

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ПОЛТАВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису

Козіна Олександра Андрійовича

УДК 616.71-001.5-089.84-07-08

ДИСЕРТАЦІЯ

**СТАНДАРТИЗАЦІЯ ПІДХОДІВ ТА УДОСКОНАЛЕННЯ ТАКТИКИ
ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ
СТЕГНОВОЇ КІСТКИ**

222 – медицина

Подається на здобуття наукового ступеню доктора філософії

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

Козін О.А.

(Підпис)

Науковий керівник

Павленко Світлана Миколаївна

кандидат медичних наук, доцент

Полтава – 2026

АНОТАЦІЯ

Козін О.А. Стандартизація підходів та удосконалення тактики остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 222 – Медицина. – Полтавський державний медичний університет, Полтава, 2026.

Дисертація присвячена проблемі оптимізації результатів лікування хворих із переломами проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) шляхом анатомо-топографічного та рентгенологічного обґрунтування стандартизації діагностичних заходів та передопераційного планування хірургічних втручань, удосконалення технології комп'ютерного моделювання та аргументування обсягу функціонального режиму у післяопераційному періоді.

Виконання роботи базувалось на застосуванні кількох взаємопов'язаних досліджень: анатомічного, рентгенологічного, клінічного, біомеханічного, комп'ютерного моделювання та статистичного.

Анатомічне обстеження проводилось на 30 сухих стегнових кістках без виражених візуальних змін ПВСК, пов'язаних із деформаціями внаслідок перенесених посттравматичних або генералізованих процесів. У вибірці представлено рівну кількість (15 правих та 15 лівих стегнових кісток) без достовірного встановлення їх парності, гендерності та віку.

Вибір геометричних параметрів базувався на відповідному можливому співвідношенні до фіксуючих елементів, що використовуються при остеосинтезі фрагментів перелому даної ділянки: діаметр головки стегнової кістки (вертикальний та поперечний); діаметр шийки (вертикальний та поперечний); довжина шийки; шийково-діафізарний кут (ШДК).

Вертикальний діаметр головки стегнової кістки ($42,32 \pm 3,12$ мм) та поперечний її діаметр ($42,33 \pm 3,04$ мм) є дуже близькими, що свідчить про високий ступінь сферичності головки у досліджуваній вибірці.

Середній вертикальний діаметр шийки стегнової кістки ($31,46 \pm 3,05$ мм) незначно перевищує поперечний ($24,62 \pm 2,24$ мм). Це вказує на те, що в поперечному зрізі шийка має форму близько до овалу з вертикальним орієнтуванням, що є анатомічно закономірним для адаптації до вертикальних навантажень.

Велика розбіжність показників довжини шийки – від 19,4 мм до 30,2 мм (загальна – $25,68 \pm 2,24$) – без інформації про загальні антропометричні дані може свідчити лише про високу анатомічну мінливість даного показника.

Середнє значення ШДК становило $124,49^\circ \pm 2,58^\circ$. Варіація кута коливається від 118° (тенденція до *coxa vara*) до 129° (тенденція до *coxa valga*), що наближено до межі середньостатистичної анатомічної норми для дорослої людини.

Дослідження пропорційності лінійних розмірів показало, що всі лінійні розміри проксимального відділу стегнової кістки (діаметри головки, шийки та довжина шийки) висококорельовані між собою ($p < 0,01$). При збільшенні загального габариту кістки пропорційно зростають як діаметри головки, так і товщина та довжина шийки.

Вивчення автономності кутових параметрів чітко демонструє статистичну незалежність шийково-діафізарного кута від лінійних метричних параметрів кістки ($p > 0,05$). Варіабельність ШДК (118° – 129°) не обумовлена абсолютними розмірами головки чи шийки.

Тривимірні лінійні параметри головки та шийки мають стійкі позитивні зв'язки середньої та високої сили ($r = 0,51 \dots 0,99$). Для відновлення або прогнозування розміру одного з параметрів за наявності даних про інший доцільно використовувати математичне моделювання. Відсутність кореляції кутових розмірів із лінійними підтверджує необхідність індивідуальних дослідження ШДК та вибору відповідного фіксатору при виконанні остеосинтезу.

Для порівняння валідності отриманих даних було проведено дослідження рентгенограм кульшових суглобів 120 пацієнтів, віком від 21.0

до 91.0 років (середній вік - 68.68 ± 14.33 років). Окрім, обраних лінійних та кутових параметрів анатомічної ділянки додатково досліджені дані про стать, симетричність білатеральних параметрів та наявність патологічних процесів.

При аналізі даних рентгенографії використовувалась 5-бальна шкала оцінки укладки кожної кінцівки. Якісне досягнення положення кінцівки цифрувалося як 5, найменш інформативне з позиції візуалізації – 1, з проміжковими значеннями 2, 3, 4. Кожна рентгенограма отримувала умовне двозначне кодування, перша цифра якого характеризувала положення правої, а друга – лівої кінцівки.

Даний етап дослідження продемонстрував, що виконання якісної укладки пацієнтів (код 55) досягається лише у 31,93% випадків. Комбінація відмінна (5) та добра (4) спостерігалась у 67,23% випадків. При наявності перелому проксимального відділу стегнової кістки цей показник різко зменшувався: код 55 наданий лише у 18,60% обстежень, комбінація 5 та 4 – 58,14%.

Дослідження продемонструвало переважання, як лінійних так і кутових показників геометричних параметрів чоловіків у порівнянні із жінками.

За результатами кореляційного аналізу спостерігається виражений прямий зв'язок між якістю укладки із визначенням довжини шийки стегнової кістки ($r = 0.581$, $p < 0.001$), що підтверджує чутливість лінійних проєкційних вимірювань до положення кінцівки. Лінійний зв'язок геометричних параметрів головки, зважаючи на її відносну сферичність, із балом укладки статистично визнаний як не значущий ($p > 0.05$). Висота шийки статистично також залежить від статевого диморфізму і не залежить від якості укладки.

Для оцінки чистого внеску кожного фактора виконано побудову моделей множинної лінійної регресії, де залежними змінними виступали основні параметри правої кінцівки, а незалежними – вік, стать та якість укладки.

Погіршення якості укладки суттєво впливає на значення ШДК, змінюючи його розрахунковий показник. Діаметр головки стегнової кістки

чітко детермінований статтю пацієнта (у чоловіків показник у середньому на 2.48 мм більший) і є стійким до похибок укладки. Довжина шийки демонструє найвищу чутливість саме до якості укладки (зменшується при похибках позиціювання), тоді як вік і стать не мають автономного значущого впливу в цій моделі.

Графіки Бланда-Альтмана, для окремих геометричних параметрів демонструють розподіл різниць між правим і лівим боком. На графіках видно, що середня різниця показників практично дорівнює нулю, а більшість точок зосереджена в межах допустимого діапазону коливань, що є золотим стандартом наукового підтвердження симетрії у променевій діагностиці.

Порівняння результатів прямих вимірювань на препаратах та рентгенологічних даних пацієнтів підтвердив, що існує висока пряма кореляція між вертикальним та поперечним діаметрами головки стегнової кістки ($r \approx 0.95$), а також помірна кореляція між вертикальним розміром головки та вертикальним розміром шийки ($r = 0.69$, $p < 0.001$). Шийково-діафізарний кут демонструє незалежний характер від абсолютних лінійних розмірів шийки та головки (r близькі до нуля), що свідчить про окрему варіабельність просторової орієнтації проксимального відділу стегнової кістки.

Графіки порівняння розподілів між анатомічними та рентгенологічними вимірюваннями наочно ілюструють як ступінь збігу, так і клініко-проекційне зміщення рентгенологічних даних.

Після фільтрації вибірки (виключення хворих із переломами та асептичним некрозом очікувано зменшилось стандартне відхилення для ШДК на рентгенограмах (з 12.85° до 11.76°), а мінімальні й максимальні значення стали більш компактними, що підтверджує нівеляцію грубих анатомічних деформацій.

Наступним етапом дослідження було створення комп'ютерної моделі напружено-деформованого стану системи фіксації перелому ПВСК з урахуванням різних ШДК та конструктивних схем остеосинтезу.

На першому етапі формувалась базова тривимірна модель ПВСК, на основі якої задавалися кілька варіантів геометрії, що відображають варусний, умовно нормальний та вальгусний тип будови проксимального відділу стегна.

У роботі моделювалися різні варіанти інтрамедулярних фіксувальних систем для стабілізації переломів ПВСК. Представлені конструкції відрізнялись довжиною стержня, геометрією проксимальної частини та схемою фіксації у кістковій тканині.

Для проведення чисельного дослідження напружено-деформованого стану з'єднання головки та шийки стегнової кістки після перелому було створено тривимірну модель проксимального відділу стегнової кістки у середовищі SolidWorks. Модель системи фіксації створювалася окремо, після чого виконувалося її позиціонування відносно стегнової кістки у складальній моделі. Після створення геометричної моделі стегнової кістки та розміщення фіксуючої системи задавалися граничні умови, зовнішнє навантаження, контакти між елементами моделі та параметри сітки скінченних елементів.

За результатами скінченно-елементного аналізу встановлено, що довжина інтрамедулярного імпланта суттєво впливає на характер розподілу напружень у стегновій кістці. Визначався характер локалізації напружень при використанні імплантів довжиною 170, 240 та 300 мм. Визначено, що зі збільшенням довжини діафізарної частини фіксатору (до 300 мм) напруження розподіляються на значнішу частину кістки, що вказує на найбільш плавний характер силової взаємодії між імплантатом і кістковою тканиною. Тим не менш локальна концентрація в зоні імплантату сприяє підвищенню стабільності системи фіксації.

Клінічна частина складалась з декількох етапів.

На першому етапі проаналізовано 27 клінічних випадків лікування пацієнтів, у яких при оперативному втручанні використовувались фіксатори з низьким рівнем стабілізації відломків (шпиці, цвях Сміт-Петерсона, гвинти). В усіх зазначених випадках спостерігались механічні ускладнення. Дані

пацієнти оперовані в період 1976-1990 роки. Аналіз даних дослідження базувався переважно на вивченні архівної документації.

Проведений аналіз продемонстрував, що провідним чинником хірургічних та біомеханічних помилок у вигляді нестабільності виявилася невідповідність фіксуєчого елемента ШДК пацієнта – 66,7% випадків. Недосконала репозиція у вигляді вкорочення вісі кінцівки зафіксована у 51,9%, а наявність діастазу між уламками — у 33,3%. Поєднання порушення ШДК та вкорочення вісі виявлено у 48,1% пацієнтів.

Другим етапом проведений аналіз невдалого лікування проведеного в період з 2022 по 2026 рік переважно з використанням інтрамедулярного остеосинтезу. Аналіз 40 випадків механічних ускладнень продемонстрував, що неврахування індивідуального ШДК зустрічалось у 70%.

Окрему увагу приділили випадкам ускладнень, що були пов'язані із недосконалим планом реабілітаційного функціонального режиму.

Для створення рекомендацій щодо оптимізації проведення післяопераційного періоду було проведено біомеханічне дослідження до якого увійшли 3 групи: 30 добровольців чоловіків віком 23-27 років (середній вік 24,77 роки); 30 пацієнтів старшої вікової групи (середній вік – 67,97 роки) без травматичних ушкоджень проксимального відділу стегнової кістки та 36 пацієнтів (клінічна група), яким виконувались оперативні втручання з приводу переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки (середній вік – 74,14 роки). Усім досліджуваним проводилась гоніометрія кульшових суглобів, у клінічній групі – інтраопераційно, після встановлення фіксатору.

Індивідуальні відхилення даних молодих людей не перевищували 5%. У 100% обстежених другої контрольної групи виявлені неспецифічні артрозні зміни суглобів, чим можна пояснити виражену асиметрію рухів лівої та правої кінцівок (згинання: +14.6% ліворуч, внутрішня ротація: –13.3% праворуч, аддукція: –7.1%).

В клінічній групі гоніометрія проводилась на операційному столі після виконання анестезії та остеосинтезу. При цьому зменшувалась обмежуюча

дія м'якотканинних патернів. Встановлено, що збільшувався об'єм рухів у фронтальній площині (абдукція оперованої кінцівки: +43.5%, аддукція: +27.3%), згинання: +20%, зовнішня ротація: +15.8%. В той же час відмічено зниження кута внутрішньої ротації: –6.7%.

На основі проведеного комплексного дослідження було розроблено рекомендації стандартизації діагностики та етапного лікування пацієнтів з переломами проксимального відділу стегнової кістки.

Ключові слова: хірургічна анатомія, опорно-руховий апарат, травматологія та ортопедія, переломи кісток, проксимальний відділ стегнової кістки, оперативне лікування, остеосинтез, передопераційне планування, комп'ютерне моделювання, ускладнення, коксартроз, вікові аспекти, стандартизація методик, методика скінченних елементів, реабілітація.

SUMMARY

Kozin O.A. Standardization of approaches and improvement of osteosynthesis tactics for proximal femoral fractures – Qualification scientific work in the form of a manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in specialty 222 – Medicine. – Poltava State Medical University, Poltava, 2026.

The dissertation is devoted to the problem of optimizing the results of treatment of patients with proximal femoral fractures (PFF) through anatomical, topographic and radiological substantiation of standardization of diagnostic measures and preoperative planning of surgical interventions, improvement of computer modeling technology and reasoning of the scope of the functional regime in the postoperative period.

The work was based on the application of several interrelated studies: anatomical, radiological, clinical, biomechanical, computer modeling, and statistical.

Anatomical examination was performed on 30 dry femurs without pronounced visual changes in the PFF associated with deformations due to post-

traumatic or generalized processes. The sample represented an equal number (15 right and 15 left femurs) without reliable identification of their parity, gender, and age.

The selection of geometric parameters was based on the appropriate possible ratio to the fixing elements used in osteosynthesis of fracture fragments of this area: femoral head diameter (vertical and transverse); neck diameter (vertical and transverse); neck length; cervical-diaphyseal angle (CDA).

The vertical diameter of the femoral head (42.32 ± 3.12 mm) and its transverse diameter (42.33 ± 3.04 mm) are very close, which indicates a high degree of sphericity of the head in the studied sample.

The average vertical diameter of the femoral neck (31.46 ± 3.05 mm) is slightly larger than the transverse diameter (24.62 ± 2.24 mm). This indicates that in the transverse section the neck has a shape close to an oval with a vertical orientation, which is anatomically normal for adaptation to vertical loads.

The large discrepancy in cervical length indicators – from 19.4 mm to 30.2 mm (total – 25.68 ± 2.24) – without information on general anthropometric data can only indicate high anatomical variability of this indicator.

The average value of the CDA was $124.49^\circ \pm 2.58^\circ$. The angle variation ranges from 118° (tendency to coxa vara) to 129° (tendency to coxa valga), which is close to the limit of the average anatomical norm for an adult.

A study of the proportionality of linear dimensions showed that in all linear dimensions of the proximal femur (head diameter, neck diameter, and neck length) are highly correlated with each other ($p < 0.01$). With an increase in the total size of the bone, both the head diameter, the thickness and length of the neck increase proportionally.

The study of the autonomy of angular parameters clearly demonstrates statistical independence of the cervical-diaphyseal angle from linear metric bone parameters ($p > 0.05$). The variability of the CDA (118° – 129°) is not due to the absolute dimensions of the head or neck.

Three-dimensional linear parameters of the head and neck have stable positive relationships of medium and high strength ($r = 0.51 \cdots 0.99$). To restore or predict the size of one of the parameters in the presence of data on the other, it is advisable to use mathematical modeling. The lack of correlation of angular dimensions with linear ones confirms the need for individual studies of the CDA and the selection of the appropriate fixator for performing osteosynthesis.

To compare the validity of the obtained data, a study of hip radiographs of 120 patients aged 21.0 to 91.0 years (mean age - 68.68 ± 14.33 years) was conducted. In addition to the selected linear and angular parameters of the anatomical area, data on gender, symmetry of bilateral parameters, and the presence of pathological processes were additionally investigated.

During analyzing the radiograph data, a 5-point scale was used to assess the positioning of each limb. The qualitative achievement of the limb position was numbered as 5, the least informative from the point of visualization view was 1, with intermediate values of 2, 3, 4. Each radiograph received a conditional two-digit coding, the first digit of which characterized the position of the right limb, and the second - the left limb.

This stage of the study demonstrated that the implementation of high-quality patient positioning (code 55) is achieved only in 31.93% of cases. The combination of excellent (5) and good (4) was observed in 67.23% of cases. In the presence of a proximal femoral fracture, this indicator decreased sharply: code 55 was given only in 18.60% of examinations, the combination of 5 and 4 – in 58.14%.

The study demonstrated the predominance of both linear and angular indicators of geometric parameters in men compared to women.

Correlation analysis reveals a pronounced direct relationship between positioning quality and the determination of femoral neck length ($r = 0.581$, $p < 0.001$), which confirms the sensitivity of linear projection measurements to the position of the limb. The linear relationship between the geometric parameters of the head given its relative sphericity and the placement score is statistically determined to be non-significant ($p > 0.05$). The height of the neck also

statistically depends on sexual dimorphism and is independent of the quality of the placement.

To assess the net contribution of each factor, multiple linear regression models were constructed, where the dependent variables were the main parameters of the right limb, and the independent variables were age, gender, and positioning quality.

Deterioration in the quality of placement significantly affects the value of the CDA, changing its calculated indicator. The diameter of the femoral head is clearly determined by the patient's gender (in men, the indicator is on average 2.48 mm larger) and is resistant to placement errors. The length of the neck demonstrates the highest sensitivity to the quality of placement (it decreases with positioning errors), while age and gender do not have an autonomous significant effect in this model.

Bland-Altman graph for individual geometric parameters demonstrate the distribution of differences between the right and left sides. The graphs show that the average difference in indicators is practically zero, and most of the points are concentrated within the permissible range of fluctuations, which is the gold standard for scientific confirmation of symmetry in radiological diagnostics.

Comparison of the results of direct measurements on the preparations and radiological data of patients confirmed that there is a high direct correlation between the vertical and transverse diameters of the femoral head ($r \approx 0.95$), as well as a moderate correlation between the vertical size of the head and the vertical size of the neck ($r = 0.69$, $p < 0.001$). The cervical-diaphyseal angle demonstrates an independent character from the absolute linear sizes of the neck and head (r close to zero), which indicates a separate variability in the spatial orientation of the proximal femur.

Graphs comparing the distributions between anatomical and radiological measurements clearly illustrate both the degree of agreement and the clinical-projective bias of the radiological data.

After filtering the sample (excluding patients with fractures and aseptic necrosis), the standard deviation for the CDA on radiographs decreased as expected (from 12.85° to 11.76°), and the minimum and maximum values became more compact, which confirms the leveling of gross anatomical deformations.

The next stage of the research was the creation of a computer model of the stress-strain state of the PFF fracture fixation system, taking into account various CDA and structural schemes of osteosynthesis.

At the first stage, a basic three-dimensional model of the PFF was formed, on the basis of which several geometry options were specified, reflecting the varus, conditionally normal, and valgus type of structure of the proximal femur.

The work simulated various variants of intramedullary fixation systems for stabilizing fractures of the PFF. The presented designs differed in rod length, proximal part geometry, and fixation scheme in bone tissue.

To conduct a numerical study of the stress-strain state of the femoral head-neck joint after a fracture, a three-dimensional model of the proximal femur was created in SolidWorks. The fixation system model was created separately, after which it was positioned relative to the femur in the assembly model. After creating the geometric model of the femur and placing the fixation system, boundary conditions, external load, contacts between model elements, and finite element mesh parameters were specified.

According to the results of finite element analysis, it was found that the length of the intramedullary implant significantly affects the nature of the stress distribution in the femur. The nature of the stress localization was determined when using implants with lengths of 170, 240 and 300 mm. It was determined that with an increase in the length of the diaphyseal part of the fixator (up to 300 mm), the stresses are distributed over a larger part of the bone, which indicates the smoothest nature of the force interaction between the implant and bone tissue. Nevertheless, the local concentration in the implant zone contributes to increasing the stability of the fixation system.

The clinical part consisted of several stages.

In the first stage, 27 clinical cases of treatment were analyzed patients in whom fixation devices with a low level of fragment stabilization (pins, Smith-Peterson nail, screws) were used during surgery. Mechanical complications were observed in all of these cases. These patients were operated on in the period 1976-1990. The analysis of the research data was based mainly on the study of archival documentation.

The analysis demonstrated that the the leading factor of surgical and biomechanical errors in the form of instability was the mismatch of the patient's CDA fixing element - 66.7% of cases. Imperfect reposition in the form of shortening of the limb axis was recorded in 51.9%, and the presence of diastasis between the fragments - in 33.3%. The combination of CDA violation and axis shortening was detected in 48.1% of patients.

The second stage was an analysis of failed treatment performed in the period from 2022 to 2026, mainly using intramedullary osteosynthesis. An analysis of 40 cases of mechanical complications showed that the individual neck-shaft angle was not taken into account in 70% of the cases.

Special attention was paid to cases of complications that were associated with an imperfect rehabilitation functional regimen plan.

To create recommendations for optimizing the postoperative period, a biomechanical study was conducted, which included 3 groups: 30 male volunteers aged 23-27 years (mean age 24.77 years); 30 patients of the older age group (mean age 67.97 years) without traumatic injuries of the proximal femur and 36 patients (clinical group) who underwent surgical interventions for fractures of the acetabulum of the femur (mean age - 74.14 years). All subjects underwent goniometry of the hip joints, in the clinical group - intraoperatively, after the installation of the fixator.

Individual deviations of these young people did not exceed 5%. 100% of the examined people of the second control group revealed nonspecific arthrosis changes in the joints, which can explain the pronounced asymmetry of the

movements of the left and right limbs (flexion: +14.6% left, internal rotation: – 13.3% right, adduction: –7.1%).

In the clinical group, goniometry was performed on the operating table after anesthesia and osteosynthesis. At the same time, the restrictive effect of soft tissue patterns decreased. It was found that the volume of movements in the frontal plane increased (abduction of the operated limb: +43.5%, adduction: +27.3%), flexion: +20%, external rotation: +15.8%. At the same time, a decrease in the angle of internal rotation was noted: –6.7%.

Based on the conducted comprehensive study, recommendations were developed for standardizing the diagnosis and staged treatment of patients with proximal femoral fractures.

Keywords: surgical anatomy, musculoskeletal system, traumatology and orthopedics, bone fractures, proximal femur, surgical treatment, osteosynthesis, preoperative planning, computer modeling, complications, coxarthrosis, age-related aspects, standardization of methods, finite element method, rehabilitation.

Список публікацій здобувача

Публікації, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

- Козін О. А. Значення вибору фіксаторів для остеосинтезу при лікуванні хворих з переломом проксимального відділу стегна. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2023. Т. 23, вип. 4 (84). С. 121–125. DOI: <https://doi.org/10.31718/2077-1096.23.4.121>.
- Павленко С. М., Козін О. А. Інтраопераційне планування тактики реабілітаційного періоду хворих з переломами проксимального відділу стегна. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. 2026. Т. 26, вип. 1. С. 47–51. DOI: <https://doi.org/10.31718/2077-1096.26.1.47>.
- Kozin O., Nesterenko M., Pavlenko S. Computer modeling of the stress-strain state of the proximal femoral fracture fixation system. TRAUMA.

2026. Vol. 27, No. 4. P. 315–324. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.4.27.2026.1099>.

Публікації, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

- Козін О. А. Аналіз причин міграції фіксаторів після остеосинтезу проксимального відділу стегна. Матеріали XXVII Конгресу студентів та молодих учених «Майбутнє за наукою» (м. Тернопіль, 10–12 квітня 2023 р.). Тернопіль : Укрмедкнига, 2023. С. 126.

- Козін О. А., Павленко С. М. Анатомічні критерії вибору фіксатору для остеосинтезу при переломі проксимального відділу стегнової кістки. Сучасні проблеми вивчення медико-екологічних аспектів здоров'я людини : матеріали наук.-практ. інтернет-конф. з міжнар. участю (м. Полтава, 23–24 жовтня 2025 р.). Полтава : ПДМУ, 2025. С. 224–225.

- Козін О. А., Павленко С. М. Інтраопераційне планування тактики реабілітаційного періоду хворих з переломами проксимального відділу стегна. Актуальні питання фізичної терапії та перспективи розвитку реабілітації в сучасних умовах : матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю (м. Тернопіль, 06–07 листопада 2025 р.). Тернопіль : ТНМУ, 2025. С. 165–170.

- Козін О. А., Павленко С. М. Мінімізування терміну ліжкового режиму пацієнтів при переломі проксимального відділу стегна. III Слобожанська конференція з анестезіології та інтенсивної терапії (СКАІТ-3) : збірник тез (м. Харків, 19 червня 2026 р.). Харків : ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», 2026. С. 17–20. URL: <https://archive.sytenko.org.ua/handle/123456789/3346>.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	18
ВСТУП.....	19
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ З ПЕРЕЛОМАМИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ	28
1.1. Антропологічні особливості будови проксимального відділу стегнової кістки.....	28
1.1.1. Історичні аспекти вивчення стегнового компоненту кульшового суглобу.....	28
1.1.2. Сучасні методи дослідження кісток.....	32
1.1.3. Клінічна морфологія проксимального відділу стегнової кістки.	35
1.2. Еволюція методик оперативного лікування хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки.....	44
1.3. Причини виникнення ускладнень при лікуванні хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки.....	49
1.3.1. Анатомічні предиктори лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки.....	53
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	57
2.1. Остеометричні методи.....	57
2.2. Рентгенологічні методи.....	60
2.3. Цифрові (комп'ютерні) методи.....	63
2.4. Клінічні методи.....	65
2.5. Біомеханічні методи.....	69
2.6. Статистичні методи.....	70
РОЗДІЛ 3. ЛІНІЙНІ ТА КУТОВІ ПАРАМЕТРИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ	72
3.1. Анатомічне дослідження параметрів проксимального відділу стегнової кістки	72

3.2. Рентгенологічне дослідження параметрів проксимального відділу стегнової кістки	81
3.2.1. Загальна характеристика вибірки та демографічні дані.....	81
3.2.2. Описова статистика геометричних параметрів проксимального відділу стегнової кістки.....	85
3.3. Порівняльний аналіз: анатомічних та рентгенологічних даних.....	92
РОЗДІЛ 4. КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ПРОСТОРОВОГО РОЗТАШУВАННЯ ФІКСУВАЛЬНИХ ЕЛЕМЕНТІВ.....	97
4.1. Методика побудови тривимірної моделі проксимального відділу стегнової кістки за даними комп'ютерної томографії.....	97
4.2. Створення розрахункової моделі системи «кістка – елементи фіксації» для моделювання хірургічного втручання.....	105
4.3. Проведення чисельного дослідження системи «стегнова кістка – фіксатор» та обґрунтування її адаптації до шийково-діафізарного кута.....	114
4.3.1 Алгоритм розрахунку та послідовного відбору конфігурацій.....	121
4.3.2. Проведення варіантних розрахунків та оцінювання результатів.....	123
РОЗДІЛ 5. АНАЛІЗ НАСЛІДКІВ ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ПВСК..	126
5.1. Ретроспективний аналіз наслідків лікування переломів ПВСК з використанням фіксаторів з низьким рівнем стабілізації відломків.....	126
5.2. Аналіз наслідків лікування переломів ПВСК з наявністю механічних ускладнень з використанням PFNA.....	130
РОЗДІЛ 6. ІНТРАОПЕРАЦІЙНЕ ПЛАНУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО РЕЖИМУ	138
ВИСНОВКИ.....	145
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	147

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

MPT - магнітно-резонансна томографія

ПВСК – проксимальний відділ стегнової кістки

ППВСК – перелом проксимального відділу стегнової кістки

КТ - комп'ютерна томографія

КС – кульшовий суглоб

ШДК – шийково-діафізарний кут

DHS – Dynamic Hip Screw – динамічна стегнова пластина з ковзним

гвинтом

БІОС – блокуючий інтрамедулярний остеосинтез

АО – “АО foundation” – організація, яка займається покращенням догляду за людьми з травмами опорно-рухового апарату та їх наслідками за допомогою досліджень, розробок, освіти та забезпечення якості в принципах, практиці та результатах лікування переломів.

ЕОП – електронно-оптичний перетворювач

ІІІ – штучний інтелект

CAD – Computer-Aided Design – система автоматизованого проєктування

STL – stereolithography – стандартний формат файлів для 3D-друку та комп'ютерного проєктування

TAD – Tip-Apex Distance - відстань від кінчика імплантату до верхівки головки стегнової кістки

ВСТУП

Актуальність теми. Серед усіх ушкоджень кісток нижньої кінцівки переломи стегнової кістки, зокрема її проксимального відділу, супроводжуються найбільш важкими медико-соціальними наслідками. За даними профільної літератури, питома вага цієї патології у загальній структурі травматизму коливається в межах 15-45 % [1, 2, 3, 4, 5].

Результативність лікування таких пацієнтів безпосередньо корелює із загальним станом потерпілого, стабільністю фіксації кісткових фрагментів, термінами відновлення опорної функції кінцівки та якістю реабілітаційної програми. Оскільки показники госпітальної та загальної летальності після хірургічної стабілізації є достовірно нижчими, ніж при консервативному веденні, саме оперативний метод є пріоритетним вибором для пацієнтів із проксимальними переломами стегна. Плануючи хірургічне втручання, вкрай важливо враховувати вік і стать хворого, характер перелому, системний і локальний статус, а також рівень його фізичної активності до моменту травмування [6, 7, 8, 9].

Сучасна концепція оперативного лікування базується на принципах мінімальної травматизації тканин, скорочення тривалості втручання, оцінки мінеральної щільності кістки та інтеграції клінічних даних із результатами математичного моделювання. [10, 11, 12, 13]

Дослідження біомеханічних властивостей даної ділянки скелету є важливим патерном у розробці ефективних методик хірургічного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки, вибір яких лишається досить дискусійним питанням.

Однією з причин суперечливості наявних підходів є те, що ефективність фіксації перелому стегна визначається не лише типом імпланта, а й індивідуальною геометрією проксимального відділу стегнової кістки, насамперед шийково-діафізарним кутом. У сучасних дослідженнях показано, що цей кут є однією з найважливіших морфометричних характеристик проксимального стегна, однак його вимірювання залежить від методики,

положення кінцівки та просторової орієнтації кістки – при 2D-вимірюваннях відхилення від «істинного» 3D-значення можуть бути клінічно значущими [14, 15, 16].

У більшості робіт з комп'ютерного моделювання гвинтового остеосинтезу шийково-діафізарний кут або приймається як усереднена геометрична константа, або взагалі не розглядається як самостійний фактор, хоча саме він визначає нахил шийки, довжину плеча навантаження, напрям передавання сил через зону перелому [17, 18, 19]/

Проте загроза вторинного зміщення відламків вимагає ретельного вивчення та ідентифікації ключових ендо- та екзогенних факторів ризику. Відомо, що у пацієнтів віком понад 70 років (особливо у жінок) суттєво зростає 10-річний ризик повторних ушкоджень, які здебільшого мають остеопоротичний характер [20, 21].

Питання виникнення механічних (пов'язаних з імплантатом) ускладнень висвітлені в літературі досить суперечливо. Зокрема, дискусійною залишається першопричина деструкції фіксаторів: зазвичай розглядають або дефекти якості самого матеріалу, або прорахунки у техніці виконання операції. Обидва чинники мають місце в клінічній практиці та неодноразово описувалися дослідниками [22, 23, 24, 25, 26].

Водночас наявні рекомендації стосовно профілактики ускладнень мають переважно фрагментарний характер і стосуються лише окремих аспектів інтра- та післяопераційного менеджменту.

За наявними даними, правильна організація реабілітаційного періоду забезпечує до 60 % успіху лікування пацієнтів із переломами стегна. Вирішальне значення тут має персоналізований і комплексний підхід до відновлення з урахуванням модифікуючих чинників [27, 28, 29]

Разом з тим, єдиного уніфікованого протоколу повноцінного ведення хворих даної категорії від моменту травми до повернення до бажаного соціального статусу на різних етапах посттравматичного періоду наразі не розроблено.

Усе вищезазначене підтверджує високу актуальність та своєчасність дослідження, спрямованого на вдосконалення етапності методичних підходів до функціонального відновлення пацієнтів після оперативного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки.

Стан вивчення проблеми (останні наукові дані)

У більшості випадків переломи проксимального відділу стегна розвиваються на тлі вираженої коморбідної патології. Це суттєво погіршує загальний стан пацієнта та зумовлює необхідність тривалої медичної реабілітації з дотриманням тривалого ліжкового режиму. Поєднання хронічних соматичних захворювань та вимушеної іммобілізації часто запускає синдром взаємного обтяження (декомпенсації) практично всіх систем організму. Як наслідок, це призводить до високих показників інвалідизації та летальності, суттєво сповільнює відновлення локомоторної функції, обмежує здатність до самообслуговування і заважає поверненню людини до активного соціального життя [30].

Значний масив наукових праць присвячений ендопротезуванню кульшового суглоба у разі дегенеративно-дистрофічних процесів або медіальних переломів. Досить детально регламентовано й лікування латеральних переломів стегнової кістки. Водночас іпсилатеральним (одностороннім) поєднанням дегенеративної патології та гострої травми проксимального відділу присвячено лише поодинокі роботи [31, 32].

Відтак, результати лікування цієї категорії хворих все ще далекі від оптимальних через багатофакторність критеріїв функціонального відновлення. Досі чітко не визначено баланс між термінами іммобілізації, необхідними для консолідації перелому, та початком дозованого фізичного навантаження на кінцівку в залежності від індивідуальних антропологічних особливостей та відповідності методик їх відновлення.

Пошук раціональних схем післяопераційного ведення пацієнтів, які дозволили б мінімізувати ризик важких ускладнень і знизити рівень летальності, триває. Проблема відновлення медико-соціальної активності є

особливо гострою для осіб похилого та старечого віку. Сучасні публікації демонструють відсутність консенсусу серед ортопедів-травматологів щодо єдиної тактики лікування таких ушкоджень [33, 34, 35, 36]

Мета дослідження – покращання результатів хірургічного лікування хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки шляхом анатомо-топографічного та рентгенологічного обґрунтування стандартизації діагностичних заходів та передопераційного планування хірургічних втручань, удосконалення технології комп'ютерного моделювання та аргументування обсягу функціонального режиму у післяопераційному періоді.

Поставлена мета передбачала розв'язання таких завдань:

1. Проаналізувати сучасні підходи до лікування пацієнтів із переломами проксимального відділу стегнової кістки та визначити основні шляхи підвищення ефективності діагностики та лікування.
2. Дослідити особливості антропологічних характеристик проксимального відділу стегнової кістки в нормі з порівнянням валідності різних методів їх визначення.
3. Розробити комп'ютерну модель напружено-деформованого стану системи фіксації перелому проксимального відділу стегнової кістки з урахуванням різних анатомічних параметрів проксимального відділу стегнової кістки та конструктивних схем остеосинтезу.
4. Провести аналіз та систематизувати механічні ускладнення оперативного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки.
5. Провести біомеханічне обґрунтування оптимального функціонального режиму пацієнтів в залежності від обраного способу фіксації та соматичного стану.
6. Розробити шляхи стандартизації етапної діагностики та лікування пацієнтів з переломами проксимального відділу стегнової кістки.

Об'єкт дослідження: структурно-функціональні особливості проксимального відділу стегнової кістки та їх вплив на результати оперативного лікування хворих з переломами.

Проаналізовано дані антропологічного дослідження 30 сухих препаратів стегнових кісток, 120 рентгенологічних фронтальних білатеральних знімків кульшових суглобів, 27 рентгенограм пацієнтів, яким виконувався остеосинтез ПВСК в період 1974-1990 роки з наявністю ознак механічних ускладнень, результатів лікування 40 пацієнтів, які мали механічні ускладнення після оперативного втручання з приводу перелому ПВСК із використанням інтрамедулярних стрижнів після 2022 року, гоніометричного обстеження 98 суб'єктів дослідження рухів у кульшовому суглобі.

Предмет дослідження: клініко-анатомічні та біомеханічні чинники, що визначають вибір тактики хірургічного лікування постраждалих з пошкодженнями проксимального відділу стегна, забезпечення діагностики та проведення органозберігаючих оперативних втручань при переломах проксимального відділу стегна, біомеханічне обґрунтування вибору фіксатору та функціонального режиму після остеосинтезу, профілактика післяопераційних ускладнень.

Медична документація: документація, що знаходиться в архівах Комунального підприємства «1-а міська клінічна лікарня Полтавської міської ради».

Методи дослідження:

Інформаційно-аналітичний. Проведений огляд літературних джерел, вивчення результатів вже існуючих досліджень на дану тематику задля визначення актуальних та невирішених на сьогодні аспектів у лікуванні переломів проксимального відділу стегнової кістки.

Анатомічний. Досліджено геометричні параметри анатомічного матеріалу проксимального відділу стегнових кісток з аналізом їх

індивідуальності, симетричності, відповідності їх характеристик існуючим стандартним фіксаторам для остеосинтезу.

Променевої діагностики. Проведений аналіз проєкційних даних стандартних рентгенограм у проєкціях, отриманих в умовах, як при планових, так і ургентних обстеженнях. На різних етапах дослідження використовувались дані мультиспіральної комп'ютерної томографії стегнових суглобів з 3D моделюванням.

Цифрові (комп'ютерні) методи. Скінченно-елементна модель формувалась на основі медичних зображень із використанням спеціалізованого програмного забезпечення для сегментації, побудови геометрії та подальшого чисельного аналізу. Комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану системи фіксації перелому проксимального відділу стегнової кістки виконувалось з урахуванням різних шийково-діафізарних кутів та конструктивних схем остеосинтезу.

Клінічний. Результати лікування переломів проксимального відділу стегна оцінювались за стандартними шкалами оцінки якості проведення оперативного втручання та функціонального стану нижніх кінцівок, рентгенологічними ознаками зрощення кісток та наявності ускладнень.

Біомеханічний. Гоніометричне біомеханічне дослідження проводилось у трьох порівняльних групах (загальна кількість спостережень – 98). У клінічній групі дослідження проводилось інтраопераційно, після виконання остеосинтезу.

Статистичний Статистичний аналіз матеріалу буде проведений за допомогою методів параметричної і непараметричної статистики.

Використане обладнання: штангенциркуль, ортопедичні гоніометри, рентгенівські апарати, електронно-оптичний перетворювач (ЕОП), комп'ютерний томограф, персональний комп'ютер, фіксатори для остеосинтезу.

Наукова новизна отриманих результатів

1. У роботі визначено й обґрунтовано важливість урахування геометричних показників антропологічних даних жителів Полтавського регіону похилого віку при хірургічному лікуванні ППВСК.
2. Проведено дослідження відповідності анатомічних параметрів ППВСК даним рентгенологічному дослідженню та встановлені варіанти відхилення цифрових показників між анатомічними та рентгенологічними параметрами в залежності від просторового розташування.
3. Запропонована шкала оцінки якості виконання рентгенологічного дослідження кульшових суглобів із врахуванням укладки пацієнта
4. Створено комп'ютерна модель та досліджено ступінь стабільності фіксаторів для остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки в умовах функціонального навантаження.
5. Проведено ретроспективний аналіз та систематизовано причини механічних ускладнень оперативного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки.
6. Розроблено стандарти діагностичних заходів, вибору фіксатору з врахуванням антропологічних даних пацієнта із наступними рекомендаціями післяопераційного періоду.

Практичне значення роботи

Отримані в ході наукового дослідження результати допоможуть:

- Удосконалити існуючі методики оперативного лікування хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки з врахуванням індивідуальних, в тому числі геронтологічних особливостей.
- Оптимізувати методику функціонального відновлення пацієнтів з переломами проксимального відділу стегнової кістки шляхом впровадження стандартизованих заходів на різних етапах діагностики та лікування пацієнтів.
- Зменшити кількість післяопераційних ускладнень, що пов'язані з біомеханічними особливостями взаємодії системи «імплант-кістка».

Створені рекомендації щодо діагностики та лікування ушкоджень проксимального відділу стегна допоможуть в практиці не лише лікарів ортопедів-травматологів, а й сімейних лікарів, ерготерапевтів тощо.

Дані, отримані під час дослідження, використано в лекційному та практичному матеріалі кафедр Полтавського державного медичного університету.

Особиста участь дисертанта у виконанні роботи

Дисертант здійснив розробку основних теоретичних і практичних положень проведеного дослідження, сформулював мету та завдання дисертаційної роботи. Автор проаналізував наукову літературу із зазначеної проблеми, обрав методи дослідження, визначив групи спостереження.

Особисто брав участь на етапах надання спеціалізованої лікувально-діагностичної медичної допомоги пацієнтам з переломами проксимального відділу стегна. Провів ретроспективний аналіз даних рентгенографії та медичної документації пацієнтів травматологічних клінік. Дисертанту належать основні розробки рекомендацій щодо оптимізації призначення лікувальних та реабілітаційних заходів.

Самостійно написав усі розділи дисертації, сформулював висновки та практичні рекомендації.

Апробація отриманих результатів

Основні положення та результати роботи були обговорені на XXVII Конгресу студентів та молодих учених «Майбутнє за наукою» Тернопіль, 10-12 квітня 2023; Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих учених «Медична наука – 2023», м. Полтава, 1 грудня 2023 р.; науково-практичній інтернет-конференції з міжнародною участю «Сучасні проблеми вивчення медико-екологічних аспектів здоров'я людини» м. Полтава, 23-24 жовтня 2025 р.; науково-практичній інтернет-конференції з міжнародною участю «Актуальні питання фізичної терапії та перспективи розвитку реабілітації в сучасних умовах»: Тернопіль, 06-07 листопада 2025 р., III Слобожанській конференції з анестезіології та інтенсивної терапії (СКАІТ-3),

19.06.2026, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України», Харків. 2026.

Впровадження в клінічну практику

Результати дисертаційної роботи впроваджуються в практику травматологічних відділень Комунальних підприємств «Полтавська обласна клінічна лікарня ім. М. В. Скліфосовського Полтавської обласної ради» та «1-а міська клінічна лікарня Полтавської міської ради».

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дослідження виконане згідно з планом науково-дослідної роботи Полтавського державного медичного університету в рамках прикладної науково дослідної роботи № держреєстрації 0122U002528 «Вікові аспекти етапного надання допомоги ортопедо-травматологічним хворим з коморбідною патологією».

Публікації

За матеріалами проведеного дослідження опубліковано 7 наукових праць, з них 3 статті в провідних фахових виданнях, затверджених ДАК МОН України (1 стаття в журналі, що входить до наукометричної бази Scopus).

Структура дисертації

Дисертація складається зі вступу, оглядового розділу сучасного стану досліджень даного питання, розділу «Матеріал та методи дослідження», чотирьох розділів власних досліджень, аналізу та узагальнення результатів, висновків, списку літератури й додатків. Робота викладена на 173 сторінках машинописного тексту, разом зі списком літератури. Текст ілюстровано 63 рисунками та 23 таблицями. Список літератури складають 199 джерел, з них кирилицею – 5, латиницею – 194.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ З ПЕРЕЛОМАМИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

1.1. Антропологічні особливості будови проксимального відділу стегнової кістки.

Стегнова кістка – найдовша та найміцніша кістка в людському тілі, яка відіграє ключову роль у підтримці ваги та русі. Анатомічно вона включає проксимальний епіфіз, діафіз та дистальний епіфіз.

Проксимальний відділ стегнової кістки (ПВСК) включає головку стегнової кістки, шийку, великий і малий вертлюги (трохантери), а також міжвертлюгову ділянку.

