

Запорізький державний медичний університет  
Міністерство охорони здоров'я України

Запорізький державний медичний університет  
Міністерство охорони здоров'я України

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**МАСЛЕННИКОВ СЕРГІЙ ОЛЕГОВИЧ**

УДК: 616.72-77-036.742.3-023.885:616.728.2-77-001.6-084/-08]-047.42

**ДИСЕРТАЦІЯ**

**ОБҐРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ ПОЛІПРОПЛЕНОВОЇ СІТКИ ДЛЯ  
ЛІКУВАННЯ ВИВИХІВ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА**

222 «Медицина»

22 «Охорона здоров'я»

Подається на здобуття ступеня доктора філософії

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

\_\_\_\_\_Масленніков С.О.

Науковий керівник – **Головаха Максим Леонідович**, доктор медичних наук,  
професор

Запоріжжя - 2021

## АНОТАЦІЯ

*Масленніков С.О.* Обґрунтування використання поліпропіленової сітки для лікування вивихів ендопротеза кульшового суглоба – кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 222 Медицина, 22 Охорона здоров'я – Запорізький державний медичний університет Міністерства охорони здоров'я України, Запоріжжя, 2021.

Запорізький державний медичний університет Міністерства охорони здоров'я України, Запоріжжя, 2021.

Лікування пацієнтів з вивихом ендопротеза кульшового суглоба є актуальною й складною проблемою сучасної ортопедії, що вимагає систематичного та глибокого вивчення.

Вивих стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба іноді є руйнівним ускладненням, яке може серйозно вплинути на якість життя пацієнта, і сьогодні це одна з найбільш поширених проблем, яка може виникнути після тотального ендопротезування суглоба.

Незважаючи на значні успіхи, досягнуті в лікуванні та запобіганні розвитку даного ускладнення, його частота залишається досить високою, що дає право вважати подальший пошук можливостей щодо вдосконалення та оптимізації методів лікування пацієнтів із вивихами стегнового компоненту ендопротеза кульшового суглоба важливим і актуальним завданням сучасної травматології та ортопедії.

Метою роботи було на основі експериментально-клінічного дослідження покращити результати лікування хворих із вивихами голівки ендопротеза кульшового суглоба шляхом використання поліпропіленових сітчастих імплантатів для зміцнення задніх капсульно-зв'язкових структур кульшового суглоба.

Для реалізації мети проведено експериментальне дослідження щодо оцінки відновлення рухової активності кінцівки, встановлення термінів формування рубця та визначення морфологічних особливостей перебудови капсули колінного суглоба при закритті дефекту капсули поліпропіленовою сіткою (ППС).

Експериментальне дослідження було проведено на лабораторних тваринах, яких було розділено на дві групи, тваринам виконували операцію з формування дефекту капсули суглоба. Об'єктом дослідження було обрано колінний суглоб через легкий доступ до його структур та анатомічні особливості розташування різних сполучнотканинних елементів (зв'язки, сухожилля, фасція, тощо) у безпосередній близькості до капсули суглоба.

Аналіз отриманих даних показав, що опорна функція і функція пересування відновлювались в межах перших 5 днів. Так, у 3 тварин експериментальної групи повне відновлення функції кінцівки спостерігали на 5 добу, що склало 12 % випадків в порівнянні з контрольною групою, де повне відновлення функції на 5 добу спостерігали у 8 % (2 тварини) випадків. Відновлення статичної функції кінцівки в контрольній групі переважало подібні показники основної групи спостереження у 2,3 раза і склало 28 % (7 тварин) порівняно з 12 % (3 тварини) основної групи. Це можна пояснити менш вираженим больовим синдромом у тварин контрольної групи через меншу травматичність операції в порівнянні з імплантацією ППС.

Була встановлена пряма залежність між товщиною сполучнотканинної капсули суглоба навколо елементів ППС та термінів з моменту втручання. Протягом другого тижня після утворення дефекту суглобової капсули її товщина збільшується у 1,89 раза. Найбільші темпи потовщення капсули (у 2,1 раза) спостерігаються протягом третього тижня післяопераційного періоду (з 14 по 21 добу експерименту), що на 18,2 % більше, ніж потовщення з 7 по 14 добу.

В ранні терміни після операції у тварин основної групи в зоні імплантації ППС відмічається скупчення клітин сполучної тканини навколо волокон ППС. У підсітковій ділянці відзначаються сформовані кров'яні згустки, які ініціюють утворення грануляційної тканини. Тканина як синовіальної, так і фіброзної мембран суглобової капсули набрякла, відмічається дезорганізація волокон. Осередки крововиливів займають  $13,3 \pm 0,7$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, кровоносні судини –  $7,7 \pm 0,5$  %, на частку волокон приходиться  $19,6 \pm 1,4$  %, а міжклітинна речовина, за рахунок набряку, превалює і займає

50,3±2,0 % відносної площі; клітини, включаючи періваскулярні інфільтрати, займають 10,1±0,6 % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба.

При оцінці процесу рубцювання ППС за модифікованою шкалою Вандербільтського університету ми отримали такі результати (бали): на 21 добу – 4 [3; 4]; 45 добу – 6 [5; 6]; 60 добу – 7 [7; 7]. Ці дані свідчать про те, що вже через три тижні після імплантації ППС в капсулу суглоба виникає зрощення з навколишніми тканинами у межах 51-75 % площі імплантату з подальшим збільшенням до максимального зрощення (75-100 %) у термін до 45 доби. Проте сила зрощення через гістологічні особливості на 21 добу залишалась слабкою з подальшим посиленням прямо пропорційно термінам після операції.

Через 2 місяці після операції макроскопічно ознак запального процесу не виявлено в обох групах. В основній групі мікроскопічно виявляється переважання фіброзної тканини, яка займала 60,1±3,6 % поля зору в порівнянні з контрольною групою, де її площа сягала 51,6±1,6 %, ( $p < 0,05$ ), відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба. Фібробластно-фіброцитарний індекс становить 1,07 та 1,02, відповідно в контрольній та основній групах.

Встановлено, що застосування ППС супроводжується пролонгованою місцевою запальною реакцією і приводить до виражених реактивних змін, що закінчуються розвитком стійкого спайкового процесу з оточуючими м'якими тканинами, формуванням міцного сполучнотканинного післяопераційного рубця, що відіграє велику роль в стабільності капсули суглоба, яка витримує значне механічне напруження.

Для визначення міцності і жорсткості закриття дефекту капсули кульшового суглоба ППС проведено комп'ютерне моделювання з урахуванням особливостей анатомічної будови кульшового суглоба: моделювання системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» у випадку, коли дефект капсули суглоба закривався поліпропіленовою сіткою; моделювання системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» при закритті дефекту капсули вузловими швами у натягнутому положенні; крім того, було побудовано додаткову, контрольну, модель

тих же розмірів та характеристик, в якій краї дефекту зводились, але не зшивались. Виконано дві серії досліджень: кінематичний і статичний розрахунки в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба».

Найменше переміщення голівки в напрямку розкриття капсули отримано у моделі закриття її дефекту пропіленою сіткою, яке склало 5,85мм. При ушиванні капсули шовним матеріалом ця величина дорівнювала 6,35мм, що виявилось вище на 0,5мм, або 8,5 %. Найбільше переміщення отримано у контрольній моделі (без закриття капсули), яке дорівнювало 6,97мм, і було більше, ніж у моделей з фіксацією сіткою та ниткою на 1,12 мм, або 19,1 %, і 0,62 мм, або 9,8 %, відповідно.

Найбільше напруження в капсулі виникає в моделі з фіксацією капсули за допомогою пропіленої сітки на лінії перетину поперечної площини симетрії моделі і поздовжньої межі моделі капсули з внутрішнього боку. Величина цього напруження дорівнювала 33,3 МПа. При фіксації ниткою зазначене напруження було на 19,2 % менше і склало 26,9 МПа. Найменше напруження отримане в контрольній моделі (20,9 МПа) і було меншим на 37,2 %, ніж у моделі з ППС, і на 22,3 %, ніж у моделі з ниткою.

Доведено, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель з сіткою. Крім того, величини отриманого напруження в капсулі вказують на те, що з точки зору міцності модель із сіткою є також і більш міцною.

Основою клінічної частини роботи стали результати довготривалого проспективного спостереження за 45 пацієнтами, яким виконувалась операція ендопротезування кульшового суглоба із відновленням цілісності капсули. Пацієнтів було розподілено на 2 групи: основна група (n=24) – виконувалось укріплення суглобової капсули поліпропіленою сіткою з підшиванням до неї оточуючих м'яких тканин; група порівняння – контрольна (n=21) – виконувалось ушивання капсули класичним способом у натягнутому положенні.

Для об'єктивного оцінювання функції КС використовували шкалу ННС (Harris Hip Score), проводили порівняльний аналіз якості життя пацієнтів основної групи та контрольної в динаміці спостереження через 6, 12 і 24 міс. після хірургічного лікування за допомогою шкали SF-36 (The Short Form-36).

Аналіз результатів лікування за шкалою HHS показав кращі результати лікування в основній групі в 1,25 раза через рік після операції. Статико-динамічна функція оперованої кінцівки у пацієнтів, яким капсульний дефект закривався ППС, через рік після операції була вище за відповідні показники контрольної групи. Частка пацієнтів, у яких дане ускладнення може не розвинутись, в основній групі спостереження складало 82,2 %, показники в групі контролю – 74,9 %. Відносний ризик (RR) складав 0,35; додатковий ризик -0,15 або зменшення ризику виникнення вивихів на 15 %, при умові коректного розташування компонентів ендопротеза і дотриманні пацієнтами ортопедичного режиму.

Впродовж усіх фіксованих термінів обстеження не спостерігали статистично достовірної різниці показників якості життя між двома групами. Але при аналізі окремих аспектів життєдіяльності хворих помічені статистично значущі відмінності. У першу чергу це стосується показників рольового функціонування і рольового функціонування, обумовленого емоційним станом: через 6 міс. після хірургічного втручання середня сума балів за критерієм RE в основній групі становила 49,27, що на 25,7 % менше, ніж у контрольній; за критерієм RP – 59,78, що на 7,52 % гірше, ніж показники контрольної групи. Використання ППС для зміцнення задніх капсульно-зв'язкових структур КС приводить до розширення функціональних можливостей оперованої кінцівки та пацієнтів в цілому, прискорює відновлення після виписки зі стаціонару.

Наукова новизна отриманих результатів. Уперше в експерименті проведено порівняння гісто-морфологічних особливостей репаративного процесу дефекту капсули суглоба за умов відновлення її цілісності за допомогою пропіленового сітчатого імплантату та накладанням швів, встановлено терміни формування рубця та його міцність і площа зрощення із сіткою.

Уперше в результаті математичного моделювання напружено-деформованого стану системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» доведено міцність і жорсткість відновлення дефекту капсули кульшового суглоба запропонованим методом використання поліпропіленової сітки. Встановлено сили,

які витримує капсула суглоба, зміцнена сіткою при навантаженні та деформації, що в ній виникають.

