втручання: До операції: _____ см

Після операції: _____ см.

Проведенні дослідження: Загальні/біохімічні/ Рентгенологічні

Назва оперативного

втручання: _____

Використання навігації: Так/ні

Оцінка по шкалі Харіс після оперативного втручання: _____

Оцінка по опитувальнику SF-36 _____

Рентгенологічні параметри положення компонентів:

Кут інклінації _____ Кут антеверсії _____ зміщення центру ротації Ні/

Так(медіально/латерально/краніально/каудально)

До 10мм/ більше 10мм.

Ускладнення: _____

Примітки: _____

ДОДАТОК В

Harris Hip Score	Hip ID:
	Кульшовий суглоб: Лівий Правий
	Дата дослідження (MM/DD/YY): / /
	П.І.П.:
	Номер медичної картки:
Дата операції	

Скільки пройшло після оперативного втручання міс.: _____

Harris Hip Score

Біль (виберіть один пункт)

Не виявлено або ігнорується (44)

Легкий, час від часу, без обмежень у діяльності (40) Легкий біль, без обмежень в русі, рідко помірний біль При незначних рухах, вживаю знеболюючі (30)

Помірний біль, терпимий, але вимагає відмов від роботи через біль. Деяке обмеження звичайної активності або роботи. Доводиться приймати знеболюючі, сильніші ніж аспірин чи анальгін. (20)
Виражений біль, серйозне обмеження активності (10)
Повна бездіяльність, прикутий до ліжка, біль у ліжку, лежачи в ліжку (0)

Кульгавість (виберіть один пункт)

Відсутня (11)
Слабка (8)
Помірна (5)
Виражена (0)

Підтримка (виберіть один пункт)

Не потрібна (11)
Тростина для довгих прогулянок (7) Майже завжди тростина (5)
Одна милиця (3)
Дві тростини (2)
Дві тростини або нездатність ходити (0)

Пройдена відстань (виберіть один пункт)

Без обмежень (11)
Від 2 до 4км (8)

Від 600м до 1км (5) Тільки по хаті/квартирі (2)

Тільки в ліжку або до стільця (0)

Поза сидячи (виберіть один варіант)

Комфортно на стільці/кріслі протягом однієї години (5) На дитячому стільчику 30 хвилин (3)

Лише ліжок або велике, м'яке крісло (0)

Користування гром. транспортом (виберіть один пункт)

так (1)
ні (0)

Ходіння сходами(виберіть один пункт)

Зазвичай без використання перил (4)
Зазвичай використовують перила (2) Будь-яким способом (1)
Не могу сходити (0)

Взуття та шкарпетки самостійно(виберіть один пункт)

Легко (4)
З труднощами (2)
Неможливо (0)

Відсутність деформації (Всі 'так' = 4; Менше ніж 4 = 0)

Менше 30° фіксованої контрактури згинання
абдукція менше 10°
ак
Менше 10° фіксованого внутрішнього повороту в розгинанні
Різниця довжини кінцівок менше 3,2 см

Фіксована
так
т
так
так

ні
ні
ні
ні
так

Діапазон руху (*вказує на норму)

Згинання
Відведення в сторону
Приведення до центру
Ротація зігнутої ноги в середину (лежачи на животі)
Ротація зігнутої ноги назовні (лежачі на животі)
Шкала діапазону руху
211° - 300° (5)
161° - 210° (4)
101° - 160° (3)

(*140°)
(*40°)
(*40°)
(*40°)
(*40°)
61° - 100 (2)
31° - 60° (1)
0° - 30° (0)

Оцінка діапазону руху(сума пунктів вище)

Загальний бал шкали Харріса(вписати суму балів)

<70
70-79
80-89
90-100

Погано
Достатній
Добре
Відмінно