1.1.1. Історичні аспекти вивчення стегнового компоненту кульшового суглобу

Перший детальний, науково верифікований та ілюстрований опис анатомії проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) людини надав видатний анатом епохи Відродження Андреас Везалій (Andreas Vesalius). У 1543 році він опублікував свою фундаментальну працю «De humani corporis fabrica» («Про будову людського тіла») (рис.1.1.) [37].

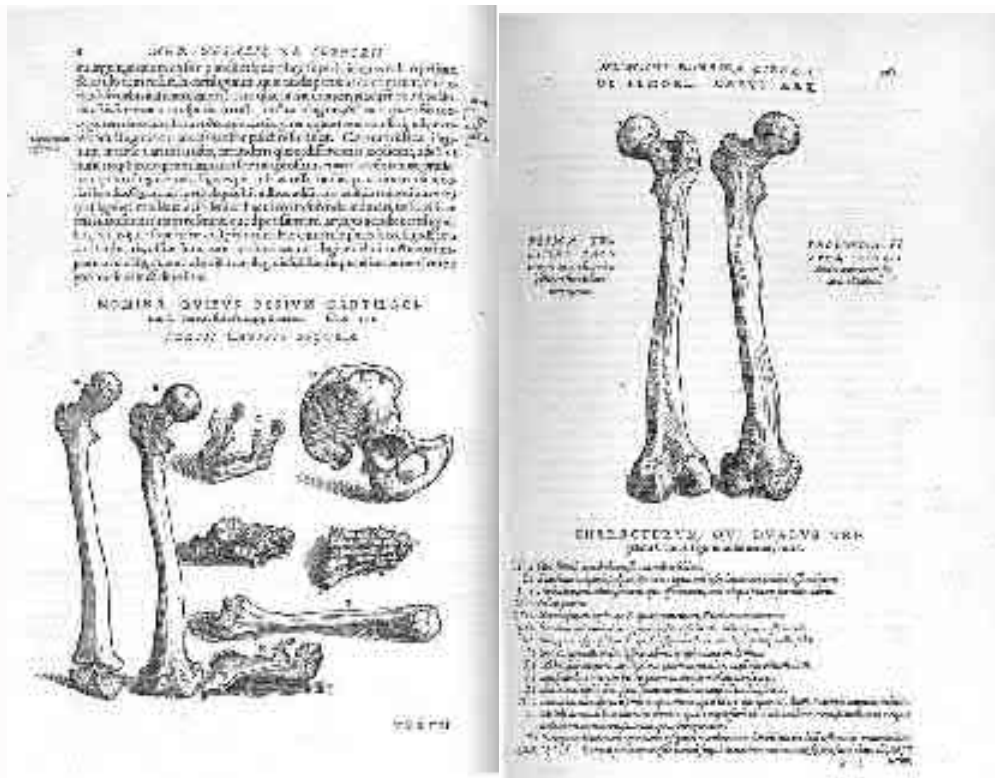


Рис. 1.1. Ілюстрація з книги «De humani corporis fabrica libri septem», Vesalius, A.

До Везалія понад 1300 років європейська медицина користувалася працями Галена. Проте Гален розтинав переважно тварин (зокрема мавп), тому його описи кісток мали значні похибки [38, 39].

Везалій у першій книзі свого трактату, яка присвячена скелету, вперше дав бездоганний з погляду сучасної морфології опис ПВСК:

- чітко диференціював головку (caput femoris), шийку (collum femoris), а також великий і малий вертлюги (trochanter major et minor).
- звернув увагу на те, що шийка стегна спрямована медіально та догори під певним кутом до діафіза (перша згадка про шийково-діафізарний кут або «кут інклінації»).

Макроскопічного опису Везалія було недостатньо, щоб зрозуміти, чому шийка стегна витримує надмірні навантаження. Справжній прорив у розумінні внутрішньої анатомії ПВСК відбувся значно пізніше завдяки німецькій школі анатомів та інженерів.

Одним з провідних дослідників трабекулярної архітекτονіки кісткової тканини вважається Юліус Вольф, який сформував концепцію адаптації кістки, як відповідь на механічне напруження. Згідно його дослідженням висловлюються певні висновки:

1. Внутрішня структура трабекул кістки залишається постійною в усіх людей протягом всього життя.
2. Кісткові трабекули пересікаються під прямим кутом.
3. Якщо кістка зламана, кут трабекул змінюється, але згодом вирівнюється з відновленням первинної анатомічної перпендикулярності кістки.

Таким чином, відповідно закону Вольфа, кістка відновлюється відповідно з основними векторами фізіологічного напруження. Автор відзначив, що «всі зміни у кістковій матриці залежать від статичних умов кістки» [39].

Англійський анатом Фредерік Уорд детально описав специфічні групи трабекул у ПВСК. Він виділив головні пучки: головний напружуючий (тензорний) та головний стискаючий (компресійний). Зона між ними, де трабекул найменше, отримала назву трикутник Уорда (Ward's triangle) – анатомічно найслабша ділянка, з якої найчастіше починається руйнування кістки при остеопорозі (рис.1.2) [40].

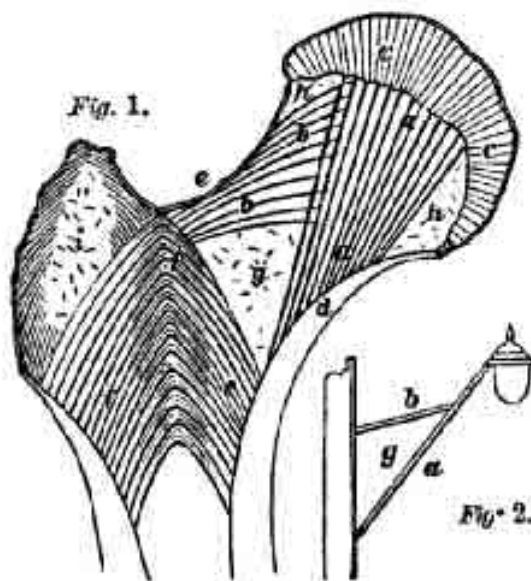


Рис.1.2. Схема груп трабекул за Уордом (запозичено з Ward F. Outlines of human osteology. London : Renshaw, 1851)

У своїй класичній роботі «Закони кісткової архітектури», виданій у 1917 році, Д.Кох виділив п'ять груп трабекул проксимального відділу стегнової кістки в залежності від їх орієнтації і відповідного опору зовнішнім факторам: основні та вторинні, що стискають; основні та вторинні, що розтягують та групи великого вертлюга [41].

Вказана робота вважається першою успішною спробою поєднати математичну теорію пружності з анатомією. З роками праця Коха була доповнена чисельними корекціями, присвяченими більш детальному вивченню безпосередньо біологічної складової ділянки проксимального відділу стегна [42].

Математичні розрахунки також зазнали суттєвих змін, особливо після появи та можливості широкого застосування комп'ютерного моделювання (методу скінчених елементів) [43]

Сучасні 3D-КТ дослідження, які публікуються у наукових виданнях сьогодні, досі використовують термінологію та класифікацію пучків трабекул, сформовану Вольфом та Уордом у XIX столітті. На даний час технології стали цифровими, але фундаментальна біомеханічна архітектура ПВСК, описана класиками, залишилася незмінною.

В наступних роботах вищевказані дослідження знайшли своїх прихильників і опонентів. Так Hammer A. у своїх публікаціях 2015 та 2017 років відзначив, що теорія Вольфа є помилковою і що проксимальний сегмент стегна потрібно розглядати не як вигнуту конструкцію, а як прямі з'єднання діяфізу та шийки [44, 45].

Не спростовуючи основні тези закону Вольфа про функціональну спрямованість трабекул, відповідно навантаженню, є також низка робіт, що вказують на особливості регенерації у вигляді локального зміцнення травмованого осередку [46, 47, 48].

Експериментальне дослідження якості кісткової тканини в умовах навантаження при наявності остеопорозу показало негативний вплив зовнішніх факторів на моделювання кісткової тканини, що може корегуватись додатковими елементами. Останні дослідження проводились з використанням тривимірного 3D друкування моделей [49, 50].

Вплив механічного зовнішнього фактору на трабекулярну будову проксимального відділу стегнової кістки за допомогою мікро-КТ в умовах остеопоротичних змін доводиться також рядом науково-клінічних досліджень і демонструють різницю втрати міцності певних ділянок сегменту [51, 52].

Сучасні дослідження демонструють, вікову схильність трабекул стегнової кістки до анізотропії. Nadad, A. et al., (2025) на 62 препаратах доводить, що варіанти спрямування трабекулярних ліній проксимального відділу стегнової кістки не залежать від статі, білатеральності і не мають значимої кореляції з віком. Тим не менш відмічається певна негативна кореляція з шиїково-диафізарним кутом (ШДК). В роботі зазначається унікальність трабекулярного малюнку головки стегнової кістки в рамках загальної структурної схеми [53].

1.1.2. Сучасні методи дослідження кісток

У сучасній анатомії, антропології та ортопедичній практиці визначення кількісних та якісних параметрів кістки еволюціонувало від класичних механічних вимірювань до високоточного цифрового 3D-моделювання.

Всі методи можна розділити на три великі групи: остеометричні (прямі), променеві (прижиттєві клінічні) та цифрові (комп'ютерні).

Прямі остеометричні методи застосовуються для дослідження сухих анатомічних кісток у морфологічних лабораторіях, музеях або під час судово-медичної експертизи. Використання спеціалізованого інструментарію (антропометричні дошки, товщинні та ковзні циркулі, штангенциркулі, гоніометри) дозволяють точно визначити зовнішні параметри об'єкту дослідження.

Відсутність оптичних викривлень, у порівнянні з інструментальними променевими методами, підвищує рівень верифікації даного методу, тим не менш спростовує практичне значення в лікувальному процесі конкретних пацієнтів [54].

Звичайна рентгенографія, як найдоступніший прижиттєвий метод дослідження вказаної ділянки має особливу цінність для створення великих груп дослідження, однак достовірність цих даних відносна. При визначенні ШДК метод дає похибку до 12° навіть через «умовно правильне» укладання пацієнта (ротацію нижньої кінцівки). Особливо актуальна дана похибка при дослідженні травмованого пацієнта, коли, як пасивні так і активні рухи в суглобах обмежені через больовий посттравматичний синдром [55].

КТ повністю усуває цю проблему, оскільки дозволяє лікарю розгорнути 3D-модель кістки на екрані та виміряти кут у справжній анатомічній проекції. Окрім цього, тільки КТ дозволяє точно оцінити якість кістки в зоні майбутнього розташування фіксатора при виконанні остеосинтезу [56, 57].

Поєднання КТ-сегментації та 3D-моделювання (MCE) – метод що виключає людський фактор (суб'єктивізм лікаря, який «на око» ставить крапки на знімку). Комп'ютер математично вираховує центроїди анатомічних утворень та будує не тільки графічні поєднання, а й вказує зони критичного напруження в кістці [58, 59].

Скінченно-елементне сіткове моделювання (FEA-mesh), за рахунок подрібнення отриманої 3D-моделі, дозволяє не просто виміряти геометрію, а дослідити, як ця конкретна геометрія чинить опір механічним навантаженням [60, 61, 62].

Однак, слід враховувати, що методи медичної візуалізації основані на іонізуючому опроміненні (рентгенографія та КТ-сканування) являють собою серйозну проблему пов'язану з ризиком від дії іонізуючого опромінення [63].

Дослідження показали, що лише КТ-сканування складає майже 50% від загального медичного радіаційного опромінювання населення, незважаючи на те, що на його долю припадає всього 17% усіх процедур візуалізації [64].

Вказаний ризик особливо небезпечний для груп населення, які потребують частого проведення візуалізаційних досліджень – онкологічні хворі, люди з хронічними захворюваннями, діти [65, 66, 67].

Для вирішення задач, спрямованих на обмеження дози опромінення, розробляються передові методи реконструкції зображень, таких як ітеративна реконструкція. Нові шляхи обробки даних дозволяють отримувати якісні зображення при більш низьких дозах іонізації [68, 69].

Застосування останнім часом в діагностичній практиці штучного інтелекту (ШІ) дозволяє припустити, що дані технології перспективні в якості допоміжного діагностичного інструмента, хоча і мають суперечливі відгуки [70].

Взагалі система ШІ продемонструвала діагностичну ефективність і високу продуктивність обробки даних без необхідності використання складного обладнання [71].

В клініках ортопедії і травматології інструменти візуалізації на основі ШІ демонструють чудові результати у виявленні переломів, сегментації хряща, нерідко створюючи конкуренцію експертам-клініцистам. Тим не менш їх практичне впровадження обмежене якістю даних, системною інтеграцією та етичними проблемами [72].

ШІ показав високу чутливість для переломів шийки стегна (95%) та вертлюгової ділянки (92%). Проте дослідження виявило і слабкі місця: специфічність ШІ суттєво знижувалася за наявності старих консолидованих переломів або виражених дегенеративних змін (артрозу), а найбільша кількість пропусків припадала на субкапітальні переломи шийки (31-B1) та прості чрезовертлюгові переломи (31-A1) [73].

Не спостерігались також переваги при застосуванні методів прогнозування результатів лікування у порівнянні з традиційною

багатофакторною прогностичною статистикою, що використовують клінічні спеціалісти [74].

Кожен з вказаних методів має свої беззаперечні переваги і свої недоліки, тому використання їх для вирішення певних завдань наукових досліджень повинно базуватися на їх поєднаному застосуванні та критичному порівнянні [75].

1.1.3. Клінічна морфологія ПВСК

Ключові морфометричні параметри, включаючи діаметр головки стегнової кістки, довжину шийки стегнової кістки, шийково-діафізарний кут та кут антеверсії стегнової кістки, безпосередньо впливають на розподіл напружень, згинальні моменти та сили скручування, що діють на кульшовий суглоб (КС) та ПВСК [76,77].

Точна морфометрична оцінка ПВСК та КС має вирішальне значення для планування оперативних втручань в ділянці кульшового суглобу, проектування фіксаторів для остеосинтезу та ендопротезів, відновлення природної біомеханіки кульшового суглоба при артропластиці та оцінки специфічних для популяції анатомічних варіацій, які можуть впливати на ризик перелому [78, 79].

Один з геометричних параметрів, якому приділяють підвищену увагу фахівці, як теоретичної так і клінічної ланки – кут інклінації шийки стегнової кістки, або так званий у практичній медицині «шийково-діафізарний кут» (ШДК), є досить варіабельним. Чітке визначення його як 127° , є дискутабельним і має індивідуальні особливості (від 110° до 140°). Тим не менш значення цього параметру часто відіграє визначальне для травматологів-ортопедів при визначенні тактики лікування і особливо при виборі фіксатору в умовах лікування різноманітних патологій кульшового суглобу [80].

Статистика даних наукових робіт вчених всього світу вказує на те, що біомеханічні характеристики проксимального відділу стегнової кістки досі вивчені не до кінця.

У середньому в людській популяції шийково-діафізарний кут (ШДК) у діапазоні 125° – 135° мають близько 65–75% дорослого населення. Цей інтервал практично повністю покриває поняття анатомічної норми (соха норма), тому за законами нормального розподілу Гаусса (де медіана дорослої популяції за даними великих радіологічних та КТ-досліджень коливається в межах 126° – 131° , а стандартне відхилення становить близько 5° – 7°), туди потрапляє переважна більшість людей.

Якщо розбити популяцію за анатомічними типами проксимального стегна, розподіл виглядає наступним чином:

- ШДК менше 125° (схильність до Соха Vara): близько 10–15%. Сюди відносяться як пацієнти з вираженим клінічним варусом (менше 120°), так і люди з умовно «низькою» межею норми.
- ШДК 125° – 135° (Соха Norma): близько 65–75%. Найбільш біомеханічно збалансована група. За даними деяких сучасних вибірок, навіть у вузькому коридорі 131° – 135° концентрується до 41% пацієнтів.
- ШДК більше 135° (схильність до Соха Valga): близько 15–20%. Найчастіше зустрічається у жінок, а також є фізіологічною рисою в дитячому віці, яка з початком ходіння та під дією м'язів поступово зменшується до дорослих значень [81].

Численні дослідження даного геометричного параметру доводять, або дають привід для дискусії, з приводу варіабельності його в залежності від віку, гендерності, латеральності, етнологічності тощо.

Нижче наведені лише окремі сучасні дані дослідників різних світових регіонів, об'єднаних спільною проблемою лікування пацієнтів з ушкодженнями проксимального відділу стегна, кількість яких зростає з кожним роком в усьому світі.

Існує версія, що кліматичні тенденції впливають на антропометричні показники, при цьому індекс ШДК варіюється в залежності від інших індексів форми тіла: медіанний NSA, наприклад, вище в тепліших регіонах,

особливо в Тихому океані (130°), тоді як нижчі значення популяції піддавалися впливу холодніших умов, у Європі (126°) та Америці (125°) [82].

В літературі зустрічаються досить багато посилань на відмінності показників ШДК в залежності від місця проживання. Доволі часто зустрічаються роботи дослідників індійської популяції. На значній кількості сухих препаратів стегнових кісток, що може свідчити про достовірність дослідження отримані досить різні результати. В середньому середній показник шийково-діафізарного кута становив $128,4^\circ$. При цьому в різних регіонах Індії цей показник варіював від $125,6^\circ$ до 139° .

В дослідженні Abd Wahab EH et al. (2025) використовувались дані 94 пацієнтів віком більше 60 років. Шийково-діафізарний кут варіював від 113 до $146,5$ градусів, із середнім значенням $130,2$ градуси. Визначено гендерну відмінність значення ШДК: у пацієнтів жіночої статі середній кут становив $129,7$ градусів в порівнянні із $131,3$ градусами у пацієнтів чоловічої статі [84].

Дослідження 250 трупних зразків у Нью-Мексико було спрямоване на доведення варіабельності ШДК у п'яти етнічних групах американців. Середнє значення ШДК склало $130,1^\circ$ (від $115,7^\circ$ до $144,7^\circ$). Проте суттєвих відхилень між етнічними групами не було виявлено [85].

Схожі дослідження були проведені і в інших країнах, різних регіонах світу, тим не менш переконливі дані відносно певного зв'язку домінування геометричних параметрів в окремих етнологічних групах достовірно не підтверджено [86, 87, 88, 89, 90].

Поширене антропологічне дослідження Gilligan та співавтор. (2013) засвідчило, що загалом у дорослій популяції значущих статевих відмінностей або виражених вікових змін ШДК не спостерігається. Проте автори вказали на ймовірність існування мінімальної латеральної асиметрії, що може бути обумовлена функціональним домінуванням правої або лівої нижньої кінцівки (опорної ноги) у процесі локомоції [82].

Схожі результати симетрії отримані у дослідженнях Kumar та Gajbhiye (2022), які провели морфометричний аналіз 200 сухих стегнових кісток (100 правих та 100 лівих). Застосувавши непарний t-критерій Стьюдента, автори встановили, що загальне середнє значення ШДК становило $126,71^{\circ} \pm 5,12^{\circ}$ (варіативність від 113° до 136°). Середній кут для правої сторони склав $126,04 \pm 4,93^{\circ}$, а для лівої – $127,40 \pm 5,20^{\circ}$. Автори констатували відсутність статистично значущої різниці чи кореляції між сторонами, зробивши висновок, що дещо вищий лівосторонній показник є випадковим коливанням [91].

У Південній Індії Hussain (2014) дослідив вибірку з 250 кісток і зафіксував середній ШДК на рівні $137,1^{\circ}$. При цьому білатеральний аналіз продемонстрував майже повну тотожність: $137,3^{\circ}$ для правої та $136,9^{\circ}$ для лівої кістки, без жодних статистично достовірних відмінностей [92].

Крос-секційне дослідження Chawla та співавтор. (2025) на малій вибірці сухих кісток (25 правих та 25 лівих) за допомогою t-критерію також підтвердило повну білатеральну симетрію за всіма морфометричними параметрами. Крім того, дослідники виявили важливу закономірність: відсутність прямої кореляції між загальною довжиною стегнової кістки, довжиною її шийки та величиною шийково-діафізарного кута [93].

Сучасні прижиттєві вимірювання за допомогою рентгенографії дозволяють оцінювати параметри ШДК на великих вибірках пацієнтів у клінічних умовах.

Клінічні дослідження Haddad et al. (2022) результатів рентгенологічного обстеження 400 пар шийок стегнових кісток (200 чоловіків і 200 жінок), містило порівняння знімків у положеннях стоячи та лежачи. Середнє значення ШДК становило $133,06^{\circ} \pm 5,71^{\circ}$. Автори задокументували відсутність гендерних відмінностей та високу білатеральну симетрію ($p=0,95$), що підтверджує надійність рентгенографічного шаблону протилежної сторони [94].

Детальний статистичний розподіл білатеральної симетрії наведено у роботі Rogers та співавтор. (2021). Дослідивши 203 пацієнти (406 стегнових кісток), автори виявили незначний статевий диморфізм: у чоловіків середній ШДК був дещо нижчим ($131,56 \pm 4,74$), ніж у жінок ($133,61 \pm 5,17$). Проте індивідуальний аналіз показав високу лінійну залежність між правою та лівою кістками ($r^2 = 0,70$). У 88% пацієнтів різниця між правим та лівим ШДК склала менше 5° . Це дозволило авторам повністю обґрунтувати використання контралатерального ШДК як надійного орієнтира при лікуванні проксимальних переломів стегна [95].

Попри переважаючі докази симетрії, деякі сучасні дослідження фіксують статистично значущу білатеральну асиметрію. Зокрема, у дослідженні Ranzeetha та співавтор. (2025), проведеному в штаті Андхра-Прадеш, під час рентгенологічного аналізу дорослої вибірки було виявлено кут $141,15^\circ \pm 6,97^\circ$ для лівої сторони та $137,50^\circ \pm 5,72^\circ$ для правої. Ця різниця виявилася статистично значущою ($p = 0,0307$). Поглиблений аналіз цієї вибірки продемонстрував певний статевий диморфізм. Білатеральна різниця була значущою для жінок, але не для чоловіків [96].

Таким чином більшість світових анатомічних та радіологічних досліджень свідчать про те, що шийно-діафізарний кут стегнової кістки людини є доволі високосиметричним анатомічним параметром. Дані переважної кількості клінічних досліджень виправдовують використання параметрів здорової контралатеральної кістки як анатомічного орієнтира для планування ортопедичних втручань та реконструкцій.

Водночас наявність окремих популяційних даних щодо ізольованої лівосторонньої асиметрії (особливо у жінок) вказує на необхідність врахування етнічних, географічних та індивідуальних факторів локомоторного навантаження в клінічній практиці.

В той же час, сучасні аналогічні дані в Україні мають досить обмежений характер.

За даними дослідження науковців Вінницького національного медичного університету (2014) отриманих за результатами вимірювань 232 стегнових кісток з університетського музею середній ШДК становив $125,22^\circ$, у тому числі, лівих - $+126,1^\circ$, правих $+124,5^\circ$. Середній ШДК підлітків й юнаків - $+128,4^\circ$, що відносно свідчить про вікові зміни геометричних параметрів ПВСК (таб. 1.1) [97].

Таблиця 1.1

Результати вимірів ШДК 214 стегнових кісток
(за Бойнюк А.Л. та співав., 2014)

Величина кута ШДК	$142^\circ - 136^\circ$	$135^\circ - 130^\circ$	$129^\circ - 120^\circ$	$119^\circ - 110^\circ$	$109^\circ - 104^\circ$
Кількість стегнових кісток	43	51	73	41	6
Процентне співвідношення	20,09	23,83	34,11	19,15	2,80
Середній ШДК - $125,22^\circ$					

Масштабні дослідження науковців Інституту геронтології ім. Д. Ф. Чеботарьова НАМН базувались на даних щодо переломів стегна у м. Вінниця у 2005-2006 роках та Вінницькій та Закарпатській областях у 2011-2012 роках.

На основі даних регіональних досліджень була охарактеризована частота переломів стегна з урахуванням вікових та гендерних особливостей, визначені групи ризику переломів. Тим не менш вказані дані будувались на припущенні сталого розвитку українського суспільства, то окремі прогнози, особливо демографічні повинні бути переглянуті [98, 99].

За матеріалом 100 оглядових (передньозадніх) рентгенограм кульшових суглобів хворих, які перебували на стаціонарному лікуванні у клініці швидкої медичної допомоги м. Львова віком 50–89 років

(середній вік $70,98 \pm 0,99$ року, 31 жінка та 39 чоловіків), які були госпіталізовані з внутрішньосуглобовими ПСК та 30 осіб без ПСК, стандартизованих за показником віку, що становили контрольну групу, визначені кореляційні особливості геометричних параметрів вказаного відділу. Згідно з отриманими даними, у чоловіків без ПСК вірогідно більшими порівняно з відповідними показниками в жінок були показники величини шийково-діафізарного кута ($131,00 \pm 0,71^\circ$ та $128,09 \pm 1,45^\circ$ відповідно, $p < 0,05$). Вірогідних відмінностей інших геометричних показників ПКСК в осіб без ПСК залежно від статі не виявлено [100].

Однак, незважаючи на велику кількість літературних джерел, як в Україні, так і у світі остаточно не розроблений диференційований підхід врахування індивідуальних анатомічних параметрів до застосування окремих видів остеосинтезу чи ендопротезування у хворих із переломами проксимального відділу стегнової кістки [101].

Таким чином частота використання різних методів дослідження на сучасному етапі все більше зміщується в бік комп'ютерного моделювання з використанням даних томографічних обстежень.

Сучасна анатомія кульшового суглобу і опорно-рухового апарату взагалі останнім часом майже не розглядається ізольовано – переважна кількість досліджень має виражене практичне спрямування. Як правило, дослідження пов'язані з вивченням розподілу механічних стресових навантажень та профілактикою ускладнень лікування різноманітних ушкоджень кісток, в тому числі хірургічним методом із застосуванням широкого спектру сучасних засобів фіксації, з наступним чи попереднім прогнозуванням наслідків травми та відповідних лікувальних заходів.

Усі сучасні публікації Scopus наголошують, що фіксовані геометричні параметри (наприклад, усереднений кут ШДК) є застарілими для оптимізації процесу ефективного остеосинтезу, що базується на відповідності морфологічних параметрів анатомічної ділянки та технічних характеристиках імплантів.

Доволі широкий спектр індивідуальних особливостей ділянки, що вивчається, доводить наявність недоліків використання стандартних фіксаторів із заданим кутом 125-130-135 градусів без використання відповідних методів дослідження та прогнозування небажаних результатів.

Наукові дослідження корелятивних відносин вікових, етнологічних особливостей будови проксимального відділу стегнової кістки та відповідної стандартизації існуючих методик лікування ППВСК лишаються актуальними, як у регіональному, так і у світовому аспекті.

1.2. Еволюція методик оперативного лікування переломів ПВСК

Лікування переломів ПВСК пройшло шлях від гіпсових кокситних пов'язок, які зараз практично не використовуються у дорослих, скелетного витягнення, що застосовується здебільшого як передопераційна етапна підготовка, до оперативного лікування з використанням найсучасніших методик остеосинтезу та ендопротезування, під час яких лікарі використовують стандартні та індивідуальні фіксатори створені за допомогою комп'ютерних технологій.

Результати сучасних досліджень довели безперечно вищу ефективність оперативного методу лікування даної патології у порівнянні з консервативним, особливо у пацієнтів похилого та старечого віку [102, 103, 104].

Ранні методики остеосинтезу були спрямовані, як правило, на анатомічне співставлення фрагментів з наступною іммобілізацією.

Спосіб остеосинтезу пучком шпичь, введеним через кортикальний шар вертлюгової ділянки, відрізнявся малотравматичністю, але не забезпечував стабільної фіксації і вимагав зовнішньої фіксації або вимушеного положення у ліжку протягом тривалого часу (рис.1.3).

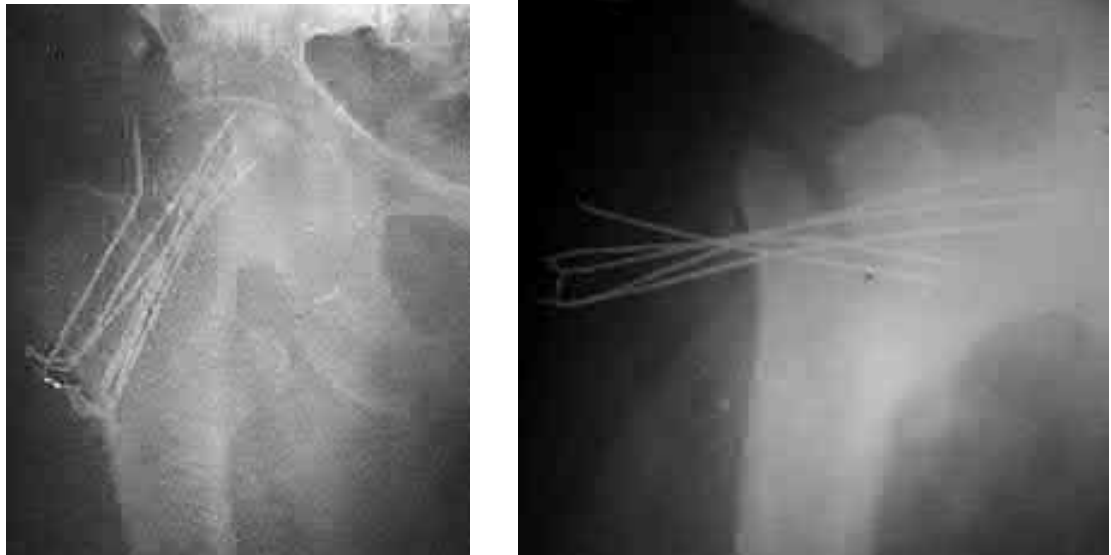


Рис.1.3. Фіксація перелому ПВСК шпицями

Ті ж недоліки мали і більшість фіксаторів, що використовувались ортопедами-травматологами. Тому на зміну розповсюдженим у середині 20-го сторіччя полішпицюванню, трилопатовому цвяху Сміт-Петерсона з блокованим гвинтом або із діафізарною накладкою, фіксатор Сеппо, методу фіксації гнучкими штифтами за Ender тощо прийшли фіксатори, які забезпечували більш надійну стабільність – діафізарні Г-подібні фіксатори із пласким клинком, розташованим під кутами 130° і 95° до діафізарної частини. Нерідко використовувалась комбінація декількох засобів стабілізації фрагментів перелому (рис.1.4) Хоча, навіть за умов правильно виконаного вказаного остеосинтезу, досить часто виникали міграція або злам фіксатора за рахунок технічних складнощів [105, 106].

**А****Б**

Рис. 1.4. Остеосинтез ПВСК А) цвяхом Сміт-Петерсона з діафізарною накладкою, Б) комбінацією кутової пластини з цвяхом Сміт-Петерсона

З прийняттям базових принципів АО (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), ключовим завданням ортопедів-травматологів стало відновити механічну міцність кістки в зоні перелому за допомогою внутрішніх фіксаторів, враховуючи локальну біомеханіку. Для успішного лікування переломів ПВСК критично важливим напрямком роботи науковців обрано розподіл навантажень у цій зоні [107, 108, 109].

На основі попередніх досліджень були створені накісткові (екстрамедулярні) системи фіксації, такі як кутова пластина Джуетта або динамічна пластина з ковзними гвинтами (DHS – Dynamic Hip Screw) (рис.1.5).

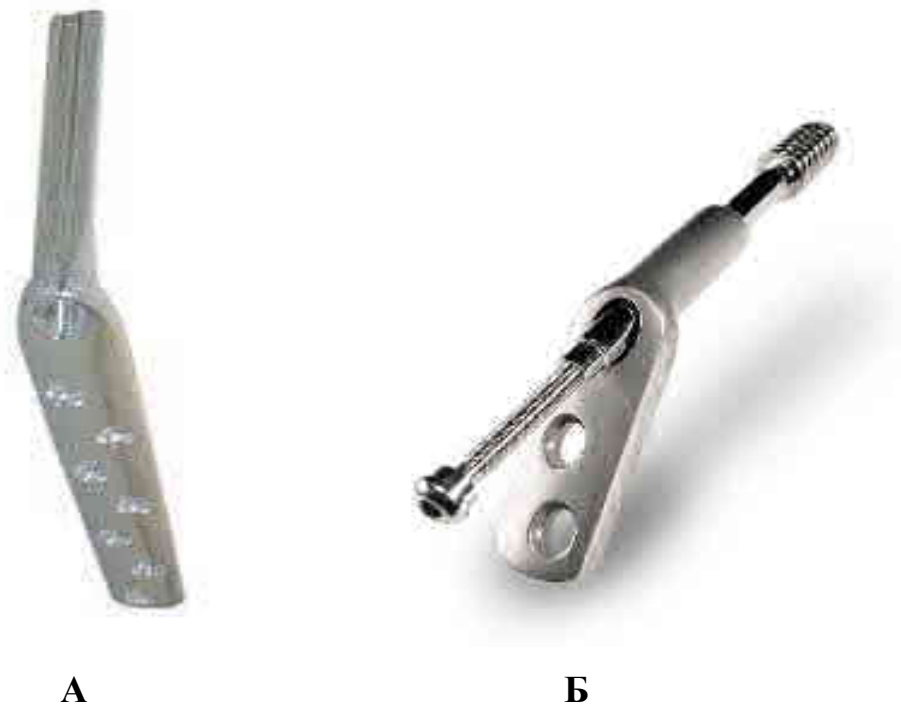


Рис. 1.5. А) Пластина Джуєтта, Б) DHS

Однак подальші біомеханічні дослідження виявили вразливість наkostкових фіксаторів:

- Ексцентричне положення. Пластина розташована зовні від осі навантаження, через що виникає довге плече сили.
- Концентрація напружень. Значне навантаження фокусується на стику компонентів імплантату.
- Ризик деструкції. Напруга часто перевищує межу міцності як самої металоконструкції, так і кісткової тканини, що призводить до варусної деформації шийки стегна, міграції або перелому стрижня [110, 11, 112].

На основі основних концепцій застосування закритого інтрамедулярного остеосинтезу розробленого Герхардом Кюнчером, у Західній Європі та Північній Америці з'явилися відповідні методики стабілізації навколосуглобових переломів стегнової кістки [113, 114, 115]

Використання розроблених конструкцій інтрамедулярної фіксації (PFN, Gamma) дало змогу почати вертикальне навантаження на оперовану кінцівку до консолідації перелому, проте недостатня ротаційна стабільність PFN і Gamma-фіксатора змушували обмежувати навантаження протягом 1-1,5 міс.

На певному етапі розвитку забезпечення відбулася заміна гвинтів на спіральне лезо. Спіральне лезо – це особливість конструкції сучасних цефаломедулярних цвяхів, яка, як вважається, забезпечує більш високу стабільність у порівнянні з традиційними гвинтами за рахунок ущільнення губчастої кістки.

Як варіант проксимальної фіксації стали доступні велика кількість внутрішньокісткових (інтрамедулярних) фіксаторів: гамма-штифти, антиротаційні системи (Proximal Femoral Nailing – PFNA), трохантерні фіксаційні стрижні (TFN), штифти InterTan тощо, при цьому вибір імплантату залежить від переваг хірурга або інституційних норм. Кожна з вказаних систем має свої переваги і недоліки, що є предметом вивчення сучасних дослідників [116, 117].

Останнім часом з'являються дані результатів дослідження ефективності розробленого нового виду проксимального стегнового біонічного інтрамедулярного стрижня (PFBN). Після порівняння біомеханічних даних застосування нового імплантату з результатами традиційної інтрамедулярної та екстремедулярної фіксації при лікуванні міжвертельного перелому після невдалої первинної внутрішньої фіксації автори рекомендують фіксацію даного стрижня у якості методу вибору для ревізійного лікування міжвертлюгових переломів стегнової кістки, хоча і відмічають, що результати ще потребують додаткових клінічних досліджень [118]

Сучасна концепція остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки базується на принципах збереження кровопостачання головки стегна, мінімальної інвазивності та забезпечення стабільності, яка дозволяє виконувати раннє осьове навантаження на кінцівку (швидшу мобілізацію пацієнтів, що критично важливо для людей літнього віку).

Не останню роль в отриманні позитивного ефекту лікування грає застосування імпланту, вибір якого визначається врахуванням його біомеханічних характеристик. Відсутність проміграційного компоненту

(різьба, лопаті, деротаційний елемент) дозволяє забезпечити нерухомість відломків лише за умов трансартикулярного проведення імпланту (рис. 1.6). При цьому досягається більш висока вірогідність зрощення перелому, але втрачається можливість відновлення рухової функції суглобу [119, 120, 121].



Рис. 1.6. Трансартикулярний остеосинтез (артродез) трилопатовим штифтом Сміт-Петерсона з діафізарної накладкою

Як критерії оцінки переваг зазвичай враховуюються: показники смертності, проведення повторних операцій, ускладнення, невдала фіксація, тривалість оперативного втручання, інтраопераційна крововтрата. Безумовно, що це не повний перелік переважань однієї методики над іншою.

Суттєвої різниці у післяопераційних результатах при застосуванні DHS та БІОС не виявлено, однак мається суттєва різниця у двох інтраопераційних результатах – операції з використанням DHS характеризувались значно більшою тривалістю операції ($p < 0,0001$) та більшою крововтратою ($p < 0,00001$), ніж операції з використанням БІОС [122].

Конструкція DHS в її різних модифікаціях значною кількістю дослідників, хоча і може бути рекомендована для остеосинтезу всіх варіантів вертлюгових переломів, проте найбільш ефективна для фіксації стабільних переломів (типу 31-A1 за класифікацією АО). За інших типів переломів фахівці вважають за краще використовувати інтрамедулярні фіксатори (Gamma або PFNA) [123, 124, 125].

Застосування сучасних заглибних конструкцій у травматології дозволяє ефективно розвантажити пошкоджену зону та забезпечити ранню рухову активність пацієнтів уже в перші години після втручання, що вкрай важливо для людей літнього віку. Доведено, що такі методи сприяють оптимальному зрощенню кісток і запобігають ускладненням, пов'язаним із гіподинамією.

Водночас окремі клінічні дослідження показують, що у випадках невдалої фіксації міжвертлюгових переломів стегна кількість інтра- та післяопераційних ускладнень вища порівняно з первинним тотальним ендопротезуванням кульшового суглоба. Аналіз функціональних і анатомічних наслідків підтверджує доцільність ендопротезування як альтернативи при переломах вертлюжної ділянки, особливо за уявлень важкого остеопорозу [126, 127, 128, 129].

Тому при виборі оптимального методу лікування вважають що інтрамедулярний остеосинтез є перспективним підходом для лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки (зокрема в пацієнтів похилого віку) через свою біомеханічну надійність, адже досягти стабільної фіксації уламків класичними методами вдається не завжди. Ендопротезування кульшового суглоба розглядається як метод вибору для літніх пацієнтів із низькими функціональними запитами.

Рівень достовірності цих даних не є абсолютно категоричним. Він спирається переважно на оцінку ризику летальних наслідків (що вищий при застосуванні певних ендопротезів), аналіз показників якості життя після операції та частоту повторних втручань у межах обмеженого періоду спостереження [130].

1.3. Причини виникнення ускладнень при лікуванні хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки

Незважаючи на постійне вдосконалення хірургічної техніки та конструктивних характеристик імплантатів, актуальні дані багатоцентрових досліджень та національних реєстрів свідчать про те, що частота повторних операцій після інтрамедулярного остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки становить від 8% до 15%, що зумовлено переважно механічними невдачами фіксації [131, 132].

Окремі автори вказують, що загальна частота ускладнень при використанні інтрамедулярного остеосинтезу ПВСК досягає навіть 22,9%, при цьому розповсюдженим ускладненням є міграція гвинта/леза (14,2%) [117].

Більшість авторів традиційно визначають невдалу фіксацію за наявності наступних ознак:

- 1) проникнення кінчика гвинта в суглоб з одночасним вклиненням фрагменту перелому;
- 2) втрата репозиції з варусною деформацією;
- 3) виривання гвинта через голівку та шийку кости зверху з варусною деформацією;
- 4) відмова (руйнування) імплантату [133].

В роботі Turgut A. et al. відмічається, що ускладнення у вигляді випадіння кісткового фрагмента спостерігалось у 14 пацієнтів (4,7 %). Найбільш важливим фактором, що впливає на виникнення ускладнень у вигляді випадіння кісткового фрагмента, виявилась варусна репозиція (p : 0,01), другим за важливістю фактором – імплантація спірального лека в неправильному квадранті (p : 0,02). Третім важливим фактором виявилось відстань від кінця лека до верхівки (p : 0,10).

Прогнозована ймовірність ускладнень у вигляді випадіння кісткового фрагмента склала 45,6 % при неправильному визначенні всіх чотирьох факторів, залежних від хірургії [134].

Окремою, доволі важливою проблемою лікування ППВСК, є періімплантаційні переломи стегнової кістки, що виникають в більшості випадків в зоні розташування дистального відділу фіксатору. За останні два десятиліття кількість таких переломів значно зросла. Як причину вказують низку критеріїв: розхитування імплантату, неправильне положення, поломка штифта та перелом у місцях концентрації напружень [135].

Прогнозування ризику переломів та функціонального відновлення морфологічними методами вказаного відділу за умов ушкодження має низьку достовірність і потребує підтвердження клінічними даними [136, 137].

Безумовно, що зростання кількості оперативних втручань поряд із збільшенням населення старечого та похилого віку у світі призвело до відповідного зростання кількості ускладнень, пов'язаних як із біологічними та механічними властивостями фіксаторів, що застосовувались, так і ятрогенними причинами [138, 139].

Біомеханічні взаємовідносини між кісткою та імплантатом є предметом уваги великої кількості дослідників усього світу, хоча і мають суперечливий характер. Нижче наведені деякі приклади даних таких досліджень.

«Клінічний аналіз показав, що зміни довжини цвяха не мали достовірного зв'язку з варусною деформацією головки стегнової кістки та не були незалежним фактором ризику цього ускладнення. Крім того, у результатах чисельного моделювання спостерігаються лише незначні біомеханічні зміни. Отже, широко використовувані інтрамедулярні цвяхи мають відповідати потребам пацієнтів із фіксацією PFNA, а додаткові процедури для введення довшого цвяха можуть бути зайвими» [140].

«Низька якість кісткової тканини в цій зоні, про що свідчить низький індекс товщини кортикального шару, не пов'язана зі збільшенням частоти ускладнень після хірургічного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки. Натомість основними причинами механічних ускладнень, імовірно, є альтернативні фактори, такі як недостатнє зіставлення уламків та неоптимальне положення леза» [141].

«Діаметр штифта та тип перелому впливають на внутрішньокісткове переміщення штифта. Збільшення рухливості штифта у внутрішньокістковій ділянці прискорює прогресування варусної деформації. Таким чином, ми доходимо висновку, що важливо зміцнювати діафізарну адгезію, оскільки це зменшує внутрішньокісткове переміщення штифта» [142].

На сучасному етапі модернізація імплантів дозволила зменшити рівень ускладнень пов'язаних з механічною недосконалістю методик лікування, проте їх частка залишається ще досить високою [143].

Продовжуються дослідження оптимального розташування фіксуючих елементів відносно до центру та краю голівки стегнової кістки, значенню шийково-діафізарного кута, технічних характеристик самих імплантів [144, 145].

Порівнюючи кількість механічних ускладнень в залежності від демографічних характеристик, типів перелому і якості репозиції статистично значимих рівнобіжностей виявлено не було. Визначена кореляція за рахунок зниження якості репозиції, невідповідності TAD (Tip-Apex Distance) і у випадках неоптимального імплантування клинка відповідно зон Клівленда. Не було також виявлено суттєвої різниці за результатами рентгенологічного дослідження та кількості механічних ускладнень при використанні проксимальних стегнових стрижнів з гвинтовим клинком та крилоподібним лезом [146].