Шляхом довготривалого проспективного спостереження та аналізу результатів лікування пацієнтів, яким було виконано операцію з відновлення та укріплення капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба поліпропіленовою сіткою, отримано нові знання щодо відновлення обсягу рухів та впливу даного способу на якість життя, а також щодо імовірності розвитку вивиху за умов використання запропонованого методу хірургічного лікування.

Практичне значення отриманих результатів. Розроблено способи хірургічного лікування пацієнтів із вивихами стегнового компонента кульшового суглоба за допомогою поліпропіленових сітчастих імплантів, які забезпечують високу міцність і жорсткість задніх відділів капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба (пат. № 117564 Україна: МПК А61F2/32. № у 2017 01285; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12; пат. № 117582 Україна: МПК А61F2/32. № у 2017 01366; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12).

Вдосконалено методику хірургічного лікування пацієнтів із вивихами стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба з ушкодженням капсульних структур з урахуванням обсягу ушкодження і ступеня нестабільності ендопротеза, використання якої істотно знижує ризик виникнення ускладнень у післяопераційному періоді, усуває необхідність проведення повторних хірургічних втручань.

Обґрунтовано можливість впровадження даної методики, що дало можливість досягти високої ефективності лікування: середнє значення за шкалою ННS через 12 міс. після операції становило 90,6 бала, відмінні та добрі результати отримано у 87 %.

**Ключові слова:** кульшовий суглоб, тотальне ендопротезування кульшового суглоба, вивих, капсула суглоба, поліпропіленова сітка.

## ANNOTATION

*S.O.Maslennikov*. Substantiation of the polypropylene mesh use for the treatment of hip arthroplasty dislocation – qualifying scientific work as a manuscript.

Thesis for the degree of Philosophy Doctor by specialty 222 - Medicine 22 Health care – Zaporizhzhya State Medical University, Ministry of Health of Ukraine, Zaporizhzhya, 2021.

Zaporizhzhya State Medical University, Ministry of Health of Ukraine, Zaporizhzhya, 2021.

Treatment of patients with hip implant dislocation is a topical and complex problem of modern orthopedics, which requires a systematic and thorough investigation.

Dislocation of the femoral component of a hip arthroplasty is sometimes a devastating complication that can seriously affect a patient's quality of life, and today it is one of the most common problems that can occur after a total hip arthroplasty (THA).

In spite of the considerable advances made in the treatment and prevention of the development of this complication, its frequency remains high, which gives the right to consider further search of possibilities for improvement and optimization of the methods of treatment of patients with dislocation of the femoral component of hip arthroplasty important and actual for traumatology and orthopedics.

The aim of the study is to improve the results of treatment of patients with dislocations of the hip arthroplasty head by using polypropylene mesh implants to strengthen the posterior capsular structures of the hip joint.

To achieve this aim, an experimental study conducted to evaluate the recovery of locomotor activity, to determine the timing of scar formation, and to determine the morphological features of restructuring of the knee capsule in case the capsule defect closed with a propylene mesh.

The experimental research was conducted on laboratory rabbits witch were divided into two groups, the animals performed surgery to form a joint capsule defect. The knee joint was selected as the object of study because of its easy access to its structures and the



anatomical features of the location of various connective tissue elements (ligaments, tendons, fascia, etc.) in the immediate vicinity of the joint capsule.

An analysis of the obtained data showed that the support function and the movement function were restored within the first 5 days. For example, in 3 animals of the experimental group complete limb function restoration was observed on 5th day, which was 12 % of cases compared to the control group, where complete recovery of function on 5th day was observed in 8 % (2 animals) of cases. The recovery of limb static function in the control group was dominated by similar indicators of the main group 2,3 times and was 28 % (7 animals) compared with 12 % (3 animals) of the main group. This can be explained by the less pronounced pain syndrome in the animals of the control group due to the less traumatic surgery compared to the implantation of polypropylene mesh.

A direct relationship was established between the thickness of the connective tissue capsule of the joint around the mesh elements and the timing of the intervention. In the second week after the formation of the defect of the joint capsule, its thickness increases 1,89 times. The highest rates of capsule thickening (2,1 times) are observed during the third week of the postoperative period (from 14 to 21 days of the experiment), which is 18,2 % more thickening than from 7 to 14 days.

In the early period after surgery, marked accumulation of cells of connective tissue around the fibers of the mesh in the area of implantation of polypropylene of the experimental group animals. Formed blood clots that initiate the formation of granulation tissue are located in the submesh area. The tissue of both the synovial and fibrotic membranes of the articular capsule is swollen, the disorganization of the fibers is noted. Hemorrhage foci occupy  $13,3 \pm 0,7$  % of the relative area of the synovial membrane of the knee joint capsule, blood vessels –  $7,7 \pm 0,5$  %, the fiber accounts for  $19,6 \pm 1,4$  %, and intercellular substance due to edema predominates and occupies  $50,3 \pm 2,0$  % of the relative area, cells, including perivascular infiltrates occupy  $10,1 \pm 0,6$  % of the relative area of the synovial membrane of the knee capsule.

Evaluating the process of scarring using modified scale of Vanderbilt University, we obtained the following results (points): at 21 days – 4 [3; 4], 45 days – 6 [5; 6], 60 days – 7 [7; 7]. These data indicate that within three weeks after implantation of polypropylene

mesh in the joint capsule there is a splicing with surrounding tissues within 51-75 % of the implant area with a further increase to the maximum splicing (75-100 %) within 45 days. However, the strength of the splicing due to histological features at 21 days remained weak, with a further increase in direct proportion to the time after surgery.

Two months after surgery macroscopically signs of inflammation were not detected in both groups. In the experimental group microscopically, the advantage of fibrous tissue was detected, which occupied  $60,1 \pm 3,6$  % of the field of view compared to the control group, where its area reached  $51,6 \pm 1,6$  %, ( $p < 0,05$ ), of the relative area of the synovial membrane of the knee capsule. The fibroblast-fibrocyte index is 1,07 and 1,02, respectively in the control and experimental groups.

The use of polypropylene mesh is accompanied by a prolonged local inflammatory reaction, and leads to pronounced reactive changes that result in the development of a stable adhesive process with the surrounding soft tissues, the formation of a strong postoperative scar, which plays a significant role in the stability of the joint capsule, which withstands considerable mechanical stress.

Computer simulation following the peculiarities of the anatomical structure of the hip joint was performed: modeling of the system «capsule-head of the femoral component of hip joint implant»; modeling of the system «capsule-head of the femoral component of hip joint implant» in case of closing the defect of the capsule with nodal sutures in the taut position; an additional, control, model of the same dimensions and characteristics was constructed in which the defect edges were closed but not sewn together. Two series of studies were performed: kinematic and static calculations in the system of the «capsule-head of the femoral component of hip joint implant».

The smallest displacement in the direction of opening the capsule was obtained in the model of closure its defect with a polypropylene mesh and amounted to 5,85 mm. In case sewing the capsule with suture, this amount was 6,35 mm, which was higher by 0,5 mm or 8,5 %. The largest displacement was obtained in the control model (without capsule closure), which was equal to 6,97 mm or 19,1 %, and 0,62 mm or 9,8 %, respectively.

The highest strain in the capsule occurs in the model with the fixation of the capsule by means of a polypropylene mesh at the intersection of the transverse plane of symmetry

of the model and the longitudinal boundary of the model of the capsule on the inside. The value of these strain was 33,3 MPa. In case suturing with thread, the specified strain was 19,2 % lower and amounted to 26,9 MPa. The smallest strain was obtained in the control model (20,9 MPa) and was 37,2 % lower than in the mesh model and 22,3 % lower than the thread model.

Thus, it was proved that with relation to rigidity of fixation the model with mesh is more rigid. In addition, the volumes of the strains obtained in the capsule indicate that, relation to strength, the mesh model is also more durable.

The basis of the clinical part of study was the results of observations of 45 patients who underwent surgery for hip replacement with restoration of the integrity of the capsule. The patients were divided into 2 groups: main group (n=24) – the articular capsule was strengthened with a polypropylene mesh with the soft tissue surrounding it; control group (n=21) – the capsule was sutured in the conventional way in the tensioned position.

The HHS (Harris Hip Score) scale was used for objective evaluation of hip joint function, comparative analysis of the quality of life in the study group and control one in the dynamics of observation after 6, 12 and 24 months after surgical treatment using the SF-36 scale (The Short Form-36).

Analysis of HHS treatment outcomes showed better treatment outcomes in the study group compared to the control one 1,25 times one year after surgery. The static-dynamic function of the operated limb in patients whose capsule defect was closed by mesh one year after surgery was higher than the corresponding parameters of the control group. The number of patients in whom this complication may not develop in the main group was 82,2 %, indicators in the control group – 74,9 %. The relative risk (RR) was 0,35; additional risk -0,15 or reduction of the risk of dislocations by 15 %, provided the correct location of the components of the endoprosthesis and patients' compliance with the orthopedic regime.

In all fixed terms, no statistically significant difference in quality of life was observed between the two groups. However, analyzing individual aspects of patients' lives, there are noticeably statistically significant differences. First of all, it concerns the indicators of role functioning, and role functioning, which is conditioned by emotional state: after 6 months.

after surgery, the average RE score in the study group was 49,27, which was 25,7 % less than in the control group, and on the RP criterion 59,78, which was 7,52 % worse than the comparison group. The use of polypropylene mesh for strengthen the posterior capsule-ligament structures of the hip joint leads to enhanced functionalities of the operated limb and patients in general, accelerates recovery after discharge from the hospital.

Scientific novelty of the obtained results. For the first time in the experiment the comparison of histo-morphological features of the reparative process of the joint capsule defect under the conditions of restoring its integrity with polypropylene mesh implant and suturing was performed, the terms of scar formation and its strength and area were established.

For the first time as a result of mathematical modeling of the stress-strain state of the system "capsule-head of the hip arthroplasty" proved the strength and rigidity of the restoration of the defect of the capsule of the hip joint by the proposed method of using polypropylene mesh. The forces withstood by the joint capsule reinforced with a mesh under load and deformations that occur in it were established.

Through long-term prospective observation and analysis of the results of treatment of patients who underwent surgery with restore and strengthen the capsular formation of the hip joint with polypropylene mesh, new knowledge was gained to restore range of motion and the impact of this method on quality of life and the likelihood of dislocation. under the conditions of using the proposed method of surgical treatment.

The practical significance of the results obtained. Methods of surgical treatment of patients with dislocation of the femoral component of the hip joint with the help of polypropylene mesh implants that provide high strength and rigidity of the posterior structures of the hip joint capsule (pat. № 117564 Ukraine: A61F2/32. № u 2017 01285; iss. 13.02.2017; pub. 26.06.2017, Vol. № 12; pat. № 117582 Ukraine: A61F2/32. № u 2017 01366; iss. 13.02.2017; pub. 26.06.2017, Vol. № 12).

The technique of surgical treatment of patients with dislocation of the femoral component of the hip joint implant with damage to the capsule structures has been improved, taking into account the volume of damage and the degree of endoprosthesis instability, which significantly reduces the risk of complications in postoperative surgery.

Indications for their use and the peculiarities of the placement of these implants are determined.

The possibility of introducing early rehabilitation is substantiated, which made it possible to achieve high treatment efficiency - the average value on the HHS scale after 12 months after surgery was 90,6 points, excellent and good results were obtained in 87 %.

**Keywords:** hip joint, total hip arthroplasty, dislocation, joint capsule, polypropelene mesh.

## СПИСОК РОБІТ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Масленніков С. О., Головаха М.Л. Відновлення цілісності капсули суглоба як фактор попередження розвитку вивихів ендопротеза стегна. *Літопис Травматології та ортопедії*. 2018. №1-2. С. 35-37. (Здобувачем проведено аналіз літературних даних вітчизняних та світових джерел, проаналізовано, узагальнено й сформульовано висновки.)

2. Применение полипропиленовой сетки у пациента с рецидивирующим вывихом бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава (Случай из практики) / М. Л. Головаха, С. О. Масленников, А. О. Твердовский и др. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. №1(610). С. 86-88. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворого, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)

3. Масленников С. О., Головаха М.Л. Биомеханические аспекты развития вывиха бедра при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травма*. 2017. Т.18. №6. С. 36-42. (Здобувачем проведено аналіз літературних даних вітчизняних та світових джерел, проаналізовано, узагальнено й сформульовано висновки.)

4. Масленников С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Закрытие дефекта капсулы тазобедренного сустава пропиленовой сеткой. Клинико-биомеханическое исследование. *Травматология, ортопедия и протезирование*. 2018. № 4. С. 107-114. (Внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)

5. Maslennikov S.O., Golovaha M.L., Gricenko O.O. Clinical experience using the polypropylene mesh for the prevention of hip arthroplasty dislocation. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)* Pol. N.12(52), 2019. P. 31-36 (Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків, перекладі на англійську мову.)

6. Maslennikov S. O., Panchenko S. P., Golovakha M. L. Biomechanical Substantiation of the Strength and Stiffness of a Hip Joint Capsule Defect Fixation with Polypropylene Mesh. *The Surgery Journal*. 2020. Vol. 06, No. 1, P. e11-e18 <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0039-3402793>

*(Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків, перекладі на англійську мову.)*

7. Особливості фізичної терапії пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба зі зміцненням капсульно-зв'язкових структур. Масленніков С.О., Головаха М.Л., Дорошенко Е.Ю. та ін. *Актуальні питання фармацевтичної та медичної науки та практики*. (2020) Т. 13, №1(32). С.156-163. *(Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу, узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)*

8. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / Заявник і патентовласник С. О. Масленніков, М. Л. Головаха, І. М. Забелін, А. О. Твердовський / Промислова власність. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12 *(Особистий внесок здобувача полягає у проведенні інформаційно-патентного пошуку, частини досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)*

9. Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / Заявник і патентовласник С. О. Масленніков, М. Л. Головаха, І. М. Забелін, А. О. Твердовський / Промислова власність. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12 *(Особистий внесок здобувача полягає у проведенні інформаційно-патентного пошуку, частини досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)*

10. Масленніков С. О., Головаха М. Л. Морфологические особенности течения репаративного процесса закрытия дефекта капсулы сустава сетчатым имплантатом

на основі поліпропілена. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали другої всеукр. наук.-практ. конф. (м.Приморськ, 07-09 вер. 2017р.). Запоріжжя, 2020. С. 48-49. (Особистий внесок полягає у проведенні експериментального дослідження, підготовці матеріалу для досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)

11. Maslennikov S. O., Golovakha M. L., Krasnoporov S. M. Polypropylene mesh application for preventing dislocation of the femoral component of the endoprosthesis. 66. *Jahrestagung: der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.* (Baden-Baden, 26-28 April 2018). Baden-Baden, 2018. P. 134. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)

12. Maslennikov S., Bharadwaj Burra M., Golovaha, M., Kozhemyaka M. The clinical rationale for using polypropylene mesh for preventing dislocation of hip endoprosthesis. *Porto Biomedical Journal: abstracts 13th YES Meeting* (Porto, November-December 2018.) Porto, 2018. P. 65-66. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)

13. Масленніков С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Оцінка жорсткості фіксації закриття капсульного дефекту пропіленовою сіткою. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали четвертої всеукр. наук.-практ. конф. (м.Приморськ, 12-14 вересня 2019 р.) Запоріжжя, 2020. С. 58-59. (Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)



## ЗМІСТ

|   |     |
|---|-----|
| <b>ВСТУП</b> .....  | 20  |
| <b>РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ АСПЕКТИ МЕХАНОГЕНЕЗУ, ДІАГНОСТИКИ, ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ВИВИХІВ ЕНДОПРОТЕЗА СТЕГНА (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)</b> .....                 | 27  |
| 1.1 Вивих голівки ендопротеза кульшового суглоба як медична та соціальна проблеми .....   | 27  |
| 1.2 Функціональна анатомія, механогенез вивихів ендопротеза кульшового суглоба .....  | 30  |
| 1.3 Причини виникнення вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба ....  | 34  |
| 1.4 Класифікація вивихів ендопротеза кульшового суглоба .....   | 41  |
| 1.5 Аналіз методик профілактики та лікування вивихів ендопротеза кульшового суглоба.....  | 44  |
| 1.6 Висновок .....  | 48  |
| <b>РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ</b> .....  | 49  |
| 2.1 Загальна характеристика експериментальних досліджень на лабораторних тваринах .....   | 49  |
| 2.2 Модель системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» .....   | 54  |
| 2.3 Загальна характеристика клінічних спостережень .....  | 55  |
| 2.4 Методика відновлення та укріплення капсульно-зв'язкових структур кульшового суглоба при ендопротезуванні .....  | 63  |
| 2.5 Методи дослідження пацієнтів з ушкодженнями капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба при ендопротезуванні .....                               | 68  |
| 2.6 Статистичні методи дослідження .....  | 73  |
| <b>РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ ПРОПІЛЕНОВОЇ СІТКИ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ВИВИХУ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА</b> ..... | 75  |
| 3.1 Функціональне відновлення суглоба при закритті дефекта капсули пропіленою сіткою ..   | 75  |
| 3.2 Морфологічні особливості перебудови капсули суглоба при закритті її дефекта поліпропіленовим сітчастим імплантом .....                                | 79  |
| 3.3 Висновки .....  | 89  |
| <b>РОЗДІЛ 4. КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕННЯ В СУГЛОБІ ПРИ ЗАКРИТТІ ДЕФЕКТУ КАПСУЛИ ПРОПІЛЕНОВОЮ СІТКОЮ</b> .....                                      | 90  |
| 4.1 Результати кінематичного розрахунку в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба».....   | 96  |
| 4.2 Результати статичного розрахунку в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба».....  | 101 |
| 4.3 Висновки .....  | 105 |
| <b>РОЗДІЛ 5. КЛІНІЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ ПРОПІЛЕНОВОЇ СІТКИ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ВИВИХІВ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА</b> .....                        | 106 |
| 5.1 Оцінювання клінічних та функціональних результатів лікування.....   | 106 |
| 5.2 Порівняльна оцінка якості життя пацієнтів при відновленні капсули суглоба за допомогою поліпропіленої сітки.....                                      | 114 |
| 5.3 Гематологічні показники пацієнтів при відновленні капсули суглоба за допомогою поліпропіленої сітки.....  | 117 |
| 5.4 Клінічні приклади .....   | 118 |

|   |            |
|---|------------|
| 5.5 Висновки .....  | 127        |
| <b>РОЗДІЛ 6. АНАЛІЗ ТА ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ .....</b>  | <b>129</b> |
| <b>ВИСНОВКИ .....</b>   | <b>143</b> |
| <b>ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ .....</b>                                   | <b>145</b> |
| <b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....</b>                               | <b>146</b> |
| <b>ДОДАТОК А АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ.....</b>                               | <b>168</b> |
| <b>ДОДАТОК Б СПИСОК РОБІТ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ.....</b> | <b>174</b> |
| <b>ДОДАТОК В ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ.....</b>  | <b>177</b> |
| <b>ДОДАТОК Г ШКАЛА ОЦІНКИ СТАНУ ТВАРИН.....</b>                       | <b>178</b> |

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ  
ВИМІРЮВАННЯ, СКОРОЧЕНЬ**

ГЕКС – голівка ендопротеза кульшового суглоба

ЕОП – електронно-оптичний перетворювач

ІМТ – індекс маси тіли

ІХ – історія хвороби

КС – кульшовий суглоб

ЛФ – лейкоцитарна формула

МТІ – м'якотканинний імплантат

ОР – обсяг рухів

ППС – поліпропіленова сітка

ТЕП – тотальне ендопротезування

ШОЕ – швидкість осідання еритроцитів

СРБ – С-реактивний білок

ННС – Harris Hip Score

## ВСТУП

**Обґрунтування вибору теми дослідження.** Лікування пацієнтів з вивихом ендопротеза стегна є складною й актуальною проблемою сучасної ортопедії, що вимагає систематичного і глибокого вивчення. В клінічній практиці ортопедів розрізняють вивихи голівки ендопротеза кульшового суглоба (ГЕКС) після первинного і ревізійного ендопротезування. За частотою причин ревізійних втручань, вивихи, як ускладнення тотального ендопротезування кульшового суглоба займають друге місце після асептичного розхитування компонентів ендопротеза і пов'язаного з ним остеолізу і болю [5, 56, 99, 118, 129, 164].

За даними різних авторів, частота вивихів при первинному ендопротезуванні коливається від 0,5 до 2 % [53, 64, 65, 74]. При цьому після первинного вивиху і закритого вправлення у 16-59 % пацієнтів виникають рецидиви [43, 86, 100, 137, 138, 143, 144], а після ревізійних операцій кількість повторних вивихів, в порівнянні з первинною артропластикою, збільшується майже в 10 разів [21, 54]. За світовими даними, результати ревізійного протезування значно гірші за результати первинного. Продовж перших 10 років після ендопротезування повторна нестабільність компонентів становить до 31 %, в терміни 15 років – майже 60% [119]. За даними Г.В. Гайко і співавт. (2013), вивихи голівки ревізійного ендопротеза в післяопераційному періоді спостерігаються у 4 % випадків, переважно в термін до 3 міс. після втручання [8, 9, 175, 187, 189].

На сьогодні виконується багато робіт з вдосконалення оперативної техніки, деякі автори повідомляють про успіхи скорочення поширеності вивихів до менше 10 % [90, 129, 160] у разі первинної артропластики, проте відсоток вивихів після ревізійних втручань все ще залишається високим і складає до 28 %.

Слід відзначити, що причини первинного вивиху ендопротеза кульшового суглоба як правило багатофакторні, але водночас завжди є одна (або більше) основна причина, яка викликала це ускладнення. Світовою спільнотою ортопедів прийнято розподіляти етіологічні фактори виникнення вивиху ендопротеза кульшового суглоба на три групи [7, 15, 18, 42, 61, 77, 79, 83], які передбачають:

пацієнт-залежні фактори, фактори, пов'язані з хірургічною технікою, імплантат-залежні фактори.

Питання, яку роль у розвитку вивихів після тотального ендопротезування (ТЕП) грає вибір хірургічного доступу, є доволі спірним. Однак, оскільки 75 %-90 % вивихів відбуваються в задньому напрямку [33, 47, 57, 178, 185], хірургічні доступи, які компрометують м'якотканинні структури задніх відділів суглоба, теоретично сприяють нестабільності.