Попри те, що інтрамедулярний остеосинтез є «золотим стандартом» лікування переломів стегнової кістки завдяки високій біомеханічній стабільності та можливості ранньої мобілізації пацієнтів, механічні ускладнення – зокрема прорізання/виривання шийкового фіксатора («cut-out») – залишаються критичною проблемою. Вони нерідко вимагають повторних втручань у обсязі ревізійного ендопротезування та суттєво подовжують терміни реабілітації [147].

У численних працях детально вивчено прогностичне значення рентгенологічних маркерів ризику «cut-out». Серед них показник відстані від

кінчика фіксатора до верхівки головки (TAD) та якість анатомічної репозиції вказується як найбільш вірогідні предиктори нестабільності остеосинтезу [148, 149].

Крім того, тоді як рентгенологічні предиктори вивчені досить детально, функціональні наслідки «cut-out» залишаються висвітленими недостатньо. Це ускладнення супроводжується вираженим больовим синдромом, втратою мобільності та затримкою відновлення, що є особливо критичним для пацієнтів похилого та старечого віку [150, 151, 152, 153, 154]. Важливо, що клініко-функціональні інструменти оцінки (зокрема шкала Harris Hip Score та індекс автономності Barthel) досі рідко залучаються до сучасних прогностичних моделей.

Серед інших чинників, що асоціюються з механічними ускладненнями, виділяють окрім точності зіставлення уламків, морфологічних особливостей перелому, типу імплантату вказують також мінеральну щільність кісткової тканини та точність [155, 156, 157].

Для комплексної оцінки зазначених параметрів запропоновано низку прогностичних систем, зокрема шкалу Kulakoglu et al., яка інтегрує значення TAD, якість репозиції та стать пацієнта [158, 159].

Незважаючи на значний прогрес в лікуванні переломів ПВСК, деякі технічні деталі, що стосуються оперативної діяльності лікарів, досі є предметом активних дискусій. У наведеному огляді літератури Graulich et al. (2025) висвітлена низка проблемних питань з якими стикаються сучасні ортопеди-травматологи: особливості лікування ППВСК за умов політравми, оптимальний вибір тактики лікування та безпосередньо оперативного втручання, вибір імпланту та його індивідуальні характеристики, тактика післяопераційного періоду тощо. Результати цього оглядового дослідження досить суперечливі. Автори наводять терапевтичний алгоритм, але не як затверджені рекомендації, а як ініціювання подальших досліджень проблем геріатричної травматології [160].

1.3.1. Анатомічні предиктори лікування ППВСК

Втім, більшість існуючих підходів до вирішення проблем лікування ППВСК спираються на узагальнені рентгенологічні нормативи, не враховуючи індивідуальну анатомічну варіабельність.

Наукові дослідження демонструють, що хоча інтрамедулярний імплант і функціонує як «металева бокова стінка», його конструкція неефективна в забезпеченні надійної фіксації переломів бокової стінки і не гарантує одночасне відновлення стабільності бокової стінки.

Латеральне зміщення блоку перелому при пошкодженні бічної стінки призводить до медіального зміщення стегового стрижня і загальної дестабілізації структур внутрішньої фіксації, що в кінцевому підсумку призводить до порушення стабільності [161].

Єдиного консенсусу відносно тактики лікування конкретного типу перелому бокової стінки, що вимагає втручання, на даному етапі не існує [162].

Концепція латеральної стінки стегової кістки, запропонована Готфрідом у 2004 році, визначила поняття зони проксимального відділу стегової кістки, куди вводиться цефаломедулярний стрижень, як ключовий елемент у реконструкції нестабільних вертлюгових переломів стегна [163].

Hsu С.Е. у 2013 році після дослідження параметрів вертлюгової ділянки стегової кістки довів, що товщина латеральної стінки $< 20,5$ мм значно збільшує ризик періопераційних переломів латеральної стінки [164].

Приведені роботи були використані при змінах класифікації переломів АО/ОТА-2018, де стан латеральної стінки став основою для визначення A1 і A2, використовуючи товщину латеральної стінки 20,5 мм в якості порогового значення для обох типів, тим самим підкреслюючи важливість латеральної стінки при міжвертельних переломах підвищуючи її значимість [165].

Більшість існуючих досліджень бічної стінки переважно зосереджено на прогнозуванні ризику періопераційного перелому вказаної ділянки. Однак лікування вже існуючих переломів бічної стінки залишається предметом

дискусій. В даний час переломи стегнової кістки даного типу зазвичай лікуються методом інтрамедулярної фіксації [166, 167, 168].

Хоч цей метод і є широко поширеним, він не забезпечує належного надійного закріплення та швидкого відновлення стабільності бічної стінки. Це суттєво погіршує процес зрощення, знижує стабільність конструкції та зрештою призводить до нестабільності внутрішньої фіксації. Сучасні поглиблені дослідження підтверджують ключову роль ушкоджень латеральної стінки у виникненні ускладнень фіксації.

Зокрема, Gao, Z et al. під час аналізу 821 випадку міжвертлюгових переломів стегнової кістки виявили супутнє ушкодження латеральної стінки у 12,1% пацієнтів. При цьому частота невдач інтрамедулярного остеосинтезу зростала з 1,66% (при ізольованих міжвертлюгових переломах) до 11,1% (за наявності ушкодження бічної стінки). Схожі дані наводять Fan J et al. – серед 130 пацієнтів із поєднаними переломами ПБСК частота невдалих фіксацій становила 7,69%. Слід відмітити також підкреслення у даних роботах значення інформативних інструментальних досліджень (КТ з 3D реконструкцією) [169, 170, 171].

Надалі низка науковців відзначила позитивний ефект від реконструкції латеральної стінки. Так, Kulkarni S.G. et al. (2017) за допомогою гвинтів і серкляжного дроту досягли значного зменшення випадків варусного зрощення та незрощення проксимального відділу стегнової кістки. Wang R. et al. (2021) застосували реконструктивну пластину в комбінації з PFNA, довівши перевагу цього підходу над стандартним інтрамедулярним остеосинтезом за швидкістю загоєння, частотою ускладнень та показниками функціонального відновлення. У літніх осіб із супутнім остеопорозом застосування кісткового цементу для аугментації гвинтової лопаті дозволяє підсилити фіксацію в губчастій кістці, швидко стабілізувати уламки та зменшити больовий синдром [172, 173, 174].

Дослідження, присвячені остаточної боковій стінці, спрямовані на визначення її здатності забезпечувати підтримку після перелому бокової

стінки, що дозволяє визначити необхідність її реконструкції. Враховуючи тримірну структуру бокової стінки, розгляд обсягу остаточної бокової стінки дозволяє інтегрувати двомірні дані (товщина, довжина і ширина), широко використовується метод конечних елементів для побудови різних об'ємів кістки, аналізу розподілу напружень і зміщень у моделі внутрішньої фіксації після перелому, теоретичного встановлення впливу об'єму на міцність бокової стінки та вивчення кореляції між змінами об'єму бокової стінки та післяопераційної стабільності при різних типах ушкоджень стегнової кістки.

Суттєвим обмеженням наявної літератури є також застосування сталого цільового шийково-діафізарного кута (близько 130°) як універсального орієнтира післяопераційної вісі [175, 176].

Хоча доведено, що варусна дезорієнтація збільшує ризик невдачі остеосинтезу, концепція «фіксованого кута» повністю ігнорує варіабельність індивідуальної анатомії стегна.

Для підвищення точності оцінки декілька авторів запропонували використовувати здорову (контралатеральну) кінцівку як анатомічний еталон, оскільки фізіологічна асиметрія ШДК між сторонами у нормі є мінімальною ($<5^\circ$) [156, 177, 178].

Такий підхід забезпечує персоналізований аналіз якості репозиції, однак його кількісна прогностична цінність щодо ризику «cut-out» досі потребує належної верифікації.

Сучасні публікації (2024–2025 рр.) повторно акцентують на тому, що навіть при застосуванні новітніх цефаломедулярних систем механічні неспроможності залишаються гострою проблемою – особливо за умов відхилення репозиції та положення фіксатора віддаленого від оптимального розташування [179, 180, 181, 182, 183]. Ці дані підтверджують необхідність упровадження персоніфікованої оцінки якості репозиції та геометрії фіксації для мінімізації ортопедичних ускладнень.

На основі даного огляду можна зробити висновок, що анатомічні і технічні проблеми остеосинтезу і досі актуальні.

Більшість сучасних фіксаторів (DHS, PFNA чи Gamma-nails) виготовляють із фіксованим кутом введення гвинта 125° або 130° , оскільки саме такі показники шийково-діафізарного кута (ШДК) характерні майже для 75% пацієнтів.

Однак для людей із нестандартною анатомією (наприклад, із кутом 140°) імплантація типового фіксатора 125° є ризикованою. Вона спричиняє штучну (ятрогенну) варусну деформацію, що критично спотворює біомеханіку суглоба та значно підвищує ризик ускладнень пов'язаних з міграцією фіксатора.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Для виконання встановлених задач даної роботи було проведено серію етапних досліджень, дані яких порівнювались між собою. Кожен з етапів виконувався у межах етичних стандартів, викладених у Гельсінській декларації Всесвітньої медичної асоціації.

2.1. Osteометричні методи.

Матеріалом для дослідження послужили 30 препаратів стегнових кісток із фонду морфологічних кафедр Полтавського державного медичного університету.

До вибірки включали анатомічні препарати без видимих макроскопічних деформацій проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК), зумовлених перенесеними травмами чи генералізованими патологічними процесами. Сукупність була представлена рівною кількістю правобічних і лівобічних кісток (по 15 одиниць), при цьому інформація щодо їхньої парності, статі та віку померлих не встановлювалася. Через обмежений об'єм вибірки потенційну асиметрію за досліджуваними показниками не вважали достовірною.

Перелік морфометричних параметрів сформовано з огляду на їхнє співвідношення з конструктивними характеристиками фіксаторів, що застосовуються для остеосинтезу переломів даної локалізації:

- діаметр головки стегнової кістки (вертикальний та поперечний);
- діаметр шийки (вертикальний та поперечний);
- довжина шийки;
- шийково-діафізарний кут.

Для оцінки загальних лінійних розмірів стегнової кістки застосовували калібрований цифровий штангенциркуль із точністю вимірювання 0,01 мм (довжина 250 мм).

Для встановлення кутових геометричних візуальних параметрів стегнові кістки використовували остеологічні гоніометри з двома напрямними лінійками.

Вимірювання лінійних та кутових величин здійснювали відповідно до класичних остеологічних стандартів, адаптованих до сучасних методів морфометрії.

Вертикальний діаметр головки стегнової кістки (FHVD) визначався як пряма найбільша відстань між найвищою точкою суглобової поверхні головки (у верхньому полюсі) та найнижчою точкою її межі (у нижньому полюсі) у вертикальній площині (рис 2.1.А).

Після вимірювання поперечного розміру штангенциркуль повертали на 90 градусів і визначали максимальний розмір головки у взаємно перпендикулярній площині до вертикальної (рис.2.1.Б).



А



Б

Рис 2.1.. Визначення: А – вертикального діаметру голівки стегнової кістки, Б – поперечного діаметру голівки стегнової кістки.

За загальноприйнятими антропометричними методиками вимірювання діаметру шийки стегнової кістки (ДШБК) проводили у найбільш звуженій частині шийки стегнової кістки, яка зазвичай розташовується приблизно посередині між суглобовою поверхнею головки та основою шийки. При вимірюванні вертикального розміру штангенциркуль тримали чітко у сагітальній площині. Для вимірювання поперечного розміру штангенциркуль

повертали на 90 градусів і проводили дослідження в передньо-задньому напрямку також у зоні її найбільшого звуження (рис. 2.2. А,Б).



А



Б

Рис 2.2. Визначення діаметру шийки стегнової кістки. А – вертикальний, Б - поперечний

Довжину шийки визначали за допомогою штангенциркуля з глибиноміром як найкоротшу відстань від межі головки стегнової кістки до основи шийки (місця переходу шийки у великий вертлюг) (рис. 2.3.).



Рис 2.3. Визначення довжини шийки стегнової кістки.

Шийково-діафізарний кут визначали за допомогою графічного та гоніометричного методу як кут між поздовжньою віссю діафізу та поздовжньою віссю шийки стегнової кістки у фронтальній проекції.

Поздовжню вісь діафізу стегнової кістки визначали як пряму лінію, що сполучає серединні точки верхньої та нижньої третин його діафізарної частини

Поздовжня вісь шийки стегнової кістки визначалась як пряма лінія, що проходить через центр головки та центр найвузчої частини шийки (рис. 2.4.).

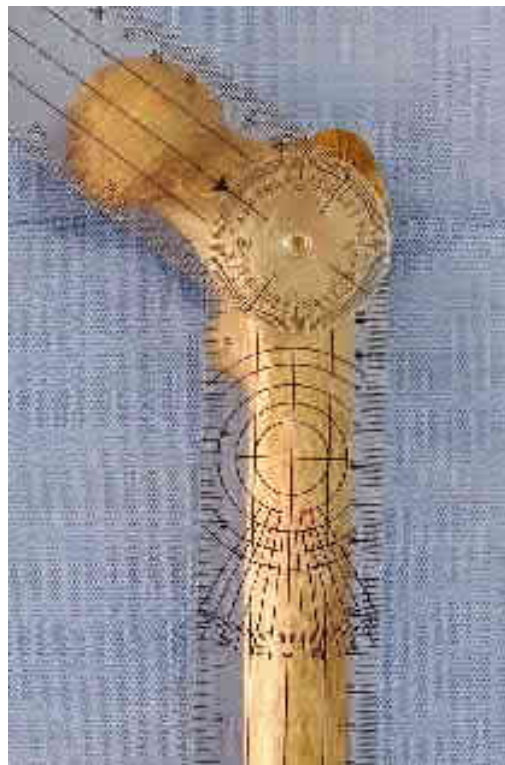


Рис 2.4.. Вимірювання шийково-діафізарного кута стегнової кістки:

Усі вимірювання виконувала одна й та сама особа з метою мінімізації суб'єктивної похибки,

2.2. Рентгенологічні методи

Дослідження рентгенограм пацієнтів виконувалось у декількох групах залежно від поставлених задач.

На етапі первинного обстеження в умовах приймального відділення виділена група пацієнтів – 120 спостережень. Переважна причина звернення стосувалась травматичних ушкоджень.

Більшості пацієнтів проведено рентгенографію сегмента за допомогою рентгенівської діагностичної системи "Calypso F" (General Medical Merate – Італія). До групи обстеження включали випадки з обов'язковим виконанням рентгенографії обох кульшових суглобів.

В дослідженні використані дані про стать та вік, симетричність антропологічних даних. Оцінювались також наступні морфометричні параметри:

- діаметр головки стегнової кістки;
- довжина шийки стегнової кістки;
- ширина шийки стегнової кістки;
- шийково-діафізарний кут.

Діаметр головки вимірювався за допомогою колового шаблону. За умов наявності деформації ділянки, що обстежується реконструювали радіус на незміщеній ділянці дуги.

Довжину шийки визначали відстанню між перпендикулярними лініями, що перетинають вісь шийки стегнової кістки на рівні малого вертлюга й основи головки стегнової кістки. Дана методика, яка використовувалась у роботі Н. Григор'євої (2021), на відміну від більш класичної, коли довжина вимірюється від центру головки до основи великого вертлюга або медіального краю діафізу, було обрано з метою більш коректного порівняння з даними анатомічного дослідження [184].

Ширина шийки стегнової кістки визначалась як найкоротша відстань між верхньолатеральним краєм та нижньомедіальним краєм шийки стегнової кістки.

Спосіб вимірювання ШДК, проводився за покроковою методикою Мюллера і встановлювався, як кут між віссю шийки та віссю діафізу в місці їх перетину.

Схема вимірювання геометричних показників наведена на рис. 2.5.

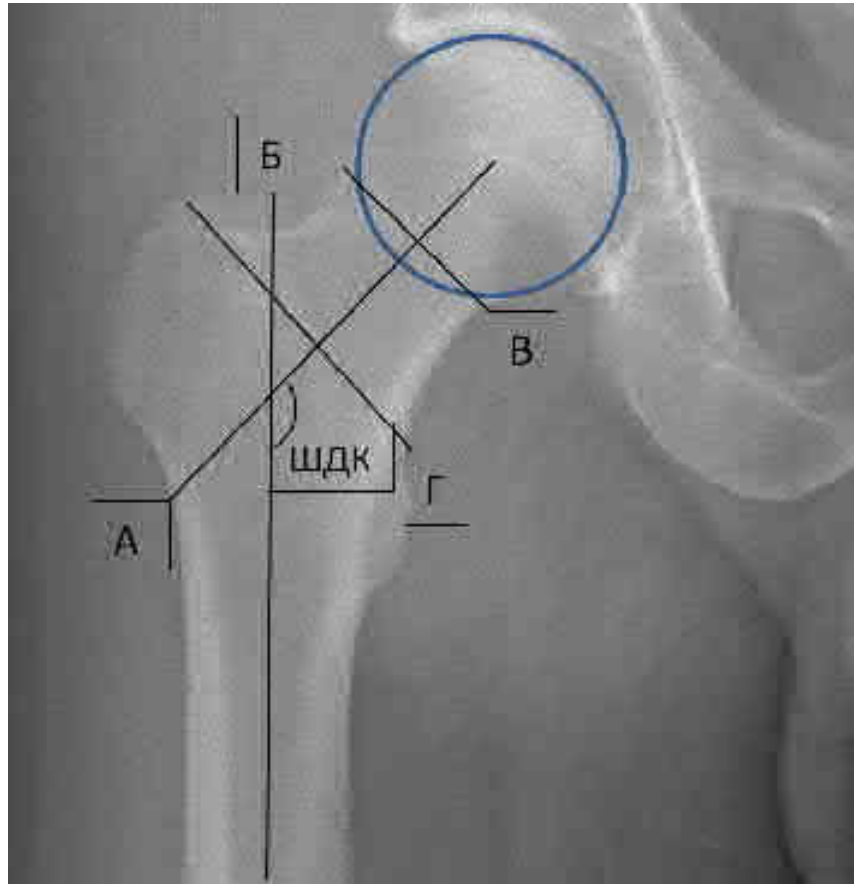


Рис. 2.5.. Схема визначення лінійні та кутових параметрів на рентгенограмі кульшових суглобів в передньо-задній проекції.

Лінія А - вісь шийки стегнової кістки;

лінія Б - вісь діафіза стегнової кістки;

ШДК – перетин ліній А і В, яке являє собою кут між шийкою і діафізом стегнової кістки;

Лінії В, Г – перпендикулярні лінії, що перетинають вісь шийки стегнової кістки на рівні основи головки стегнової кістки й малого вертлюга.

На етапі клінічних досліджень, з метою вибору оптимальної тактики хірургічного лікування на етапі передопераційного планування, пацієнтам призначали мультиспіральну комп'ютерну томографію (МСКТ) ушкодженого сегмента. МСКТ виконували на 64-зрізовому томографі «Revolution EVO» фірми GE Healthcare Japan Corporation (Японія) та з допомогою апарату «NeUViz16 Essence Multislice CT scanner» фірми Neusoft Medical Systems (Китай).

Інтраопераційний рентгенологічний контроль та рентгеноскопія виконувалися на електронно-оптичному перетворювачі (ЕОП) «Symbol 5R9» фірми General Medical Merate (Італія), а також з допомогою ЕОП «Cios Select» Siemens Shanghai Medical Equipment (Китай). Рентгенівські знімки проксимального відділу стегнової кістки виконувалися у стандартних проекціях: у боковій та аксіальній.

2.3. Цифрові (комп'ютерні) методи

Аналіз даних сучасних наукових джерел був спрямований на виявлення основних вимог, що стосуються комп'ютерної моделі проксимального відділу стегнової кістки: індивідуальні геометричні параметри кістки та їх щільність, варіантність віртуальної остеотомії та розташування фіксаторів, вісі та значення навантажень.

Для дослідження впливу шийково-діафізарного кута на стабільність остеосинтезу перелому стегнової кістки в основу роботи покладено комп'ютерне тривимірне моделювання системи «проксимальний відділ стегнової кістки – перелом – фіксатор».

Для побудови геометрично коректної моделі використовували КТ-дані з подальшою 3D-реконструкцією проксимального відділу стегнової кістки.

На першому етапі формувалась базова тривимірна модель проксимального відділу стегнової кістки, у якій вісь шийки визначається як лінія, що сполучає центр головки та центр шийки, а вісь діафіза – як поздовжня вісь стегнової кістки. На цій основі задавалися кілька варіантів геометрії, що відображають варусний, умовно нормальний та вальгусний тип будови проксимального відділу стегна. Такий підхід дозволяв дослідити не усереднену, а змінну анатомічну конфігурацію, зважаючи на істотні коливання показників шийково-діафізарного кута в реальних КТ-моделях пацієнтів. Використання серії моделей із різним шийково-діафізарним кутом давало змогу оцінити, як зміна нахилу шийки впливає на плече навантаження, напрям силового потоку через зону перелому та умови роботи гвинтової системи фіксації.

Модель перелому формували шляхом віртуальної остеотомії стегнової кістки в межах внутрішньосуглобового ушкодження з несприятливою до зсуву орієнтацією площини перелому. Такий підхід дозволяв оцінити не тільки загальну жорсткість конструкції, а й міжфрагментарний зсув, розкриття зони перелому та локальні концентрації напружень.

Для остеосинтезу в моделі використовувалась система інтрамедулярних стрижнів (PFNA) з різною довжиною діафізарного компонента.

Необхідність у таких конструктивних елементах підтверджується сучасними роботами, присвяченими підвищенню ротаційної та зсувної стійкості системи фіксації.

Скінченно-елементна модель формувалась на основі медичних зображень із використанням спеціалізованого програмного забезпечення для сегментації, побудови геометрії та подальшого чисельного аналізу. Подібна послідовність уже використана в низці сучасних досліджень, де реконструкція виконувалася за КТ-даними в середовищах Mimics, 3-Matic, SolidWorks та ABAQUS

Граничні умови доцільно задавали відповідно до одноопорної фази ходьби або інших фізіологічних режимів навантаження. На головку стегнової кістки прикладали реакцію кульшового суглоба 2100 Н, а до ділянки великого вертлюга – силу відвідних м'язів 700 Н, при цьому дистальний кінець стегнової кістки фіксували у просторі.

Основними критеріями оцінювання ефективності системи фіксації мають бути еквівалентні напруження за Мізесом у кістці та елементах фіксаторів, сумарні переміщення проксимального фрагмента, міжфрагментарне розкриття, зсув і локальні напруження в ділянці головок та кінчиків фіксатору. Саме ці параметри в сучасних дослідженнях найчастіше використовуються для порівняння різних способів фіксації. Тому в межах цього дослідження особливу увагу приділяли саме тому, як зміна шийково-

діафізарного кута впливатиме на перелічені критерії та чи буде вона змінювати раціональне положення імплантата у кістці.

2.4. Клінічні методи

Досліджено етапні результати хірургічного лікування 60 хворих з переломами проксимального відділу стегна, які перебували на стаціонарному лікуванні в травматологічних відділеннях міста Полтави і мали ускладнення, пов'язані з недосконалістю механічної фіксації перелому кісток.

Аналізу підлягали дві групи пацієнтів, яким виконувались оперативні втручання у досить широкому проміжку часу.

I група – 27 випадків – пацієнти, для лікування яких застосовані фіксатори з низьким рівнем стабілізації відломків (шпиці, цвях Сміт-Петерсона, гвинти). Дані пацієнти оперовані в період 1976-1990 роки. Аналіз даних дослідження базувався переважно на вивченні архівної документації.

II група – 40 випадків – пацієнти, для лікування яких застосовані фіксатори з високим рівнем стабілізації відломків (інтрамедулярні блокуючі стрижні PFNA). Пацієнти оперовані після 2000 року. Термін виникнення ускладнень коливався від 5 днів до 1 року від дати оперативного втручання.

Для загальної характеристики переломів використовувалась класифікація АО.

Основним матеріалом для проведення даного етапу дослідження слугували рентгенограми пацієнтів у прямій та аксіальній проекціях, виконані на до- та післяопераційному етапах лікування.

Ефективність репозиції кісткових фрагментів після проведеного остеосинтезу оцінювали за такими критеріями:

1. Індекс вирівнювання Гардена (Garden Alignment Index): визначає кут між компресійними трабекулами шийки та діафіза стегна в обох проекціях. Показник у 160° у прямій проекції вважали відмінним; діапазон 160° – 180° — добрим; 150° – 160° — задовільним. Незадовільними вважали значення $<150^\circ$ у прямій проекції або будь-які відхилення від 180° в

аксіальній (рис.2.6). Вказаний індекс розроблений виключно для внутрішньосуглобових переломів шийки стегнової кістки, тому визначався у відповідних окремих випадках при дослідженні ретроспективної групи.

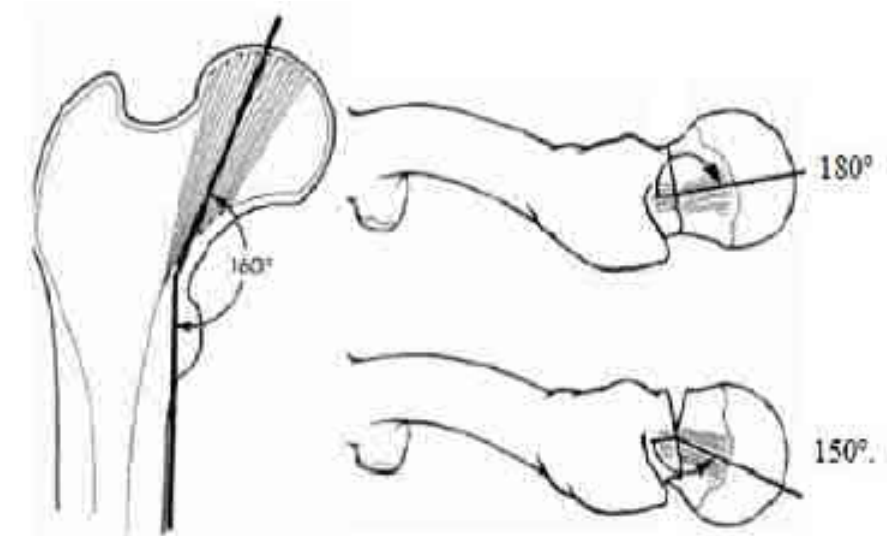


Рис. 2.6. Визначення індексу Гардена

2. Анатомічне розташування шийкового елемента фіксатору оцінювали за зонами Клівленда (Cleveland zones). Пріоритетними для розташування імплантату вважали зони 5 (central-central) та 8 (central-inferior) (рис. 2.7.).

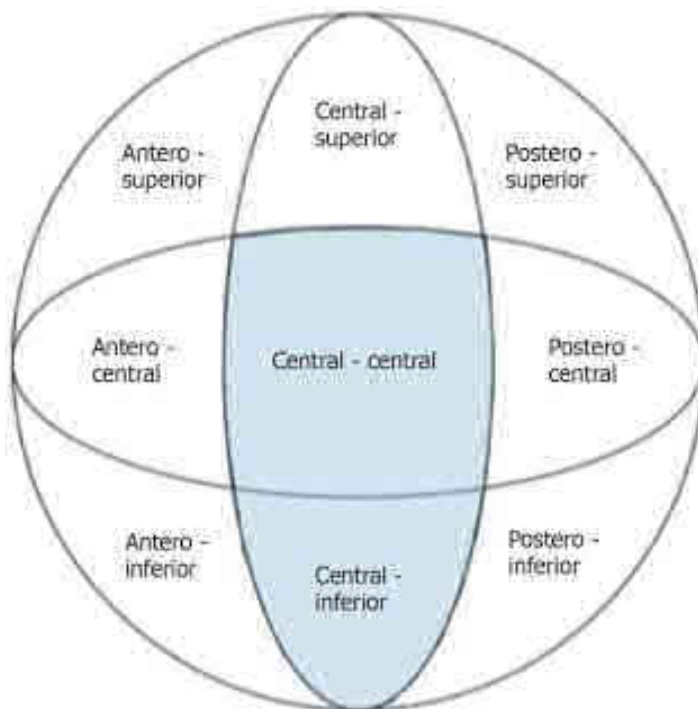


Рис. 2.7. Розподіл головки стегнової кістки за зонами Клівленда.

3. Задля запобігання міграції чи прорізуванню фіксаторів (cut-out ефект) розраховували відстань від кінчика фіксатора до верхівки головки (TAD) за методикою Баумгартнера в обох проекціях (рис.2.8.).

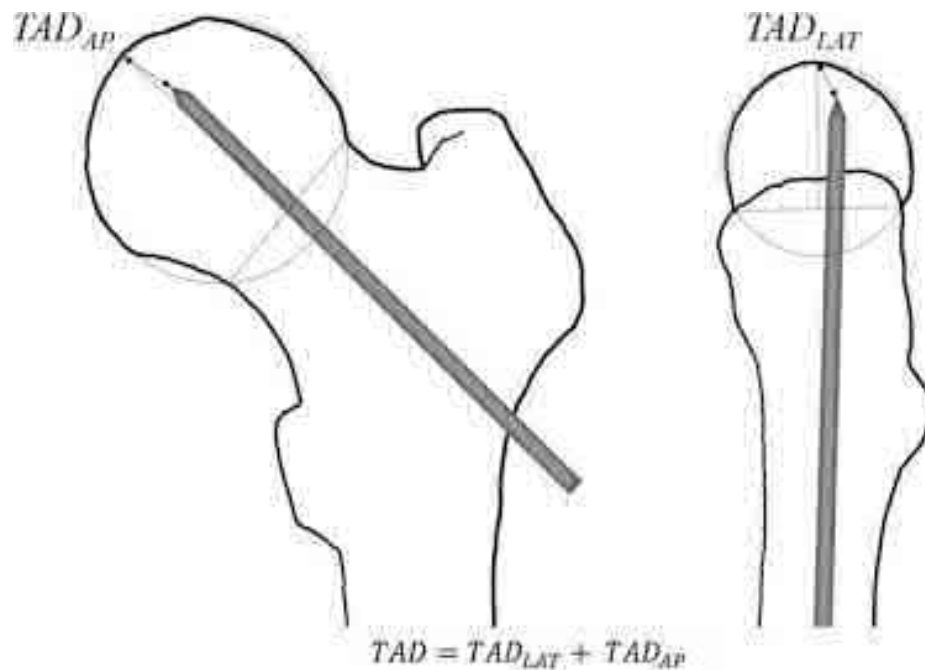


Рис. 2.8. Схема розрахунку показника TAD за формулою Баумгартнера.

4. При визначенні величини міжфрагментарного діастазу вимірювали ширину щілини між уламками шийки та діяфіза (в мм). Занадто великий міжфрагментарний діастаз вважався як один із головних чинників розвитку незрощення, неправильного зрощення або утворення несправжнього суглоба, оскільки остеоіондукція та неоангіогенез мають обмежений радіус дії. За критерії оцінки було прийнято: добрий результат – 0–3 мм; задовільний – 3–5 мм; незадовільний – понад 5 мм. Для калібрування використовувався заданий розмір встановленого фіксатору.

5. Зміщення медіальної опорної зони (калькару)

Було показано, що зміщення в даній зоні та його вплив на передньомедіальну кортикальну підтримку при міжвертлюгових переломах мають важливе значення для досягнення вторинної стабільності. В дослідженні користувались роботою Chang S.M. et al, у якій наведена систему класифікації, що розрізняє позитивну, нейтральну та негативну кортикальну підтримку на рентгенограмах у передньо-задній проекції [166].

Позитивна кортикальна підтримка визначалася як медіальний кортикальний шар фрагмента головки та шийки, розташований медіально щодо медіальної кортикальної пластинки діафізу. Якщо кортикальна пластинка шийки розташована латеральніше діафіза, стан вважався негативним і вказував на відсутність кортикальної опори. Нейтральне положення визначалось, коли два кортикальних шари стикаються.

Позитивна або нейтральна кортикальна підтримка на передньо-задній проекції у поєднанні із зменшеним або зміщеним допереду фрагментом на бічній проекції пов'язана з покращенням вторинної стабільності. Навпаки, негативний і зміщений назад фрагмент головки-шийки щодо діафіза призводить до надмірного ковзання, укорочення шийки стегнової кістки, втрати ШДК і прогностично незадовільних результатів (рис.2.9.).

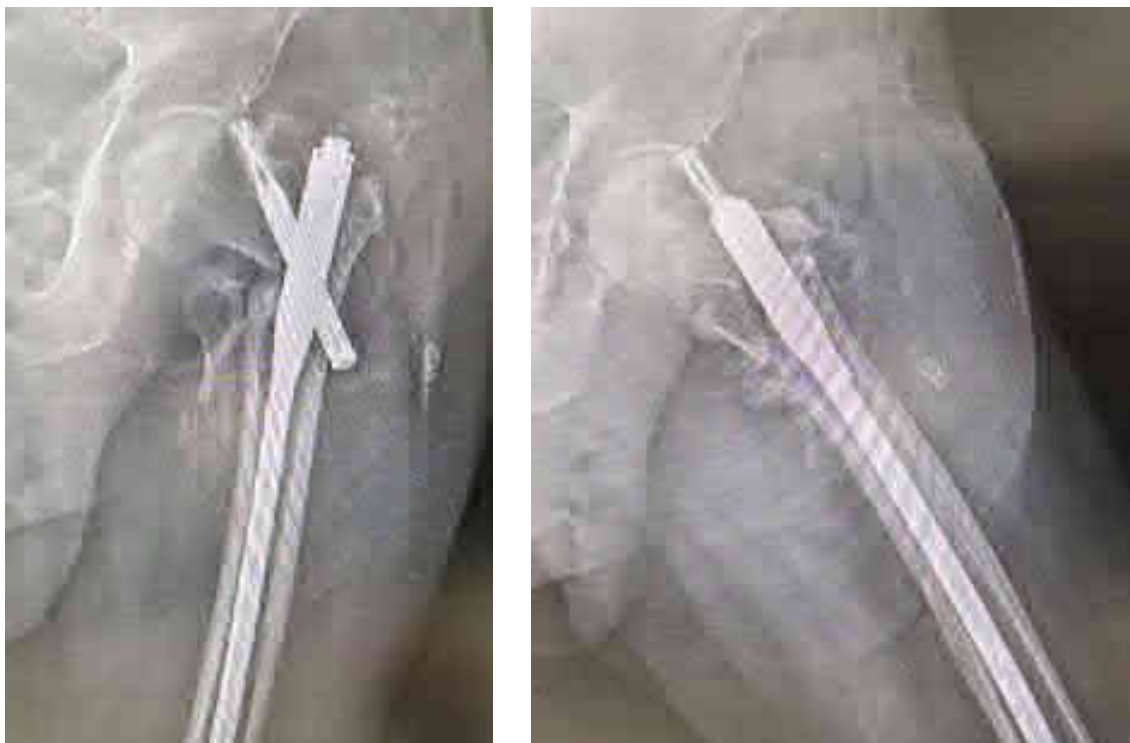


Рис. 2.9. Приклад негативного і зміщеного дозадку фрагмента головки-шийки на передньо-задній і на бічній проекції.

2.5. Біомеханічні методи

Об'єктом дослідження слугували 2 групи по 30 осіб кожна, що відрізнялись одна від одної за віковим критерієм. У даних групах проведено

ідентичне порівняльне дослідження активних та пасивних рухів в обох кульшових суглобах у трьох площинах.

До I групи увійшли 30 добровольців чоловіків віком 23-27 років (середній вік 24,77 роки). Перед дослідженням, після отримання згоди на його проведення, шляхом анкетування визначались особи, які в минулому лікувались з приводу травм чи захворювань нижніх кінцівок, тазу та хребта. Підтвердження означених анамнестичних даних було приводом до виключення їх з контрольної групи.

До другої групи входили пацієнти, які перебували на лікуванні в травматологічному відділенні з приводу ізолюваних пошкоджень верхньої кінцівки. Вік пацієнтів даної групи коливався від 61 до 84 років (середній вік 67,97 роки). Показаннями до виконання рентгенографії були скарги на біль в кульшовому суглобі або відчуття ранкової скутості суглобів протягом години.

Для визначення домінантності кінцівки у першій групі проведені наступні тести:

1. Стрибковий – а) підстрибування на одній нозі; б) стрибок у довжину.
2. Ходовий – а) крок вперед; б) крок назад.
3. Сидячи – закидання ноги на ногу.

У другій (віковий) групі стрибковий тест був виключений.

Клінічну групу (групу III) склали 36 пацієнтів, яким виконувались оперативні втручання з приводу переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки. Середній вік хворих становив 74,14 роки. Переважно це були жінки (72,2%).

За типом переломів згідно класифікації АО, з урахуванням даних Компендіуму 2018 року пацієнти розподілились наступним чином: 31A1 – 11 випадків (30,5%), 31A2 – 14 (39%), 31A3 – 11 (30,5%).

Усім хворим виконувався остеосинтез з використанням інтрамедулярного стрижня PFNA (Proximal Femoral Nail Antirotation). Після

стабілізації фрагментів перелому виконувалась гоніометрія за розробленою в клініці методикою з використанням електронного оптичного перетворювача (ЕОП).

Вимірювання кутів проводилось за допомогою стандартного двохплечового мануального гоніометру та підтверджувалось з використанням застосунку до смартфона з використанням програми Google Smart Protractor.

2.6. Статистичні методи.

Отримані значення заносились до Microsoft Excel. Потім значення округлялись до двох десятинних знаків і розраховувалось середнє значення разом із стандартним відхиленням. Зведені до таблиці дані підлягали статистичній обробці відповідно обраних завдань.

Для оцінки симетричності правої та лівої проксимальних ділянок стегнової кістки розраховувалися абсолютні та відносні показники асиметрії (AI, %). Як перший крок перевірки симетрії на популяційному рівні, з'ясовували, чи є статистично значущі відмінності між правими і лівими вимірюваннями в цілому по вибірці.

Парний t-критерій Стюдента застосовувався, коли різниця між парними вимірюваннями мала нормальний розподіл.

Критерій Вілкоксона – непараметричний аналог парного критерію використовувався оскільки частина параметрів мала асиметричний розподіл. Якщо $p > 0.05$, це свідчило про відсутність систематичної асиметрії (тобто права і ліва сторони симетричні в середньому по популяції). Якщо $p < 0.05$ – присутні ознаки спрямованої асиметрії (наприклад, домінування правої кінцівки).

Для оцінки узгодженості та кореляції користувались методом визначення кореляції за Пірсоном або Спірменом.

У біомеханічних дослідженнях визначали коефіцієнт внутрішньокласової кореляції (ICC – Intraclass Correlation Coefficient). ICC - двостороння модель узгодженості – є золотим стандартом оцінки

симетричності та повторюваності парних вимірювань. Отримані дані інтерпретували за шкалою інтерпретації ICC: >0.75 – гарна/відмінна узгодженість (симетрія), менше 0.4 — слабка.

Як найдоказовіший графічний метод у медичній статистиці для оцінки симетрії та парності вимірювань використано метод аналізу Бланда-Альтмана.

РОЗДІЛ 3. ЛІНІЙНІ ТА КУТОВІ ПАРАМЕТРИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

3.1. Анатомічне дослідження параметрів проксимального відділу стегнової кістки.

Анатомічне дослідження певного матеріалу має окремі переваги перед дослідженнями *en vivo* за рахунок можливості виконання декількох вимірювань, що не можуть бути відтворені в умовах функціонування живого організму, а саме:

- Візуальне визначення анатомічних співвідношень окремих утворень;
- Антропометричні функціональні особливості сегменту;
- Мікроскопічні дослідження, які забезпечує комплексний підхід до вивчення анатомічних ділянок.

Тому рішення провести порівняльну характеристику даних анатомічних та інструментальних досліджень було визнано доцільним та актуальним.

Обстеження проводилось на 30 сухих стегнових кістках, які перебували на морфологічних кафедрах Полтавського державного медичного університету.

До групи дослідження відбирались препарати без виражених візуальних змін ПВСК, пов'язаних із деформаціями внаслідок перенесених посттравматичних або генералізованих процесів.

У вибірці представлено рівну кількість (15 правих та 15 лівих стегнових кісток) без достовірного встановлення їх парності, гендерності та віку. Переважання латеральності за якимось з показників також не вважали як достовірний показник через малу кількість об'єктів дослідження.

Вибір геометричних параметрів базувався на відповідному можливому співвідношенні до фіксуючих елементів, що використовуються при остеосинтезі фрагментів перелому даної ділянки:

- діаметр головки стегнової кістки (вертикальний та поперечний);
- діаметр шийки (вертикальний та поперечний);
- довжина шийки;
- шийково-діафізарний кут.

Результати були зведені в таблиці і статистично проаналізовані з використанням теста Шапіро-Вілکا (таб. 3.1).

Таблиця 3.1

Результати дослідження анатомічних препаратів ПВСК

Показник	Mean ± SD	95% ДІ для M	Me [Q25; Q75]	Min – Max	Shapiro- Wilk (p)	Тип розподілу
Діаметр головки верт., мм	42,32 ± 3,12	[41,21; 43,44]	41,60 [39,32; 45,30]	36,0 – 47,2	p = 0,033	Асиметричний
Діаметр головки попер., мм	42,33 ± 3,04	[41,24; 43,41]	41,30 [39,70; 45,08]	36,3 – 47,7	p = 0,052	Нормальний
Діаметр шийки верт., мм	31,46 ± 3,05	[30,37; 32,55]	31,35 [30,02; 33,98]	25,2 – 36,6	p = 0,611	Нормальний
Діаметр шийки попер., мм	24,62 ± 2,24	[23,82; 25,42]	24,85 [23,12; 26,10]	20,4 – 28,5	p = 0,286	Нормальний
Довжина шийки, мм	25,68 ± 2,24	[24,87; 26,48]	26,15 [25,40; 27,10]	19,4 – 30,2	p = 0,006	Асиметричний
Шийково- діафізарний кут, °	124,49 ± 2,58	[123,56; 125,41]	125,00 [123,00; 126,00]	118,0 – 129,0	p = 0,500	Нормальний

Загальний аналіз геометричних параметрів дослідження, незважаючи на невелику кількість об'єктів вивчення продемонстрував характерні особливості будови окремих відділів стегнової кістки.

- Форма головки стегнової кістки.

Вертикальний діаметр ($42,32 \pm 3,12$ мм) та поперечний діаметр ($42,33 \pm 3,04$ мм) є дуже близькими, що свідчить про високий ступінь сферичності головки у досліджуваній вибірці.

- Форма шийки стегнової кістки.

Середній вертикальний діаметр ($31,46 \pm 3,05$ мм) незначно перевищує поперечний ($24,62 \pm 2,24$ мм). Це вказує на те, що в поперечному зрізі шийка має форму близько до овалу з вертикальним орієнтуванням, що є анатомічно закономірним для адаптації до вертикальних навантажень.

- Довжина шийки.

Доволі велика розбіжність показників від 19,4 мм до 30,2 мм (загальна – $25,68 \pm 2,24$) без інформації про загальні антропометричні дані (зріст, вагу тощо) може свідчити лише про високу анатомічні мінливість даного показника.

- Шийково-діафізарний кут (ШДК).

Середнє значення становить $124,49^\circ \pm 2,58^\circ$. Варіація кута коливається від 118° (тенденція до соха vara) до 129° (тенденція до соха valga), що наближено до межі середньостатистичної анатомічної норми для дорослої людини.