Багато авторів стверджують, що ретельне відновлення структур м'яких тканин чи їх збереження за допомогою певних доступів суттєво знижує частоту вивихів у випадку операцій із заднім (Мура-Джібсона-Каплана) або задньо-боковим (Хардинга) хірургічним доступом. Було підраховано, що задній доступ без відновлення м'яких тканин має у 8,21 раза більший ризик розвитку вивиху, ніж при подібному доступі, але з відновленням м'яких тканин [80, 154, 168, 179].

Дані різних авторів підтверджують необхідність ретельного відновлення задніх структур капсули в максимально можливій мірі, як при первинній, так і при ревізійній хірургії, щоб максимізувати стабільність конструкції ТЕП. Доведена залежність стабільності ендопротеза стегна від товщини капсули. Для капсули товщиною 1мм пікова стійкість до вивихів досягає всього 53 % від подібної при товщині капсули 3,5мм і лише 31 % від капсули з максимальною товщиною 6мм.

Нині запропоновано величезну кількість різноманітних методів хірургічного лікування вивихів ендопротеза кульшового суглоба, але при первинному випадку пріоритет надається консервативним методам [84, 166, 173].

Метою лікування є як усунення виниклого вивиху, так і профілактика можливих ускладнень в майбутньому. На цей час поширені методи: пластика капсули і м'язів, усунення імпіджмента, заміна або переустановлення (переорієнтація) компонентів ендопротеза, використання головок великого діаметра, використання вкладиша із затиснутою сферою або подвійним обертанням, тощо. Одним із методів профілактики є використання вкладишів або цементних поліетиленових чашок із замикаючим кільцем [163].

Аналіз літературних джерел свідчить, що поряд з перевагами перелічених методів слід враховувати їх недоліки. Так, при використанні головок більшого діаметра збільшується сила тертя, що призводить до прискорення стирання вкладиша. Збільшення офсету за рахунок голівки з подовженою ніжкою приводить до збільшення довжини кінцівки пацієнта. Використання вкладишів з піднятим краєм веде до зменшення вільного від імпіджменту обсягу рухів в суглобі.

В літературі зустрічається велика кількість даних щодо незадовільних результатів ревізійних втручань через мультифакторіальність причин та помилки лікарів, які враховують лише певний аспект, не охоплюючи всієї картини і недооцінюючи біомеханічну складність суглоба як такого та нехтуючи м'якотканинним компонентом загальної біомеханіки розвитку даного ускладнення.

Таким чином, проблема вивихів ендопротеза кульшового суглоба залишається актуальною, що підтверджується їх розповсюдженістю та важкістю вирішення. Незважаючи на успіхи, які було досягнуто в лікуванні хворих з даною патологією, частота незадовільних клініко-функціональних результатів та ускладнень залишається високою, що робить доцільним подальший пошук можливостей щодо оптимізації методів лікування та профілактики виникнення вивихів стегнового компоненту ендопротеза кульшового суглоба.

**Мета дослідження:** На основі експериментально-клінічного дослідження покращити результати лікування хворих із вивихами голівки ендопротеза кульшового суглоба шляхом використання поліпропіленових сітчастих імплантатів для зміцнення задніх капсульно-зв'язкових структур кульшового суглоба.

**Для досягнення поставленої мети сформульовані наступні завдання:**

1. На підставі експериментального дослідження оцінити відновлення рухової активності кінцівки, в якій капсула суглоба зміцнювалась поліпропіленовою сіткою.
2. На підставі експериментального дослідження встановити терміни формування рубця та визначити морфологічні особливості перебудови капсули суглоба при закритті дефекту поліпропіленовою сіткою.
3. На підставі аналізу напружено-деформованого стану системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» визначити величини механічного

напруження, яке випробовує елементи системи при закритті дефекту пропіленою сіткою та обґрунтувати ефективність пластики дефекту капсули для лікування або попередження вивихів ендопротеза кульшового суглоба.

4. Провести аналіз результатів лікування пацієнтів, яким було виконано операцію ендопротезування кульшового суглоба з відновленням та укріпленням капсульно-зв'язкового апарату за допомогою поліпропіленої сітки.

**Об'єкт дослідження:** кульшовий суглоб, вивих стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба, ушкодження капсульно-зв'язкового апарату суглоба.

**Предмет дослідження:** структурно-функціональні особливості ендопротеза кульшового суглоба, діагностика та лікування вивихів стегнового компонента ендопротеза, технічні аспекти оперативного втручання.

**Методи дослідження:** інформаційно-патентний, загальноклінічне обстежування (опитування, огляд, заповнення карти спостережень), інструментальні (рентгенографія, метод вимірювання амплітуди рухів гоніометром), математично-комп'ютерне моделювання, експериментальне (гістологічний), математичної статистики.

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

Дисертаційна робота виконана відповідно до теми науково-дослідних робіт кафедри Травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету МОЗ України: «Діагностика та лікування хворих з пошкодженнями та захворюваннями системи опори та руху», номер держреєстрації 0113U000796 (термін виконання: 2013-2017), 0118U004258 (термін виконання: 2018-2022).

#### **Наукова новизна отриманих результатів.**

Уперше в експерименті проведено порівняння гісто-морфологічних особливостей репаративного процесу дефекту капсули суглоба за умов відновлення її цілісності за допомогою поліпропіленового сітчатого імплантату та накладання швів, встановлено терміни формування рубця та його міцність і площа зрощення із сіткою.

Отримано нові наукові знання щодо термінів та об'ємів відновлення функції кінцівки за умов відновлення цілісності капсули суглоба за допомогою поліпропіленового сітчатого імплантату.

Уперше в результаті математичного моделювання напружено-деформованого стану системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» доведено міцність і жорсткість відновлення дефекту капсули кульшового суглоба запропонованим методом використання поліпропіленової сітки. Встановлено сили, які витримує капсула суглоба, зміцнена сіткою при навантаженні та деформації, що в ній виникають.

Шляхом довготривалого проспективного спостереження та аналізу результатів лікування пацієнтів, яким було виконано операцію з відновлення та укріплення капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба поліпропіленовою сіткою, отримано нові знання щодо відновлення обсягу рухів та впливу даного способу на якість життя, а також ймовірність розвитку вивиху за умов використання запропонованого методу хірургічного лікування.

### **Практичне значення отриманих результатів.**

Розроблено способи хірургічного лікування пацієнтів із вивихами стегнового компонента кульшового суглоба за допомогою поліпропіленових сітчастих імплантів, які забезпечують високу міцність і жорсткість задніх відділів капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба (пат. № 117564 Україна: МПК А61F2/32. № u 2017 01285; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12; пат. № 117582 Україна: МПК А61F2/32. № u 2017 01366; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12).

Вдосконалено методику хірургічного лікування пацієнтів із вивихами стегнового компоненту ендопротеза кульшового суглоба з ушкодженням капсульних структур з урахуванням обсягу ушкодження і ступеня нестабільності ендопротеза, використання якої істотно знижує ризик виникнення ускладнень у післяопераційному періоді, усуває необхідність проведення повторних хірургічних втручань, дає змогу проводити ранню реабілітацію. Визначено показання до їх застосування та особливості установки цих імплантів.



Обґрунтовано безпечність застосування даної методики та статистично доведена доцільність її використання з метою лікування та профілактики виникнення вивихів ендопротеза кульшового суглоба.

Результати дисертаційного дослідження впроваджені в клінічну практику ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», КЗОЗ «Обласна клінічна лікарня – центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф», КУ «Запорізька обласна клінічна лікарня», відділення травматології Медико-санітарної частини «Мотор-Січ» м. Запоріжжя.

**Особистий внесок здобувача.** Дисертаційна робота є завершеним самостійним дослідженням. Вибір теми та програми дослідження виконано д. мед. н., проф. Головахою М.Л., автором, за допомогою наукового керівника, розроблено дизайн дослідження та окреслені терміни виконання. Автор провів патентно-інформаційний пошук, особисто провів всі оперативні втручання лабораторним тваринам, самостійно здійснював нагляд та оцінку функціонального стану оперованої кінцівки. Брав участь у підготовці та проведенні гістологічного дослідження. Здобувач приймав участь у виконанні біомеханічного дослідження (моделювання) та аналізі й статистичній обробці отриманих даних. Безпосередньо автором проведено збір клінічного матеріалу, аналіз та обробка даних, отриманих у результаті досліджень; брав участь у клінічному обстеженні хворих, виконанні оперативних втручань, лікуванні пацієнтів, опитуванні та аналізі отриманих результатів. Особисто виконав статистичне обчислення, аналіз та узагальнення отриманих результатів; підготував наукову працю до захисту. Здобувачу належить основна роль у підготовці наукових публікацій, виступах з доповідями на конференціях.

Експериментальні дослідження особливостей репаративного процесу закриття дефекту капсули поліпропіленовим імплантатом виконані на базі кафедри анатомії людини, оперативної хірургії і топографічної анатомії ЗДМУ за консультативної допомоги д.мед.н. Григор'євої О.А., розрахунки на математичних моделях напружено-деформованого стану і дослідження міцності системи «капсула-голівка

ендопротеза кульшового суглоба» виконані на базі кафедри будівельної механіки та опору матеріалів ДВНЗ «Придніпровська державна академія будівництва і архітектури» за консультативної допомоги к.тех.н. Панченка С.П. Участь співавторів відображено у спільних публікаціях. Співавторство інших дослідників у наукових публікаціях здійснювалося у вигляді консультативної допомоги у науковому та лікувальному процесах.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення і результати роботи представлені на Всеукраїнській науково-практичній конференції, присвяченій 50-річчю заснування ЗДМУ (Запоріжжя, 2018); Другій Всеукраїнській науково-практичній конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (Приморськ, 2017); науково-практичній конференції з міжнародною участю, присвяченій 100-річчю з дня народження І.Г.Герцена (Одеса, 2017); Щорічному засіданні Асоціації південнонімецьких ортопедів та травматологів (Баден-Баден, 2018); 19му EFFORT Конгресі Європейської федерації національних асоціацій ортопедії та травматології (Барселона, 2018); Четвертій Всеукраїнській науково-практичній конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (Приморськ, 2019).

**Публікації результатів дослідження.** За матеріалами дисертації опубліковано 13 наукових праць: 5 статей у наукових фахових виданнях України, 2 статті у закордонних наукових виданнях, 4 тез в матеріалах міжнародних і Всеукраїнських з'їздів та науково-практичних конференцій. Отримано 2 патенти України на корисну модель.

**Обсяг та структура дисертації.** Дисертація складається зі вступу, огляду літератури, матеріалів і методів, трьох розділів власних досліджень, розділу аналізу та узагальнення отриманих результатів, висновків та практичних рекомендацій, списку використаних джерел та додатків. Робота викладена на 178 сторінках друкованого тексту, містить 25 таблиць, 36 рисунків. Список літератури складається зі 189 джерел, із них 46 – кирилицею, 143 – латиницею.