Дослідження пропорційності лінійних розмірів показало, що всі лінійні розміри проксимального відділу стегнової кістки (діаметри головки, шийки та довжина шийки) висококорельовані між собою ($p < 0,01$). При збільшенні загального габариту кістки пропорційно зростають як діаметри головки, так і товщина та довжина шийки.

Вивчення автономності кутових параметрів чітко демонструє статистичну незалежність шийково-діафізарного кута від лінійних метричних

параметрів кістки ($p > 0,05$). Варіабельність ШДК (118° – 129°) не обумовлена абсолютними розмірами головки чи шийки.

Детальний аналіз морфометричних даних дослідження ППВСК (графіки 1-6) дозволяє зробити певні висновки, що можуть слугувати основою для подальших практичних рекомендацій лікарям при виконанні хірургічних втручань в ділянці ПВСК з приводу перелому кістки даної ділянки.

Розподіл морфометричних параметрів проксимального відділу стегнової кістки представлено на графіках (рис.3.1.-3.4.).

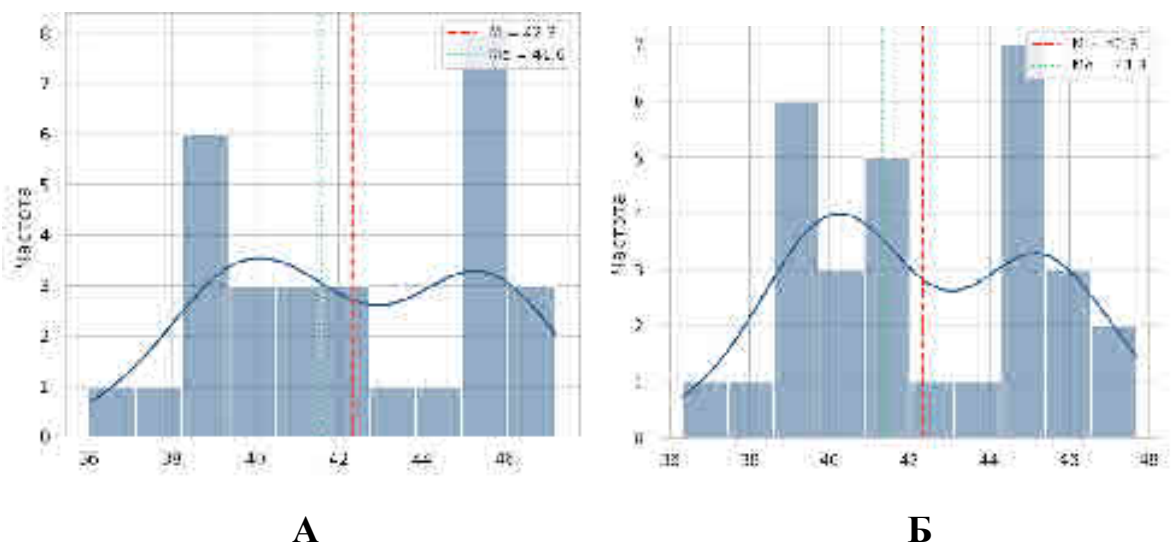


Рис. 3.1. Варіабельність діаметру головки:

А - вертикального, мм; Б – поперечного, мм.

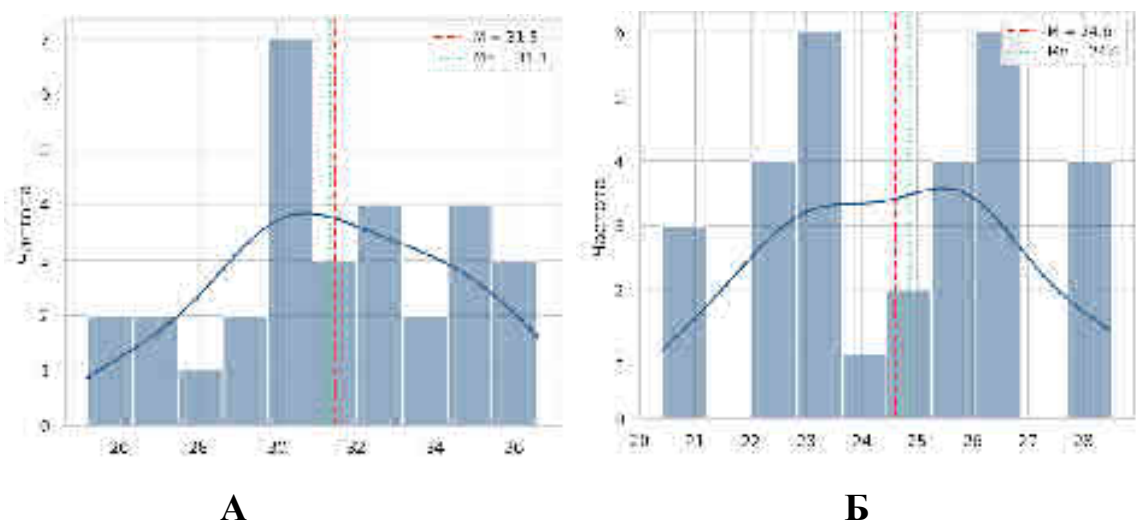


Рис. 3.2. Варіабельність діаметру шийки:

А - вертикального, мм; Б – поперечного, мм.

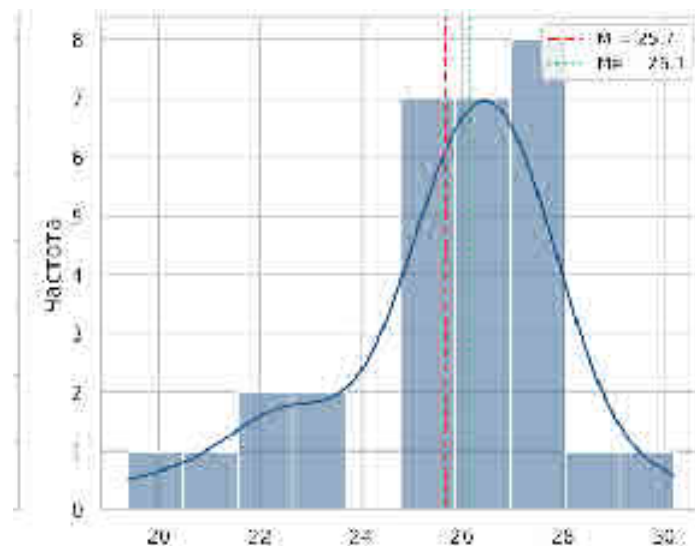


Рис. 3.3. Варіабельність довжини шийки стегнової кістки, мм.

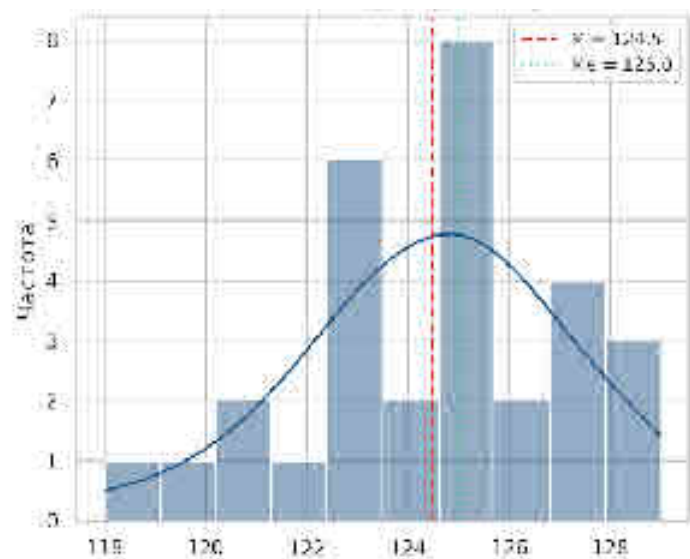


Рис. 3.4. Варіабельність шийково-діафізарного кута, °.

Бімодальність більшості лінійних параметрів (головки та шийки), свідчить про диморфізм та варіабельність анатомії у пацієнтів, а також тенденцію до переважання варусної орієнтації шийки стегна (середній ШДК = 124,5°).

З огляду на вказані морфометричні особливості, пропонуються попередні наступні клініко-практичні рекомендації для ортопедів-травматологів щодо особливостей передопераційного планування та вибору фіксатора:

- Двовершинний розподіл вертикального діаметра шийки (піки в районах 23 мм та 26,5 мм; мінімум в області 20–21 мм) вимагає обов'язкового

передопераційного вимірювання висоти шийки. Для пацієнтів із «нестандартної» підгрупи (вертикальний діаметр < 22 мм) використання стандартного фіксуючого клинка або комбінації "гвинт + антиротаційний гвинт" створює високий ризик виходу за межі кістки або ослаблення шийки.

- Оскільки середня довжина шийки становить 25,7 мм (із піком 26-28 мм), позиціонування шийкового елемента фіксатора має розраховуватися з урахуванням малого безпечного коридору для запобігання механічних ускладнень.

- Середній ШДК у дослідженій вибірці становить 124,5° (з діапазоном від 118° до 129°), що є нижчим за середньоанатомічну норму (127°–130°). При використанні проксимальних стегнових цвяхів (типу PFNA) із заданим кутом 125-130°-135° необхідно чітко контролювати відновлення анатомічної осі, щоб уникнути створення небажаної ятрогенної вальгусної установки шийкового фрагменту.

Визначення кореляційних зв'язків анатомічних параметрів дозволило підтвердити окремі висновки та доповнити деякі із запропонованих рекомендацій з урахуванням їх ступеня достовірності (рис.3.5.).

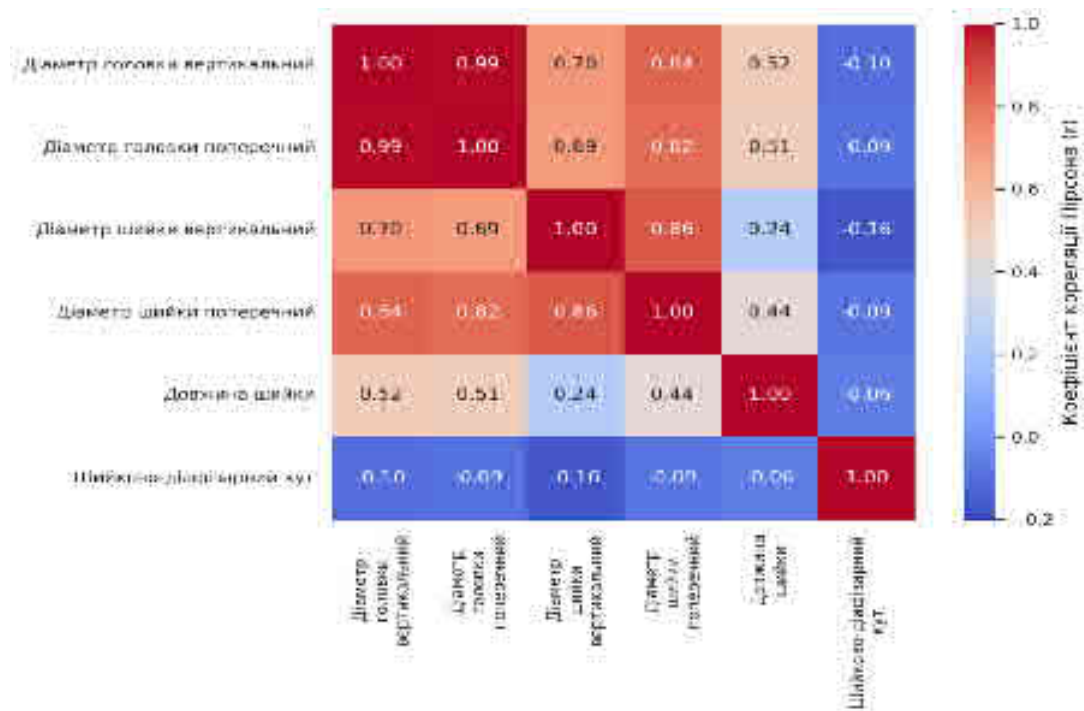


Рис. 3.5. Теплокарта кореляційних зв'язків анатомічних параметрів ПВСК

1. Майже абсолютна лінійна залежність ($r = 0,90$)

- Діаметр головки (вертикальний та поперечний): $r = 0,99$

Наявність майже ідеальної симетрії та констатація умовної сферичності головки стегнової кістки значно спрощує вибір оптимальних характеристик ендопротезу за умов абсолютних показань до його встановлення.

2. Сильний кореляційний зв'язок ($0,70 \leq 0,90$)

- Діаметр шийки вертикальний та поперечний: $r = 0,86$

Свідчить про високу узгодженість поперечних розмірів шийки (її діаметр збільшується або зменшується пропорційно в обох площинах).

- Діаметр шийки поперечний та діаметри головки: $r = 0,84$ (вертикальний) і $r = 0,82$ (поперечний)

Поперечний розмір шийки тісно пов'язаний із загальним об'ємом головки стегнової кістки.

- Діаметр шийки вертикальний та діаметри головки: $r = 0,70$ (вертикальний) і $r = 0,69$ (поперечний)

Головка стегна більшого об'єму як правило опирається на відповідну за компенсаторно розвинену шийку.

3. Помірний та помірно-слабкий зв'язок ($0,20 \leq 0,70$)

- Довжина шийки та діаметри головки: $r = 0,52$ (вертикальний) і $r = 0,51$ (поперечний)

Спостерігається помірна тенденція до залежності розміру головок та довжини шийок, проте варіабельність довжини шийок досить значна.

- Довжина шийки та діаметр шийки поперечний: $r = 0,44$
- Довжина шийки та діаметр шийки вертикальний: $r = 0,24$

В обох вищенаданих спостереженнях достовірний зв'язок слабкий. Припустимо, що довжина шийки є відносно незалежним геометричним параметром від її вертикальної товщини.

4. Відсутність зв'язку або слабка негативна кореляція ($r = -0,06 \dots -0,16$)

Шийково-діафізарний кут відносно всіх інших лінійних параметрів відрізняється низькою кореляцією з іншими анатомічними параметрами

(діаметром головки: $r = -0,10$ та $r = -0,09$; діаметром шийки: $r = -0,16$ (вертикальний) та $r = -0,09$ (поперечний); довжиною шийки: $r = -0,06$), що дозволяє припустити, визначення ШДК, як незалежного кутового параметру. Відповідно величина вальгусу чи варусу проксимального відділу стегна практично не залежить від фізичних лінійних розмірів (діаметра головки, товщини чи довжини шийки).

Аналіз діаграм розсіювання з лініями регресії та 95 % довірчими інтервалами, продемонстрували взаємозв'язок розмірів головки та шийки стегнової кістки у двох площинах (рис. 3.6 та 3.7.).

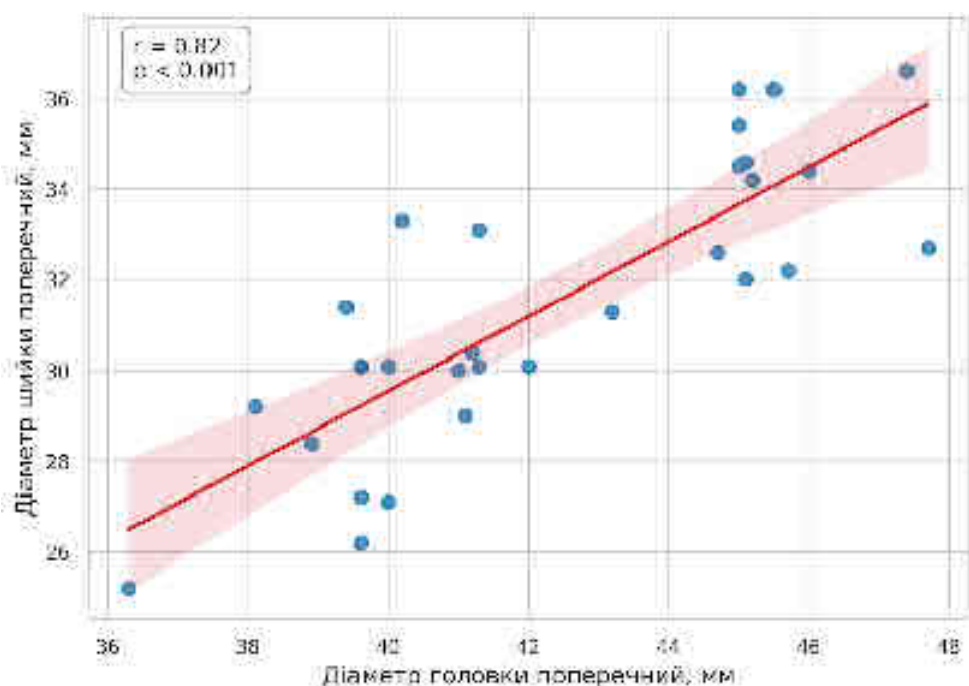


Рис. 3.6. Залежність поперечного діаметру шийки від поперечного діаметру головки стегнової кістки

Вивчення залежності поперечного діаметра шийки від поперечного діаметра головки продемонструвало високу позитивну сильну кореляцію (коефіцієнт кореляції $r = 0,82$, рівень значущості $p < 0,001$).

Таким чином, у поперечній площині спостерігається чітка пропорційність – зі збільшенням ширини головки пропорційно зростає товщина шийки.

При дослідженні залежності вертикального діаметра шийки від вертикального діаметра головки (рис.3.7.) відмічалась більша варіабельність

даних (коефіцієнт кореляції $r = 0,70$, рівень значущості $p < 0,001$) за рахунок більшої індивідуальної анатомічної мінливості ніж поперечний.

Порівняння площин доводить, що кореляція в поперечній площині є суттєво міцнішою та стабільнішою, ніж у вертикальній ($r = 0,82$ проти $r = 0,70$). Можна припустити, що поперечні розміри проксимального відділу стегна краще піддаються лінійній прогнозованості.

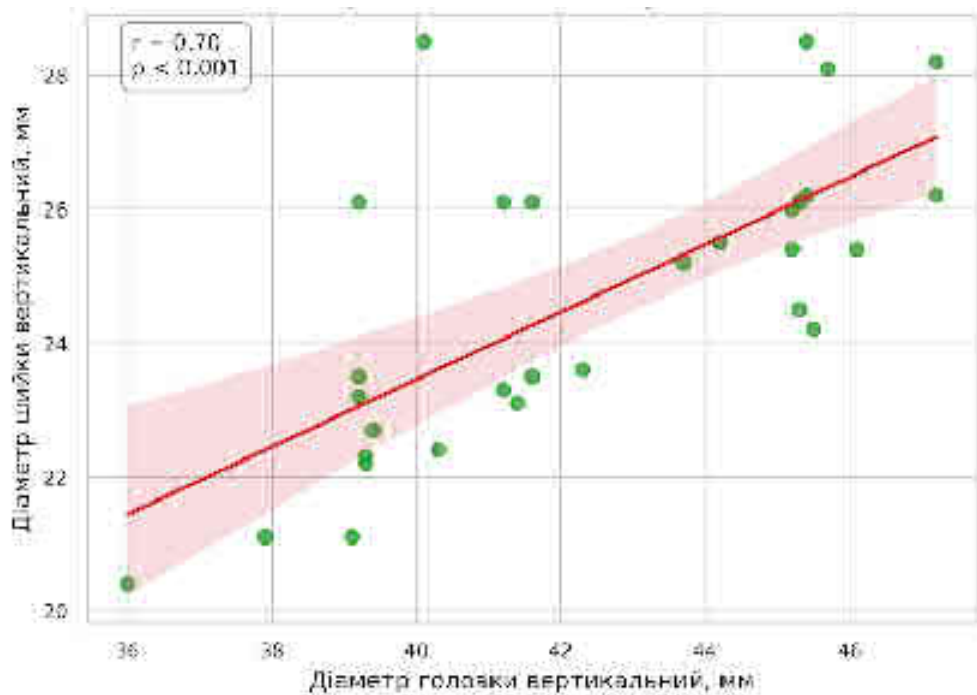


Рис. 3.7. Залежність вертикального діаметру шийки від вертикального діаметру головки стегнової кістки

Прикладне значення для ортопедії та травматології отриманих даних стосується передопераційного планування і, особливо вибору фіксатору для остеосинтезу.

Більша варіабельність вертикального діаметра шийки при однакових діаметрах головки підкреслює ризик "конфлікту розмірів" при позиціонуванні масивних імплантатів у вертикальній площині (наприклад, гвинтів DHS або несучих клинків у системі PFNA), де анатомічний запас висоти шийки може значно відрізнятись у різних пацієнтів.

Отримані дані дозволяють зробити висновок, всі тривимірні лінійні параметри головки та шийки мають стійкі позитивні зв'язки середньої та високої сили ($r = 0,51 \dots 0,99$).

Для відновлення або прогнозування розміру одного з параметрів за наявності даних про інший доцільно використовувати математичне моделювання.

Відсутність кореляції ШДК із лінійними розмірами підтверджує необхідність індивідуального дослідження ШДК при остеосинтезі незалежно від обраного розміру фіксатора/імплантату.

3.2. Рентгенологічне дослідження параметрів проксимального відділу стегнової кістки.

3.2.1. Загальна характеристика вибірки та демографічні дані

Проведено дослідження рентгенограм кульшових суглобів 120 пацієнтів, які звертались по медичну допомогу до КП “1-а міська клінічна лікарня Полтавської міської ради” переважно з приводу травматичних ушкоджень. Вік пацієнтів знаходився у діапазоні від 21.0 до 91.0 років, середнє значення становило 68.68 ± 14.33 років (рис. 3.8.). В групі дослідження переважали жінки - 66.7% (80 осіб), на долю чоловіків припало 33.3% (40 випадків).

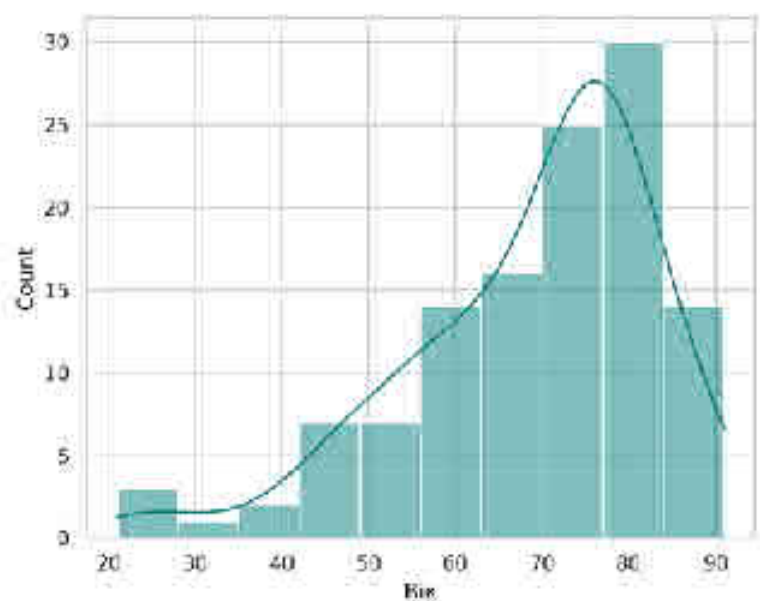


Рис. 3.8. Розподіл пацієнтів за віком

В структурі патологічних процесів досить часто спостерігались ознаки дегенеративно-дистрофічних змін, але діагноз коксатроз в даному розділі не враховувався в статистичному аналізі, зважаючи на відсутність в більшості даних випадків персонального фізикального огляду з визначенням клінічних симптомів захворювання.

Серед 120 пацієнтів у 39 випадках було констатовано перелом ПБСК (19 справа, 20 зліва). Розподіл характеру переломів за класифікацією АО представлений на рис. 3.9.

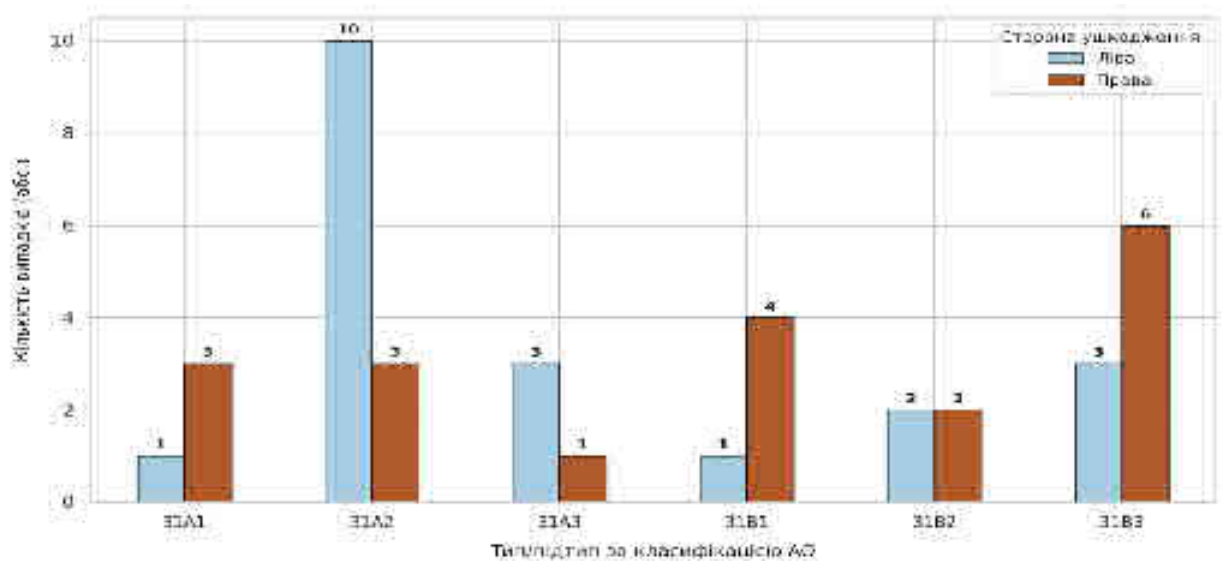


Рис. 3.9. Графік розподілу переломів за класифікацією АО з урахуванням латеральності ушкодження

В загальній структурі пацієнтів із класифікованими переломами переважали жінки ($n = 28$, 71.8%), що на нашу думку обумовлено вищою частотою остеопоротичних ушкоджень. Серед чоловіків ($n = 11$) найбільшу питому вагу становлять переломи підтипу 31A2 (4 випадки) (рис. 3.10.).

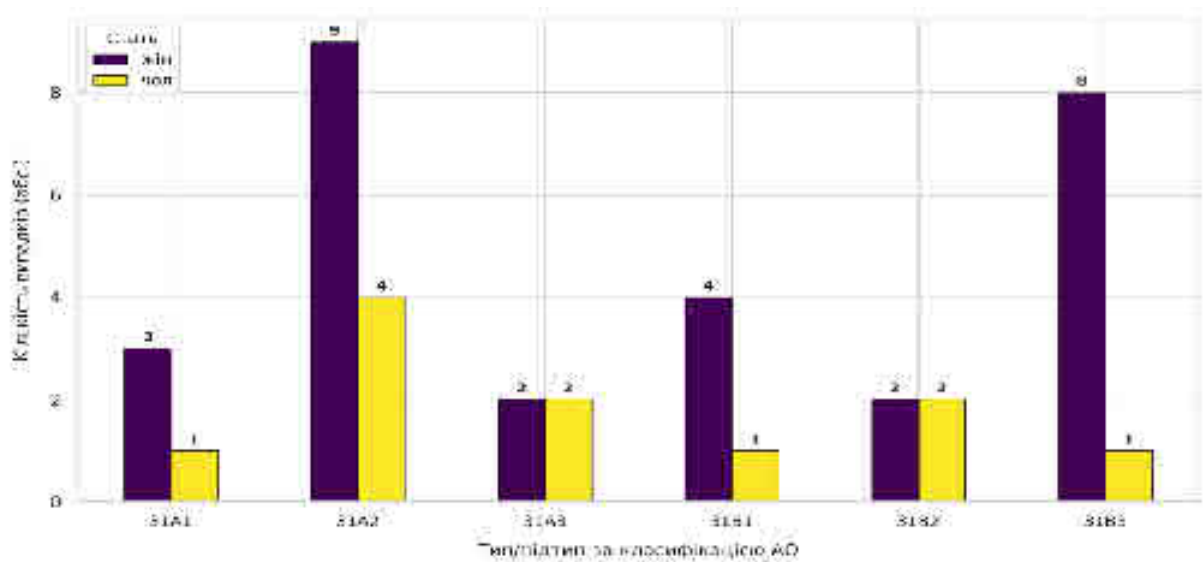


Рис. 3.10. Графік розподілу переломів за класифікацією АО з урахуванням статі.

В процесі дослідження зафіксовано 7 випадків наявності ендопротезів кульшового суглобу (4 на правій стороні та 3 на лівій) у 5 пацієнтів (у 2 – двобічне).

Зважаючи на ретроградний характер дослідження рентгенограм спостерігались порушення правил укладки пацієнтів, що значно ускладнювало отримання достовірних даних.

Основними критеріями правильного положення ділянки обстеження вважались: симетрія затульних отворів, симетрія крил клубових кісток, випрямлене положення обох кінцівок та ознаки ротації стегон (візуалізація великого та малого вертлюга).

При аналізі даних рентгенографії використовувалась 5-бальна шкала оцінки укладки кожної кінцівки. Якісне досягнення положення кінцівки цифрувалося як 5, найменш інформативне з позиції візуалізації – 1, з проміжковими значеннями 2, 3, 4. Отже кожна рентгенограма отримувала умовне двозначне кодування, перша цифра якого характеризувала положення правої, а друга – лівої кінцівки (рис. 3.11.).



Рис. 3.11. Приклад оцінки якості рентгенологічної укладки: А – 55, Б – 31.

Слід зазначити, що використання протилежної кінцівки, як умовного шаблону для реконструкції ушкодженого сегменту, можливо лише за умов відсутності патологічних процесів з вираженою деформацією відповідної ділянки. Враховуючи поважний вік переважної кількості пацієнтів з переломами ПВСК, випадки білатеральної асиметрії зустрічаються досить часто (рис. 3.12.).



Рис. 3.12. Клінічний приклад пацієнтки П., 69 років. Справа перелом ПВСК, зліва посттравматична деформація ПВСК та верхньої середини стегнової кістки

Даний етап дослідження продемонстрував, що виконання якісної укладки пацієнтів (код 55) досягається лише у 31,93% випадків. Комбінація відмінна (5) та добра (4) спостерігалась у 67,23% випадків. Тим не менш при наявності перелому проксимального відділу стегнової кістки цей показник різко зменшувався: код 55 наданий лише у 18,60% обстежень, комбінація 5 та 4 – 58,14%.

Причинами розбіжності отриманих даних, на нашу думку, є наявність у постраждалих больового синдрому різного ступеня, наявність супутніх захворювань (найчастіше – це дегенеративно-дистрофічні зміни суглобів, особливо у людей похилого та старечого віку), особливості транспортної іммобілізації тощо.

Вказані умови безперечно впливали на отримання достовірної інформації про реальний стан сегменту, що досліджувався. Однак рентгенологічне обстеження пацієнтів на даний час є найбільш доступним та розповсюдженим у світі, тому шляхи удосконалення його інформативності є досі актуальними.

3.2.2. Описова статистика геометричних параметрів проксимального відділу стегнової кістки

Нижче наведено зведені статистичні показники обраних відповідно завдань дослідження геометричних параметрів для правої та лівої кінцівок (таб. 3.1)

У зазначеній виборці для перевірки характеру розподілу застосовано тест Шапіро-Вілکا ($p < 0.05$ свідчить про відхилення від нормального розподілу).

Таблиця 3.1

Статистичні показники рентгенологічних даних геометричних параметрів проксимального відділу стегнової кістки

Параметр	N	Середнє (Mean)	Ст. відх. (SD)	Медіана (Me)	Q25	Q75	IQR	Мін	Макс	Нормальність (p)
ШДК права (°)	114	126.97	13.03	130.0	120.0	132.0	12.0	90.0	170.0	0.101 (норм.)
ШДК ліва (°)	113	126.71	12.74	128.0	122.0	134.0	12.0	85.0	170.0	<0.001 (анем.)
d головки права (мм)	113	49.10	3.84	48.0	47.0	52.0	5.0	40.0	62.0	0.009 (анем.)
d головки ліва (мм)	117	49.27	3.86	49.0	46.0	52.0	6.0	40.0	59.0	0.017 (анем.)
L шийки права (мм)	102	27.12	4.51	28.0	26.0	30.0	4.0	13.0	35.0	<0.001 (анем.)
L шийки ліва (мм)	106	27.80	5.07	28.0	25.0	32.0	7.0	14.0	38.0	0.182 (норм.)
h шийки права (мм)	106	31.84	3.96	32.0	30.0	32.75	2.75	24.0	49.0	<0.001 (анем.)
h шийки ліва (мм)	108	31.77	4.36	31.0	29.0	33.0	4.0	24.0	47.0	<0.001 (анем.)

Порівняльний аналіз за статтю виявив низку статистично значущих відмінностей у лінійних і просторових параметрах проксимального відділу стегнової кістки (рис. 3.13)

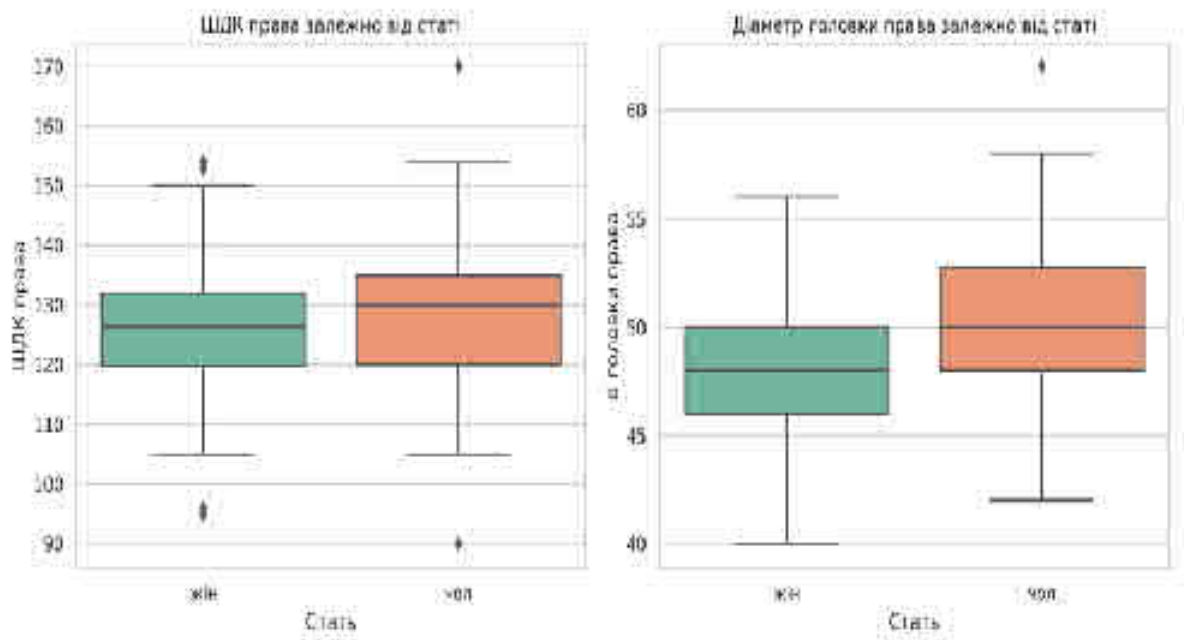


Рис. 3.13. Графіки залежності параметрів проксимального відділу стегна від статі

Хоча чоловіки мають дещо вищі середні значення ШДК (близько 128.1°) порівняно з жінками (близько 126.4–126.0°), ці відмінності у цій вибірці не досягають статистичної значущості ($p > 0.05$).

У чоловіків показники істотно більші: середня права головка складає 50.82 ± 3.65 мм проти 48.23 ± 3.79 мм у жінок ($p = 0.0013$). Для лівої кінцівки аналогічно: 51.08 ± 3.62 мм у чоловіків проти 48.37 ± 3.86 мм у жінок ($p = 0.0003$).

Вимірювання висоти шийки стегнової кістки (h) також демонструє статеві відмінності: у чоловіків висота становить у середньому 33.39 ± 4.31 мм, у жінок — 31.04 ± 3.65 мм ($p = 0.0003$).

Було проведено дослідження коефіцієнтів кореляції Пірсона для повного набору досліджуваних числових змінних (вік, (ШДК), діаметр головки (d), довжина шийки (L), висота шийки (h) для правої і лівої кінцівок, а також показники якості укладки (таблиця 3.2).

Таблиця 3.2.

Кореляційна матриця анатомічних параметрів та факторів укладки

Показник	Вік	ШДК пр.	ШДК лів.	d пр.	d лів.	L пр.	L лів.	h пр.	h лів.	Укл. пр.	Укл. лів.
Вік	1.00	-0.03	-0.16	0.07	0.10	-0.27	-0.20	-0.15	-0.22	-0.28	-0.18
ШДК права	-0.03	1.00	-0.02	0.03	0.14	-0.13	0.11	0.05	0.29	-0.24	0.00
ШДК ліва	-0.16	-0.02	1.00	-0.10	-0.14	0.08	-0.11	0.16	0.15	0.06	0.02
d головки права	0.07	0.03	-0.10	1.00	0.82	-0.08	0.12	0.40	0.37	-0.11	-0.12
d головки ліва	0.10	0.14	-0.14	0.82	1.00	0.08	0.25	0.43	0.43	-0.11	-0.08
L шийки права	-0.27	-0.13	0.08	-0.08	0.08	1.00	0.63	0.13	0.10	0.54	0.43
L шийки ліва	-0.20	0.11	-0.11	0.12	0.25	0.63	1.00	0.25	0.28	0.38	0.58
h шийки права	-0.15	0.05	0.16	0.40	0.43	0.13	0.25	1.00	0.85	-0.05	-0.08
h шийки ліва	-0.22	0.29	0.15	0.37	0.43	0.10	0.28	0.85	1.00	-0.06	-0.01
Укладка права	-0.28	-0.24	0.06	-0.11	-0.11	0.54	0.38	-0.05	-0.06	1.00	0.64
Укладка ліва	-0.18	0.00	0.02	-0.12	-0.08	0.43	0.58	-0.08	-0.01	0.64	1.00

Звертає на себе увагу сильний прямий взаємозв'язок між якістю укладки та виміряною довжиною шийки ($r = 0.54-0.58$), що підтверджує чутливість лінійних проєкційних параметрів до правильного позиціювання кінцівки (рис. 3.14.).

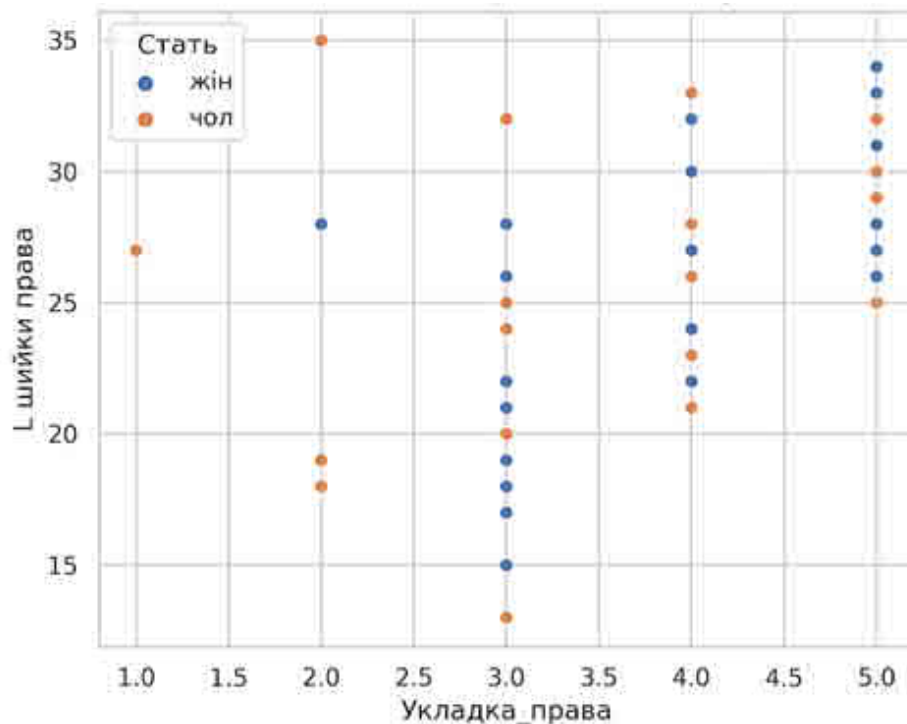


Рис. 3.14. Графік залежності довжини шийки від якості укладки.

Для оцінки чистого внеску кожного фактора виконано побудову моделей множинної лінійної регресії (OLS), де залежними змінними виступали основні параметри правої кінцівки, а незалежними – вік, стать та якість укладки.

Погіршення якості укладки суттєво впливає на значення ШДК, змінюючи його розрахунковий показник. Діаметр головки стегнової кістки чітко детермінований статтю пацієнта (у чоловіків показник у середньому на 2.48 мм більший) і є стійким до похибок укладки. Довжина шийки демонструє найвищу чутливість саме до якості укладки (зменшується при похибках позиціювання), тоді як вік і стать не мають автономного значущого впливу в цій моделі.

Вплив якості укладки на геометричні параметри.

За результатами кореляційного аналізу (коефіцієнт Пірсона та Спірмена) спостерігається виражений прямий зв'язок між якістю укладки із визначенням довжини шийки стегнової кістки ($r = 0.581$, $p < 0.001$), що підтверджує чутливість лінійних проєкційних вимірювань до положення кінцівки. Лінійний зв'язок геометричних параметрів головки, зважаючи на її відносну сферичність, із балом укладки статистично визнаний як незначущий ($p > 0.05$). Висота шийки також залежить від статевого диморфізму (у чоловіків вища на 1.96 мм і не залежить від якості укладки).

Графіки Бланда-Альтмана, для окремих геометричних параметрів демонструють розподіл різниць між правим і лівим боком. На графіках відповідних таб. 3.3. видно, що середня різниця практично дорівнює нулю, а більшість точок зосереджена в межах допустимого діапазону коливань, що є золотим стандартом наукового підтвердження симетрії у променевій діагностиці (рис. 3.15).

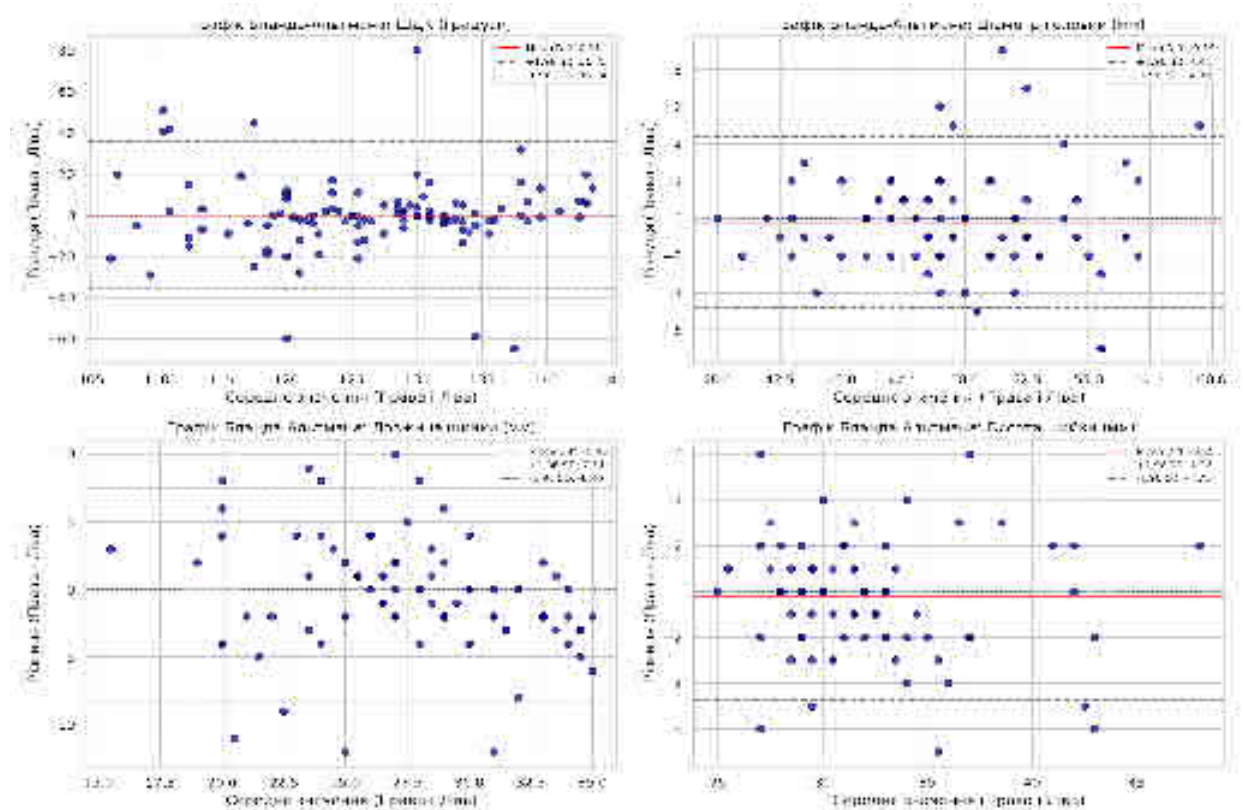


Рис. 3.15. Графіки Бланда-Альтмана для окремих геометричних параметрів ПВСК.

Таблиця 3.3.

Статистичні показники симетричності парних анатомічних параметрів

Параметр	N	Середнє (Права)	Середнє (Ліва)	Середня абс. різниця (Δ)	Медіана абс. різниці	Середній індекс асиметрії (AI, %)	Критерій Вілкоксона (p- value)	Кореляція (Pearson r)
ШДК (°)	110	126.75	126.65	10.98°	5.0°	8.90%	0.830	-0.024 (p=0.80)
Діаметр головки (d, мм)	113	49.10	49.29	1.52 мм	1.0 мм	3.03%	0.233	0.816 (p < 0.001)
Довжина шийки (L, мм)	93	27.43	27.86	3.01 мм	2.0 мм	11.61%	0.253	0.632 (p < 0.001)
Висота шийки (h, мм)	98	31.92	32.11	1.66 мм	1.0 мм	5.13%	0.461	0.852 (p < 0.001)

Отримані дані дослідження дозволили виділити низку додаткових питань стосовно антропологічних показників ПВСК.

- Відсутність систематичної асиметрії ($p > 0.05$):

За результатами застосування непараметричного критерію Вілкоксона для пов'язаних вибірок, для всіх досліджуваних параметрів значення $p > 0.05$ (наприклад, для ШДК $p = 0.83$, для діаметра головки $p = 0.23$). Це доводить, що на популяційному рівні відсутній статистично значущий систематичний зсув у бік правої чи лівої кінцівки (тобто анатомічно структура симетрична).

- Висока внутрішньокласова узгодженість лінійних розмірів:

Параметри діаметра головки та висоти шийки демонструють високі та статистично значущі коефіцієнти кореляції ($r = 0.63 - 0.85$, $p < 0.001$), що свідчить про тісний морфологічний зв'язок парних структур.

- Вплив патології та укладки на розкид даних:

Відносно більший індекс асиметрії для довжини шийки (11.61\%) та ШДК (8.90\%) вказує на їхню підвищену чутливість до проєкційних спотворень (якості рентгенографічної укладки) та наявності односторонньої патології (коксартрозу чи переломів у частини пацієнтів у вибірці).

3.3. Порівняльний аналіз: анатомічних та рентгенологічних даних

Порівняння результатів прямих вимірювань на препаратах та рентгенологічних даних пацієнтів демонструє наступні закономірності:

1. Шийково-діафізарний кут (ШДК):

- Анатомічний метод: середня величина $124.49^\circ \pm 2.58^\circ$ (компактний діапазон від 118° до 129°).
- Рентгенологічний метод: середня величина $126.84^\circ \pm 12.85^\circ$ з більшим розкидом (від 85° до 170°).

Більш широкий розкид на рентгенограмах зумовлений проєкційними спотвореннями залежно від положення кінцівки (ротації) та наявністю пацієнтів із патологіями/переломами, тоді як анатомічні препарати

відображають істинну геометрію скелета без м'яких тканин і накладання проєкцій.

2. Лінійні розміри (головка та шийка):

Рентгенологічні лінійні розміри в середньому дещо перевищують анатомічні (наприклад, середній діаметр головки на рентгені становить 49.19 мм проти 42.33 мм на препаратах).

Причина розбіжності: Рентгенологічне збільшення, зумовлене відстанню «фокус-плівка» та відстанню «об'єкт-плівка» у клінічній практиці, що є класичною методичною похибкою рентгенографії. Для достовірності даних обов'язково потрібно використання калібрувальних маркерів або розраховувати коефіцієнт збільшення.

3. Кореляційний аналіз внутрішньої анатомічної геометрії

Аналіз взаємозв'язків між морфометричними параметрами на анатомічних препаратах виявив, що Існує висока пряма кореляція між вертикальним та поперечним діаметрами головки стегнової кістки ($r \approx 0.95$), а також помірна кореляція між вертикальним розміром головки та вертикальним розміром шийки ($r = 0.69$, $p < 0.001$).

Шийково-діафізарний кут демонструє незалежний характер від абсолютних лінійних розмірів шийки та головки (r близькі до нуля), що підтверджує окрему варіабельність просторової орієнтації проксимального відділу стегнової кістки.

Графіки порівняння розподілів (функцій густини ймовірності) між анатомічними та рентгенологічними вимірюваннями наочно ілюструють як ступінь збігу, так і клініко-проєкційне зміщення рентгенологічних даних (рис. 3.16).

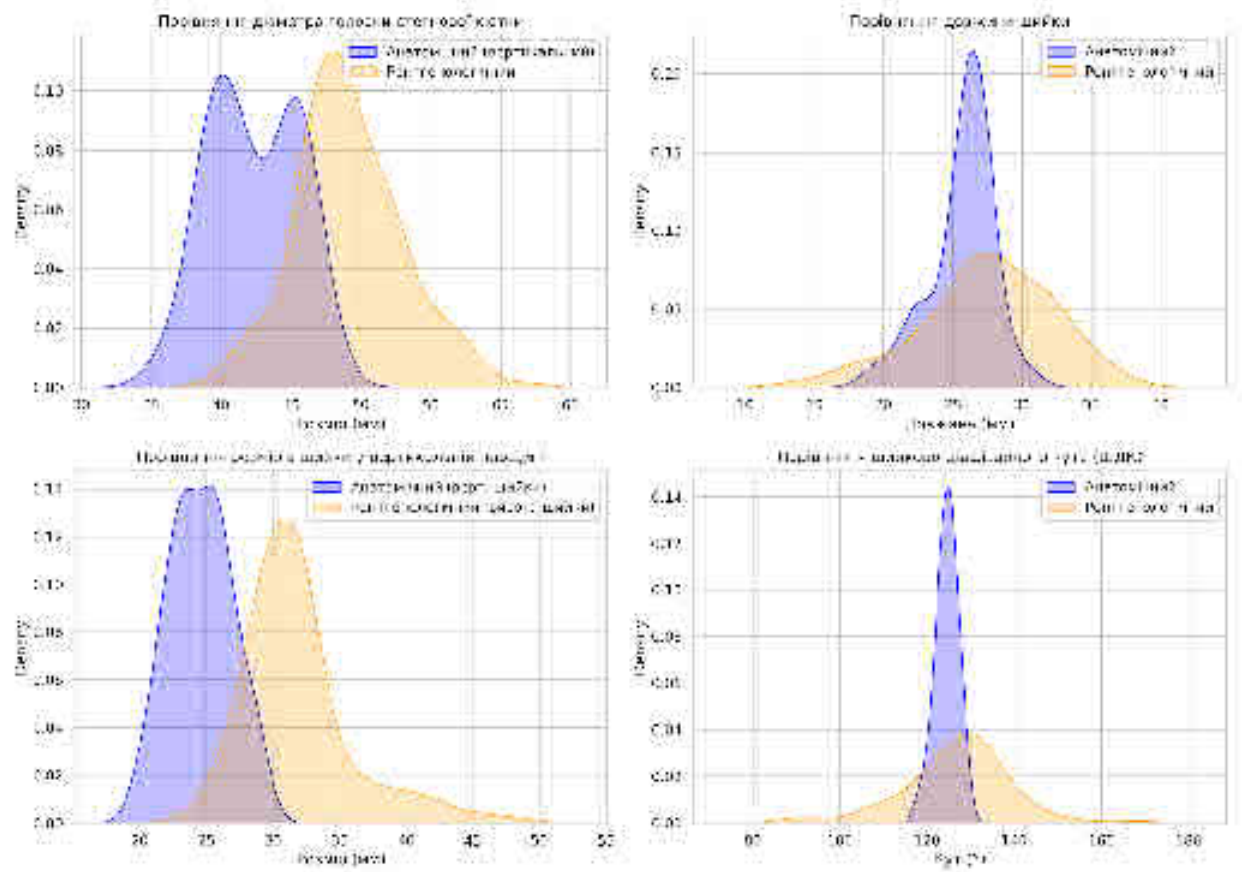


Рис. 3.16. Графіки порівняння параметрів при анатомічних та рентгенологічних вимірюваннях.

До клінічної вибірки ($n = 89$ пацієнтів), об'єднано 176 рентгенограм кінцівок без івраженої деформації травматичного генезу чи наслідків захворювань на основі яких сформовано оновлені статистичні дані.

Основні наукові висновки після фільтрації вибірки мали суттєві відмінності, що представлені в таблиці 3.4 та у графічному зображенні на рис. 3.17.

Таблиця 3.4.

Порівняння прямих анатомічних вимірювань та клініко-рентгенологічних даних (без переломів, артропластики та АНГС)

Параметр	Анатомічний метод (препарати, N=30)	Рентгенологічний метод (фільтр-вибірка, N=176 кінцівок)	Зсув / Різниця середніх
Діаметр головки, мм	42.32 ± 3.12 (Me: 41.60)	48.74 ± 3.46 (Me: 48.00)	+6.42 мм (збільшення через проєкцію)
Довжина шийки, мм	25.68 ± 2.24 (Me: 26.15)	27.48 ± 4.90 (Me: 28.00)	+1.80 мм
Висота шийки / верт. діаметр, мм	24.58 ± 2.26 (Me: 24.50)	31.66 ± 3.72 (Me: 31.00)	+7.08 мм
Шийково-діафізарний кут (ШДК), °	124.49 ± 2.58 (Me: 125.00)	128.11 ± 11.76 (Me: 130.00)	+3.62°

За отриманими даними зроблені відповідні заключення, щодо визначення морфологічних відносин параметрів ПВСК:

- Зменшення дисперсії та підвищення стабільності кутових параметрів:

Виключення хворих із переломами та асептичним некрозом очікувано зменшило стандартне відхилення для ШДК на рентгенограмах (з 12.85° до 11.76°), а мінімальні й максимальні значення стали більш компактними, що підтверджує нівеляцію грубих анатомічних деформацій.

- Збереження методичної різниці (проєкційного збільшення):

Рентгенологічні лінійні розміри стабільно перевищують анатомічні прямі виміри в середньому на 15–20% (наприклад, діаметр головки 48.74 мм проти 42.32 мм). Ця різниця є класичним наслідком рентгенографічного

збільшення та наявності м'яких тканин у пацієнтів на відміну від «сухих» анатомічних препаратів.

- Істинна геометрія кута:

Середнє значення ШДК на вибірковій клінічній вибірці становить 128.11° , що дуже близько до середнього анатомічного показника (124.49°). Невелике перевищення на рентгені пояснюється фізіологічним положенням кінцівки (необхідною ротацією всередину при правильній укладці для нівеляції антеверсії).

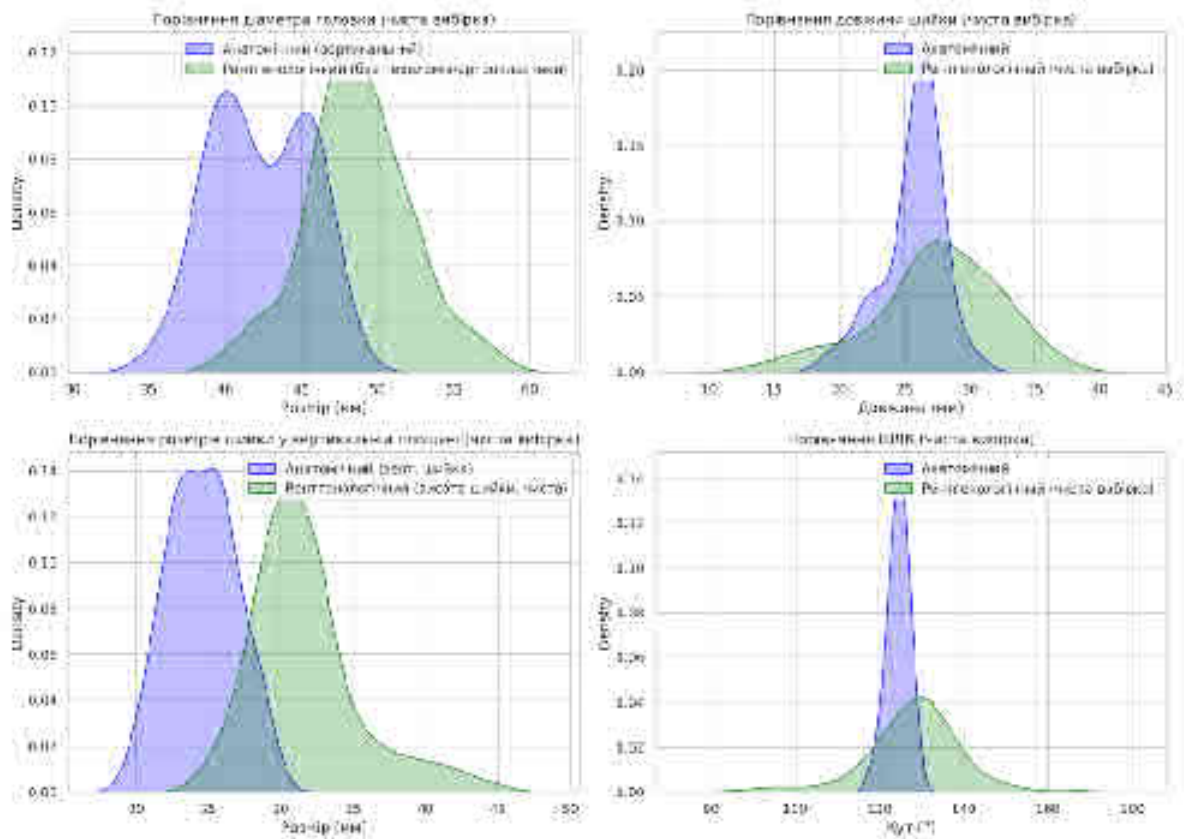


Рис. 3.17. Графіки порівняння параметрів при анатомічних та клінічно фільтрованих рентгенологічних вимірюваннях.

РОЗДІЛ 4. КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ПРОСТОРОВОГО РОЗТАШУВАННЯ ФІКСУВАЛЬНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

4.1. Методика побудови тривимірної моделі проксимального відділу стегнової кістки за даними комп'ютерної томографії

Тривимірна реконструкція проксимального відділу стегнової кістки є вихідним етапом дослідження системи фіксації перелому її шийки. Модель має відтворювати анатомічну геометрію, забезпечувати роздільне представлення уламків і бути придатною для віртуального встановлення фіксувальних елементів. Комп'ютерну томографію (КТ) у запропонованій методиці використовують як джерело просторових даних для побудови індивідуальної геометрії.

Методичну основу становить послідовний перехід від томографічних зображень до поверхневого та твердотілого представлення кістки. У нашій публікації цей підхід пов'язано з подальшим моделюванням у SolidWorks та дослідженням впливу шийково-діафізарного кута й конфігурації фіксаторів.

Загальну послідовність побудови моделі наведено на рис. 4.1. Для кожного переходу визначають вхідні дані, результат і спосіб контролю. Геометричне відтворення за КТ та параметричне варіювання моделі розглядають як окремі операції: перше зберігає індивідуальну анатомію, друге створює контрольовані варіанти для порівняння.



Рис. 4.1. Послідовність підготовки геометричної моделі за КТ-даними

Вихідною інформацією слугувала серія зрізів у форматі DICOM. Перед реконструкцією перевіряли належність зображень до однієї серії, їхню послідовність, орієнтацію та просторовий масштаб. Необхідно розрізняти товщину реконструйованого зрізу і крок між сусідніми зрізами: ці параметри описують різні характеристики вихідних даних.

Область реконструкції мала охоплювати головку, шийку, вертлюгову ділянку та достатню частину діафізу для побудови його осі. Протяжність сегмента для майбутнього розрахунку визначали також з урахуванням положення граничних умов. Перелік даних, які необхідно документувати, наведено в табл. 4.1.

Таблиця 4.1

Вихідні дані та їх значення для реконструкції

Параметр	Що фіксують	Призначення
Просторова дискретизація	Розміри пікселя; товщина та крок зрізів	Збереження масштабу; оцінка деталізації
Орієнтація серії	Положення зрізів; сторона тіла	Коректне взаємне розташування об'єктів
Область сканування	Межі сегмента; охоплення уламків	Повнота геометрії та побудова осей
Якість зображення	Шум, рухові та металеві артефакти	Визначення ділянок ручного уточнення
Параметри обробки	Пороги, редагування масок, згладжування	Відтворюваність реконструкції

Прикладом застосування томографічних даних для такого завдання було дослідження Н. Лу та співавторів, у якому побудову геометрії поєднано з комп'ютерним порівнянням варіантів гвинтової фіксації. Воно слугувало методичним орієнтиром для переходу від реконструкції кістки до складальної моделі [191].

Сегментація передбачала виділення кісткових структур на томографічних зображеннях. Початкову маску отримували за інтенсивністю зображення, після чого уточнювали межі в ділянках шийки, тонкого кортикального шару та перелому. Порогові значення підбирали для конкретної серії і перевіряли за вихідними зрізами. Порогова маска без перевірки не вважалась достатнім підтвердженням правильності анатомічної реконструкції.

У разі перелому фрагменти виділяли як окремі об'єкти. Для кожного зберігали вихідне положення, що дозволяло надалі виконувати віртуальну репозицію без втрати початкових даних. Кортикальну та губчасту області розмежовували настільки, наскільки це дозволяла якість зображень і просторова роздільна здатність. Недостатньо розрізнявані ділянки потребували явно зазначених геометричних припущень.

Після сегментації формували поверхневу модель, яку можна передати до CAD-середовища у форматі STL. Перевіряли розриви оболонки, самоперетини та ізольовані компоненти. Очищення й згладжування виконували із контролем зміни контурів: особливо важливо було зберегти поперечні розміри шийки та поверхні контакту уламків. Ілюстрацію геометрії кістки в SolidWorks наведено на рис. 4.2.

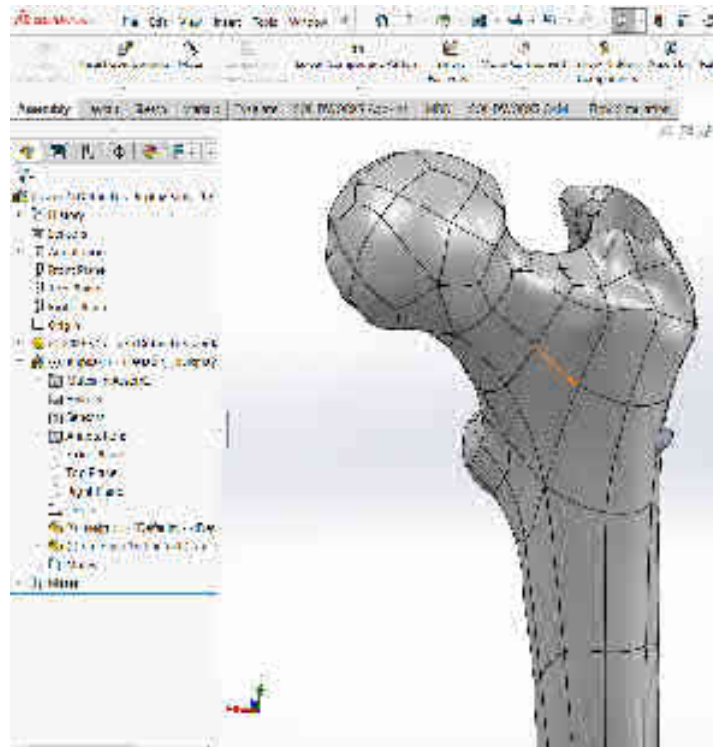


Рис. 4.2. Геометрична модель проксимального відділу стегнової кістки в SolidWorks

Рисунок 19 демонструє представлення поверхні в CAD-середовищі. Саме зображення не підтверджує точність відповідності конкретній КТ-серії; таку відповідність встановлюють окремим зіставленням моделі з томографічними зрізами.

Імпортовану оболонку використовували для формування замкнених поверхонь і твердотільних об'єктів. Імпорт STL сам по собі не створює повністю параметричної моделі. Після перетворення перевіряли можливість виконання розсікання, побудови допоміжних площин і складання з фіксаторами. Внутрішні межі кортикальної та губчастої областей мали бути узгоджені, без штучних порожнин або взаємного перекриття.

У підготовленій геометрії визначали центр головки, вісь шийки та вісь діафіза. Центр головки можна встановлювати апроксимацією збереженої поверхні сферою; вісь шийки – за її центральними перерізами та положенням головки; вісь діафіза – за центрами послідовних перерізів. Обраний алгоритм і межі апроксимації зберігали однаковими для порівнюваних моделей. Основні параметри узагальнено в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Геометричні характеристики та правила їх визначення

Характеристика	Спосіб визначення	Використання
Центр головки	Апроксимація збереженої поверхні	Побудова осі шийки; позиціонування
Вісь шийки	Центральні точки перерізів; центр головки	Орієнтир для фіксаторів
Вісь діафіза	Центри перерізів обраного сегмента	Визначення шийково-діафізарного кута
Шийково-діафізарний кут	Між заданими осями або їх проєкціями	Опис анатомії; окремий фактор моделювання
Поперечні розміри шийки	Перерізи з визначеним положенням	Перевірка меж розміщення імплантів
Геометрія перелому	КТ-поверхні або задана площа	Визначення контактної області

Просторовий кут між осями та кут між їхніми проєкціями не слід змішувати. У дослідженні Schlégl A.T., et al. (2022) порівняно 2D-вимірювання і 3D-реконструкції у дітей. Для цієї методики робота важлива як обґрунтування чіткого визначення способу вимірювання; її кількісні результати не переносять безпосередньо на дорослих пацієнтів із переломом [192].

Модель перелому формували відповідно до мети дослідження. Для індивідуального планування використовували сегментовані поверхні уламків. Для контрольованого порівняння конструкцій застосовували віртуальне розсікання вихідного тіла площиною з визначеними координатами та орієнтацією. Площинна остеотомія відтворювала прийняту розрахункову схему, але не всю складність реального ушкодження. Відмінності цих підходів наведено в табл. 4.3..

Таблиця 4.3

Способи геометричного представлення перелому

Ознака	КТ-реконструкція уламків	Віртуальна остеотомія
Вихідна геометрія	Поверхні конкретних фрагментів	Базова модель і задана площина
Основна мета	Індивідуальне відтворення ушкодження	Контрольоване порівняння варіантів
Положення уламків	За КТ; далі – віртуальна репозиція	Задається параметрично
Контактна поверхня	Нерегулярна, залежна від сегментації	Ідеалізована, відтворювана
Головне обмеження	Похибки виділення меж та артефакти	Спрощення морфології перелому

Міжфрагментарний проміжок необхідно документувати окремо. Нульова відстань, заданий зазор і локальний контакт створюють різні вихідні умови для подальшого розрахунку. Геометрична репозиція передбачає переміщення та поворот уламків як твердих тіл; вона не повинна непомітно змінювати їхню форму.

Шийково-діафізарний кут характеризує анатомічну геометрію, а кут встановлення фіксатора – орієнтацію імпланта. Для оцінки впливу останнього анатомію в межах однієї серії зберігають незмінною. Варіювання шийково-діафізарного кута потребує окремої серії моделей із документуванням способу перетворення та контрольованих розмірів.

Дослідження Samsami S. et al. (2019) присвячене механічній стабільності фіксації вертикального перелому шийки стегнової кістки методом скінченних елементів. Для постановки цього розділу воно

обґрунтовує необхідність надалі оцінювати міжфрагментарну рухомість, а отже, зберігати уламки окремими геометричними об'єктами [193].

Результатом геометричного етапу був набір кісткових тіл із визначеними анатомічними осями та поверхнями перелому. Моделі фіксаторів додавали як окремі компоненти складального вузла. Для кожного задавали точку введення, напрямок осі та довжину; положення перевіряли за перерізами і тривимірним відображенням. На рис. 4.3. наведено приклад складання кістки з імплантом із робочих матеріалів.

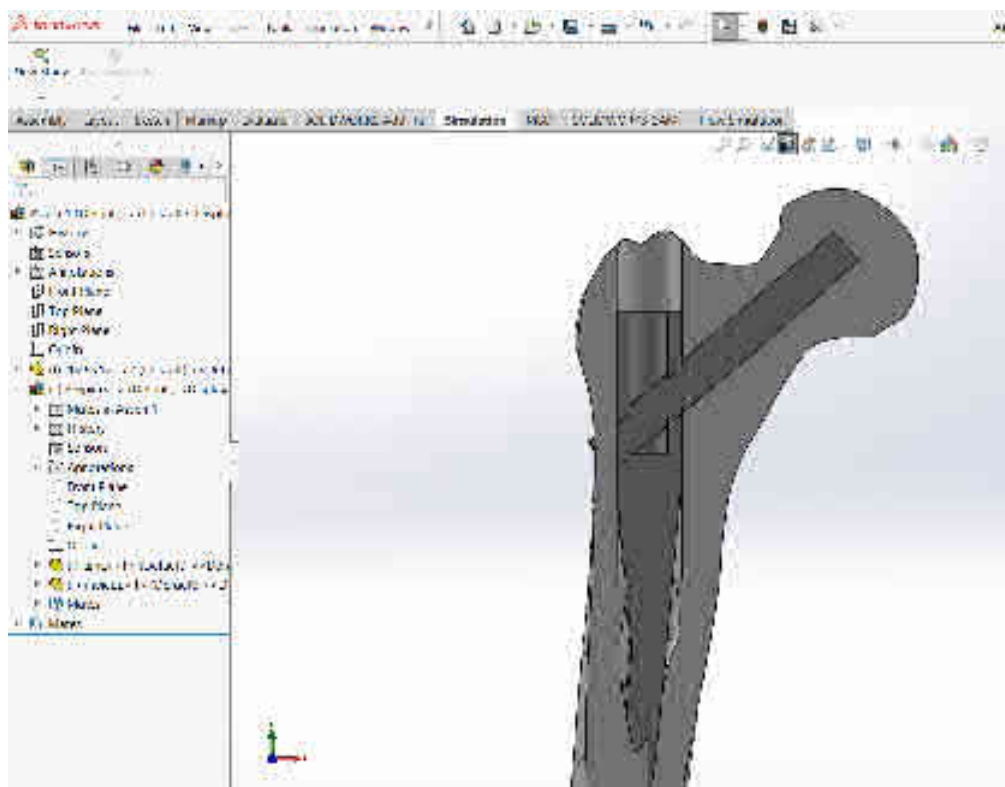


Рисунок 4.3. Приклад складальної CAD-моделі кістки з інтрамедулярним фіксатором

Траєкторію імпланта потрібно описувати відносно незмінної локальної системи координат. Для тривимірної орієнтації використовують напрямний вектор або два незалежні кути. При варіюванні кута зазначалось, чи зберігається точка введення, чи положення кінчика: ці умови призводять до різних геометричних конфігурацій.

У роботі С.Н. Jung окремо розглянуто варіації положення компонентів Femoral Neck System, зокрема відстань до субхондральної кістки та

положення імпланта. Для запропонованої методики це підстава контролювати не лише кут, а й супутні геометричні відстані; висновки щодо конкретної системи не ототожнюються з результатами для канюльованих гвинтів [194].

Геометрична перевірка має передувати призначенню матеріалів і побудові скінченно-елементної сітки. Порівнювали контури зі зрізами КТ, контролювали масштаб, цілісність тіл, положення уламків і сталість анатомічних орієнтирів. Допустимі відхилення встановлювали з урахуванням роздільної здатності вихідних даних та мети моделювання; універсальне числове значення без такого обґрунтування не задають (таб. 4.4.).

Таблиця 4.4.

Контроль геометричної моделі перед розрахунком

Об'єкт контролю	Спосіб перевірки	Що документують
Масштаб та орієнтація	Зіставлення з метаданими DICOM	Одиниці, сторона, система координат
Відповідність поверхні	Накладання контурів на зрізи	Локальні відхилення та виправлення
Згладжування	Порівняння до і після обробки	Зміни розмірів шийки й головки
Топологія тіл	Пошук розривів і самоперетинів	Замкненість, число окремих об'єктів
Фрагменти перелому	Контроль зазорів і проникнення	Положення та стан репозиції
Анатомічні осі	Повторне застосування алгоритму	Межі апроксимації, площини вимірювань
Місця для фіксаторів	Перевірка траєкторій у перерізах	Кути, точки введення, відстані до меж

КТ-реконструкція визначає геометрію, але не автоматично механічні властивості тканин. Перехід від інтенсивності КТ до густини та пружних

характеристик потребує окремої обґрунтованої процедури. У базовій порівняльній постановці можливе використання стандартизованих властивостей із чітким зазначенням цього припущення. Така послідовність узгоджується з підходом нашої публікації [190].

Підготовлена геометрія слугувала основою для наступного етапу – призначення матеріалів, контактів і навантажень та створення розрахункової системи «кістка – елементи фіксації».

4.2. Створення розрахункової моделі системи «кістка – елементи фіксації» для моделювання хірургічного втручання

На основі геометрії, підготовленої за методикою підрозділу 4.1. формувалась розрахункова модель системи остеосинтезу. Її призначення полягала у порівнянні механічної поведінки варіантів фіксації за однакових вихідних умов. Геометрію доповнювалась моделями імплантів, матеріальними характеристиками, контактними взаємодіями, закріпленнями й навантаженнями. Подальше варіювання кутів встановлення фіксаторів мало здійснюватися в межах цієї узгодженої постановки.

Методичною основою є підхід нашої публікації, у якій розглянуто використання SolidWorks Simulation для дослідження фіксації перелому проксимального відділу стегнової кістки. Наведена далі процедура визначає постановку майбутніх варіантних розрахунків [190].

Базова модель включала проксимальний і дистальний фрагменти з окремим представленням кортикальної та губчастої ділянок, а також фіксуючі елементи. Кількість і тип імплантів визначався обраною схемою остеосинтезу. Кожний фіксатор створювався як окрема деталь; номінальні розміри приймалися за документацією конкретного виробу. Параметри, які необхідно зберігати для кожної конфігурації, наведено в табл. 4.5.

Таблиця 4.5

Параметри геометрії та положення фіксатора

Група	Параметри	Правило задання
Розміри	Довжина; діаметри стрижня й каналу	За геометрією конкретного виробу
Робочі ділянки	Довжина леза; розміри головки	Окремо від загальної довжини
Положення	Точка введення; напрямок осі	У локальній системі координат кістки
Обмеження	Відстані до суглобової поверхні та кортикальних меж	Перевірка в перерізах кожного варіанта

При спрощенні різьби еквівалентною гладкою ділянкою модель придатна насамперед для порівняння загальної жорсткості й переміщень. Локальне пошкодження кістки витками та висмикування гвинта потребують окремої деталізованої постановки.

Опис просторової орієнтації та властивостей матеріалів у локальній системі координат вісь імплантата задається точкою введення r_{0i} і одиничним напрямним вектором e_i . За збігу осі z з віссю шийки напрямком можна описати кутом α_i відносно цієї осі та азимутом β_i :

$$r_i(s) = r_{0i} + s e_i; \quad \|e_i\| = 1. \quad (X.1)$$

$$e_i = (\sin \alpha_i \cos \beta_i; \sin \alpha_i \sin \beta_i; \cos \alpha_i). \quad (X.2)$$

Тут s – координата вздовж осі імплантату. Для повороту при незмінній точці введення зберігають r_{0i} . Переорієнтацію зі збереженням положення кінчика розглядають як інший спосіб варіювання. Шийково-діафізарний кут у межах однієї серії порівнянь кутів фіксаторів залишається незмінним.

Початкова постановка передбачала лінійно-пружні ізотропні матеріали. Для кістки необхідно розрізняти літературні властивості природної тканини та характеристики синтетичного композитного аналога. Набори в табл. 4.6. є

альтернативними: їх не слід змішувати або подавати як індивідуально визначені властивості конкретного пацієнта.

Таблиця 4.6

Літературні набори пружних характеристик

Модель	Кортикальна область	Губчаста область
Лінійно-пружна кістка, Lin та співавт.	$E = 16\,800 \text{ МПа}; \nu = 0,30$	$E = 840 \text{ МПа}; \nu = 0,20$
Композитний аналог кістки, Sohn та співавт.	$E = 7200 \text{ МПа}; \nu = 0,35$	$E = 135 \text{ МПа}; \nu = 0,225$

Перший набір наведений у роботі S. Lin, який можна використати як вихідний для порівняльної серії за незмінних властивостей [195].

Другий набір у роботі [190] віднесено до синтетичної моделі, тому перенесення його на КТ-реконструкцію потребує обґрунтування. Для металу задають характеристики фактичного сплаву. Густина впливає на розрахунок за врахування ваги, інерції або коливань; у статичній задачі лише із зовнішньою силою вона не визначає пружну жорсткість.

Матеріальна модель та контактні взаємодії для кожного лінійно-пружного матеріалу зв'язок напружень і деформацій записується у вигляді:

$$\sigma = D \varepsilon, \quad (\text{X.3})$$

де σ і ε – вектори компонентів напружень і деформацій; D – матриця пружних характеристик, що для ізотропного середовища визначається модулем Юнга E та коефіцієнтом Пуассона ν . Неоднорідний розподіл властивостей за КТ-даними становить окремий рівень моделі й потребує визначеного перетворення КТ-інтенсивності у густину та механічні параметри.

У роботі H.S. Sohn досліджено FNS на моделі SAWBONES. Це суттєва відмінність від індивідуальної КТ-реконструкції, яку необхідно враховувати під час вибору характеристик і порівняння результатів [196].

Контактні умови встановлюють окремо для кожної пари поверхонь (табл. 4.7). Вони визначають можливість розкриття перелому, ковзання уламків та перерозподілу сил між кісткою й імплантами. Однакове жорстке зв'язування всіх компонентів усуває частину відносних переміщень і може штучно збільшити жорсткість системи.

Таблиця 4.7

Контактні пари та прийняті ідеалізації

Контактна пара	Можлива постановка	Межі інтерпретації
Поверхні перелому	Непроникнення; розкриття; тертя	Дозволяє визначати зсув і розкриття
Різьбова ділянка – кістка	Зв'язування для базової моделі або деталізований контакт	Зв'язування не моделює висмикування
Гладкий стрижень – канал	Контакт з урахуванням зазору	Не створює штучного зчеплення
Головка гвинта – опорна поверхня	Контактне опирання	Передавання зусилля на кортикальний шар
Кортикальна – губчаста області	Узгоджений зв'язок на спільній межі	Без штучного розділення тканин

Коефіцієнт тертя має бути обґрунтований для прийнятої контактної пари. За невизначеності параметра виконують аналіз чутливості. Зв'язаний контакт між уламками не використовують для оцінювання початкової рухомості перелому, оскільки він її забороняє.

Геометричне встановлення імплантата не створює компресію уламків. Якщо дослідження включає ефект затягування, у модель вводять попередній натяг або обґрунтовану еквівалентну дію. Початковий зазор, зусилля компресії та послідовність навантаження документують окремо. За відсутності попереднього натягу результати стосуються саме цієї спрощеної умови.

Для статичної задачі необхідно усунути переміщення моделі як цілого. У базовій схемі це можна забезпечити фіксацією дистальної поверхні сегмента. На рис. 4.4. показано відповідний етап налаштування в SolidWorks Simulation. Ілюстрація походить із робочої моделі з інтрамедулярним компонентом і демонструє спосіб задання граничної умови.

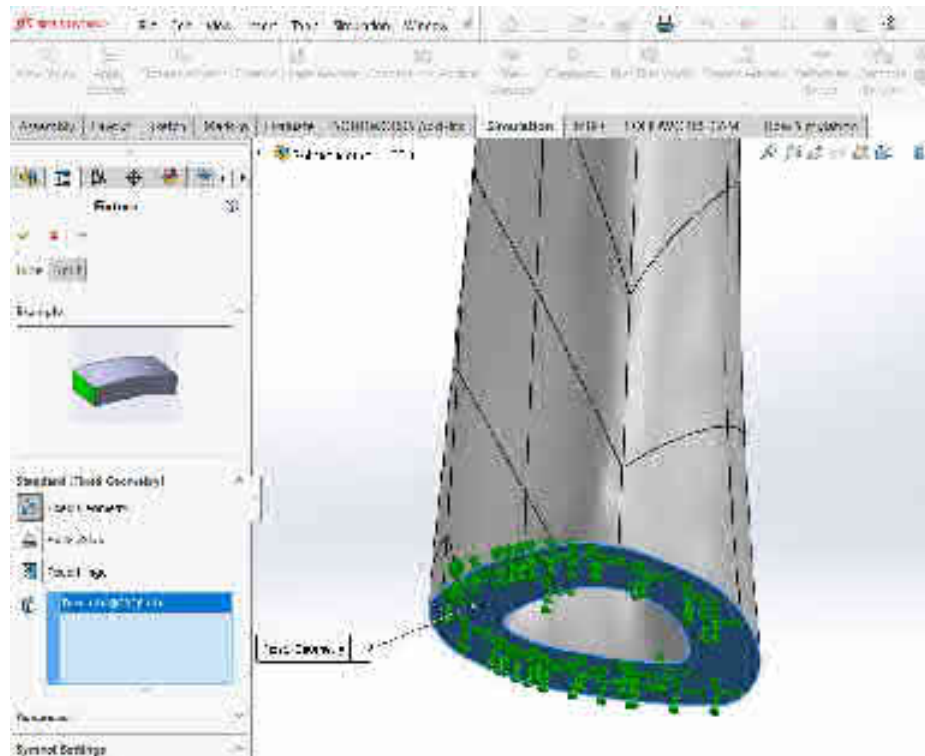


Рис 4.4. Задання жорсткого закріплення дистальної поверхні в SolidWorks Simulation.

Для об'ємної моделі жорстке закріплення задає нульові компоненти переміщення на вибраній поверхні. Воно є розрахунковою ідеалізацією. Щоб оцінити її вплив, порівнюють результати в зоні перелому при зміні протяжності дистального сегмента або способу опирання. Локальні напруження безпосередньо біля закріплення не ототожнюють із показниками стабільності фіксації.

Якщо задано попередню компресію, спочатку встановлюють рівноважний початковий стан, а потім прикладають функціональне навантаження. У контактній задачі ця послідовність може змінювати стан взаємодії поверхонь, тому вона має залишатися однаковою для всіх порівнюваних варіантів.

Схема навантаження та контроль сумарної сили у запропонованій базовій постановці приймалась рівнодійною 2100 Н. Це фіксований параметр порівняльного розрахунку, а не універсальне навантаження для кожного пацієнта. На наступному рівні можна розглядати інші напрямки та величини сил або м'язово-суглобову схему [190].

Силу розподілялась на визначеній ділянці головки зі збереженням заданої рівнодійної та напрямку. Для поверхневої густини сили t на області A виконувалась умова:

$$F = \int_A t dA; \quad \|F\| = 2100 \text{ Н.} \quad (\text{рис. 4.5.})$$

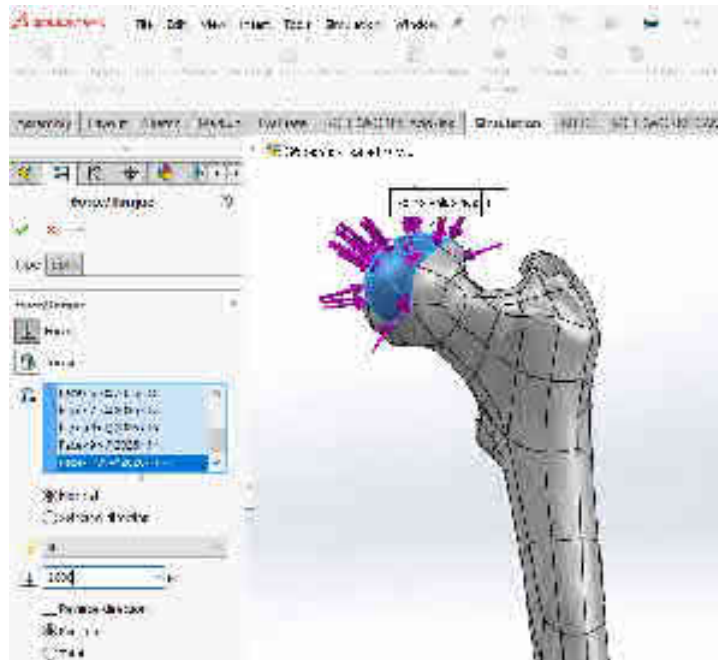


Рис. 4.5. Робочий приклад діалогу Force/Torque показує проміжні налаштування, схему з рівнодійною силою 2100 Н.

На скриншоті введено 2000 Н, вибрано Normal і Peritem. За кількох поверхонь це не підтверджує сумарну силу 2000 Н: значення може призначатися кожному об'єкту, а напрямки нормалей різняться. Тому для остаточної моделі перевіряли режим Total або еквівалентний розподіл і незалежно контролювали векторну суму навантажень та реакцій.

Напрямок сили задають компонентами у зафіксованій системі координат. При порівнянні кутів імплантатів силу, площу прикладання й

умови опирання зберігали незмінними. Якщо змінюється анатомічна геометрія, правило орієнтації навантаження визначають окремо.

При побудові скінченно-елементної сітки після підготовки матеріалів, контактів і граничних умов формують об'ємну скінченно-елементну сітку. Для складної геометрії кістки можна застосовувати тетраедричні елементи. Локальне згущення передбачали у зоні перелому, навколо каналів, під кінцями фіксатору і на геометричних переходах. Окремо контролювалось відтворення товщини кортикального шару.