## РОЗДІЛ 1

# СУЧАСНІ АСПЕКТИ МЕХАНОГЕНЕЗУ, ДІАГНОСТИКИ, ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ВИВИХІВ ЕНДОПРОТЕЗА СТЕГНА (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

### 1.1 Вивих голівки ендопротеза кульшового суглоба як медична та соціальна проблеми

«Немає сумніву, що вивихи ендопротеза є важливим питанням, - Фарес С. Хаддад, FRCS (Orth), професор ортопедичної та спортивної хірургії в лікарні Університетського коледжу в Лондоні та член редакційної ради журналу Orthopaedics Today Europe, - це досить поширене ускладнення. Його дуже бояться хірурги, тому що ... якщо вивих виникає, хірурги сприймають його як свою власну проблему, як щось, чого вони могли б уникнути».

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба на теперішній час є однією з найбезпечніших і найбільш ефективних ортопедичних операцій, але, незважаючи на постійне вдосконалення в хірургічній техніці і конструкції імплантатів, ускладнення все ще існують [1, 10, 18, 20]. Вивих стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба іноді являє собою руйнівне ускладнення, яке може серйозно вплинути на якість життя пацієнта, і сьогодні є однією з поширених проблем, яка може виникнути після тотального ендопротезування. Лікування, а тимпаче профілактика, вивихів ендопротеза стегна може стати викликом навіть найбільш досвідченим ортопедам.

Лікування пацієнтів з вивихом ендопротеза кульшового суглоба (КС) є складною і актуальною проблемою сучасної ортопедії, що вимагає систематичного і глибокого вивчення. В клінічній практиці ортопедів розрізняють вивихи стегнового компонента ендопротеза після первинного і ревізійного ендопротезування. Серед ускладнень тотального ендопротезування кульшового суглоба, за частотою причин ревізійних втручань, вивихи займають друге місце після асептичної нестабільності компонентів ендопротеза і пов'язаних з цим остеолізу і болю [5, 56, 99, 118, 129, 164].

За даними різних авторів, частота вивихів при первинному ендопротезуванні коливається від 0,5 до 2 % [53, 64, 65, 74]. За результатами досліджень С.В. Phillips та співавт., у випадку первинного ендопротезування майже у 3,9 % пацієнтів у ранні терміни (до 6 місяців після операції) діагностували вивихи, після ревізійного втручання – у 14,4 % пацієнтів [156]. Відомі результати досліджень, в яких рецидивні вивихи голівки ендопротеза кульшового суглоба виникали у 83 % пацієнтів, частіше через хибне положення компонентів та м'язовий дисбаланс навколо ділянки кульшового суглоба [13, 40, 48].

При цьому після первинного вивиху і закритого вправлення у 16-59 % пацієнтів виникають рецидиви [43, 86, 100, 137, 138, 143, 144], після ревізійних операцій кількість повторних вивихів, порівняно з первинною артропластикою, збільшується в 10 разів [21, 54]. Відповідно до світових даних, результати ревізійного ендопротезування значно гірші за результати первинного. У терміни до 10 років після оперативного втручання повторна нестабільність компонентів становить біля 31 %, перші 15 років – майже 60 % [119]. За даними Г.В. Гайко і співавт. (2013), вивихи голівки ревізійного ендопротеза в післяопераційному періоді спостерігаються в 4 % випадків, значною часткою в термін до 3 місяців [8, 9, 176, 187, 189]. На сьогодні проводиться значна кількість досліджень та виконується багато робіт для вдосконалення хірургічної техніки з метою скорочення кількості ускладнень; різні автори повідомляють про успіхи скорочення поширеності вивихів до менше 10 % [91, 129, 160] у разі первинного ендопротезування, але відсоток вивихів після ревізійних втручань все ще залишається високим.

Згідно з літературними даними вітчизняних та закордонних авторів, більше половини всіх вивихів відбувається в перші 3 місяці після операції і ще більше трьох чвертей – протягом 1-го року [106, 189]. Близькими за значеннями є результати даних М.А. Khan і співавт. [109] та Н. О. Lindberg і співавт. [116], які вказують на випадки вивихів у 66,2 % та 73,2 % хворих, відповідно, протягом перших 5 тижнів після операції. В період перших 2 років після первинної артропластики ревізійні операції з приводу даного ускладнення складають більшу частку, натомість через 10

років після первинного ендопротезування ця частка сягає 5 % [128, 139, 140, 141, 142].

Закрите вправлення є терапією вибору у випадку виникнення первинного вивиху голівки ендопротеза, що доведено клінічним досвідом, оскільки у двох третинах випадків, при умові оптимальної орієнтації компонентів, цього виявляється досить [62, 82, 180]. Однак у випадку повторних вивихів ризик пошкодження імплантату підвищується, а сам вивих переходить у категорію звичних. У таких випадках ревізійне ендопротезування виявляється операцією вибору. Проте в якості вирішення проблеми хронічної нестабільності ревізійна хірургія не завжди є успішною, при цьому повторні вивихи у віддаленні терміни відбуваються у понад 50 % випадків, що знову вимагає оперативного втручання. Слід зазначити, що для таких пацієнтів додаткові операції часто обмежені через велику травматизацію.

J. Sanchez-Sotelo і D. J. Berry виявили, що повторні вивихи після вправлення виникають у 33 % пацієнтів, з них 13-42 % хворих потребують ревізійної операції [103, 164]. Аналізуючи дані різноманітних досліджень, бачимо, що залишається відкритим питання ведення післяопераційного періоду, протягом якого існує ризик виникнення вивиху, але більшість авторів повідомляють про велику кількість випадків даного ускладнення в ранньому післяопераційному періоді, незважаючи на досягнення сучасної науки.

Саме тому актуальність проблеми лікування та профілактики вивихів стегового компоненту ендопротеза кульшового суглоба спонукає до пошуку нових способів вирішення цієї проблеми.

В Україні не існує чіткої статистики загальної кількості оперативних втручань первинного та ревізійного ендопротезування КС, проте добре відомо, що саме ревізійне ендопротезування належить до вартісних і складних втручань, які потребують високої кваліфікації і досвіду хірурга, спеціальних конструкцій і відповідного медичного й матеріального забезпечення. Враховуючи ринкову вартість комплекту ревізійного ендопротеза кульшового суглоба й частку вивихів у сукупності всіх післяопераційних ускладнень ендопротеза КС – 15,6 % [6, 7],

витрати держави на забезпечення бюджетних ревізійних операцій складають вагому суму, що у поєднанні з рецидивами сягає значних позначок щороку. Закордонні автори повідомляють про подібні статистичні дані та економічний вплив цих операцій [46].

Аналіз існуючих даних показує, що термін реабілітації після закритого вправлення вивиху ендопротеза кульшового суглоба становить близько 1 міс., в той час як після відкритого вправлення та ревізійного ендопротезування – до 3 міс., з подальшим дотриманням ортопедичного режиму: певних умов поведінки у побуті та обережного поводження у певних видах фізичної активності (не можна різко повертати ногу всередину і виконувати махові рухи, не бажано нахилитися вперед з випрямленою оперованою ногою; в більш пізні терміни, керуючи транспортом, кожні 1,5-2 години потрібно робити зупинки і виходити з машини та ін.), що значно знижує якість життя та обмежує функціональні можливості.

Таким чином, проблема вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба обумовлює не тільки медичну, а й соціальну актуальність вирішення даної проблеми.

## **1.2 Функціональна анатомія, механогенез вивихів ендопротеза кульшового суглоба**

Починаючи із середини минулого століття, в практику лікарів-ортопедів широко впроваджується ендопротезування кульшового суглоба, проте зі збільшенням кількості оперативних втручань зростає й кількість ускладнень, в тому числі й вивихів голівки ендопротеза. Саме тому від самого початку розробки систем ендопротезування вчені замислюються як про біомеханічні особливості здорового суглоба, так і про біомеханізми розвитку вивихів. Ці знання значною мірою впливають на еволюцію систем ендопротезування, хірургічну техніку та принципи ведення пацієнтів в перед- та післяопераційному періодах.

Кульшовий суглоб (*лат. Articulatio cōxae*) – сферичний, багатоосьовий суглоб, утворений півмісяцевою поверхнею вертлюгової западини тазової кістки і суглобовою поверхнею голівки стегнової кістки. Вертлюгова губа, зрощена з краєм

вертлюгової западини, поглиблює останню, проте конгруентність суглоба все ще залишається неповною. Суглоб має міцний капсульно-зв'язковий апарат та велику групу м'язів-стабілізаторів для стабілізації та центрування голівки у западині. Суглобова капсула до тазової кістки прикріплюється по окружності вертлюгової западини, залишаючи вертлюгову губу всередині порожнини суглоба. До стегнової кістки капсула прикріплюється спереду уздовж міжвертлюгової лінії, ззаду – трохи відступаючи до середини від міжвертлюгового гребеня. Таким чином, шийка стегна розташовується в суглобовій порожнині. Зв'язка голівки стегна (*лат. ligaméntum cápitis fémoris*), що знаходиться всередині суглобової капсули, перешкоджає надмірному приведенню і зовнішній ротації стегна. Крім цієї зв'язки кульшовий суглоб укріплений декількома товстими, міцними зв'язками, розташованими як в товщі капсули, так і на її поверхні, а саме: клубово-стегновою зв'язкою (*лат. lig.iliofemorale*), лобково-стегновою зв'язкою (*лат. lig.pubofemorale*), сіднично-стегновою зв'язкою (*лат. lig.ischiofemorale*), круговою зоною (*лат. zona orbicularis*).

Завдяки будові капсульно-зв'язкового апарату у кульшовому суглобі можливі такі рухи: згинання – до 85-90° (при зігнутому колінному суглобі – до 120°), розгинання – до 12-13°, відведення – до 40°, приведення – до 35°, ротація внутрішня – до 35° та ротація назовні – до 35°. Окрім того, стегно може здійснювати колове обертання.

Забезпечення стабільності кульшового суглоба є складним механізмом і змінюється в залежності від положення людини в просторі та фізичної активності: при ходінні, в спокої, при стресових навантаженнях.

В літературі наводяться такі показники навантаження кульшового суглоба при різних умовах (Р – вага тіла без опорної кінцівки): при згинанні в досліджуваному кульшовому суглобі з випрямленим коліном навантаження складає 2,0Р, із зігнутим коліном – 1,0Р, при розгинанні в досліджуваному кульшовому суглобі – 2,0Р, при відведенні – 0,6Р, в положенні сидячи – 0,1Р, при опорі на обидві ноги – 0,3Р, при опорі на досліджувану нижню кінцівку – 2,4Р, при пересуванні в звичайному темпі по рівній поверхні – 2,0Р, при підйомі і спуску по похилій площині – 2,5Р, при швидкій ходьбі – 4,3Р [60]. У положенні стоячи навантаженню піддається вся

суглобова поверхня кульшової западини суглоба і приблизно 70-80 % голівки стегнової кістки знаходиться в контакті із суглобовою западиною. Тільки нижня поверхня голівки стегнової кістки і ділянка навколо *fovea capiti femoris* залишаються не- навантажені, що відповідає розташуванню круглої зв'язки стегна і жирової подушки в ділянці *fossa acetabuli* [84].