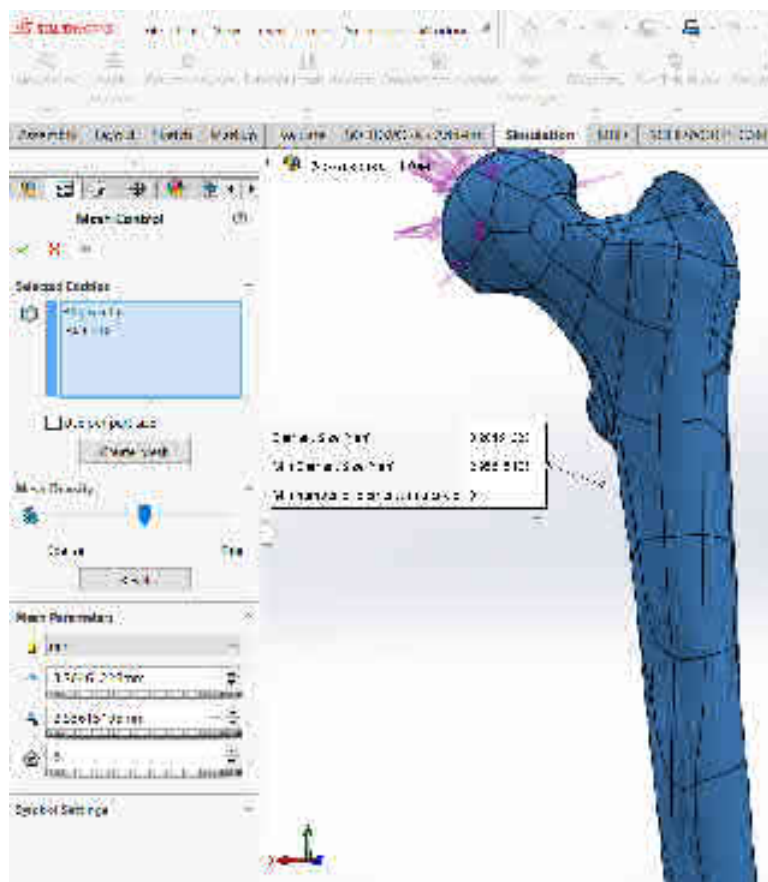


Рис. 4.6. Налаштування локальних параметрів сітки в SolidWorks Simulation демонструє діалог Mesh Control.

На рис. 4.6. показано налаштування близько 3,28 мм і мінімального розміру близько 2,96 мм. Ці величини характеризують робочий приклад; їх недостатньо для висновку про придатність сітки в зоні тонких тканин і контактів. Потрібно сформувати сітку та перевірити її якість, розподіл елементів і збіжність ключових результатів.

Для перевірки збіжності, послідовно уточнюють дискретизацію й порівнюють загальне переміщення головки, міжфрагментарний зсув та напруження у визначених областях. Максимум в одному вузлі поблизу гострої кромки може залежати від сітки навіть за стабільних інтегральних показників. Тому необхідно фіксувати область і спосіб обчислення кожного критерію.

Рівняння рівноваги та показники механічної поведінки для лінійної постановки дискретизована система рівнянь має вигляд:

$$K u = F,$$

де K – глобальна матриця жорсткості; u – вектор вузлових переміщень; F – вектор вузлових навантажень. Контакт із розкриттям або тертям робить задачу нелінійною навіть за лінійно-пружних матеріалів. У цьому випадку ітераційно забезпечують рівновагу:

$$R(u) = F_{\text{зовн}} - F_{\text{вн}}(u) = 0.$$

Тут R – нев'язка; $F_{\text{зовн}}$ і $F_{\text{вн}}$ – вектори зовнішніх та внутрішніх сил. Оцінюють збіжність за нев'язками, переміщеннями й контактним станом.

Для відповідних точок двох фрагментів визначають відносне переміщення Δu та його нормальну й дотичну складові:

$$\Delta u = u_{\text{prox}} - u_{\text{dist}};$$

$$\Delta u_n = \Delta u \cdot n; \quad \Delta u_\tau = \|\Delta u - \Delta u_n n\|.$$

Вектор n є одиничною нормаллю до поверхні перелому. Знак нормальної складової визначають обраним напрямком нормалі; фактичний зазор обчислюють з урахуванням початкового проміжку. За ковзання слід порівнювати відповідні контактні точки через контактний алгоритм або проєкцію, а не довільні найближчі вузли різних сіток.

Таблиця 4.8

Основні вихідні показники розрахунку

Показник	Що характеризує	Особливість оцінювання
Переміщення головки	Загальну податливість	Окремо від рухомості

	системи	перелому
Зсув і розкриття	Відносний рух фрагментів	З урахуванням початкового зазору
Напруження в імплантах	Механічне навантаження металу	Зіставлення з властивостями сплаву
Напруження й деформації кістки	Локальне навантаження тканин	Головні величини; обґрунтований критерій
Контактний тиск	Передавання сил між поверхнями	Площа контакту та локалізація піків

Оцінювання рухомості зони перелому узгоджується з підходом S. Samsami та співавторів (2019) до механічної стабільності фіксації [193].

Перевірка моделі та умови порівняння варіантів коректність чисельного результату перевіряють до інтерпретації впливу кута встановлення фіксатора. Контроль охоплює рівновагу сил і моментів, стан контактів, відсутність неконтрольованих рухів та збіжність при уточненні сітки. Для порівняльних розрахунків застосовують однакові визначення показників і області їх обчислення.

Таблиця 4.9.

Перевірки розрахункової постановки

Перевірка	Контрольована умова	Наслідок невиконання
Баланс сил і моментів	Узгодженість навантажень та реакцій	Помилка сили, напрямку або опирання
Контактний стан	Передбачені розкриття, ковзання, зчеплення	Штучна жорсткість або нестійкість
Сіткова збіжність	Стабільність обраних показників	Залежність висновку від дискретизації
Вплив закріплення	Стабільність у зоні перелому при зміні віддаленої межі	Домінування граничної ідеалізації
Чутливість до	Вплив тертя, властивостей і	Нестійкість ранжування

параметрів	початкового зазору	варіантів
Експериментальне зіставлення	Узгоджені геометрія, навантаження та вимірювання	Обмежена підтвердженість прогнозу

Для сіткової перевірки відносну зміну ненульового показника q між послідовними рівнями дискретизації можна визначати як:

$$\delta q = |q_k - q_{k-1}| / |q_k| \times 100 \%$$

Допустиму зміну встановлюють до порівняння результатів відповідно до мети дослідження. Для величин, близьких до нуля, використовують абсолютний критерій або нормування на визначений опорний масштаб. Перевірку проводять для кількох змістовних показників, а не лише для одного максимуму напружень.

Валідацію виконують шляхом зіставлення з незалежними експериментальними даними за відтворених умов. Порівняння з літературою є корисним лише при врахуванні відмінностей матеріалів, геометрії, навантаження та контактів. Статичний розрахунок не встановлює сам по собі клінічну ефективність, імовірність зрощення або втомний ресурс конструкції.

Сформована постановка забезпечує основу для підрозділу 4.3: у ній варіюватимуться кути й положення фіксаторів при незмінних супутніх умовах. Раціональний варіант визначатиметься за сукупністю механічних показників та анатомічних обмежень, а не лише за мінімальним піковим напруженням.

4.3. Проведення чисельного дослідження системи «стегнова кістка – фіксатор» та обґрунтування її адаптації до шийково-діафізарного кута

Дослідження спрямоване на встановлення особливостей передавання навантаження у системі «стегнова кістка – фіксатор» та формування послідовності добору положення її елементів з урахуванням індивідуальної геометрії проксимального відділу стегна. Вихідними матеріалами є

складальні моделі, налаштування розрахунку і порівняльні зображення полів напружень.

Перший етап охоплює виконане у вихідній роботі порівняння інтрамедулярних систем завдовжки 170, 240 і 300 мм. Другий етап розвиває цю постановку: пропонується алгоритм перевірки відповідності фіксатора шийково-діафізарному куту та розрахункового вибору допустимих конфігурацій. Для другого етапу в наданих матеріалах немає окремої серії числових результатів, тому нижче визначено порядок її проведення та критерії оцінювання.

Дослідження є продовженням напряму комп'ютерного аналізу напружено-деформованого стану систем фіксації, представленого в нашій статті [190].

Таблиця 4.10

Вихідні параметри дослідження за наданим матеріалом

Параметр	Прийняте значення або спосіб задання
Розрахункове середовище	SolidWorks; підготовка аналізу в SolidWorks Simulation
Довжини інтрамедулярного стержня	170; 240; 300 мм
Кісткова тканина	Лінійно-пружна ізотропна постановка; параметри наведено у вихідному файлі
Матеріал фіксатора	Запропоновано титановий сплав: $E = 96\,000\text{ МПа}$; $\nu = 0,36$
Закріплення	Fixed Geometry на дистальному торці
Навантаження	У налаштуваннях Force/Torque вказано 2000 Н
Налаштування сітки	Mesh Control: близько 3,28 мм; мінімальний розмір близько 2,96 мм

Формування та підготовка розрахункової системи виконано наступним чином. У вихідному дослідженні створено геометричну модель головки,

шийки, вертлюгової ділянки та діяфіза стегнової кістки. Окремо побудовано фіксатор з основним стержнем і проксимальним елементом, спрямованим до головки. Після цього деталі об'єднано у складальну модель. Стержень розташовано вздовж діяфіза; положення головкового елемента узгоджено з геометрією проксимального фрагмента.

Для відтворення матеріальної постановки у файлі наведено модулі пружності 7200 МПа для кортикальної та 135 МПа для губчастої складових, коефіцієнти Пуассона 0,35 і 0,225 та густини 1500 і 200 кг/м³ відповідно. Ці значення слід розглядати як параметри конкретної спрощеної моделі. Їх не ототожнюють з індивідуальними властивостями тканин, визначеними за КТ; фактичний поділ моделі на два матеріали перевіряють у розрахунковому проєкті.

Дистальний торець закріплено, а навантаження прикладено до вибраних поверхонь головки. На зображенні налаштувань у джерелі активовано режим Per item і напрямок по нормалі. Тому запис 2000 Н сам по собі не підтверджує рівнодійну 2000 Н для всієї головки: при відтворенні розрахунку необхідно перевірити число навантажених поверхонь, векторну суму сил і сумарні реакції опор.

Для попереднього аналізу у джерелі запропоновано контакт Bonded. Подальше дослідження рухомості уламків потребує контактної постановки, яка допускає розкриття та ковзання у площині перелому. Жорстке зв'язування цієї площини усуває саме ті переміщення, які необхідно оцінити.

Аналіз виконаної серії за довжиною фіксатора наведено на рис. 4.7. Зображення відображає поля еквівалентних напружень за Мізесом і дає основу для якісного аналізу розташування навантажених ділянок. Серія характеризує зміну довжини стержня; кутову адаптацію розглянуто далі як окреме дослідницьке завдання (таб. 4.11).

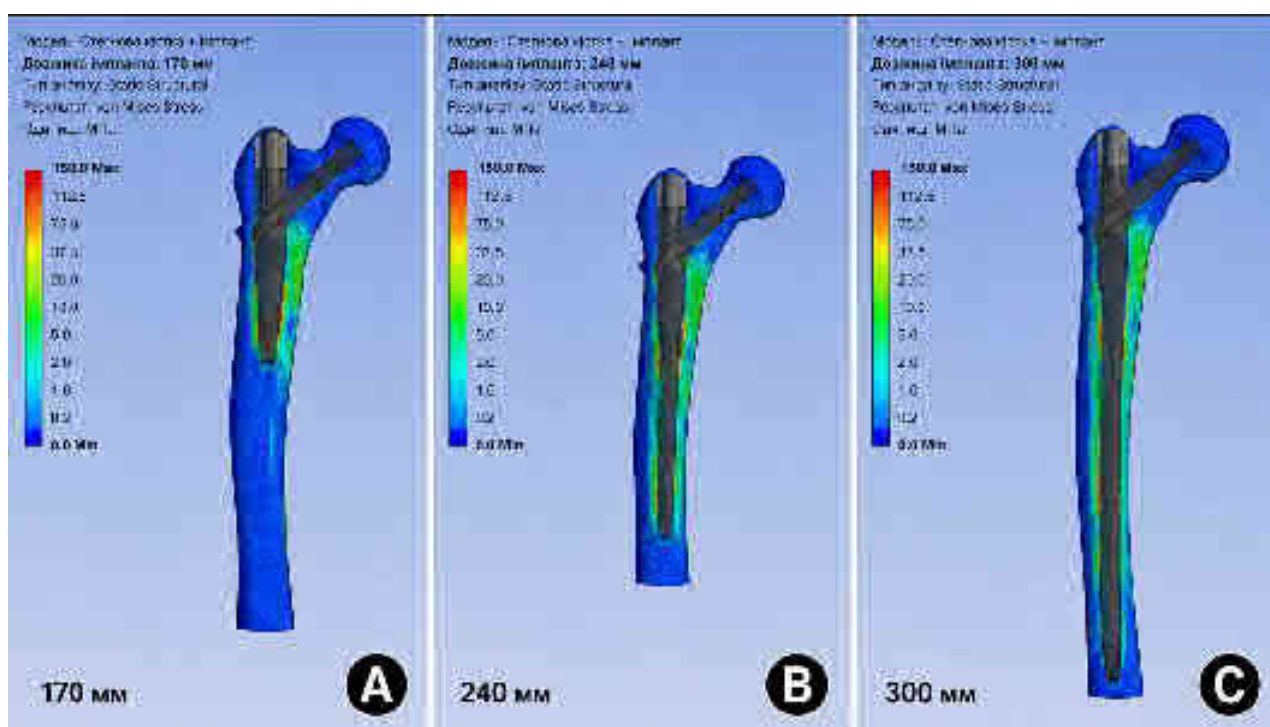


Рис. 4.7. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у системі «стегнова кістка – імплант»: А – 170 мм; В – 240 мм; С – 300 мм.

Таблиця 4.11

Якісна інтерпретація серії, наведеної у вихідному дослідженні

Довжина	Характеристика у вихідному тексті	Що уточнюють розрахунком
170 мм	Більш локалізовані напруження біля проксимальної ділянки та кінця стержня	Локальні напруження, контактні сили, рухомість уламків
240 мм	Поширення зони передавання навантаження вздовж діафіза	Порівнянність граничних умов і фактичних максимумів
300 мм	Більш протяжний і плавний розподіл навантаження	Чи зберігається перевага за всіма критеріями стабільності

У вихідному тексті варіант 300 мм оцінено як сприятливіший за характером розподілу напружень. Цей висновок тут збережено як якісну інтерпретацію джерела. Однакова верхня межа шкали 150 МПа не доводить рівність фактичних максимумів. Без експорту результатів та перевірки збіжності за рисунком не визначають відсоток поліпшення або універсально найкращу довжину.

Постановка дослідження для відмінного шийково-діафізарного кута проводиться на основі системи зображеної на рисунку 4.8.: поздовжній стержень і похилий головковий елемент накладено на контури проксимального відділу стегна. Різні контури ілюструють ситуацію, коли одна траєкторія не узгоджується з усіма варіантами нахилу шийки. Фотографія використовується для формулювання геометричної задачі; точні кути та відстані за нею не вимірюються через перспективу й відсутність масштабу.

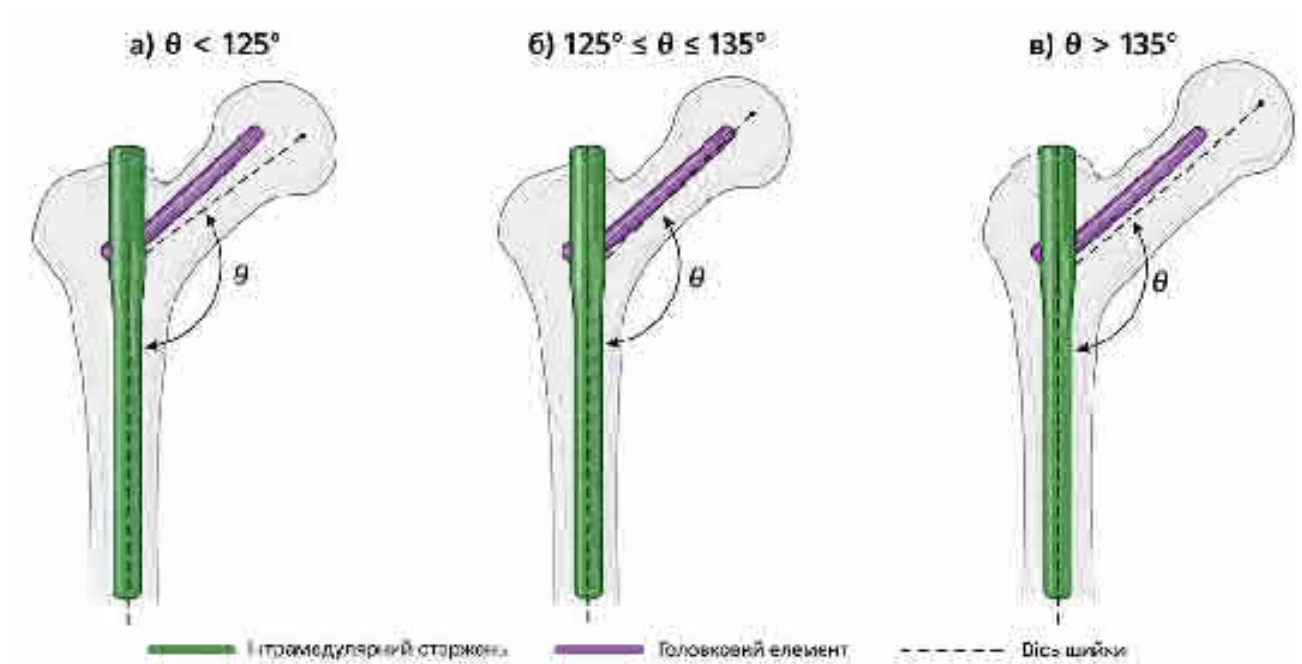


Рис. 4.8. Схема відповідності положення головкового елемента фіксатора різним значенням шийково-діафізарного кута: а – менше 125° ; б – 125° – 135° ; в – більше 135° .

Відповідно до позначень на фото для планування серій приймаються три групи: $\theta < 125^\circ$; $125^\circ \leq \theta \leq 135^\circ$; $\theta > 135^\circ$. Інтервал 125° – 135° є робочим

центральною діпазоном у цьому дослідженні. Він не встановлює універсальної межі норми або діагнозу: опубліковані референтні межі залежать від популяції та методики вимірювання.

У КТ-моделі спочатку виконують віртуальну репозицію та відновлюють взаємне положення головки, шийки й діафіза. Необхідно розділяти індивідуальну анатомічну особливість і зміну кута внаслідок зміщення уламків. Орієнтиром може бути неушкоджена сторона за наявності придатних зображень та з урахуванням двобічної асиметрії. Деформоване положення уламків до репозиції не використовують автоматично як цільову анатомію.

Одиничний вектор еш спрямовують уздовж шийки до центра головки, а ед – уздовж діафіза дистально. За цим узгодженням напрямків просторовий шийково-діафізарний кут визначається виразом:

$$\theta = \arccos(e_{\text{ш}} \cdot e_{\text{д}}).$$

Перед порівнянням з фронтальними вимірюваннями або паспортним кутом імпланта потрібно узгодити площину й методику визначення кута. Окремо вимірюють антеверсію, довжину і найменший переріз шийки, положення центра головки та геометрію кісткового каналу. Однаковий θ не означає однакої просторової траєкторії головкового елемента.

Кут між головковим елементом і дистальним напрямком стержня позначають γ . Початкову невідповідність за узгодженої системи вимірювання описують різницею:

$$\Delta_{\theta} = \gamma - \theta.$$

Мала величина $|\Delta\theta|$ є лише початковим орієнтиром. Остаточну придатність визначають після розміщення всієї конструкції в кістці. Для головкового елемента з напрямком ег, точкою виходу зі стержня P_0 та робочою довжиною l положення кінчика задають як:

$$P_{\text{кін}} = P_0 + l e_{\text{г}}.$$

Так перевіряють положення кінчика, різьбової або лопатевої частини та всього об'єму імпланта. У контролі враховують заплановане проходження

через латеральний кортикальний шар, запас до суглобової поверхні, положення всередині шийки й можливі зіткнення компонентів. Допустимі відстані задають для конкретної конструкції та клінічного завдання.

Для серійного стержня з фіксованим кутом γ головковий елемент не є незалежним шарніром. Зміна глибини введення та ротації стержня змінює розташування траєкторії у просторі, але не змінює конструктивний кут його отвору. Довільний поворот цього елемента в CAD утворює іншу конструкцію, яка потребує окремого проєктування й випробувань.

Три кутові групи досліджують на окремих КТ-моделях або контрольованій параметричній серії з повторною перевіркою геометрії. При зіставленні різних КТ-моделей ураховують відмінності розмірів і властивостей кістки, щоб не приписувати всі зміни лише куту.

Пошук варіантів рішень для трьох діапазонів кута починають з доступних конструкцій, показання до яких відповідають типу перелому. Інтрамедулярні системи з вихідного файла є предметом цього порівняння; їх застосовність до кожного виду перелому шийки окремо визначає лікар. Приклад конструктивної дискретності – системи TFN з кутами 125° , 130° і 135° . Ці значення ілюструють принцип добору, а доступний ряд конкретного виробу уточнюють за його документацією (таб. 4.12).

Таблиця 4.12

Пропоновані напрями пошуку рішень за шийково-діафізарним кутом

Випадок	Послідовність перевірки	Рішення за відсутності відповідності
$\theta < 125^\circ$	Порівняти конструкції з меншим γ ; перевірити досяжність запланованої зони головки та запас до кортикальних меж	Інша сумісна система; окрема дослідна конструкція з меншим кутом після інженерного обґрунтування
$125^\circ \leq \theta \leq 135^\circ$	Зіставити наявні кути γ ;	Перевірити антеверсію,

	уточнити глибину, ротацію та довжину головкового елемента	ширину шийки й канал; перейти до іншої конструкції, якщо центральный діапазон не забезпечує відповідності
$\theta > 135^\circ$	Порівняти конструкції з більшим γ , якщо вони доступні; перевірити траєкторію і проксимальне положення стержня	Інша сумісна система; окремий проєкт конструкції з більшим кутом та повним циклом перевірок
Кут змінений через зміщення уламків	Повторно оцінити репозицію і цільове положення проксимального фрагмента	Перегляд плану репозиції; повторне вимірювання θ перед добором фіксатора

Заміна лише довжини головкового елемента змінює положення його кінчика вздовж тієї самої осі й не усуває кутової невідповідності. Аналогічно подовження діафізарного стержня може змінити передавання сил, але не забезпечує автоматичного узгодження напрямку фіксації з шийкою.

Якщо жодна з перевірених конфігурацій не забезпечує геометрично допустимої траєкторії, алгоритм повинен повернути результат «рішення в дослідженому наборі відсутнє». Це є підставою для розгляду іншої системи або іншої стратегії лікування лікарем. Невідповідність імплантата сама по собі не обґрунтовує зміну анатомічного кута кістки чи коригувальну остеотомію.

4.3.1 Алгоритм розрахунку та послідовного відбору конфігурацій

Розрахунковий пошук організовується як послідовність геометричного відбору, механічного оцінювання і перевірки стійкості результату (рис. 4.9). Геометрично непридатні варіанти вилучають до складного контактного

розрахунку. Для кожного вилученого варіанта зберігають конкретну причину, щоб відсутність розв'язку не підмінялася довільною зміною моделі.

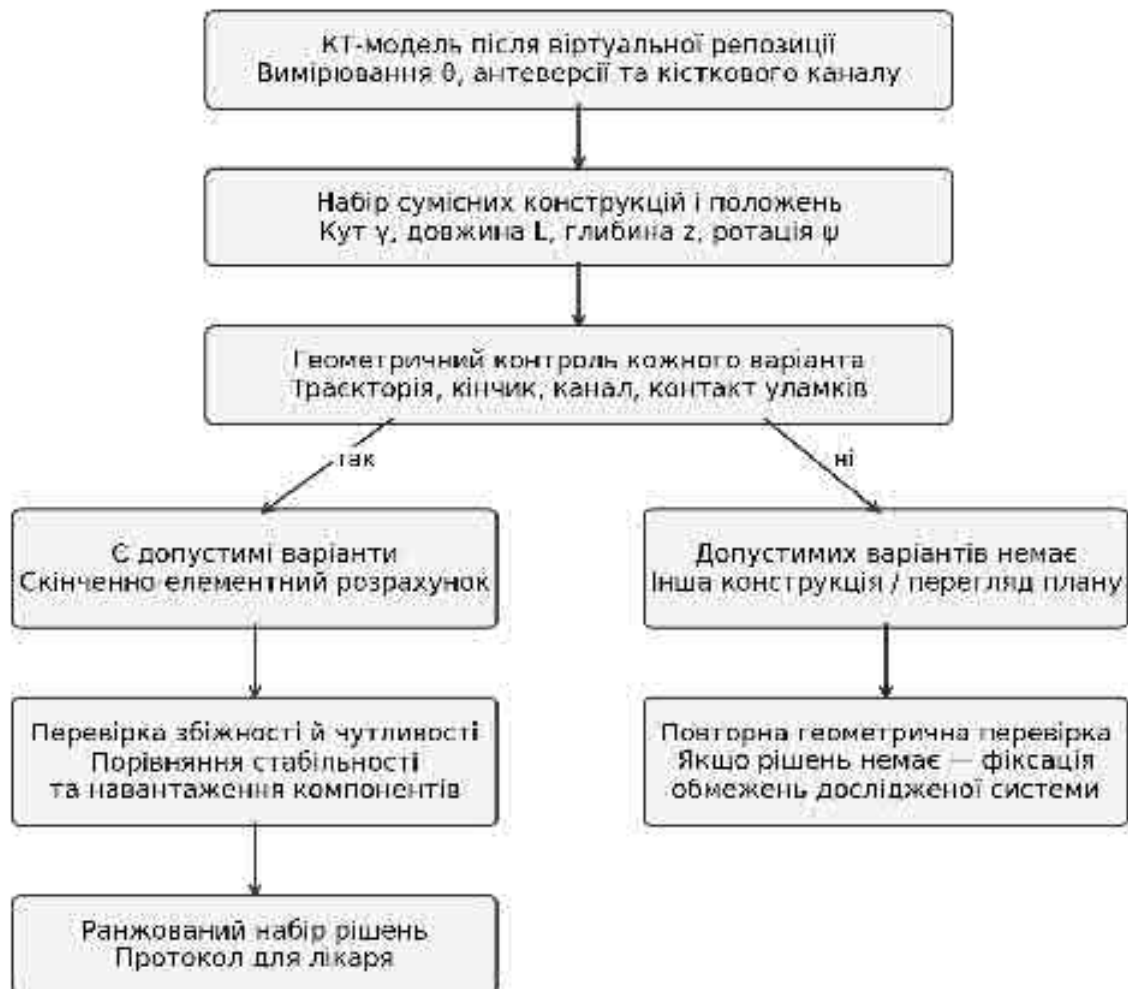


Рис. 4.9. Запропонований алгоритм добору та розрахункової перевірки системи фіксації з урахуванням індивідуального шийково-діафізарного кута.

Варіант описують набором параметрів: тип конструкції, γ , довжина стержня L, глибина введення z, ротація ψ та довжина головкового елемента l. Їхні межі визначають за КТ-геометрією і конструктивними обмеженнями. Спочатку виконують грубий пошук серед доступних типорозмірів, потім уточнюють положення поблизу допустимих рішень. Неперервне варіювання γ застосовують лише до окремої задачі проектування нового фіксатора.

4.3.2. Проведення варіантних розрахунків та оцінювання результатів

У межах однієї анатомічної моделі всі допустимі конфігурації розраховують за однакових положення уламків, властивостей матеріалів, контактних припущень, прикладеної рівнодійної та способу закріплення. Довжину стержня спочатку фіксують, щоб виділити вплив кутової відповідності. Після цього для відібраних конфігурацій окремо перевіряють довжини 170, 240 і 300 мм, якщо відповідні конструкції геометрично сумісні.

Для кутової серії створюють власні поля напружень і переміщень з однаковими ракурсами та шкалами. Повторне використання полів з рис. 4.8 як результатів нових кутових варіантів не передбачається. У контактному розрахунку контролюють збіжність і рівновагу, а сітку уточнюють у зоні перелому, біля головкового елемента та на переходах перерізів.

Відносну зміну показника q між послідовними згущеннями сітки визначають як:

$$\varepsilon_q = |q_{h/2} - q_h| / |q_{h/2}| \times 100 \, \%.$$

Критерій прийнятності задають до порівняння варіантів; наприклад, 5% можна прийняти як робочий поріг дослідження, а не універсальну вимогу. Для близького до нуля знаменника використовують абсолютну похибку. Сингулярні максимуми біля гострих кромek аналізують окремо від показників зі стабільною сітковою збіжністю.

Таблиця 4.13

Показники розрахункового порівняння

Показник	Спосіб використання
Розкриття і зсув перелому	Відносний рух пар точок протилежних уламків; контроль стабільності
Напруження в імпланті	Оцінка навантаження компонентів і запасу до текучості конкретного сплаву
Деформації кістки	Роздільний аналіз розтягу та стиску в

	критичних зонах
Контактні сили і тиск	Оцінка передавання навантаження та можливого локального перевантаження
Геометричні запаси	Відстані до суглобової поверхні та меж допустимої траєкторії

Оцінювання міжфрагментарної рухомості доповнює аналіз міцності імпланта та узгоджується з підходом скінченно-елементного порівняння фіксації переломів шийки стегна.

Для ненульового базового показника q_0 зміни між варіантами можна подати у відсотках:

$$\eta_j = (q_j - q_0) / q_0 \times 100 \text{ \%}.$$

Для показника, який мінімізують, від'ємне η означає зниження відносно бази. Поряд із відсотками обов'язково подають абсолютні значення. Якщо поліпшення напруженого стану металу супроводжується збільшенням рухомості уламків або деформацій кістки, конфігурацію не визнають кращою за одним критерієм.

Спочатку вилучають варіанти, що порушують геометричні чи механічні обмеження. Серед решти визначають невідомі рішення: такі, для яких немає іншої конфігурації, не гіршої за всіма критеріями і кращої хоча б за одним. Такий підхід зберігає видимим компроміс між стабільністю перелому, навантаженням імпланта і геометричним запасом.

Для відібраних конфігурацій перевіряють чутливість до пружності кістки, коефіцієнта тертя, початкового зазору, напрямку сили та похибки позиціонування. Межі змін задають за вихідними даними й точністю планування. Якщо різниця між варіантами менша за чисельну або геометричну невизначеність, результат формулюють як допустимий діапазон положень, а не єдине точне значення кута.

У підсумковому протоколі для кожного варіанта фіксують кут та антеверсію, тип фіксатора, γ , L , z , ψ і l ; додають зображення траєкторії у взаємно перпендикулярних площинах, результати геометричного контролю, абсолютні механічні показники й перевірку збіжності. Для відхилених варіантів зазначають причини. Обрані конфігурації передають на експериментальну перевірку і лікарське оцінювання.

Таким чином, за матеріалами виконаного дослідження описано формування та навантаження системи «стегова кістка – інтрамедулярний фіксатор», а також якісне порівняння полів напружень для стержнів завдовжки 170, 240 і 300 мм. Вихідна серія демонструє зміну просторового характеру передавання навантаження при зміні довжини; кількісна оцінка переваг потребує даних розрахункового проєкту.

Для анатомічних варіантів ШДК $< 125^\circ$, $125\text{--}135^\circ$ та ШДК $> 135^\circ$ запропоновано алгоритм, що поєднує вимірювання геометрії після репозиції, перевірку конструктивно можливих траєкторій, механічний розрахунок і відбір стійких рішень. Практичним результатом його застосування має бути обґрунтований набір сумісних конструкцій і положень або зафіксована відсутність допустимого рішення. Числовий раціональний кут і величини поліпшення встановлюються під час виконання цієї окремої серії розрахунків.

РОЗІЛ 5. АНАЛІЗ НАСЛІДКІВ ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ПВСК

До клінічної частини дослідження віднесли окремі непов'язані між собою проаналізовані спостереження наслідків лікування переломів проксимального відділу стегна, що відрізнялись як за часовим та і інструментальним фактором.

5.1. Ретроспективний аналіз наслідків лікування переломів ПВСК з використанням фіксаторів з низьким рівнем стабілізації відломків.

I група – проаналізовано 27 клінічних випадків лікування пацієнтів, у яких при оперативному втручанні використовувались фіксатори з низьким рівнем стабілізації відломків (шпиці, цвях Сміт-Петерсона, гвинти). Дані пацієнти оперовані в період 1976-1990 роки. Аналіз даних дослідження базувався переважно на вивченні архівної документації.

Оцінювали стать, латеральність ушкодження, тип перелому за класифікацією AO/ASIF, вибір фіксатора, якість репозиції (наявність вкорочення вісі та діастазу), відповідність відновленого кута шийково-діафізарному куту (ШДК) та характер міграції імплантату. Для статистичної обробки застосовували аналіз відносних частот та розрахунок 95% довірчих інтервалів (95% CI).

За даними рентгенограм було встановлено, що у 26 пацієнтів мались ознаки остеопорозу, який діагностувався за індексом Сінгха. При визначенні кортикального індексу діагноз підтвердився у 100% випадків.

Відсутність рентгенограм в аксіальній проекції не дозволила провести аналіз ротаційно-кутової стабільності встановлення фіксаторів. З тієї ж причини не враховувався індекс Клівленда для визначення оптимального встановлення обраних імплантів.

Спостерігалась відносна тенденція до переважання наявності ускладнень, пов'язаних з міграцією фіксатору після лівобічної травматизації стегна (59,3% ліва кінцівка проти 40,7% права).

У структурі ушкоджень переважали переломи типів 31A2 (29,6%, n=8; 95% CI: 15,4–49,1%) та 31B1 (29,6%, n=8; 95% CI: 15,4–49,1%). Частка

переломів 31B2 складала 18,5% (n=5), а типів 31A1 та 31A3 – по 11,1% (n=3 відповідно) (таб.5.1.).

Таблиця 5.1

Розподіл за типом перелому за класифікацією АО/ASIF

Тип перелому	Абсолютна кількість (n)	Частка (%)	95% Довірчий інтервал (Wilson)
31A2	8	29,6%	15,9% – 48,5%
31B1	8	29,6%	15,9% – 48,5%
31B2	5	18,5%	8,2% – 36,7%
31A1	3	11,1%	3,9% – 28,1%
31A3	3	11,1%	3,9% – 28,1%

Структура використаних фіксаторів

- Конструкції на основі фіксатора Сміт-Петерсона: 17 випадків (63,0%) – як у моноваріанті, так і в комбінаціях із гвинтами, діафізарними накладками чи штифтами.
- Кутові пластини: 10 випадків (37,0%) – самостійно або в комбінації зі Сміт-Петерсоном.
- Гвинтові конструкції та шпиці: 4 випадки (14,8%).

Найбільша кількість ускладнень спостерігалось при застосуванні трилопатевого гвіздка (штифта) Сміт-Петерсона, який найчастіше використовувався для остеосинтезу проксимального відділу стегна в минулому сторіччі. Поєднання його застосування з іншими засобами фіксації (гвинти, V-подібні пластини тощо) не були запорукою стабільності фрагментів перелому.

Головними факторами нестабільності стали помилки біомеханічного планування та порушення техніки остеосинтезу:

- невідповідність фіксуєчого елемента ШДК пацієнта – 66,7% випадків (n=18; 95% CI: 47,8–81,4%)
- недосконала репозиція у вигляді вкорочення вісі кінцівки зафіксована у 51,9% (n=14),

- наявність діастазу між уламками – у 33,3% (n=9)
- поєднання порушення ШДК та вкорочення вісі виявлено у 48,1% пацієнтів (n=13). (таб. 5.2.).

За характером ускладнень серед міграцій фіксаторів найнебезпечнішим виявився прорив імплантату в суглобову порожнину – 25,9% (n=7; 95% СІ: 13,2–45,2%). У решті випадків спостерігалися просторова міграція (дозаду, вверх, Z-ефект), формування варусної деформації, а також тяжкі пізні ускладнення: хибний суглоб (n=1), трансартикулярний анкілоз та коксартроз (n=3).

Таблиця 5.2

Кількісна характеристика факторів нестабільності

Помилка / Ускладнення	Абсолютна кількість (n)	Частка (%)	95% Довірчий інтервал (Wilson)
Невідповідність ШДК	18	66,7%	47,8% – 81,4%
Вкорочення вісі (недосконала репозиція)	14	51,9%	34,0% – 69,3%
Поєднання порушення ШДК та вкорочення	13	48,1%	30,7% – 66,0%
Діастаз між уламками	9	33,3%	18,6% – 52,2%
Перфорація / міграція в суглоб	7	25,9%	13,2% – 44,7%

У 22 пацієнтів (73% випадків) спостерігалась міграція фіксатору або його елементів назовні. У випадку центральної міграції фіксатору причинами даного явища в більшості (7 випадків) було визнано ятрогенний фактор – можливо створення, так званого «щільного ефекту». За свідченням документальних даних вказане оперативне втручання не ставило за мету досягнення анкілозу кульшового суглобу і в подальшому планувало раннє видалення фіксатору з подальшою функціональною розробкою. Виникненню

вказаного ускладнення сприяло також відсутність виконання рентгенологічного інтраопераційного контролю (рис. 5.1.).



Рис.5.1. Перфорація імплантом головки стегнової кістки.

Під час дослідження визначалась відносно більша частота виникнення міграції при розташуванні фіксатору на лівій кінцівці, що може слугувати приводом для подальших наукових пошуків зв'язків латеральних біомеханічних відносин «кістка-імплантат».

Отримані дані свідчили, що міграція фіксаторів з низьким рівнем стабільності виникає навіть при первинному коректному розташуванні імпланту. Використання фіксаторів з низьким рівнем стабільності не забезпечує достовірне прогнозування перебігу післяопераційного періоду у хворих з переломами проксимального відділу стегнової кістки.

Відсутність проведення інтраопераційного контролю розташування фіксатору значно зменшує ефективність та фактично дискредитує користь проведення остеосинтезу. Використання анатомічних орієнтирів не можуть бути гарантом раціонального проведення фіксуєчих елементів, в тому числі за рахунок індивідуальних особливостей анатомічної ділянки.

Невелика кількість матеріалу даної групи тим не менш дозволила зробити певні висновки, а саме:

- Основною біомеханічною причиною нестабільності остеосинтезу ПВСК є недотримання анатомічного шийково-діафізарного кута (66,7%), що створює надмірні зрізувальні навантаження на фіксатор.
- Переломи типів АО 31A2 та 31B1 є найбільш вразливими до виникнення фіксаційних ускладнень при порушенні техніки репозиції.
- Профілактика нестабільності потребує суворого відновлення ШДК, прецизійного вибору довжини й точки введення фіксатора для запобігання його суглобовій перфорації та заповнення кісткових дефектів.

5.2. Аналіз наслідків лікування переломів ПВСК з наявністю механічних ускладнень з використанням PFNA

Було проаналізовано операційні записи, рентгенограми, виписки з історій хвороб для виявлення пацієнтів, яким у період з 2022 по 2025 рік було проведено імплантацію PFNA при переломах проксимального відділу стегнової кістки з наявністю недоліків механічного характеру. Внаслідок цього було відібрано 40 випадків. Для забезпечення однорідності досліджуваної популяції з низькоенергетичними остеопоротичними переломами було виключено пацієнтів із високоенергетичною травмою. Усі включені до групи дослідження пацієнти були старші за 50 років.

Механічні ускладнення визначались як:

- Зовнішня міграція шийкового елемента фіксатора – випадіння (back-out);
- Внутрішня міграція шийкового елемента фіксатора – центральне прорізування (cut-through);
- Бічна міграція – латеральне прорізування (cut-out);
- Злам проксимального компоненту;
- Періімплантний перелом дистального відділу стегна .

Спостерігалась також комбінація вказаних ускладнень. Окремі приклади представлені на рис. 5.2., 5.3., 5.4.).



Рис. 5.2. Зовнішня міграція шийкового елемента фіксатора (back-out)



Рис. 5.3. Бічна міграція – латеральне прорізування (cut-out)



Рис. 5.4. Злам проксимального відділу стрижня.

Для кожного параметра підраховано кількість випадків із загальних 40 спостережень:

- Латеральна міграція (cut-out): 21 випадок (52,5%);
- Центральна міграція (cut-through): 10 випадків (25.0%);
- Зовнішня міграція (back-out): 6 випадків (17.5%);
- Злам фіксатору: 4 випадки (10.0%).

В одному випадку при зламі фіксатору спостерігалось також зовнішня міграція імпланту, ще в одному випадку поєднувалась латеральна і зовнішня міграція.

У даній виборці не враховували випадки періімплантних переломів. Загальна структура механічної неспроможності остеосинтезу графічно представлена на рис. 5.5.

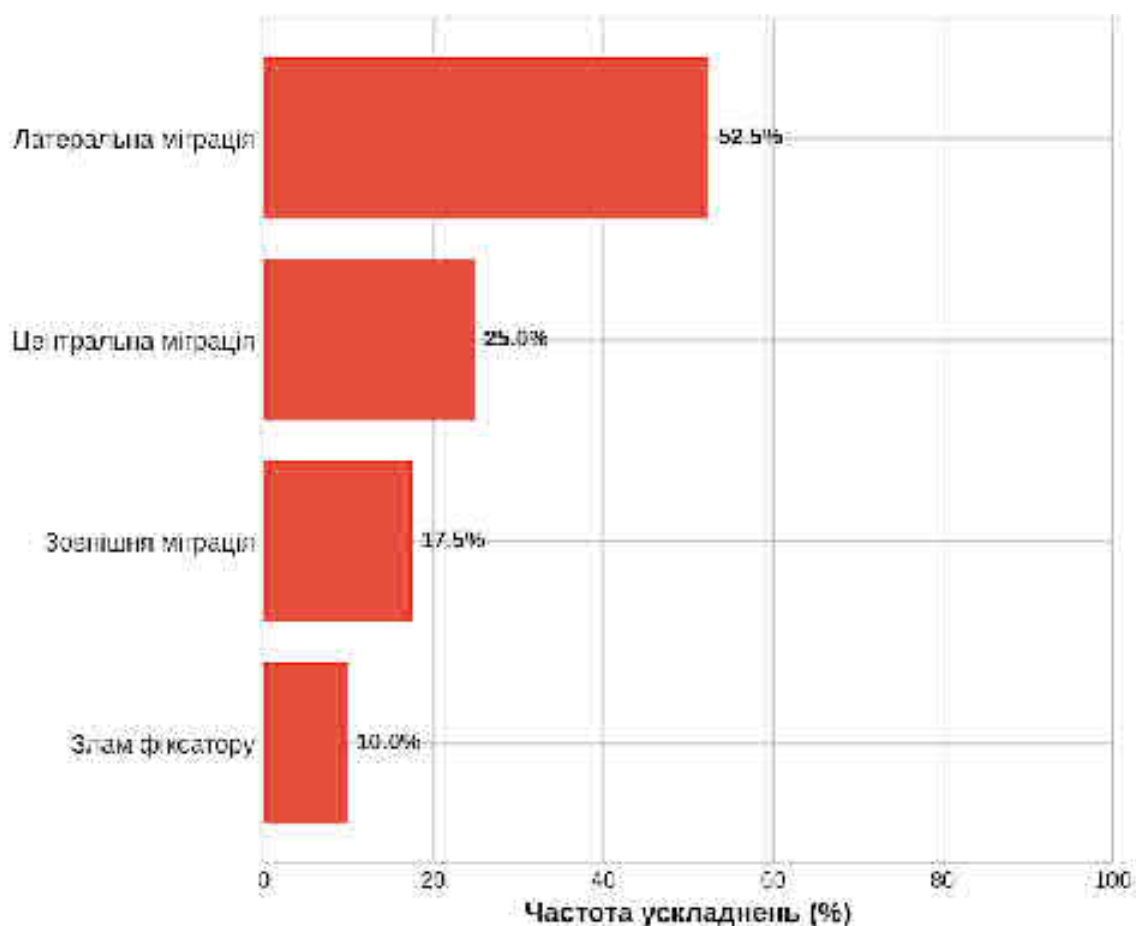


Рис. 5.5. Структура механічної неспроможності

Як фактори ризику виникнення ускладнень визначили наступну групу:

- Неоптимальне розташування імплантату за зонами Клівленда (Cleveland Zone): 22 випадки (55.0%);
- Невідповідність ШДК (шийково-діафізарного кута): 28 випадків (70,0%);
- Зміщення калькара / діастаз: 23 випадки (57.5%);
- TAD більше 25 мм (Tip-Apex Distance > 25 мм): 18 випадків (45.0%).

Відсоткова частота виявлення вказаних факторів розвитку ускладнень надана на рис. 5.6.

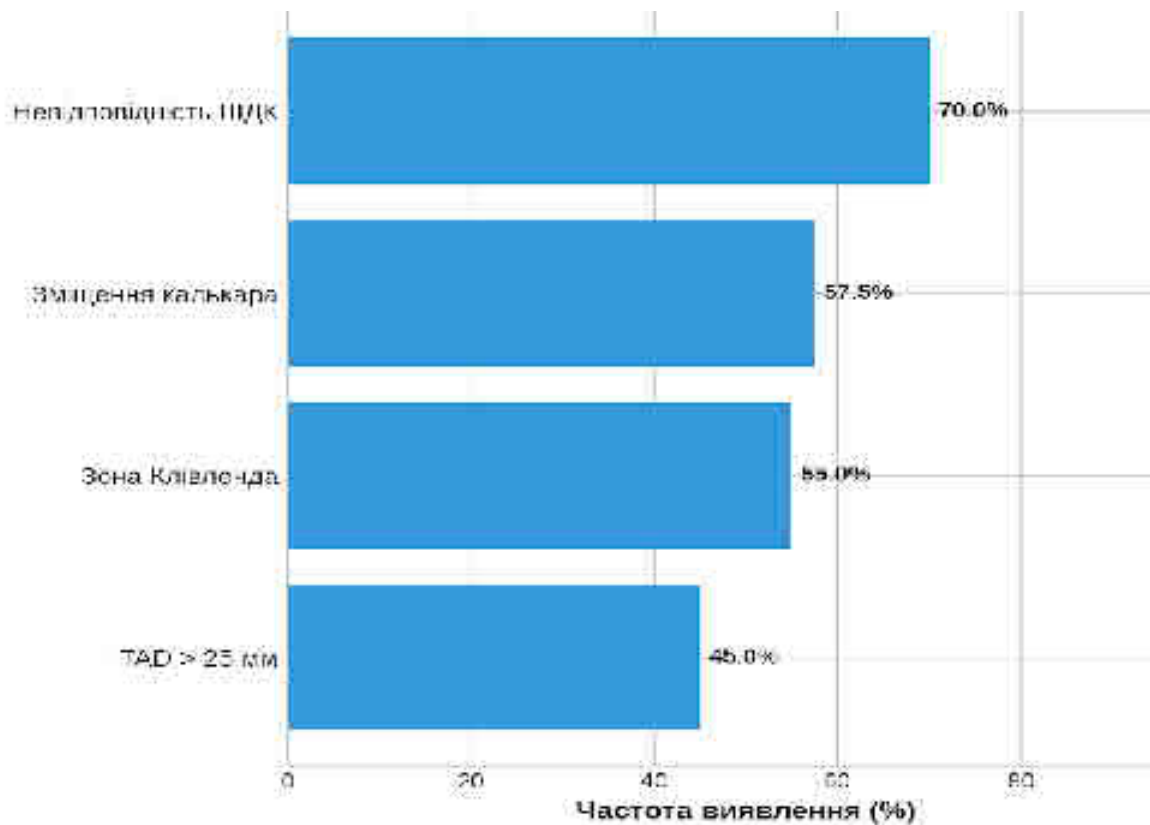


Рис. 5.6. Частота технічних факторів ризику

Клініко-біомеханічний аналіз групи чинників дозволив нам відокремити технічні та анатомічні фактори.

Як технічні проблеми позиціювання фіксатору відмічалась висока частота вибору неоптимальної зони Клівленда (55.0%), що вказує на суттєві труднощі під час інтраопераційного репозиційного етапу та позиціювання імплантату у головці стегнової кістки. Показник TAD > 25 мм у 45.0% випадків також виступав як критичний фактор ризику. У сучасній літературі загальноприйнято, що TAD має становити менше 25 мм; перевищення цього значення різко підвищує ймовірність міграції імплантату.

Показник зміщення калькара або наявність діастазу у 57.5% випадків, як анатомо-механічний чинник свідчив про нестабільність медіальної опори. Втрата підтримки калькара є ключовим патогенетичним чинником розвитку механічних неспроможностей фіксації.

У структурі наслідків неспроможності кістка-фіксатор провідним елементом виявилась латеральна міграція (*cut-out*), яка спостерігалась у 52.5% випадків, що безпосередньо корелює з високим TAD (> 25 мм) та неоптимальною позицією в головці, центральна міграція (*cut-through*) спостерігалась у 25.0% спостережень. Менш поширеними, але значущими були зовнішня міграція (*back-out*) — 17,5% та злам фіксатору — 10.0%, що зазвичай є наслідком тривалого збереження неспроможної медіальної опори та циклічних навантажень).

Кореляційний та поєднаний аналіз дозволив виділити типові клінічні кластери поєднань. У ряді спостережень чітко простежувалась синергічна дія несприятливих факторів: поєднання TAD >25 мм, вибору неоптимальної зони Клівленда, зміщення калькара та невідповідності ШДК. Це закономірно призводить до розвиненого *cut-out* або супутніх технічних наслідків.

Тим не менш в окремій групі спостережень спостерігалась наявність зміщення калькара та центральної міграції або інших змін при відсутності перевищення TAD чи вибору неоптимальної зони Клівленда, що підкреслює самостійну роль дестабілізації медіальної опори на фоні збереженого положення інтрамедулярного елемента.

Статистичний розрахунок підтверджував пряму і сильну кореляцію між недотриманням критерію TAD та механічною неспроможністю фіксації типу *cut-out*. Контроль параметра TAD під час операції є ключовим запобіжником.

Переважає більшість важких наслідків (зокрема комбінацій міграцій) виникав за умови сукупної дії технічних похибок: невідповідності ШДК (70%) та втрати медіальної опори / зміщення калькара (57.5%).

Статистичний розрахунок підтверджував наявність двох провідних патогенетичних векторів розвитку механічних ускладнень:

1. Горизонтальна нестабільність (*cut-out*) тісно пов'язана з похибками позиціювання інтрамедулярного елемента в головці та значенням TAD > 25 мм (OR=2.38).

2. Вертикальна нестабільність (*cut-through*) критично детермінована зміщенням у зоні калькара.

Особливу увагу в ході аналізу приділено вивченню фактора невідповідності шийково-діафізарного кута (ШДК), під яким розуміється технічна розбіжність між фіксованим кутом інтрамедулярного імплантату та індивідуальною анатомічною геометрією проксимального відділу стегнової кістки пацієнта.

За результатами аналізу масиву клінічних спостережень (N=40), невідповідність ШДК виявилася найпоширенішою технічною похибкою, яка зафіксована у 70,0% випадків (28 спостережень).

Біомеханічно це зумовлено відсутністю належного передопераційного планування або неможливістю підбору імплантату з відповідним кутом нахилу (наприклад, за умов вираженої варусної чи вальгусної деформації). У таких ситуаціях шийковий елемент займає вимушене ексцентричне положення, що створює надмірні концентрації напружень на межі «кістка — фіксатор» та сприяє подальшій міграції конструкції.

Статистичний розподіл інших ключових факторів ризику, що традиційно згадуються у науковій літературі, у даній вибірці демонструє їх тісний синергізм із порушенням ШДК, тим не менш спостерігаються менш часто.

Отримані дані свідчать, що невідповідність імпланту ШДК є первинною ланкою у ланцюзі біомеханічних порушень, яка у поєднанні з втратою медіальної опори (зміщенням калькара) та субоптимальним позиціюванням імплантату створює високий ризик розвитку механічної неспроможності остеосинтезу. Відповідно, запобігання таким ускладненням вимагає обов'язкового ретельного передопераційного рентгенологічного вимірювання індивідуального ШДК та застосування лінійки імплантатів із варіабельними кутами.

Невідповідність ШДК зазвичай виникає внаслідок відсутності адекватного передопераційного планування або неможливості підібрати імплантат із відповідним кутом (наприклад, при вираженій кокса варіа або кокса вальгус у пацієнта).

Якщо кут фіксатора не відповідає анатомії проксимального відділу стегнової кістки, шийковий елемент фіксатора займає вимушене або ексцентричне положення відносно шийки та головки. Це призводить до виникнення надмірних згинальних моментів та напружень на межі «кістка — імплантат».

Як показує матриця даних, невідповідність ШДК майже завжди супроводжується зміщенням калькара/діастазом та неоптимальним положенням у Зоні Клівленда, запускаючи каскад біомеханічної нестабільності.

Отримані дані підтверджують попередні висновки щодо виконання певних практичних заходів при діагностиці та лікуванні пацієнтів з ППВСК:

- Ретельне доопераційне рентгенологічне планування з вимірюванням індивідуального ШДК здорового (контрлатерального) або пошкодженого стегна.
- Використання лінійки імплантатів із різними варіантами кутів, щоб повністю адаптувати фіксатор до анатомії конкретного хворого, уникаючи «універсальних» рішень, які не відповідають анатомічному профілю.

РОЗДІЛ 6. ІНТРАОПЕРАЦІЙНЕ ПЛАНУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО РЕЖИМУ

Визначення кінематики суглобової активності пацієнта є одним з ключових показників оцінки ефективності його лікування при артрологічній патології, особливо травматичного генезу. Моніторинг даного критерію функції опорно-рухового апарату обов'язково повинен враховуватись у комплексі лікувальних заходів від моменту травми до суб'єктивного одужання. Особливу роль вищевказане грає у випадках, коли за рахунок вікових змін пацієнти вже мають певні обмеження артикуляції

Дані гоніометрії I контрольної групи наведені в таблиці 6.1. Відносна однорідність антропометричних та анамнестичних даних пояснювали незначне відхилення отриманих результатів. Категоричне функціональне домінування певної кінцівки відмічено у 11 досліджуваних в якості респонденту. При опитуванні вони вказували на тривале заняття (більше 3 років) фізичними вправами на непрофесійному рівні (футбол, велоспорт, атлетика)

Таблиця 6.1.

Дані гоніометрії молодих чоловіків (група I)

	Фронтальна площа		Сагітальна площа		Аксіальна площа	
	відведенн я	приведенн я	згинання	розгинанн я	Зовнішня ротація	Внутрішн я ротація
Прав а	42,60±1,6 4	23,37±1,73	128,77±2,7 8	24,17±1,6 9	28,93±3,3 3	41,53±4,1 9
Ліва	42,27±2,6 9	23,37±1,47	130,97±3,0 5	23,73±1,5 7	30,27±3,6 3	42,30±4,0 0

В цілому отримані результати відповідають даним попередніх досліджень, щодо більшої рухливості недомінантної кінцівки, особливо стосовно внутрішньої ротації, тим не менш у трьох випадках спостерігалась невідповідність впевненості досліджуваного латеральності домінуючої кінцівки проведенням тестам.

Зважаючи на відсутність патологічних процесів у молодих людей контрольної групи цілком очікувано спостерігалась майже повна симетрія рухових показників між правим і лівим кульшовими суглобами. Індивідуальні відхилення даних не перевищували 5% (абдукція: +4.7% у лівому суглобі, згинання: +0.8%, внутрішня ротація: +5%) (рис. 6.1.).

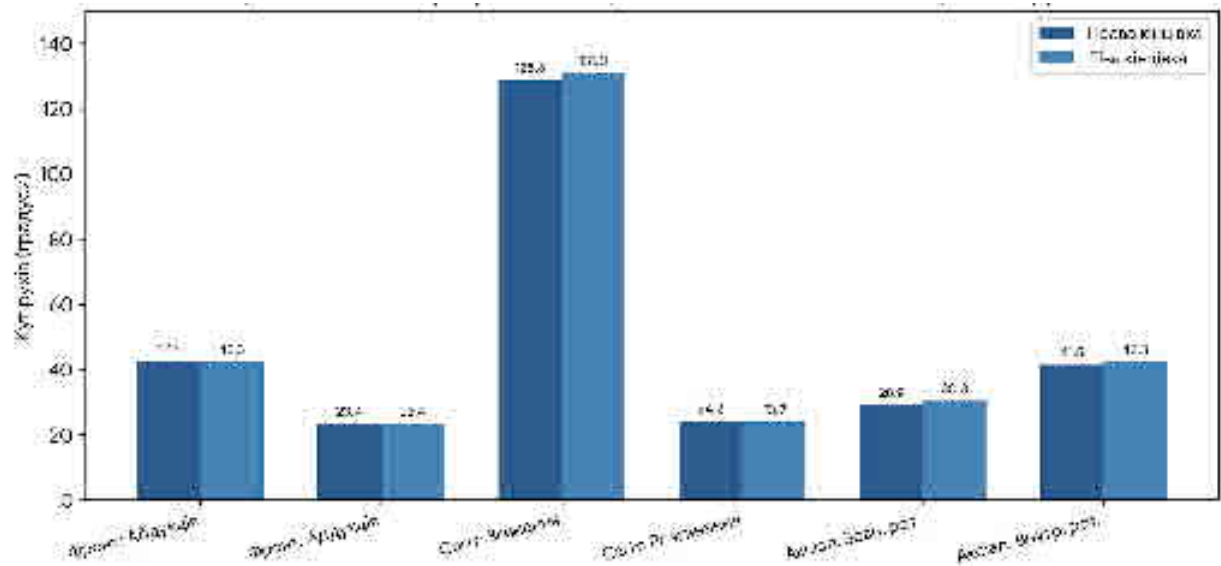


Рис. 6.1. Порівняння середніх показників даних гоніометрії молодих чоловіків (група I)

У другій умовно контрольній групі (група II – похилого віку) певного домінування нижньої кінцівки виявити не вдалося. Під час опитування практично всі респонденти віднесли себе до категорії декстралів. Проведення достовірного тестування верхньої кінцівки не проводилось, а встановлені задачами даного дослідження тести показали, що 43,3% пацієнтів є сенестралами відповідно нижньої кінцівки. Вказані результати у високому ступеню достовірності можуть бути пов'язаними із коморбідними станами пацієнтів, в першу чергу із неспецифічними артрозними змінами суглобів нижніх кінцівок. Проведення додаткового аналізу стану опорно-рухового апарату виявило вказану патологію у 100% обстежених на різних рівнях перебігу захворювання.

Серед 30 обстежених II групи лише у 6 спостерігались симетричні двобічні ураження 2 ступеня. У решти (80%) діагностовано:

справа I ст. – зліва II ст. – 2 (6,7%);
 справа I ст. – зліва III ст. – 3 (10%)
 справа II ст. – зліва III ст. – 7 (23,3%)
 справа II ст. – зліва I ст. – 1 (3,3%)
 справа III ст. – зліва II ст. – 6 (20%)
 справа III ст. – зліва I ст. – 5 (16,7%)

Асиметричність проявів патологічного процесу не дозволяє зробити чіткі висновки про латеральну залежність обмеження рухів використовуючи існуючі корелятивні методики на даному клінічному матеріалі.

Таблиця 6.2

Дані гоніометрії жінок похилого віку

	Фронтальна площина		Сагітальна площина		Аксіальна площина	
	Абдукція	Аддукція	Згинання	Розгинання	Зовнішня ротація	Внутрішня ротація
Права	19,83± 7,03	13,73± 5,56	97,47± 8,87	7,97± 3,52	15,67± 5,09	18,37± 7,20
Ліва	18,67± 8,44	13,97± 6,27	96,67± 12,01	7,90± 3,84	14,73± 4,88	15,63± 5,48

Закономірне зменшення показників рухливості у другій контрольній групі (від 9 до 34 градусів) пояснювалось не лише інволютивними змінами суглобових структур, а й наявністю дистрофічно-дегенеративних змін внаслідок коксартрозу. Впливом артрозних змін можна пояснити виражену асиметрію рухів лівої та правої кінцівок (згинання: +14.6% ліворуч, внутрішня ротація: –13.3% праворуч, аддукція: –7.1%). Вказані дані корелюють з наявністю та ступенем дегенеративного захворювання (рис. 6.2. та 6.3.).

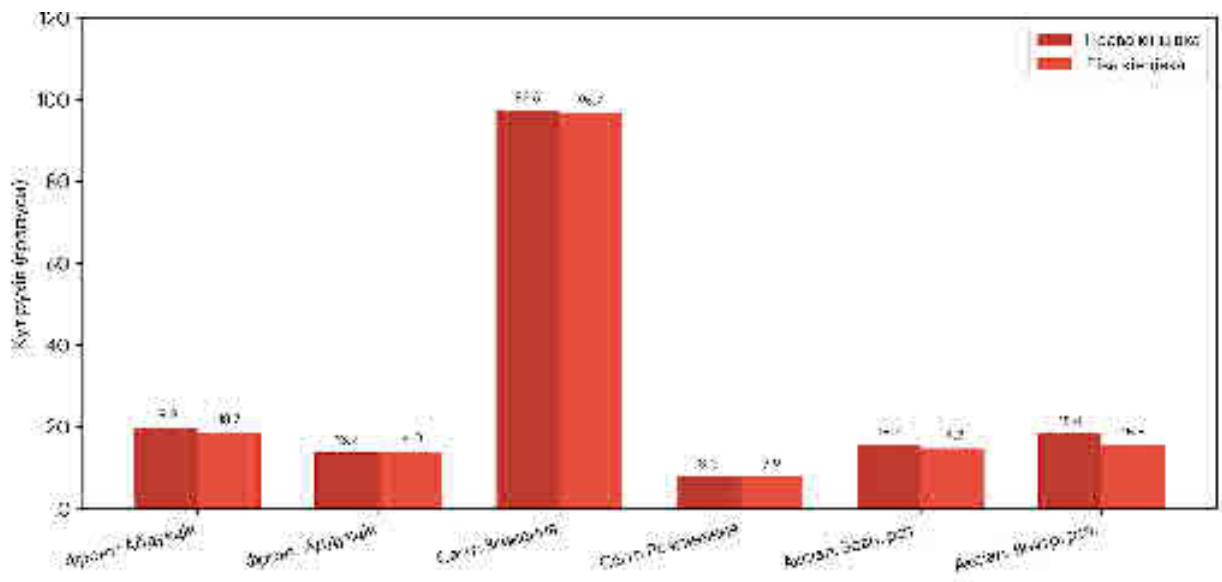


Рис. 6.2. Порівняння даних гоніометрії кульшових суглобів (жінки похилого віку, II контрольна група)

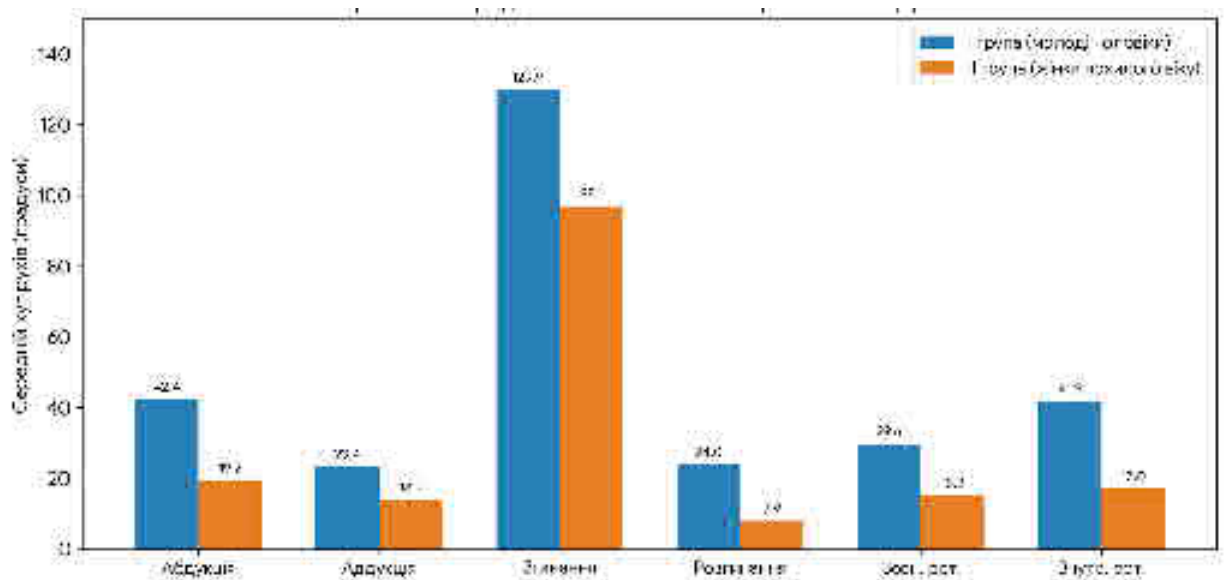


Рис. 6.3. Порівняння середніх показників гоніометрії між I та II групами

В клінічній групі гоніометрія неушкодженої кінцівки проводилась на операційному столі після виконання анестезії. При цьому зменшувалась обмежуюча дія м'якотканинних патернів, тим не менш припускався негативний вплив посттравматичного запального процесу. Функція ушкодженої кінцівки визначалась після проведеного остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем з відновленням тканин в зоні оперативного доступу. Малоінвазивність оперативного втручання забезпечувала мінімальне інтраопераційне ушкодження м'язового патерну, тим не менш не

завжди забезпечувало повну анатомічну репозицію всіх фрагментів перелому, в тому числі, які слугували місцем прикріплення окремих елементів м'якотканинного рухового апарату.

При визначенні кутового діапазону рухів в кульшовому суглобі пацієнтів за умов якісного знеболення відмічались певні відхилення у порівнянні з другою контрольною групою, яка відповідала клінічній за віковими характеристиками та наявністю дегенеративно-дистрофічних змін. Встановлено, що достовірно збільшувався об'єм рухів у фронтальній площині (абдукція оперованої кінцівки: +43.5%, аддукція: +27.3%), згинання: +20%, зовнішня ротація: +15.8%. В той же час відмічено зниження кута внутрішньої ротації: -6.7%. Дані порівняння представлені на рис. 6.4..

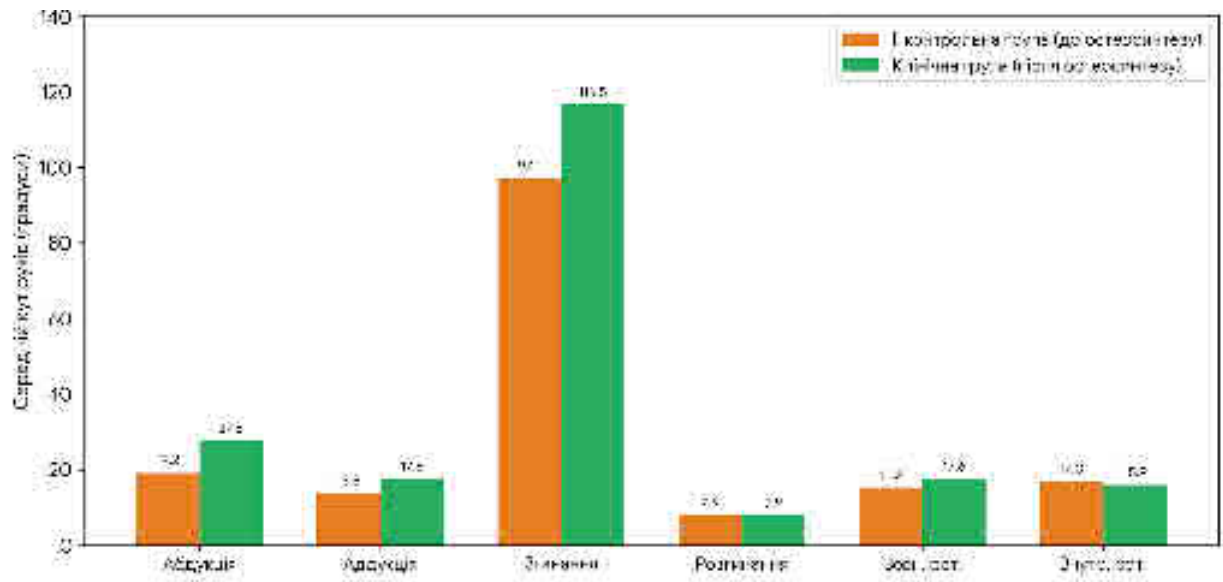


Рис. 6.4. Порівняння даних гоніометрії II (жінки похилого віку) та клінічної групи.

Дегенеративно-дистрофічні зміни суглобів з віком (II та III групи дослідження) призводять до різного рівня обмеження рухів у суглобах. Дані функціональні порушення зумовлені не лише невідповідностями конгруентності суглобових поверхонь, а й у значній мірі функціональністю м'язово-зв'язкового апарату. За даними вітчизняних та закордонних дослідників комплексні патологічні зміни суглобового комплексу сприяють розвитку контрактур та відповідним змінам функціональної активності

пацієнтів, особливо при їх тривалому перебігу. Аналіз зворотності вказаних змін потребує проведення спеціальних вартісних досліджень, які не завжди надають достовірну інформацію про перспективи проведення заходів, спрямованих на відновлення оптимального об'єму рухів у суглобах.

Тим не менш, визначення функціональних можливостей певних суглобів проводиться в умовах свідомого супротиву пацієнта обмеженню у зв'язку із наявністю больового синдрому, спровокованого загостренням захворювання або травми.

Під час перелому проксимального відділу стегнової кістки зв'язково-капсульний апарат також підлягає певній травматичній деструкції, що приводить до збільшення об'єму рухів у травмованому суглобі за умов повноцінного виключення больового синдрому. В таких випадках, під час оперативного втручання рекомендовано гоніометрично диференціювати можливі причини обмеження рухів у реабілітаційному періоді за відношенням до кісткового чи зв'язкового патерну.

Проведене дослідження демонструє резервні можливості постурального патерну суглобового апарату кульшового суглобу, які мають велике значення при розробці плану реабілітаційних заходів у післяопераційному періоді, що є запорукою ефективності проведеного хірургічного лікування.

Таким чином, можна вважати, що обмеження рухів у кульшових суглобах зумовлені не лише умовами конгруентності суглобових поверхонь, а й у значній мірі функціональністю м'язово-зв'язкового апарату.

Проведення інтраопераційної гоніометрії дозволяє отримати більш достовірну інформацію про можливі рухи в суглобах, що оптимізує процес складання плану реабілітаційних заходів у післяопераційному періоді.

Підсумовуючи висновки даних дослідження запропоновано стандарт етапного надання допомоги пацієнтам з переломами ПВСК [198, 199].

ЕТАП 1: Первинна госпіталізація та ургентна оцінка

- Клінічна оцінка соматичного статусу, неврологічного та судинного стану кінцівки.
- Анальгезія, протишокова терапія, транспортна іммобілізація, базовий лабораторний скринінг.
- Первинна рентгенографія ушкодженого суглоба: огляд у передньо-задній та бічній проекціях.

ЕТАП 2: Обов'язкова стандартизована рентгенографія симетричної (неушкодженої) ділянки)

СЦЕНАРІЙ А: знімок якісний та інформативний

- Стандартне 2D-планування
- Розрахунок цільового ШДК за неушкодженим боком.
- Визначення еталонної довжини шийки та офсету.
- Підбір типорозміру фіксатора за прозорими шаблонами/цифровим планом.
- Визначення проекції та точки введення імплантату.

СЦЕНАРІЙ Б: рентгенографія неможлива малоінформативна

- КТ-моделювання та персоналізація
- Виконання КТ: тонкошарове сканування ПВСК.
- Створення 3D-моделі: 3D-сегментація та віртуальна редукція кісткових уламків.
- Індивідуальний вибір фіксатора: оцінка щільності кістки, віртуальна примірка імплантату.
- Оптимізація індексів TAD.

ЕТАП 3: Інтраопераційний етап та інтраопераційна гоніометрія

- Закрита/відкрита репозиція перелому на ортопедичному столі під ЕОП-контролем.

- Остеосинтез обраним оптимальним металофіксатором (PFNA, Gamma-nail, DHS тощо).
- Проведення інтраопераційної гоніометрії: фіксація відновленого ШДК та вимірювання істинного об'єму рухів (ROM) до зашивання рани для оцінки стабільності та відсутності імпінджменту.

ЕТАП 4: Післяопераційний контроль та реабілітація

- Контрольна рентгенографія / низькодозова КТ для оцінки точності репозиції та положення фіксатора.
- Рання активізація пацієнта за протоколом з урахуванням інтраопераційних даних гоніометрії.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведено теоретичне узагальнення та запропоновано вирішення актуального наукового завдання – покращення результатів хірургічного лікування хворих із переломами проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК), що має важливе значення для травматології та ортопедії.

1. Хірургічний метод є провідним у лікуванні переломів ПВСК, проте рівень ускладнень залишається високим (до 19%), що зумовлює необхідність подальшого вдосконалення біологічних та технічних аспектів остеосинтезу.

2. Виявлено високу пряму кореляцію між вертикальним і поперечним діаметрами головки стегнової кістки ($r \approx 0.95$) та помірну – між вертикальним розміром головки і шийки ($r = 0.69$, $p < 0.001$). Шийково-діафізарний кут (ШДК) є незалежним від лінійних розмірів, а якість рентгенологічної укладки суттєво впливає на його розрахункові показники (найбільш чутливою є довжина шийки).

3. Описано формування та навантаження системи «стегнова кістка – інтрамедулярний фіксатор», а також якісне порівняння полів напружень

для стержнів завдовжки 170, 240 і 300 мм. Вихідна серія демонструє зміну просторового характеру передавання навантаження при зміні довжини; кількісна оцінка переваг потребує даних розрахункового проєкту.

4. Доведено, що неврахування індивідуального ШДК (у 70,0% випадків) у поєднанні з втратою медіальної опори (зміщенням калькара) та неоптимальним позиціюванням імпланта є первинною ланкою розвитку механічної неспроможності остеосинтезу.

5. Інтраопераційна гоніометрія в умовах якісного знеболення дозволяє виявити резервні можливості суглоба (достовірне збільшення абдукції на 43.5%, аддукції на 27.3%, згинання на 20% та зовнішньої ротації на 15.8% на тлі зниження внутрішньої ротації на 6.7%), що є важливим для планування схем реабілітації.

6. За результатами дослідження розроблено практичний стандарт діагностичних та лікувальних заходів, спрямований на оптимізацію тактики остеосинтезу переломів проксимального відділу стегнової кістки.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Povoroznyuk, V. V., Grygorieva, N. V., Kanis, J. A., Ev, M., Johansson, H., Harvey, N. C., Korzh, M. O., Strafun, S. S., Vaida, V. M., Klymovytsky, F. V., Vlasenko, R. O., & Forosenko, V. S. (2017). Epidemiology of hip fracture and the development of FRAX in Ukraine. *Archives of osteoporosis*, 12(1), 53. <https://doi.org/10.1007/s11657-017-0343-2>
2. Rapp, K., Büchele, G., Dreinhöfer, K., Bücking, B., Becker, C., & Benzinger, P. (2019). Epidemiology of hip fractures : Systematic literature review of German data and an overview of the international literature. *Epidemiologie von Hüftfrakturen : Systematisches Literaturreview deutscher Daten und ein Überblick über die internationale Literatur. Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 52(1), 10–16. <https://doi.org/10.1007/s00391-018-1382-z>
3. Harris, E., Farrow, L., Martin, C., & Adam, K. (2023). The historic and projected hip fracture burden and incidence in Scotland: 2017–2029. *Orthopaedic Proceedings*, 105-B(SUPP_11), 30–30. <https://doi.org/10.1302/1358-992x.2023.11.030>
4. Kalashnikov, A., Lazarenko, Y., & Kalashnikov, O. (2023). Proximal femoral fractures: social significance and surgical treatment (review of literature sources). *TRAUMA*, 24(1), 79–85. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.24.2023.936>
5. Ho, L., Ford, B., Gaston, P., & Clement, N. D. (2024). Total hip arthroplasty for fractured neck of femur does not restore preoperative hip-specific function, health-related quality of life, or level of fitness. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*, 34(6), 3081–3088. <https://doi.org/10.1007/s00590-024-04034-1>
6. Studer, P., Suhm, N., Wang, Q., Rosenthal, R., Saleh, H. A., & Jakob, M. (2015). Displaced trochanteric fragments lead to poor functional outcome in pertrochanteric fractures treated by cephalomedullary nails. *Injury*, 46(12), 2384–2388. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.06.040>

7. Babalian, V., Pastukh, V., Sykal, O., Pavlov, O., Rudenko, T., & Ryndenko, V. (2020). Management of emotional disorders in elderly patients undergoing surgical treatment of proximal femoral fractures. *Georgian medical news*, (306), 99–106.
8. Wittauer, M., Henry, J., Sánchez-Rosenberg, G., Lambers, A. P., Jones, C. W., & Yates, P. J. (2025). Evaluation of reduction quality and implant positioning in intertrochanteric fracture fixation: A review of key radiographic parameters. *World Journal of Orthopedics*, 16(8), Article 106982. <https://doi.org/10.5312/wjo.v16.i8.106982>
9. Fakler, J. K. M., Pieroh, P., Höch, A., Roth, A., Kleber, C., Löffler, M., Heyde, C. E., & Zeynalova, S. (2024). Predictors of long-term mortality in older patients with hip fractures managed by hemiarthroplasty: a 10-year study based on a population registry in Saxony, Germany. *Patient safety in surgery*, 18(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s13037-024-00398-9>
10. Welford, P., Jones, C. S., Davies, G., Kunutsor, S. K., Costa, M. L., Sayers, A., & Whitehouse, M. R. (2021). The association between surgical fixation of hip fractures within 24 hours and mortality : a systematic review and meta-analysis. *The bone & joint journal*, 103-B(7), 1176–1186. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B7.BJJ-2020-2582.R1>
11. Lewis, S. R., Macey, R., Stokes, J., Cook, J. A., Eardley, W. G., & Griffin, X. L. (2022). Surgical interventions for treating intracapsular hip fractures in older adults: a network meta-analysis. *The Cochrane database of systematic reviews*, 2(2), CD013404. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD013404.pub2>
12. Tan, J., Kwek, E. B. K. (2022). Are intertrochanteric fractures evolving? Trends in the elderly population over a 10-year period. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 14(1), 13–20. <https://doi.org/10.4055/cios20204>
13. Mittal, K. K., Agarwal, A., Raj, N., & Kaushik, N. (2024). Extra Medullary Fixation in Unstable Proximal Femoral Fractures by PF-LCP. *Indian journal of orthopaedics*, 58(8), 1126–1133. <https://doi.org/10.1007/s43465-024-01187-3>

14. Haddad B, Hamdan M, Al Nawaiseh M, et al. Femoral neck shaft angle measurement on plain radiography: is standing or supine radiograph a reliable template for the contralateral femur? *BMC Musculoskelet Disord*. 2022 Dec 14;23(1):1092. doi: 10.1186/s12891-022-06071-5.
15. Abd Wahab EH, Downey C, Murphy B, et al. Can femoral neck-shaft angle predict timing of contralateral second hip fracture? A 7-year retrospective cohort study at a tertiary referral centre for trauma. *Musculoskelet Surg*. 2025 Jul 15. [Epub ahead of print]. doi: 10.1007/s12306-025-00908-7.
16. Ranzeetha D, Challa P, Lakkireddy V, et al. A study on the femoral neck-shaft angle in an adult sample from Andhra Pradesh: osteological and radiological measurements. *Cureus*. 2025 Apr 11;17(4):e82100. doi: 10.7759/cureus.82100.
17. Boese CK, Frink M, Jostmeier J, et al. The modified femoral neck-shaft angle: age- and sex-dependent reference values and reliability analysis. *BioMed Res Int*. 2016;2016:8645027. doi: 10.1155/2016/8645027.
18. Schlégl ÁT, Nyakas V, Kovács D, et al. Neck-shaft angle measurement in children: accuracy of the conventional radiography-based (2D) methods compared to 3D reconstructions. *Sci Rep*. 2022;12:16494. doi: 10.1038/s41598-022-20832-1.
19. Gumuchdjian DA, Waltenspül M, Dietrich M, et al. Hip axis length and femoral neck-shaft angle as risk factors for proximal femur fractures in octogenarians to centenarians. *J Clin Med*. 2024;13(14):4071. doi: 10.3390/jcm13144071.
20. Tangchitphisut, P., Khorana, J., Patumanond, J., Rojanasthien, S., Apivatthakakul, T., & Phinyo, P. (2022). Clinical Score for Predicting the Risk of Poor Ambulation at Discharge in Fragility Femoral Neck Fracture Patients: A Development Study. *Journal of clinical medicine*, 11(16), 4871. <https://doi.org/10.3390/jcm11164871>
21. Grygorieva, N., Kovalenko, V., Korzh M., Tatarchuk, T., Dedukh, N., Strafun, S., ... Chaykivska, E. (2023). Guideline for diagnostic, prevention and

treatment of postmenopausal osteoporosis. *PAIN, JOINTS, SPINE*, 13(3), 128–154. <https://doi.org/10.22141/pjs.13.3.2023.378>

22. Bojan, A. J., Beimel, C., Taglang, G., Collin, D., Ekholm, C., & Jönsson, A. (2013). Critical factors in cut-out complication after Gamma Nail treatment of proximal femoral fractures. *BMC musculoskeletal disorders*, 14, 1. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-1>

23. Shon, O. J., Choi, C. H., & Park, C. H. (2021). Factors Associated with Mechanical Complications in Intertrochanteric Fracture Treated with Proximal Femoral Nail Antirotation. *Hip & pelvis*, 33(3), 154–161. <https://doi.org/10.5371/hp.2021.33.3.154>

24. Mariscal, G., Lorente, R., & Barrios, C. (2022). U-blade gamma 3 vs. gamma 3 nails for intertrochanteric hip fracture: Meta-analysis. *Frontiers in surgery*, 9, 1015554. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.1015554>

25. Vahabi, A., Dastan, A. E., Kilicli, B., Aljasim, O., Gunay, H., Ozkayin, N., & Aktuglu, K. (2024). Comparative analysis of radiological outcomes among cephalomedullary nails: helical, screw and winged screw. *PeerJ*, 12, e18020. <https://doi.org/10.7717/peerj.18020>

26. Yu, X., Li, Y. Z., Lu, H. J., Ao, R. G., & Liu, B. L. (2025). Analysis of factors affecting the surgical efficacy for elderly intertrochanteric fracture. *Frontiers in surgery*, 12, 1589181. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2025.1589181>

27. Lari, A., Haidar, A., AlRumaidhi, Y., Awad, M., & AlMutairi, O. (2022). Predictors of mortality and length of stay after hip fractures - A multicenter retrospective analysis. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 28, 101853. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2022.101853>

28. Li, D., Chen, S., Deng, T., & Jiang, Z. (2023). Internal fixation with fast rehabilitation for the elderly with intertrochanteric fracture. *Asian journal of surgery*, 46(3), 1293–1294. <https://doi.org/10.1016/j.asjsur.2022.08.073>

29. Pettit, C., Herbosa, C., Ganta, A., Egol, K., & Konda, S. (2025). Ready for discharge? Factors associated with prolonged length of stay following

geriatric hip fracture. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*, 35(1), 266. <https://doi.org/10.1007/s00590-025-04393-3>

30. Fischer, H., Maleitzke, T., Eder, C., Ahmad, S., Stöckle, U., & Braun, K. F. (2021). Management of proximal femur fractures in the elderly: current concepts and treatment options. *European journal of medical research*, 26(1), 86. <https://doi.org/10.1186/s40001-021-00556-0>

31. Sung, K. H., & Chung, S. H. (2024). Treatment outcomes of concomitant ipsilateral neck and trochanteric fractures using Gamma3 nails with U-blade lag screws. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 58(4), 209–214. <https://doi.org/10.5152/j.aott.2024.23217>

32. Filipenko, V., Olinkevych, Y., Bondarenko, S., Marushchak, O., & Tankut, V. (2026). Advantages and disadvantages of using modular stems in revision hip arthroplasty. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (2), 22–30. <https://doi.org/10.15674/0030-59872026222-30>

33. Pelypenko, O., Berezan, O., & Kovalov, O. (2022). Variants to optimize medical and social adaptation of gerontological patients with proximal femoral fractures. *TRAUMA*, 18(6), 127–132. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.18.2017.121190>

34. Maffulli, N., & Aicale, R. (2022). Proximal Femoral Fractures in the Elderly: A Few Things to Know, and Some to Forget. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 58(10), 1314. <https://doi.org/10.3390/medicina58101314>

35. Vinas-Rios, J. M., Wölm, J. H., Sellei, R. M., & Ladenburger, A. (2022). Challenging the dogma to "always operate" acute hip fractures: a proof-of-concept pilot study for nonoperative management of undisplaced femoral neck fractures. *Patient safety in surgery*, 16(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s13037-022-00324-x>

36. Vahabi, A., Dastan, A. E., Kilicli, B., Aljasim, O., Gunay, H., Ozkayin, N., & Aktuglu, K. (2024). Comparative analysis of radiological outcomes among cephalomedullary nails: helical, screw and winged screw. *PeerJ*, 12, e18020. <https://doi.org/10.7717/peerj.18020>

36. Vesalius, A. *De humani corporis fabrica libri septem*. Basileae : Ex officina Joannis Oporini, 1543. 659 p.
37. Sakai, T., & Masayuki, F. (2024). Manners of terminology and description in Galen's anatomy in the ancient Rome and their historical consequences up to the modern time. *Anatomical science international*, 99(4), 348–356. <https://doi.org/10.1007/s12565-024-00768-4>
38. Duque-Parra, Jorge, Duque-Colorado, Jhonatan, Ottone, Nicolás E, Ballesteros-Acuña, Ernesto, Algieri, Rubén Daniel, & del Sol, Mariano. (2025). Andreas Vesalius, the Prince of Anatomy: An Anatomical Analysis of the Trachea, Rectus Abdominis Muscle, and Sacrum in *De Humani Corporis Fabrica*. *International Journal of Morphology*, 43(4), 1402-1408. <https://dx.doi.org/10.4067/s0717-95022025000401402>
39. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin : August Hirschwald, 1892. 152 p. DOI <https://doi.org/10.1007/978-3-642-71031-5>
40. Ward F. *Outlines of human osteology*. London : Renshaw, 1851. 361 p.
41. Koch J. C. *The Laws of Bone Architecture*. *American Journal of Anatomy*. 1917. Vol. 21, Issue 2. P. 177–298. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/aja.1000210202>
42. Frost, H.M. (2003), Bone's mechanostat: A 2003 update. *Anat. Rec.*, 275A: 1081-1101. <https://doi.org/10.1002/ar.a.10119>
43. Namiranian, B., Doi, K., Alenezi, S., Shah, S. B., Jerban, S., & Chang, E. Y. (2025). Bone Evaluation with Micro Finite Element Analysis in Animal Models. *Tomography (Ann Arbor, Mich.)*, 11(9), 101. <https://doi.org/10.3390/tomography11090101>
44. Hammer A. The paradox of Wolff's theories. *Ir J Med Sci*. 2015;184(1):13-22. doi:10.1007/s11845-014-1070-y
45. Hammer A. Wolff: straight not curved. *Ir J Med Sci*. 2017;186(4):939-946. doi:10.1007/s11845-016-1506-7

46. Maquer, G., Musy, S. N., Wandel, J., Gross, T., & Zysset, P. K. (2015). Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, 30(6), 1000–1008.
47. Wood Z, Lynn L, Nguyen JT, Black MA, Patel M, Barak MM. Are we crying Wolff? 3D printed replicas of trabecular bone structure demonstrate higher stiffness and strength during off-axis loading. *Bone*. 2019;127:635-645. doi:10.1016/j.bone.2019.08.002
48. Lukova, A., Dunmore, C. J., Bachmann, S., Synek, A., Pahr, D. H., Kivell, T. L., & Skinner, M. M. (2024). Trabecular architecture of the distal femur in extant hominids. *Journal of anatomy*, 245(1), 156–180. <https://doi.org/10.1111/joa.14026>
49. Zheng, L., Huang, X., Li, C., Li, P., Lin, Z., & Huang, S. (2022). 3D printed trabeculae conditionally reproduce the mechanical properties of the actual trabeculae - A preliminary study. *Heliyon*, 8(12), e12101. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12101>
50. Huang X, Zheng L, Zheng D, et al. Studying trabecular bone samples demonstrates a power law relation between deteriorated structure and mechanical properties - a study combining 3D printing with the finite element method. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2023;14:1061758. Published 2023 Jun 2. doi:10.3389/fendo.2023.1061758
51. Feng C, Zhang K, Zhan S, Gan Y, Xiang X, Niu W. Mechanical impact of regional structural deterioration and tissue-level compensation on proximal femur trabecular bone. *Front Bioeng Biotechnol*. 2024;12:1448708. Published 2024 Sep 9. doi:10.3389/fbioe.2024.1448708
52. Saldaña, L., Vallés, G., Vilaboa, N. et al. Microstructural and transcriptomic characterization of trabecular bone in idiopathic osteonecrosis of the femoral head. *Sci Rep* 15, 11999 (2025). <https://doi.org/10.1038/s41598-025-96726-9>

53. Hadad, A., Bar-Ziv, Y. & May, H. New insights on femoral head trabecular bone directionality in elderly humans using a micro-CT-based analysis. *Sci Rep* 15, 24228 (2025). <https://doi.org/10.1038/s41598-025-05991-1>
54. Donnelly E. (2011). Methods for assessing bone quality: a review. *Clinical orthopaedics and related research*, 469(8), 2128–2138. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1702-0>
55. Ranzeetha D, Challa P, Lakkireddy V, Pavana Kumari KV, Kumari KL, Madhavi D. A Study on the Femoral Neck-Shaft Angle in an Adult Sample From Andhra Pradesh: Osteological and Radiological Measurements. *Cureus*. 2025 Apr 11;17(4):e82100. doi: 10.7759/cureus.82100. PMID: 40351939; PMCID: PMC12066152
56. Wozney, P. (1981). Computed Tomography in Bone Imaging. In: Donner, M.W., Heuck, F.H.W. (eds) *Radiology Today 1*. Radiology Today, vol 1. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-67672-7_38
57. Gillet, R., Boubaker, F., Hossu, G., Thay, A., Gillet, P., Blum, A., & Teixeira, P. A. G. (2023). Computed Tomography Bone Imaging: Pushing the Boundaries in Clinical Practice. *Seminars in musculoskeletal radiology*, 27(4), 397–410. <https://doi.org/10.1055/s-0043-1768451>
58. Romanenko, K., Prozorovskiy, D. ., & Doluda, Y. . (2023). 3D-print in the planning of surgical treatment in the case of extraarticular deformity of lower limbs. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (2), 45–50. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021245-50>
59. Bot, R. B., Chirla, R., Hozan, C. T., & Cavalu, S. (2024). Mapping the Spatial Evolution of Proximal Femur Osteoporosis: A Retrospective Cross-Sectional Study Based on CT Scans. *International journal of general medicine*, 17, 1085–1100. <https://doi.org/10.2147/IJGM.S454546>
60. Wu, L., Sun, J., Fang, N., Peng, Q., Gao, S., & Liu, L. (2022). Should cannulated screws be removed after a femoral neck fracture has healed, and how? A finite element analysis of the femur before and after cannulated screw removal.