Статична біомеханічна модель описує навантаження в кульшовому суглобі під час фази одноопорного положення нормальної ходи. Модель передбачає плече важеля ваги тіла, яке приблизно в три рази перевищує розмір плеча важеля відведення. Таким чином, балансування ваги вимагає значної сили відведення, яка в три рази перевищує розмір власної ваги людини. Векторна сума сил, що діють на головку стегнової кістки, призводить до чотириразового перевищення при частковому навантаженні ваги тіла або приблизно в три рази – при повному навантаженні. Вектор ваги тіла ( $F_w$ ), що проходить перпендикулярно до землі і походить від центру мас, врівноважується силою відведення ( $F_a$ ). Сила абдуктора тягне по траєкторії сідничних м'язових волокон. Плече важеля ваги тіла ( $B$ ) – це перпендикулярна відстань між центром обертання стегна і вектором ваги тіла. Оскільки центр маси рухається вбік, а вага тіла збільшується, сила поглинання повинна збільшуватися. Плече важеля відведення ( $A$ ) – це перпендикулярна відстань між центром обертання кульшового суглоба і вектором зусилля відведення. Якщо плече важеля відведення морфологічно збільшене, сила відведення, необхідна для протидії заданому навантаженню, зменшується [102].

Можна стверджувати, що при великій масі тіла для врівноваження вектора ваги тіла для протидії необхідно застосовувати більшу силу відведення, як наслідок – плече важеля відведення має бути меншим, що не завжди враховується при ендопротезуванні і врешті веде до нестабільності в системі.

М'язова сила складається з дії пельвіотрохантерної групи м'язів і спиннокруральної. Пельвіотрохантерна група включає *mm. gluteus medius* і *mm. gluteus minimus*, *m. piriformis*, *m. iliopsoas*. Їх результуюча сила знаходиться в ділянці великого вертлюга і спрямована під кутом  $29,3^\circ$  донизу і назовні. Спиннокруральну



групу складають *m. tensor fascia lata*, *m.sartorius*, *m.rectus femoris* їх рівнодіюча сила розташована в ділянці малого вертлюга під кутом  $5,5^\circ$  та спрямована назад й медіально. Загальна рівнодіюча м'язова сила проходить зверху донизу, зсередини назовні і утворює кут  $21^\circ$  з вертикальною лінією (Р.М. Тіхілов, В.М. Шаповалов РНІТО ім. Р.Р. Вредена, 2016).

М'язову силу також можна представити у вигляді двох складових: сила, спрямована вертикально вниз, та сила, спрямована горизонтально в латеральному напрямку, які діють на центр ротації голівки стегнової кістки. Ці сили складаються, внаслідок чого виходить результуюча сила, яка спрямована під кутом  $15,4^\circ$  до вертикальної лінії. Цій силі протистоїть рівна і спрямована протилежно сила, яка вдавлює голівку в кульшову западину. У свою чергу, вона може бути представлена двома силами: силою втягування голівки у вертлюгову западину і силою компресії голівки. Кожній з цих сил протистоять еквівалентні, але різноспрямовані сили, що становлять результуючу силу. Ця сила спрямована в центр голівки і не залежить від положення і нахилу вертлюгової западини кульшового суглоба. Протистоїть їй сила протитиску голівки стегнової кістки в кульшовій западині, яка діє безпосередньо через звід вертлюгової западини та розкладається на здавлюючу силу, спрямовану паралельно поверхні хряща, та силу, перпендикулярну цій поверхні. Їх величина і напрямок залежать від інклінації вертлюгової западини. Тільки коли звід вертлюгової западини розташовується горизонтально, всі чотири сили знаходяться в рівновазі. Зі зменшенням сили протитиску голівки відбувається компенсаторне збільшення сили компресії голівки. Саме цей дисбаланс сил призводить до поступового підвиху голівки стегнової кістки [17, 25, 32, 60, 102].

Знання цих біомеханізмів впливає на еволюцію систем та техніки ендопротезування кульшового суглоба, що має величезний вплив на запобігання виникнення вивихів ендопротеза.

### 1.3 Причини виникнення вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба

Необхідно зазначити, що причини первинного вивиху голівки ендопротеза кульшового суглоба частіше мультифакторіальні, але в той же час завжди є одна, головна причина, яка викликала це ускладнення. Світовою спільнотою ортопедів прийнято розподіляти етіологічні фактори виникнення вивиху ендопротеза кульшового суглоба на три групи [7, 15, 18, 42, 61, 77, 79, 83], які передбачають: пацієнт-залежні фактори, фактори, пов'язані з хірургічною технікою, імплантат-залежні фактори.

#### *Пацієнт-залежні фактори*

Згідно з даними вітчизняних та закордонних авторів, нервово-м'язові та когнітивні порушення, включаючи церебральний параліч, м'язову дистрофію, психоз, деменцію й алкоголізм, спостерігались у 22 % пацієнтів з первинним вивихом ендопротеза та у 75 % з рецидивуючими вивихами. Крім того, на вірогідність розвитку вивиху впливають такі чинники:

- Вік – збільшення частоти ускладнень, особливо в похилому і старечому віці. Згідно з даними D. J. Newington і співавт., у людей похилого віку, старше 80 років, вивихи зустрічались у 15 % пацієнтів, причому частота рецидивів склала 9 % [42, 106, 135]. Наявне збільшення частоти випадків вивихів, порівняно з пацієнтами молодшого віку, автори пов'язують зі зниженою пропріоцептивною чутливістю, поганою координацією, м'язовою дисфункцією, недостатнім тонусом м'язів-стабілізаторів ділянки кульшового суглоба, нездатністю дотримуватися обережного ортопедичного режиму в ранньому післяопераційному періоді та високим ризиком падінь.

- Стать – жінки мають більший вихідний обсяг рухів в суглобі, одночасно з меншою м'язовою масою [61, 104, 153]. На відміну від інших чинників, питання статі залишається доволі дискусійним; так, ряд авторів стверджують, що ризик виникнення вивиху у жінок більший, ніж у чоловіків у співвідношенні 3:1 [127], проте статистично значущих доказів цього не знайдено [129, 184].

- Зріст – як фактор ризику відзначається подовження плеча важеля [165] у людей з високим зростом.

- Нозологія – коморбідні стани, анамнестичні фактори: перелом шийки, дисплазія, вроджені порушення анатомії кістки, функції м'язів, гіпермобільність суглобів (синдром Елерса-Данлоса: порушення синтезу колагену III типу), наявність попередніх операцій на кульшовому суглобі, пацієнти з хворобою Паркінсона, дитячим церебральним паралічем, онкологічні хворі [37, 53, 74, 89, 93, 125, 130, 133, 159, 162, 167, 180, 181], розглядаються як обтяжуючі фактори виникнення вивихів.

- Особливу увагу слід приділити пацієнтам з надлишковою вагою, які особливо входять до групи ризику, оскільки через надмірне відкладення м'яких тканин в ділянці талії та стегон під час присідання виникає механічна перешкода і створюється додаткова точка фіксації, навколо якої виникає додаткова сила, яка може бути значною, в деяких випадках досягати 20 % ваги тіла [78]. Це може змінити кінематику рухів при повному згинанні і збільшити ризик вивиху голівки ендопротеза стегна з чашки вертлюгової западини, до того ж було встановлено, що при ревізійних операціях ризик вивиху ендопротеза у пацієнтів з надмірною вагою у 6 разів вище, ніж у пацієнтів з нормальною масою тіла [110, 117, 135, 172, 183].

Треба зауважити, що навіть при відсутності перелічених факторів майже в чверті випадків виникають вивихи через порушення або недотримання рекомендацій лікаря щодо ортопедичного режиму в післяопераційному періоді (низьке ліжко чи унітаз – 37 %, порушення рухового режиму – 27 %, слизька підлога та падіння – 29 %, при статевих контактах – 7 % з усієї сукупності випадків) [66, 80, 90, 114, 126, 132].

#### *Чинники, пов'язані з оперативною технікою*

Загальновідомо, що група чинників, пов'язаних з хірургічною технікою, відіграє провідну роль у розвитку вивихів ендопротеза КС. Дуже рідко одна ізольована оперативна дія сприяє виникненню ускладнення, але сукупність елементів техніки, до яких відноситься: хірургічний доступ, розташування компонентів ендопротеза, зберігання та протекція м'якотканинних структур,

імпіджмент, розміри голівки ендопротеза, профіль вкладиша та досвід хірурга [58, 88, 94, 95].

Роль хірургічного доступу у розвитку вивихів після ТЕП є доволі дискусійним питанням. Однак, оскільки 75-90 % вивихів відбуваються в задньому напрямку [33, 47, 57, 178, 185], хірургічний доступ, який компрометує задні м'якотканинні структури, теоретично сприяє нестабільності [107].

Велика кількість авторів стверджують, що відновлення структур м'яких тканин або збереження цих структур за допомогою модифікованих доступів значно знижує частоту вивихів, пов'язаних із заднім або задньо-боковим хірургічним доступом. Підраховано, що дорсальний доступ без відновлення м'яких тканин має у 8,21 раза більший ризик розвитку вивиху, ніж при такому ж доступі, але з відновленням м'яких тканин [76, 80, 154, 168, 179]. Згідно з даними літератури, велика частина вивихів після ТЕП КС виникає при рухах з переважанням згинання і значно нижче в випадках, де задні капсульні структури або не були порушені, або були надійно відновлені. Дані різних авторів підтверджують необхідність ретельного відновлення задніх капсульних структур в максимально можливій мірі, як при первинній, так і при ревізійній хірургії, щоб максимізувати стабільність конструкції ендопротеза КС.

Згідно з літературними даними [80], розвиток моменту опору капсули суглоба проходить у три фази: перша фаза – початкове поступове натягування капсули, друга – момент зіткнення компонентів голівки стегнової кістки, що починає витягуватися з чашки, що викликає великі навантаження капсули щодо збільшення моменту опору; нарешті, в залежності від конкретної ситуації, товщини відновленої капсули та м'яких тканин, голівка стегнового компонента ендопротеза згодом частково або повністю вивихується з чашки під час згинання або, якщо вивих не відбувся, голівка повертається назад в чашку.

Також доведена залежність стабільності системи ендопротеза кульшового суглоба від товщини капсули. Для найтоншої капсули в 1мм пікова стійкість до вивихів досягає 53 % від такої при товщині капсули 3,5мм і лише 31 % від капсули з максимальною товщиною 6мм [80].

Вченими встановлено зв'язок між локалізацією дефекту і моментом опору [81]. При дефекті капсули в задній і задньо-латеральній ділянці, як з боку стегнового так і з боку ацетабулярного компонентів, відзначається значне зниження сили впливу, що провокує розвиток вивиху більш ніж на 50 % частіше щодо рівня непорушеної капсули. Відновлення дефектів капсули повертає пікові значення моменту опору в межах 10-20 % від базового рівня. Накладення швів навіть при найбільш масивних пошкодженнях капсули поздовжнім розрізом відновлює стабільність в межах приблизно 10 % від базового рівня.

Багато авторів стверджують, що на стабільність ендопротеза значно впливає напруження м'яких тканин, оскільки у пацієнтів, у яких було діагностовано вивих ендопротеза, спостерігалось помітне зменшення офсету до 5,2мм порівняно з пацієнтами зі стабільними стегнами – в середньому 0,02мм [126, 131]. Зменшення офсету – єдиний статистично значущий показник позиції стегнового компонента у пацієнтів, що мають вивих, який можна визначити рентгенологічно. Його причинами можуть бути глибока посадка вертлюгового компонента або імплантація занадто малого стегнового компонента ендопротеза.

Біомеханічна невідповідність імплантата суглоба – найскладніша складова стабільності голівки ендопротеза. Відхилення, які призводять до даного порушення, найчастіше виникають при дисплазії кульшової западини, при великих дефектах кісткової тканини, при високій позиції вертлюгового компонента (більше 1см над центром обертання контралатерального суглоба), при низькій резекції шийки стегнової кістки (втрата більше 1см відстані між центром обертання і малим вертлюгом), при імплантації занадто малих компонентів, при недостатньому офсеті відвідних м'язів [68].

Імпіджмент виникає, коли дві позасуглобові поверхні контактують під час максимальної амплітуди руху, тим самим створюючи ротаційний момент, який може призвести до вивиху. Імпіджмент може виникати при недостатньому важелі абдукторів, при упиранні великого вертлюга в крило клубової кістки, що зустрічається при низькій посадці ендопротеза, а також у випадках зіткнення нерезекційованих рубців або остеофітів з вертлюговою зоною або «шийкою»

імплантату. Цю проблему частіше можна вирішити, встановивши головку більшого діаметра [127].

Враховуючи механогенез розвитку імпіджмента, було встановлено, що використання голівок ендопротеза малого розміру також виступає фактором ризику розвитку вивиху. Великі розміри голівки теоретично мають три переваги щодо стабільності. По-перше, поліпшене співвідношення голівки до шийки зменшує імпіджмент компонентів і збільшує діапазон рухів. По-друге, можна уникнути використання головок з подовженою основою, що також зменшує імпіджмент. Нарешті, великі голівки сидять глибше всередині вкладиша кульшової западини, що вимагає більшого зміщення для вивиху («відстані стрибка»), та більш щільно покриті навколишніми м'якими тканинами [115, 146, 157, 165, 170].

Більшість авторів погоджуються, що діаметр голівки є одним із вагомих чинників, що призводять до розвитку вивихів [49, 101, 161, 170, 175]. Kelley та співавт. [108] відзначили вищу кількість вивихів систем з голівками 22мм порівняно з голівками 32мм. Вони також виявили, що менші голівки, коли вони використовуються з чашками великого діаметра, ще більше підвищують ризик нестабільності. Однак інші автори заявили, що розмір голівки стегнового компонента не пов'язаний із виникненням вивиху [87, 98]. У своїх дослідженнях Hedlund та співавт. [94] не виявили істотної різниці в частоті виникнення вивихів між голівками стегнового компонента 22 та 32мм. На додаток слід відмітити, що використання головок більшого діаметра прискорює зношування вкладишів, які й без того стоншені пропорційно збільшенню діаметра голівки.

Згідно з даними різних авторів, не менш важливе значення під час оперативного втручання має врахування позиції вкладиша чашки. Вкладиші з задньо-орієнтованим підвищеним обідком контактують більшою частиною голівки стегнової кістки позаду, ніж стандартні нейтральні вкладиші, що додає стабільності суглобу. Огляд літератури вказує на те, що підвищення заднього краю вкладиша хоча б на 10° зменшує кількість вивихів у пацієнтів в ранні терміни (до 2 років) майже на 1,5 % [70].

Проте дискусії щодо цього ще ведуться, адже подібне підвищення в конструкції збільшує ризик імпіджмента при розгинанні і зовнішній ротації стегна, що може призвести до вивиху, а також до більш швидкого зносу вкладиша, що врешті веде до остеолізу та нестабільності.

Аналіз вітчизняної та закордонної літератури показує, що величезне значення, а в деяких випадках й провідну роль, у розвитку вивихів ендопротеза відіграє неправильна установка компонентів [7, 14, 16, 17, 21, 67, 73, 150, 152]. Цю причину виявляють у 40 % випадків вивихів. Найчастіше серед помилок зустрічається ретроверсія кульшового або стегового компонента. Надмірна антеверсія або ретроверсія кульшової западини може призвести до переднього або заднього вивиху відповідно. Надмірне відведення може призвести до латерального вивиху. Для більшості пацієнтів абдукція чашки  $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$  вважається «безпечною зоною» і знижує ризик розвитку вивиху. За літературними даними, вихід за межі цієї «безпечної зони» збільшує ризик вивихів у чотири рази (6,1 % проти 1,5 %;  $p < 0,05$ ) [14, 20, 21]. Антеверсія чашки повинна бути в межах  $20^{\circ} \pm 5^{\circ}$ . Щоб забезпечити належне позиціонування, слід також звертати увагу на орієнтацію тазу, особливо при використанні заднього доступу. При такому доступі основними особливостями оперативної техніки при імплантації ацетабулярного компонента є: перевірка перпендикулярності позиції тазу; вирівнювання операційного столу в усіх площинах; використання кондукторів; повторна перевірка орієнтирів при установці імплантата; обов'язкова резекція остеофітів після імплантації кульшового компонента для ліквідації імпіджмента [48].

Враховуючи вплив багатьох хірургічних факторів на розвиток вивихів, а також ґрунтуючись на літературних даних щодо біомеханіки патологічних процесів і чинників, які впливають на них, не дивно, що досвід хірурга не менше пов'язаний з ризиком вивиху після ТЕП. У своєму дослідженні понад 4000 первинних ТЕП Hedlundh et al. [95] виявили, що хірурги, які виконали менше 30 операцій, мали значно вищі статистичні показники вивихів у пацієнтів після ТЕП (приблизно у два рази), ніж їх більш досвідчені колеги.

### *Імплантат-залежні фактори*

Техніка оперативного втручання більшою частиною пов'язана з інструментами, якими працює хірург, в тому числі й імплантатами. Треба відзначити, що з розвитком знань і технологій на сьогодні існує великий вибір систем ендопротезування, різноманітних за формою, функціональними можливостями та доступністю.

Відповідно до літературних даних, більшість авторів, розглядаючи конструкцію стегового компонента, відмічають найбільш істотні фактори ризику виникнення вивиху: голівка з подовженою основою і широка ніжка ендопротеза. Голівки з довгою основою використовуються для збільшення офсету та підвищення стабільності голівки ендопротеза, проте J. Dargel зі співавт. [74] біомеханічно обґрунтували розвиток вивихів при використанні головок з подовженою основою, пояснюючи це раннім контактом стегового компонента з ацетабулярним, тобто міжкомпонентним іміджментом.

J. Oehy зі співавт. [147] виявили пряму залежність між обсягом рухів кульшового суглоба та діаметром шийки ендопротеза. Так, потовщена шийка частіше призводить до виникнення вивиху через більш раннє утворення іміджмента.

Деякі автори додають до імплантат-залежних чинників знос поліетиленового лайнера, враховуючи його як основний [70, 155]. Хоча використання сучасних матеріалів й вирішує цю проблему, проте використання головок більшого діаметра зводить їх ефект до нуля через підвищення тертя і, як наслідок, знос вкладиша.

Таким чином, спираючись на результати сучасних досліджень можна дійти висновку, що кульшовий суглоб, тим більше його ендопротез, є складною біомеханічною системою, яка відіграє провідну роль у акті ходіння, при цьому його стабільність значно залежить від стану компонентів, оточуючих тканин, поведінки самого пацієнта. Причому питання пацієнт-залежних чинників досить дискусійне і залишає багато питань для вирішення, на рівні з ними імплантат-залежні чинники потребують подальшого вивчення і не відстають за своєю актуальністю.



## 1.4 Класифікація вивихів ендопротеза кульшового суглоба

Загальноприйнятої, універсальної класифікації вивихів після тотального ендопротезування кульшового суглоба не існує, проте автори поділяють дане ускладнення за окремими критеріями.

L.D. Dorr зі співавт. [77] класифікують вивихи голівки ендопротеза кульшового суглоба за причинами:

1. Вивих через помилки хірурга при установці компонентів ендопротеза (хибне положення чашки чи ніжки поза межами «безпечної зони»).
2. Вивих внаслідок навколоендопротезного дисбалансу м'язів після операції.
3. Вивихи через порушення пацієнтом спеціального ортопедичного режиму, надмірно активну розробку рухів в оперованому суглобі (з порушенням термінів чи заходів реабілітації).

Інші автори класифікують вивихи за певними критеріями:

1. В залежності від обставин, при яких стався вивих, розрізняють спонтанний і травматичний варіанти [21]. Спонтанний, або «істинний», вивих відбувається при виконанні повсякденних маніпуляцій (наприклад, коли пацієнт встає з ліжка, сідає в машину). Травматичний вивих відбувається в результаті адекватної травми.

2. Залежно від частоти вивиху Khan R.J.K. і співавт. [109] пропонують виділяти одноразовий і рецидивуючий (два і більше вивихів).

3. На підставі ступеня вивиху розрізняють нестабільність, підвивих і вивих.

- **Нестабільність** – тенденція до зміщення голівки імплантата відносно центру вкладиша, яка виникає при неспецифічній позиції стегнового компонента ендопротеза відносно центру обертання і, відповідно, кульшового компонента. Основною її ознакою є неповне відновлення функції кінцівки, як за суб'єктивними критеріями (наприклад, за Harris Hip Scale), так і за об'єктивними: зниження швидкості ходьби пацієнта і асиметрія навантаження на оперовану кінцівку [21].

- Підвивих – голівка імплантата ніколи повністю не вивихується або після вивиху відразу ж спонтанно вправляється (важкий для вивчення, оскільки найчастіше не діагностується).

- Безпосередньо вивих – голівка залишає западину, що діагностується як клінічно, так і рентгенологічно.

Відома класифікація вивихів голівки ендопротеза за механізмом (типом) вивиху Hamilton W.G. зі співавт. [91], яка враховує напрямок зміщення голівки ендопротеза відносно ацетабулярного компонента, а саме:

- задній вивих – виникає через надмірне згинання або внутрішню ротацію в тазостегновому суглобі (під час надмірного згинання в кульшовому суглобі в положенні сидячи або надмірної ротації тулуба в поперековому відділі хребта з боку, з якого проведено ендопротезування, або під час вставання із положення сидячи);

- передній вивих – виникає внаслідок надмірного розгинання та/або зовнішньою ротацією в кульшовому суглобі в положенні лежачи або стоячи;

- багатонапрямковий вивих – виникає за умов різнонаправлених рухів у кульшовому суглобі.

Існує класифікація (W.G. Hamilton, J.P. McAuley, 2004), яка розрізняє вивихи голівки ендопротеза за часом їх виникнення після операції ТЕП:

- ранні вивихи, які виникають до 3 міс. після хірургічного втручання. Високим ризиком виникнення вивиху голівки ендопротеза у цьому періоді обумовлено недостатнім формуванням рубця та наявністю м'язової слабкості;

- вивихи, що виникають у термін від 3 міс. до 5 років після артропластики кульшового суглоба. Найчастіше вони обумовлені хибним розташуванням компонентів ендопротеза та/або м'язовою дисфункцією чи порушенням стабільності компонентів ендопротеза;

- пізні вивихи – виникають у термін від 5 років та пізніше після ендопротезування, як правило через накопичення продуктів стирання пари тертя ен-

допротеза (поліетилену, металу), що призводить до слабкості та розтягування м'язів навколо ендопротеза та розвитку синовіту.