International orthopaedics, 46(10), 2393–2403. <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05516-9>

61. O. S. Musiienko, A. M. Syvak, O. M. Sulyma, D. S. Deilid, and B. Y. Krasko, “Comparison of Finite Element Meshes in Numerical Modeling of the Knee Joint and Analytical Validation of the Results”, Вісник ВПІ, no. 3, pp. 79–86, Jul. 2026.

62. Bai, X., Gao, W., Yang, C., Zhang, H., & Li, J. (2026). Measurement of the principal compressive trabeculae in the midcoronal plane of proximal femur and its significance in lag screw fixation. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 21(1), 220. <https://doi.org/10.1186/s13018-026-06718-2>

63. Luan, F.J., Zhang, J., Mak, K.C., Liu, Z.H., Wang, H.Q. (2021). Low Radiation X-rays: Benefiting People Globally by Reducing Cancer Risks. *International Journal of Medical Sciences*, 18(1), 73-80. <https://doi.org/10.7150/ijms.48050>.

64. Bastiani, L., Paolicchi, F., Faggioni, L., Martinelli, M., Gerasia, R., Martini, C., Cornacchione, P., Ceccarelli, M., Chiappino, D., Della Latta, D., Negri, J., Pertoldi, D., Negro, D., Nuzzi, G., Rizzo, V., Tamburrino, P., Pozzessere, C., Aringhieri, G., & Caramella, D. (2021). Patient Perceptions and Knowledge of Ionizing Radiation From Medical Imaging. *JAMA network open*, 4(10), e2128561. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2021.28561>

65. Nilsson, R.; Liu, N.A. Nuclear DNA damages generated by reactive oxygen molecules (ROS) under oxidative stress and their relevance to human cancers, including ionizing radiation-induced neoplasia part I: Physical, chemical and molecular biology aspects. *Radiat. Med. Prot.* 2020, 1, 140–152. <https://doi.org/10.1016/j.radmp.2020.09.002>

66. Averbeck, D., Candéias, S., Chandna, S., Foray, N., Friedl, A. A., Haghdooost, S., Jeggo, P. A., Lumniczky, K., Paris, F., Quintens, R., & Sabatier, L. (2020). Establishing mechanisms affecting the individual response to ionizing radiation. *International journal of radiation biology*, 96(3), 297–323. <https://doi.org/10.1080/09553002.2019.1704908>.

67. Kruger, E., Toraih, E. A., Hussein, M. H., Shehata, S. A., Waheed, A., Fawzy, M. S., & Kandil, E. (2022). Thyroid Carcinoma: A Review for 25 Years of Environmental Risk Factors Studies. *Cancers*, 14(24), 6172. <https://doi.org/10.3390/cancers14246172>
68. Mohammadinejad, P., Mileto, A., Yu, L., Leng, S., Guimaraes, L. S., Missert, A. D., Jensen, C. T., Gong, H., McCollough, C. H., & Fletcher, J. G. (2021). CT Noise-Reduction Methods for Lower-Dose Scanning: Strengths and Weaknesses of Iterative Reconstruction Algorithms and New Techniques. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 41(5), 1493–1508. <https://doi.org/10.1148/rg.2021200196>
69. Ben Yedder, H., Cardoen, B. & Hamarneh, G. Deep learning for biomedical image reconstruction: a survey. *Artif Intell Rev* 54, 215–251 (2021). <https://doi.org/10.1007/s10462-020-09861-2>
70. Kuo, R. Y. L., Harrison, C., Curran, T. A., Jones, B., Freethy, A., Cussons, D., Stewart, M., Collins, G. S., & Furniss, D. (2022). Artificial Intelligence in Fracture Detection: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Radiology*, 304(1), 50–62. <https://doi.org/10.1148/radiol.211785>
71. Kittipichai W. Artificial Intelligence-Based Assessment of Hip Fracture Detection from Radiographic Images: Diagnostic Accuracy Compared with that of Orthopedic Surgeons and Radiologists. *JseaOrtho* [Internet]. 2026 Mar. 22 [cited 2026 Jun. 13];. Available from: <https://www.jseaortho.org/index.php/jsao/article/view/292>
72. Bartkowski, J., Zerdka, J., Brasse, P., Piszka, M., Kwapien, E., Staszkiwicz, K., Kubicka, M., Staszkiwicz, K. K., & Czarnecki, F. (2025). Artificial Intelligence in Medicine With Emphasis on Orthopedic Practice. *Cureus*, 17(12), e98306. <https://doi.org/10.7759/cureus.98306>
73. Bruun, F. J., Omaræe, Y., Nybing, J. U., Gosvig, K. K., Boesen, M. P., Hansen, P., Müller, F. C., & Brejnebøl, M. W. (2026). External validation of an AI-Based fracture detection tool for hip and pelvic radiographs in a multicenter

retrospective cohort. *European journal of radiology*, 199, 112778. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2026.112778>

74. Lex, J. R., Di Michele, J., Koucheiki, R., Pincus, D., Whyne, C., & Ravi, B. (2023). Artificial Intelligence for Hip Fracture Detection and Outcome Prediction: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA network open*, 6(3), e233391. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2023.3391>

75. Hunt, H. B., & Donnelly, E. (2016). Bone quality assessment techniques: geometric, compositional, and mechanical characterization from macroscale to nanoscale. *Clinical reviews in bone and mineral metabolism*, 14(3), 133–149. <https://doi.org/10.1007/s12018-016-9222-4>

76. Scorcelletti M, Reeves ND, Rittweger J, Ireland A (2020) Femoral anteversion: significance and measurement. *J Anat* 237:811–826. <https://doi.org/10.1111/joa.13249>

77. Gupta M, Devadas D, Sahni C, Nayak A, Tiwari PK, Mishra A (2022) Morphometric analysis of the proximal femur with its clinical correlation in Eastern Uttar Pradesh region. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.28780>

78. Lin, Kun-Jhih, Wei, Hung-Wen, Lin, Kang-Ping, Tsai, Cheng-Lun, Lee, Pei-Yuan, Proximal Femoral Morphology and the Relevance to Design of Anatomically Precontoured Plates: A Study of the Chinese Population, *The Scientific World Journal*, 2014, 106941, 6 pages, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/106941>

79. Vlachos, C., Ampadiotaki, M. M., Papagrigorakis, E., Galanis, A., Zachariou, D., Vavourakis, M., Rodis, G., Vasiliadis, E., Kontogeorgakos, V. A., Pneumáticos, S., & Vlamis, J. (2023). Distinctive Geometrical Traits of Proximal Femur Fractures—Original Article and Review of Literature. *Medicina*, 59(12), 2131. <https://doi.org/10.3390/medicina59122131>

80. Fischer, C. S., Kühn, J. P., Völzke, H., Ittermann, T., Gumbel, D., Kasch, R., Haralambiev, L., Laqua, R., Hinz, P., & Lange, J. (2020). The neck-shaft angle: an update on reference values and associated factors. *Acta orthopaedica*, 91(1), 53–57. <https://doi.org/10.1080/17453674.2019.1690873>

81. Rogers MJ, King TL, Kim J, Adeyemi TF, Higgins TF, Maak TG. Femoral Neck Shaft Angle and Management of Proximal Femur Fractures: Is the Contralateral Femur a Reliable Template? *J Orthop Trauma*. 2021 Oct 1;35(10):529-534. doi: 10.1097/BOT.0000000000002069. PMID: 33813545; PMCID: PMC10506416.
82. Gilligan, I., Chandraphak, S., & Mahakkanukrauh, P. (2013). Femoral neck-shaft angle in humans: variation relating to climate, clothing, lifestyle, sex, age and side. *Journal of anatomy*, 223(2), 133–151. <https://doi.org/10.1111/joa.12073>
83. Kate B.R. The angle of femoral neck in Indians // *Eastern anthropologist*. — 1967. — 20. — P. 54-60.
84. Abd Wahab EH, Downey C, Murphy B, et al. Can femoral neck-shaft angle predict timing of contralateral second hip fracture? A 7-year retrospective cohort study at a tertiary referral centre for trauma. *Musculoskelet Surg*. Published online July 15, 2025. doi:10.1007/s12306-025-00908-7
85. Clinger, Bryce N.; Scott Plaster; River S. Fine; Justin R. Marshall; and Dustin L. Richter. "Differences in CT Scan Measurements of Femoral Neck Shaft Angle and Acetabular Version Among Sex, Age, and Ethnicity from a Large Cadaveric Database." *Western Journal of Orthopaedics* 12, 1 (2023). <https://digitalrepository.unm.edu/wjo/vol12/iss1/11>
86. Pathrot, D., Ul Haq, R., Aggarwal, A.N. et al. Assessment of the geometry of proximal femur for short cephalomedullary nail placement. *IJOO* 50, 269–276 (2016). <https://doi.org/10.4103/0019-5413.181785>
87. Vlachos C, Ampadiotaki MM, Papagrigorakis E, et al. Distinctive Geometrical Traits of Proximal Femur Fractures-Original Article and Review of Literature. *Medicina (Kaunas)*. 2023;59(12):2131. Published 2023 Dec 7. doi:10.3390/medicina59122131
88. Hu ZS, Liu XL, Zhang YZ. Comparison of Proximal Femoral Geometry and Risk Factors between Femoral Neck Fractures and Femoral

Intertrochanteric Fractures in an Elderly Chinese Population. *Chin Med J (Engl)*. 2018;131(21):2524-2530. doi:10.4103/0366-6999.244118

89. Barrido CI, Bengzon J. Hip Geometry and Proximal Femoral Fractures among Elderly Filipino Women: A Single Centre Cross-Sectional Study. *Malays Orthop J*. 2022;16(2):70-77. doi:10.5704/MOJ.2207.009

90. Senra AR, Carvalho DR, da Silva MR, Sousa AN, Torres J. Proximal femur geometry: a major predictor of proximal femur fracture subtypes. *Hip Int*. 2023;33(6):1100-1106. doi:10.1177/11207000221129785

91. Kumar, V., & Gajbhiye, V. M. (2022). A comparative study of neck shaft angle of femur in Madhya Pradesh. *International Journal of Health Sciences*, 6(S2), 1–7. <https://doi.org/10.53730/ijhs.v6nS2.4983>

92. Hussain, S. (2014). Study on Neck Shaft Angle and Femoral Length of South Indian Femurs. *International Journal of Anatomy and Research*, 2(4), 512-515. <https://doi.org/10.16965/IJAR.2014.512>

93. Chawla, S., Aneja, P. S., Saha, S., Kumar, B., Sharma, Y., & Yadav, R. (2025). Morphometry Of Neck-Shaft Angle And Neck Length Of Femur And It's Correlations: A Cross Sectional Study. *Journal of Neonatal Surgery*, 14(8), 775-780.

94. Haddad, B., Hamdan, M., Al Nawaiseh, M., et al. (2022). Femoral neck shaft angle measurement on plain radiography: is standing or supine radiograph a reliable template for the contralateral femur?. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 1092. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-06071-5>

95. Rogers, M. J., King, T. L., Kim, J., Adeyemi, T. F., Higgins, T. F., Maak, T. G. (2021). Femoral Neck Shaft Angle and Management of Proximal Femur Fractures: Is the Contralateral Femur a Reliable Template?. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 35(10), 529–534. <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000002069>

96. Ranzeetha, D., Challa, P., Lakkireddy, V., Pavana Kumari, K. V., Kumari, K. L., Madhavi, D. (2025). A Study on the Femoral Neck-Shaft Angle in

an Adult Sample From Andhra Pradesh: Osteological and Radiological Measurements. *Cureus*, 17(4), e82100. <https://doi.org/10.7759/cureus.82100>

97. Boiniuk, A. L., Zhuk, P. M., Tikholaz, V. A., & Babun, D. V. (2014). K voprosu o velichinakh sheecho-diafizarnogo ugla i ugla torsii bedrennoi kosti, poluchennykh v rezul'tate izmerenii na 232 bedrennykh kostiakh iz muzeia v NMU im. N.I.Pirogova kafedry anatomii cheloveka [On the issue of the neck-shaft angle and torsion angle of the femur obtained from measurements on 232 femurs from the museum of the Department of Human Anatomy at National Pirogov Memorial Medical University]. *Reports of Vinnytsia National Medical University*, 18(2), 578–581

98. Povoroznyuk, V. V., Grygorieva, N. V., Kanis, J. A., Ev, M., Johansson, H., Harvey, N. C., Korzh, M. O., Strafun, S. S., Vaida, V. M., Klymovytsky, F. V., Vlasenko, R. O., & Forosenko, V. S. (2017). Epidemiology of hip fracture and the development of FRAX in Ukraine. *Archives of osteoporosis*, 12(1), 53. <https://doi.org/10.1007/s11657-017-0343-2>

99. Povoroznyuk, V. V., Grygorieva, N. V., Kanis, J. A., McCloskey, E. V., Johansson, H., Strafun, S. S., Korzh, M. O., Vaida, V. M., Klymovytsky, F. V., Forosenko, V. S., & Vlasenko, R. O. (2018). Epidemiology of Hip Fractures in Two Regions of Ukraine. *Journal of osteoporosis*, 2018, 7182873. <https://doi.org/10.1155/2018/7182873>

100. Grygorieva, N., & Zubach, O. (2022). Age and Sex Features of Proximal Hip Geometry in Patients with its Intraarticular Fractures. *PAIN, JOINTS, SPINE*, (4.20), 19–27. <https://doi.org/10.22141/2224-1507.4.20.2015.79326>

101. Kalashnikov, A., Lazarenko, Y., & Kalashnikov, O. (2023). Proximal femoral fractures: social significance and surgical treatment (review of literature sources). *TRAUMA*, 24(1), 79–85. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.24.2023.936>

102. Handoll, H. H., Parker, M. J. (2008). Conservative versus operative treatment for hip fractures in adults. The Cochrane database of systematic reviews, 2008(3), CD000337. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000337.pub2>
103. Loggers, S. A. I., Van Lieshout, E. M. M., Joosse, P., Verhofstad, M. H. J., & Willems, H. C. (2020). Prognosis of nonoperative treatment in elderly patients with a hip fracture: A systematic review and meta-analysis. *Injury*, 51(11), 2407–2413. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.08.027>
104. Hong, G., Zhong, H., Illescas, A., Reisinger, L., Cozowicz, C., Poeran, J., Liu, J., & Memtsoudis, S. G. (2024). Trends in hip fracture surgery in the United States from 2016 to 2021: patient characteristics, clinical management, and outcomes. *British journal of anaesthesia*, 133(5), 955–964. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2024.07.022>
105. Smith-Petersen MN, Cave EF, Vangorder GW. Intracapsular fractures of the neck of the femur: treatment by internal fixation. *AArch Surg*. 1931;23(5):715-759. doi:10.1001/archsurg.1931.01160110002001
106. Korzh, A. A., & Ryabokon, K. L. (1983). Otsenka stabil'nosti osteosinteza vertel'nykh perelomov bedrennoy kosti fiksatorami razlichnykh konstruktsiy. *Ortopediya, Travmatologiya i Protezirovanie*, (8), 23–27.
107. Müller, M. E., Allgöwer, M., Schneider, R., & Willenegger, H. (1991). *Manual of internal fixation: Techniques recommended by the AO-ASIF group* (3rd ed.). Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-02695-3>
108. Ruedi T. P., Buckley R. E., Moran C. G. *AO Principles of Fracture Management*. 2nd ed. Stuttgart ; New York : Thieme, 2007. 984 p.
109. *AO Principles of Fracture Management* / ed. by R. E. Buckley, C. G. Moran, T. Apivattthakakul. 3rd ed. Stuttgart ; New York : Thieme, 2018. 1020 p.
110. Kim, W. Y., Han, C. H., Park, J. I., & Kim, J. Y. (2001). Failure of intertrochanteric fracture fixation with a dynamic hip screw in relation to pre-operative fracture stability and osteoporosis. *International orthopaedics*, 25(6), 360–362. <https://doi.org/10.1007/s002640100287>

111. Zeng, X., Zhan, K., Zhang, L., Zeng, D., Yu, W., Zhang, X., & Zhao, M. (2017). Conversion to total hip arthroplasty after failed proximal femoral nail antirotations or dynamic hip screw fixations for stable intertrochanteric femur fractures: a retrospective study with a minimum follow-up of 3 years. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 38. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1415-6>
112. Soundarrajan, D., Fanta, H. T., Singh, R., Dhanasekararaja, P., Rajkumar, N., & Rajasekaran, S. (2024). Outcomes of conversion total hip arthroplasty for failed fixation of intertrochanteric fractures with monoblock distal-loading reconstruction stem. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*, 34(4), 2113–2120. <https://doi.org/10.1007/s00590-024-03907-9>
113. Winquist, R. A., Hansen, S. T., Jr, & Clawson, D. K. (1984). Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 66(4), 529–539. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6707031/>
114. Bruce D. Browner, Frank G. Alberta, Daniel J. Mastella A new era in orthopedic trauma care, *Surgical Clinics of North America*, Volume 79, Issue 6, 1 December 1999, Pages 1431-1448 [https://doi.org/10.1016/S0039-6109\(05\)70086-4](https://doi.org/10.1016/S0039-6109(05)70086-4)
115. Wong Wei Kang N, Tan WPJ, Phua YMC, et al. Intramedullary nail: the past, present and the future – a review exploring where the future may lead us. *Orthopedic Reviews*. 2021;13(2). doi:10.52965/001c.25546. PMID:34745479
116. Ibrahim, I., Appleton, P. T., Wixted, J. J., DeAngelis, J. P., & Rodriguez, E. K. (2019). Implant cut-out following cephalomedullary nailing of intertrochanteric femur fractures: Are helical blades to blame?. *Injury*, 50(4), 926–930. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.02.015>
117. Karagoz, B., Keceli, O., & Bayrak, H. C. (2026). Comparison of Clinical and Radiological Outcomes of Four Different Proximal Femoral Nailing Systems in the Treatment of Intertrochanteric Fractures. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 93(2), 94–102. <https://doi.org/10.55095/achot2026/006>

118. Chen, P., Fan, Z., Xu, N., & Wang, H. (2023). A biomechanical investigation of a novel intramedullary nail used to salvage failed internal fixations in intertrochanteric fractures. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 18(1), 632. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04112-w>
119. Davis R, Singh A, Jackson MJ, Coelho RT, Prakash D, Charalambous CP, et al. A comprehensive review on metallic implant biomaterials and their subtractive manufacturing. *Int J Adv Manuf Technol*. 2022;120(3–4):1473–530.
120. Shang J, Zhou C, Jiang C, Huang X, Liu Z, Zhang H, et al. Recent developments in nanomaterials for upgrading treatment of orthopedics diseases. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;11.
121. Costa GG, Franzese V, Cozzolino A, et al. Gamma nail versus percutaneous compression plate for the treatment of intertrochanteric hip fractures: a multicenter pair-matched study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2023;33(6):2445–2452. doi:10.1007/s00590-022-03441-6
122. Cai, L., Wang, T., Di, L., Hu, W., Wang, J. (2016). Comparison of intramedullary and extramedullary fixation of stable intertrochanteric fractures in the elderly: a prospective randomised controlled trial exploring hidden perioperative blood loss. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 1(17), 475–482. doi: 10.1186/s12891-016-1333-z].
123. Aktselis, I., Kokoroghiannis, C., Fragkomichalos, E., Koundis, G., Deligeorgis, A., Daskalakis, E., Vlamis, J., Papaioannou, N. (2014). Prospective randomised controlled trial of an intramedullary nail versus a sliding hip screw for intertrochanteric fractures of the femur. *International orthopaedics*, 1(38), 155–161. doi: 10.1007/s00264-013-2196-7
124. Raj S, Grover S, Bola H, Pradhan A, Fazal MA, Patel A. Dynamic hip screws versus cephalocondylic intramedullary nails for unstable extracapsular hip fractures in 2021: A systematic review and meta-analysis of randomised trials. *J Orthop*. 2023;36:88-98. Published 2023 Jan 8. doi:10.1016/j.jor.2022.12.015
125. Lytvak, V. V., Fentsyk, V. L. (2026). Proximal femoral fractures: public health significance and current approaches to surgical management. *The*

Journal of V. N. Karazin Kharkiv National University. Series Medicine, 34(2(59), 358–376. <https://doi.org/10.26565/2313-6693-2026-59-12>

126. Babalyan, V., Pavlov, S., & Khvysyuk O. (2020). Immune features of the bone remodelling after the hip arthroplasty in elderly and senile patients with proximal femur fractures. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (1), 88–98. <https://doi.org/10.15674/0030-59872020188-98>

127. Solarino, G., Bizzoca, D., Dramisino, P., Vicenti, G., Moretti, L., Moretti, B., & Piazzolla, A. (2023). Total hip arthroplasty following the failure of intertrochanteric nailing: First implant or salvage surgery?. *World journal of orthopedics*, 14(10), 763–770. <https://doi.org/10.5312/wjo.v14.i10.763>

128. Corró, S., Óleo-Taltavull, R., Teixidor-Serra, J. et al. Salvage hip replacement after cut-out failure of cephalomedullary nail fixation for proximal femur fractures: a case series describing the technique and results. *International Orthopaedics (SICOT)* 46, 2775–2783 (2022). <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05529-4>

129. Kanziuba, A., Klimovitskiy, V., & Popurkanich, P. (2021). Первинна артропластика як метод вибору при лікуванні черезвертлюжних переломів в осіб похилого та старечого віку. *ТРАВМА*, 21(5), 20–26. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.21.2020.217086>

130. Lewis SR, Macey R, Stokes J, Cook JA, Eardley WG, Griffin XL. Surgical interventions for treating intracapsular hip fractures in older adults: a network meta-analysis. *Cochrane Database Syst Rev*. 2022;2(2):CD013404. Published 2022 Feb 14. doi:10.1002/14651858.CD013404.pub2

131. Marsillo E, Pintore A, Asparago G, Oliva F, Maffulli N. Cephalomedullary nailing for reverse oblique intertrochanteric fractures 31A3 (AO/OTA). *Orthop Rev [Internet]*. 2022. <https://doi.org/10.52965/001c.38560>.

132. Maffulli N, Aicale R. Proximal femoral fractures in the elderly: a few things to know, and some to forget. *Medicina*. 2022;58:1314. <https://doi.org/10.3390/medicina58101314>.

133. Lee SR, Kim ST, Yoon MG, Moon MS, Heo JH. The stability score of the intramedullary nailed intertrochanteric fractures: stability of nailed fracture and postoperative patient mobilization. *Clin Orthop Surg*. 2013;5(1):10-18. doi:10.4055/cios.2013.5.1.10
134. Turgut, A., Kalenderer, Ö., Karapınar, L. et al. Which factor is most important for occurrence of cutout complications in patients treated with proximal femoral nail antirotation? Retrospective analysis of 298 patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 136, 623–630 (2016). <https://doi.org/10.1007/s00402-016-2410-3>
135. El Motassime, A., Bocchino, G., Messina, D., Di Gialleonardo, E., Capece, G., Maccauro, G., & Vitiello, R. (2025). Peri-implant femoral fractures around intramedullary nails: current management strategies and outcomes-a narrative review. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 20(1), 1026. <https://doi.org/10.1186/s13018-025-06460-1>
136. Amini M, Reisinger A, Synek A, Hirtler L, Pahr D. The predictive ability of a QCT-FE model of the proximal femoral stiffness under multiple load cases is strongly influenced by experimental uncertainties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;139(105664):105664.
137. Falcinelli C, Whyne C. Image-based finite-element modeling of the human femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2020;23(14):1138–61.
138. Gervais B, Vadean A, Raison M, Brochu M. Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant. *Case Stud Eng Fail Anal*. 2016;5–6:30–8.
139. Пелипенко О. В. Аналіз причин механічних ускладнень після остеосинтезу кінцівок / О. В. Пелипенко, О. С. Ковальов // Проблеми травматології та остеосинтезу. – 2020. – № 1 (19). – С. 47–59. <https://repository.pdmu.edu.ua/handle/123456789/15765>.
140. Cha, X., Zhou, Q., Li, J., Xu, H., Xu, W., & Li, J. (2024). Extending the intermedullary nail will not reduce the potential risk of femoral head varus in PFNA patients biomechanically: a clinical review and corresponding numerical

simulation. BMC musculoskeletal disorders, 25(1), 405.
<https://doi.org/10.1186/s12891-024-07334-z>

141. Kabelitz, M., Waltenspül, M. & Dietrich, M. Lower cortical thickness index does not correlate with increased surgical complications in proximal femoral fractures: a clinical and radiological study. *Sci Rep* 15, 24115 (2025).
<https://doi.org/10.1038/s41598-025-09362-8>

142. Durusoy, S., Paksoy, A. E., Korkmaz, M., Dağlar, B., & Elibol, F. K. E. (2021). The effect of medullary fill on varus collapse in AO 31A3 intertrochanteric (reverse obliquity) fracture treated with cephalomedullary nails. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*, 107(3), 102804.
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2021.102804>

143. Yoon JY, Park S, Kim T, Im G-I. Cut-out risk factor analysis after intramedullary nailing for the treatment of extracapsular fractures of the proximal femur: a retrospective study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1).

144. Raghuraman R, Kam JW, Chua DTC. Predictors of failure following fixation of intertrochanteric fractures with proximal femoral nail antirotation. *Singapore Med J*. 2019;60(9):463–7.

145. Nikoloski AN, Osbrough AL, Yates PJ. Should the tip-apex distance (TAD) rule be modified for the proximal femoral nail antirotation (PFNA)? A retrospective study. *J Orthop Surg Res*. 2013;8(1):35.

146. Vahabi, A., Dastan, A. E., Kilicli, B., Aljasim, O., Gunay, H., Ozkayin, N., & Aktuglu, K. (2024). Comparative analysis of radiological outcomes among cephalomedullary nails: helical, screw and winged screw. *PeerJ*, 12, e18020. <https://doi.org/10.7717/peerj.18020>

147. Klima ML. Mechanical complications after intramedullary fixation of extracapsular hip fractures. *J Am Acad Orthop Surg*. 2022;30:e1550–62.
<https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-22-00213>.

148. Caruso G, Corradi N, Caldaria A, et al. New tip-apex distance and calcar-referenced tip-apex distance cut-offs may be the best predictors for «cut-

out» risk after intramedullary fixation of proximal femur fractures. *Sci Rep*. 2022;12:357. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-04252-1>.

149. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77:1058–64. <https://doi.org/10.2106/00004623-199507000-00012>.

150. Boese CK, Frink M, Jostmeier J, et al. The modified femoral neck-shaft angle: age-and sex-dependent reference values and reliability analysis. *BioMed Res Int*. 2016;2016:1–7. <https://doi.org/10.1155/2016/8645027>.

151. Baumgaertner MR, Solberg BD. Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79-B:969–71. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.79B6.0790969>.

152. Yalın M, Golgelioglu F, Key S. Intertrochanteric femoral fractures: a comparison of clinical and radiographic results with the proximal femoral intramedullary nail (PROFIN), the anti-rotation proximal femoral nail (A-PFN), and the InterTAN nail. *Medicina*. 2023;59:559. <https://doi.org/10.3390/medicina59030559>.

153. Mao W, Liu C-D, Chang S-M, Yang A-L, Hong CC. Anteromedial cortical support in reduction of trochanteric hip fractures: from definition to application. *J Bone Joint Surg*. 2024;106(11):1008–18. <https://doi.org/10.2106/JBJS.23.01023>.

154. Zhang, Y., Zhao, E., Zhu, J. et al. Finite element analysis of the effect of residual lateral wall volume on postoperative stability in intertrochanteric fractures. *J Orthop Surg Res* 19, 82 (2024). <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04501-1>

155. Duramaz A, İltter MH. The impact of proximal femoral nail type on clinical and radiological outcomes in the treatment of intertrochanteric femur fractures: a comparative study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2019;29:1441–9. <https://doi.org/10.1007/s00590-019-02454-y>.

156. Caruso G, Bonomo M, Valpiani G, et al. A six-year retrospective analysis of «cut-out» risk predictors in cephalomedullary nailing for pertrochanteric fractures: can the tip-apex distance (TAD) still be considered the best parameter? *Bone Joint Res.* 2017;6:481–8. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.68.BJR-2016-0299.R1>.

157. Şişman A, Avci Ö, Çepni SK, Batar S, Polat Ö. Risk factors for «cut-out» in intertrochanteric fractures treated with proximal femoral nail of double proximal screw design. *J Clin Orthop Trauma.* 2022;28:101832. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2022.101832>.

158. Kulakoglu, B., Ozdemir, G., Bingol, O., Karlidag, T., Keskin, O. H., & Durgal, A. (2023). A new scoring system for predicting «cut-out» risk in patients with intertrochanteric femur fractures treated with proximal femoral nail anti-rotation. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 57(5), 258–266. <https://doi.org/10.5152/j.aott.2023.23018>

159. Kashigar A, Vincent A, Gunton MJ, Backstein D, Safir O, Kuzyk PRT. Predictors of failure for cephalomedullary nailing of proximal femoral fractures. *Bone Joint J.* 2014;96-B:1029–34. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B8.33644>.

160. Graulich, T., Omar, M., Sehmisch, S., & Liodakis, E. (2025). Controversies in the Treatment Strategies of Intertrochanteric Fractures: A Scoping Review and Discussion of a Literature-Based Algorithm. *Journal of clinical medicine*, 14(7), 2200. <https://doi.org/10.3390/jcm14072200>

161. Chang SM, Hou ZY, Hu SJ, Du SC. intertrochanteric femur fracture treatment in Asia: what we know and what the world can learn. *Orthop Clin N Am.* 2020;51:189–205. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2019.11.011>.

162. Schopper, C., Keck, K., Zderic, I., Migliorini, F., Link, B. C., Beeres, F. J. P., Babst, R., Nebelung, S., Eschbach, D., Knauf, T., Ganse, B., Schoeneberg, C., Hildebrand, F., Gueorguiev, B., & Knobe, M. (2021). Screw-blade fixation systems for implant anchorage in the femoral head: Horizontal blade orientation

provides superior stability. *Injury*, 52(7), 1861–1867.
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.04.058>

163. Gotfried, Y. (2004). The Lateral Trochanteric Wall: A Key Element in the Reconstruction of Unstable Pertrochanteric Hip Fractures. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 425, 82–86.
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000132264.14046.c2>

164. Hsu, C. E., Shih, C. M., Wang, C. C., & Huang, K. C. (2013). Lateral femoral wall thickness. A reliable predictor of post-operative lateral wall fracture in intertrochanteric fractures. *The bone & joint journal*, 95-B(8), 1134–1138.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B8.31495>

165. Meinberg EG, Agel J, Roberts CS, Karam MD, Kellam JF. Fracture and dislocation classification compendium-2018. *J Orthop Trauma*. 2018;32(Suppl 1):S1–170.

166. Chang SM, Wang ZH, Tian KW, Sun GX, Wang X, Rui YF. A sophisticated fracture classification system of the proximal femur trochanteric region (AO/OTA-31A) based on 3D-CT images. *Front Surg*. 2022;9:919225.

167. Varshney A, Upadhaya GK, Sinha S, Arya RK, Jain VK. Association between lateral femoral wall thickness and BMD with the occurrence of lateral wall fracture in DHS fixation. *J Orthop*. 2022;29:71–4.
<https://doi.org/10.1016/j.jor.2022.01.008>.

168. Mu JX, Xiang SY, Ma QY, Gu HL. Selection of internal fixation method for femoral intertrochanteric fractures using a finite element method. *World J Clin Cases*. 2021;9:6343–56. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v9.i22.6343>.

169. Gao, Z., Lu, Y., Zhou, F., Ji, H., Tian, Y., Zhang, Z., & Guo, Y. (2018). Risk factors for implant failure after fixation of proximal femoral fractures with fracture of the lateral femoral wall. *Injury*, 49(2), 315–322.
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.11.011>

170. Fan J, Xu X, Zhou F, Zhang Z, Tian Y, Ji H, et al. Risk factors for implant failure of intertrochanteric fractures with lateral femoral wall fracture after

intramedullary nail fixation. *Injury*. 2021;52:3397–403. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.07.025>.

171. Cho JW, Kent WT, Yoon YC, Kim Y, Kim H, Jha A, et al. Fracture morphology of AO/OTA 31-A trochanteric fractures: a 3D CT study with an emphasis on coronal fragments. *Inj Int J Care Inj*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.12.015>.

172. Kulkarni SG, Babhulkar SS, Kulkarni SM, Kulkarni GS, Kulkarni MS, Patil R. Augmentation of intramedullary nailing in unstable intertrochanteric fractures using cerclage wire and lag screws: a comparative study. *Injury*. 2017;48(Suppl 2):S18–22.

173. Wang R, Zhang H, Wei Q, Ding C, Cao L, Yi M, et al. Intramedullary nails in combination with reconstruction plate in the treatment of unstable intertrochanteric femoral fractures with lateral wall damage. *Int Orthop*. 2021;45:2955–62. <https://doi.org/10.1007/s00264-021-05004-6>.

174. Kim SJ, Park HS, Lee DW, Lee JW. Is calcium phosphate augmentation a viable option for osteoporotic hip fractures. *Osteoporos Int*. 2018;29:2021–8. <https://doi.org/10.1007/s00198-018-4572-z>.

175. Kay RM, Jaki KA, Skaggs DL. The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle. *J Pediatr Orthop*. 2000. <https://doi.org/10.1097/00004694-200011000-00007>.

176. Andruszkow H, Frink M, Frömke C, et al. Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk factors for «cut-out» failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures. *Int Orthop (SICOT)*. 2012;36:2347–54. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1636-0>.

177. Duramaz A, İltir MH. The impact of proximal femoral nail type on clinical and radiological outcomes in the treatment of intertrochanteric femur fractures: a comparative study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2019;29:1441–9. <https://doi.org/10.1007/s00590-019-02454-y>.

178. Şişman A, Avcı Ö, Çepni SK, Batar S, Polat Ö. Risk factors for «cut-out» in intertrochanteric fractures treated with proximal femoral nail of double

proximal screw design. *J Clin Orthop Trauma*. 2022;28:101832. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2022.101832>.

179. Huang J, Lin L, Lyu J, Fang X, Zhang W. Hip arthroplasty following failure of internal fixation in intertrochanteric femoral fractures: classification decision-making for femoral stem selection and clinical validation. *J Orthop Surg Res*. 2024;19:671. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-05136-6>.

180. Chen M, Li Y, Yang Y, Zhuang W. Analysis of the risk factors for contralateral refracture after hip fracture surgery in elderly individuals: a retrospective study. *J Orthop Surg Res*. 2024;19:681. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-05177-x>.

181. Han X, Han L, Chu F, et al. Predictors for 1-year mortality in geriatric patients following fragile intertrochanteric fracture surgery. *J Orthop Surg Res*. 2024;19:701. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-05219-4>.

182. Schulz A-P, Münch M, Barth T, et al. Initial construct stability of long cephalomedullary nails with superior locking for a complex trochanteric fracture model AO31A2.2-a biomechanical study. *J Orthop Surg Res*. 2024;19:728. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-05079-y>.

183. Liu T, Zhang X, Zhang J, Ye P, Yang M, Tian M. Effect of the orthogeriatric co-management on older hip fracture patients with multimorbidity: a post-hoc exploratory subgroup analysis of a non-randomised controlled trial. *J Orthop Surg Res*. 2024;19:780. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-05263-0>.

184. Grygorieva, N., Povoroznyuk, V., Zubach, O., & Povoroznyuk, V. (2021). Proximal Femoral Geometry and the Risk of Fractures: Literature Review. *PAIN, JOINTS, SPINE*, (1.21), 21–28. <https://doi.org/10.22141/2224-1507.1.21.2016.74088>

185. Müller M. E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. *Manual of Internal Fixation: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. 3rd ed. Berlin : Springer-Verlag, 1991. 750 p.

186. Agar, A., & Utkan, A. (2021). The Effect of Anatomical Reduction on Functional Outcomes in Femoral Neck Fracture: A Novel Modified Garden Index. *Cureus*, 13(11), e19863. <https://doi.org/10.7759/cureus.19863>
187. Wittauer, M., Henry, J., Jones, C. W., & Yates, P. J. (2025). Maintenance of Postoperative Reduction in Trochanteric Fracture Fixation: A Prospective Comparison of Helical Blades and Screws in a Single Cephalomedullary Nailing System. *JB & JS open access*, 10(4), e25.00073. <https://doi.org/10.2106/JBJS.OA.25.00073>
188. Yu X, Hu H-K, Li Y-Z, Li X-K, Chen F-C, Li X, Lu H-J, Yu B-Q and Ao R-G (2026) Clinical efficacy of the lateral decubitus position in the treatment of irreducible trochanteric fractures with bisection of the lesser trochanter. *Front. Med. Technol.* 8:1853499. doi: 10.3389/fmedt.2026.1853499
189. Chang, S. M., Zhang, Y. Q., Du, S. C., Ma, Z., Hu, S. J., Yao, X. Z., & Xiong, W. F. (2018). Anteromedial cortical support reduction in unstable pertrochanteric fractures: a comparison of intra-operative fluoroscopy and post-operative three dimensional computerised tomography reconstruction. *International orthopaedics*, 42(1), 183–189. <https://doi.org/10.1007/s00264-017-3623-y>
190. Kozin O., Nesterenko M., Pavlenko S. Computer modeling of the stress-strain state of the proximal femoral fracture fixation system. *TRAUMA*. 2026. Vol. 27, No. 4. P. 315–324. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.4.27.2026.1099>].
191. Lu H., Shen H., Zhou S., Ni W., Jiang D. Biomechanical analysis of the computer-assisted internal fixation of a femoral neck fracture. *Genes & Diseases*. 2020. Vol. 7, No. 3. P. 448–455. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gendis.2019.04.006>].
192. Schlégl Á. T., Nyakas V., Kovács D., Maróti P., Józsa G., Than P. Neck-shaft angle measurement in children: accuracy of the conventional radiography-based (2D) methods compared to 3D reconstructions. *Scientific Reports*. 2022. Vol. 12. Article 16494. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-20832-1>].

193. Samsami S., Augat P., Rouhi G. Stability of femoral neck fracture fixation: A finite element analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2019. Vol. 233, No. 9. P. 892–900. DOI: <https://doi.org/10.1177/0954411919856138>].
194. Jung C. H., Cha Y., Yoon H. S., Park C. H., Yoo J. I., Kim J. T., Jeon Y. Mechanical effects of surgical variations in the femoral neck system on Pauwels type III femoral neck fracture: a finite element analysis. *Bone & Joint Research*. 2022. Vol. 11, No. 2. P. 102–111. DOI: <https://doi.org/10.1302/2046-3758.112.BJR-2021-0282.R1>].
195. Lin S., Shang J., Xing B., Wu B., Peng R., Wang G., Lu H. D. Modified F configuration in the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture: a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021. Vol. 22. Article 758. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04638-2>].
196. Sohn H. S., Jeong S. L., Jung G. H. Biomechanical finite element analysis of a femoral neck system fixation construct for femur neck fractures and clinical implications. *Journal of Musculoskeletal Trauma*. 2025. Vol. 38, No. 3. P. 133–142. DOI: <https://doi.org/10.12671/jmt.2025.00108>].
197. Kwak DK, Lee Y, Lee SJ, et al. What is the appropriate axial position in cannulated screw fixation for femoral neck fractures? A finite element analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2025.;26:430. doi: 10.1186/s12891-025-08681-1.
198. Козін О. А. Значення вибору фіксаторів для остеосинтезу при лікуванні хворих з переломом проксимального відділу стегна / О. А. Козін // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії. – 2023. – Т. 23, вип. 4 (84). – С. 121–125. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.23.4.121>.
199. Павленко, С., Козін, О. (2026). Інтраопераційне планування тактики реабілітаційного періоду хворих з переломами проксимального відділу стегна. *Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник Української медичної стоматологічної академії*, 26(1), 47-51. <https://doi.org/10.31718/2077-1096.26.1.47>.