Існує класифікація вивихів відповідно до механічних факторів.

R. Biedermann зі співавторами [58] виділяють наступні напрямки вивихів:

#### 1. Задній вивих:

- ретроверсія або недостатня антеверсія чашки, міжкомпонентний або міжкістковий імпіджмент, гіпермобільність кульшового суглоба;

- вивих внаслідок внутрішньої ротації з поєднанням зігнутого кульшового суглоба або внаслідок глибокого згинання.

#### 2. Верхній вивих:

- знос поліетилену лайнера, слабкість м'язів абдукторів стегна, надмірний нахил чашки;

- вивих внаслідок одночасного навантаження по осі кульшового суглоба та приведення.

#### 3. Передній вивих:

- надмірна комбінована антеверсія чашки ендопротеза та антеторсія ніжки, міжкомпонентний або міжкістковий імпіджмент, гіпермобільність кульшового суглоба;

- зовнішня ротація у поєднанні з осьовим навантаженням на кульшовий суглоб.

Треба зауважити, що взаєморозташування компонентів та напрямок вивиху не обов'язково пов'язані [74].

Можна стверджувати, що існуючі на даний час класифікації вивихів ендопротеза кульшового суглоба охоплюють всі чинники та механізми їх виникнення, в той же час вони враховують тільки одну причину, а не всі аспекти цього ускладнення в повній мірі. Саме тому вчені продовжують дослідницьку роботу в цьому напрямку.

## **1.5 Аналіз методик профілактики та лікування вивихів ендопротеза кульшового суглоба**

Необхідною умовою розробки відповідної стратегії лікування, а тим більше - профілактики ускладнення, є ретельна оцінка та виявлення причин виникнення вивиху. Треба відмітити, що при розгляданні питання вивихів ендопротеза стегна поняття профілактики та лікування певною мірою перетинаються, адже в деяких випадках ревізійні операції являють собою виправлення помилок первинного ендопротезування – в цьому випадку говорять про лікування, натомість слідування всім рекомендаціям та застереженням щодо факторів ризику значно знижує імовірність розвитку вивиху, що певною мірою виступає як профілактика.

В історичному плані тактика попередження вивихів базувалась на ретельному вивченні біомеханізмів виникнення з подальшим внесенням корективів як до будови імплантатів, так і до оперативної техніки. Слід пам'ятати, що пріоритет в лікуванні первинного вивиху стегнового компонента ендопротеза надають консервативним методам, а саме закритому вправленню та іммобілізації за допомогою різних пристроїв і пов'язок.

Всі заходи спрямовані на попередження розвитку вивихів голівки ендопротеза кульшового суглоба умовно поділяють на 2 групи: передопераційні і післяопераційні.

Найважливішими передопераційними заходами профілактики є, безумовно, ретельна підготовка до операційного втручання [3, 19, 31, 41, 158]. Ці заходи включають: збір анамнестичних даних, клінічне обстеження та визначення показань щодо ендопротезування, особливу увагу слід приділити визначенню індексу маси тіла (ІМТ), обов'язкове інструментальне обстеження для детальної візуалізації ураженого кульшового суглоба. Велика кількість авторів схиляються до того, що різке зростання ризику виникнення післяопераційних вивихів пов'язано з надлишковою вагою пацієнтів з ІМТ>30 [171, 182], тому позбавлення надмірної ваги як передопераційна підготовка, в значній мірі знижує ризик розвитку ускладнень, в тому числі й нестабільності. Важливим, з боку лікаря, є пояснення під час передопераційної підготовки правил поведіння, а також дотримання спеціального

режиму з обґрунтуванням функціональних можливостей після оперативного втручання з тлумаченням всіх можливих наслідків через невиконання вказаних рекомендацій. Важливим в запобіганні післяопераційних ускладнень, для недосвідчених хірургів, є ретельний підбір систем ендопротезів з визначенням їх розмірів та кутів розміщення. Вибір хірургічного доступу та тактика поводження з м'якими тканинами є не менш важливим, як правило це залежить від обсягу запланованої операції.

У літературі описано ряд різних методів відновлення задніх структур капсульно-зв'язкового апарату суглоба. Деякі автори виступають за реліз капсули і вищерозміщених зовнішніх ротаторів як єдиного шару [111, 148, 177]. Обґрунтуванням цієї методики є те, що більш товстий шар тканини поліпшує якість відновлення. Однак, на думку авторів, ця методика ускладнює збереження максимальної довжини як для капсули, так і для зовнішніх ротаторів, що в умовах операцій, при яких необхідне подовження кінцівки, є неприйнятним.

Деякі автори рекомендують використовувати 2Fiberwire для відновлення капсули. Тим не менш, сумнівним є те, чи потрібен більш міцний шовний матеріал, оскільки ця техніка має тенденцію виходити з ладу за рахунок прорізування швів, а не розриву шовного матеріалу [39].

Крім різноманітних методів ушивання капсули після ендопротезування, багато авторів пропонують використовувати додаткові методи її зміцнення. Так, відомий спосіб зміцнення капсули КС за допомогою використання штучних синтетичних зв'язок [169]. Також набуває популярності використання армуючих аломатеріалів і пристроїв, які імплантують безпосередньо в м'які тканини, оточуючі КС. В такому разі м'якотканинний імплантат (МТІ) разом з капсульно-зв'язковим апаратом КС виконує передачу м'язових скорочень і забезпечує механічну стабільність. Проростаючи сполучною тканиною МТІ інтегрує біологічно, а діючи механічно, адаптується функціонально. При цьому структурні та механічні чинники впливають не тільки на якість утвореної сполучної тканини, але й на функціональне відновлення після ендопротезування. Перевагу надають імплантатам, які виготовлені з біологічно інертного матеріалу, мають сітчасту структуру, що

запобігає скупченню ексудату. Також імплантат повинен інтегрувати в щільний сполучнотканинний рубець, не підтримувати запальний процес в рані і бути стійким до інфікування, мати міцну структуру, необхідну для надійного зміцнення зони пластики.

Важливе значення має і тактика ведення пацієнта після операції [11, 163]. Для профілактики вивихів в ранньому післяопераційному періоді пацієнту слід дотримуватися правильного положення ніг у ліжку. У перші дні після ендопротезування рекомендується спати виключно на спині, витримувати необхідний проміжок між ногами і попередити їх перехрещення можна за допомогою клиноподібної подушки або валика. Поворот на здоровий бік дозволяється через кілька днів після операції, стискаючи між колінами валик, але не самостійно, а за допомогою медперсоналу. Хвору ногу можна згинати під кутом не більше 90°; забороняється робити різкі рухи з обертанням кульшового суглоба. Ці та багато інших рекомендацій щодо режиму, а найголовніше їх дотримання з боку пацієнтів, певною мірою знижують ризик вивиху стегнового компонента [123].

Нині запропоновано величезну кількість різноманітних методів хірургічного лікування вивихів ендопротеза кульшового суглоба, проте при первинному випадку пріоритет надається консервативним методам [84, 166, 173]. Показаннями до закритого вправлення вивиху є: первинний вивих, можливість закритого вправлення, протипоказання до оперативного лікування. Закрите вправлення голівки ендопротеза повинно здійснюватись під загальною анестезією, поєднано з м'язовою релаксацією тазостегнового суглоба. Важливим є фіксація кульшового суглоба після вправлення за допомогою ортеза чи гіпсової пов'язки [45, 186]. В подальшому лікуванні необхідне суворе дотримання всіх рекомендацій щодо режиму та фізичної активності.

Пацієнтам, які не можуть дотримуватись призначеного режиму, слід застосовувати іммобілізацію та типом «короткий Лоренц» протягом всього періоду реабілітації [163] з метою формування міцних рубцевих тканин навколо ендопротеза. У разі виникнення рецидивуючих вивихів, при неможливості виконання оперативного лікування та їх закритого вправлення, пацієнтам показана

фіксація нижньої кінцівки спеціальними абдукційними ортезами чи гіпсовою пов'язкою. У разі неможливості закритого вправлення, незадовільних результатів консервативного лікування (рецидивуючі вивихи, розвиток нестабільності компонентів) показано хірургічне лікування [169, 172].

Метою лікування є як усунення виниклого вивиху, так і профілактика можливих ускладнень в майбутньому; поширені методи: пластика капсули і м'язів, усунення імпіджмента, заміна або переустановлення (переорієнтація) компонентів ендопротеза, використання голівок великого діаметра, використання вкладиша з затиснутою сферою або подвійним обертанням. Великого поширення набули вкладиші або цементні поліетиленові чашки із замикаючим кільцем [163].

Аналіз літературних джерел свідчить, що поряд з перевагами перелічених методів слід враховувати їх недоліки. Так, при використанні голівок більшого діаметра збільшується сила тертя, що призводить до збільшення стирання вкладиша.

Збільшення офсету за рахунок голівки з подовженою ніжкою призводить до збільшення довжини кінцівки пацієнта. Використання вкладишів з піднятим краєм веде до зменшення вільного від імпіджменту обсягу рухів в суглобі [48, 50, 55, 70, 92, 170, 190].

Таким чином, аналіз літературних даних щодо методів, результатів лікування та профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба показав, що практикуючим лікарям, особливо молодим спеціалістам, необхідно особливу увагу приділяти питанню профілактики вивихів.

В літературі зустрічається велика кількість даних щодо незадовільних результатів ревізійних втручань через мультифакторіальність причин та помилок лікарів, які враховують лише певний аспект, не охоплюючи всієї картини та недооцінюючи біомеханічну складову суглоба як такого.

Методами профілактики вивихів більшість авторів називають ретельне передопераційне планування, дотримання стандартів оперативної техніки, дотримання спеціального ортопедичного режиму в ранньому післяопераційному періоді.

## 1.6 Висновок

Аналіз даних літератури вказує, що проблема вивихів ендопротеза кульшового суглоба залишається актуальною, що підтверджується їх розповсюдженістю та важкістю вирішення, а також кількістю наукових робіт, що виконується задля попередження та лікування даного ускладнення.

Незважаючи на надзвичайно велику кількість розроблених методик лікування цієї патології, більшість авторів наголошують на пріоритеті профілактичних заходів, на першому місці серед яких постає вірне положення компонентів ендопротеза. Треба зазначити, що з цього питання в науковому суспільстві досі немає однозначності, тому що навіть при «правильній» установці компонентів описано багато випадків виникнення вивихів.

Усе зазначене свідчить про необхідність подальших наукових досліджень та пошуку нових методик профілактики і лікування вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба.



## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 2.1 Загальна характеристика експериментальних досліджень на лабораторних тваринах

Експериментальні дослідження були схвалені локальною комісією з питань біоетики (протокол № 2 від 10.02.2021 р.); дослідження проводили відповідно до Закону України «Про наукову і науково-технічну діяльність» та відповідно до Конвенції РЄ «Про захист хребетних тварин, що використовуються для експериментальних та інших наукових цілей», Страсбург, 1985р.

У сучасній хірургії існують дві конкуруючі концепції сітки, які часто приводять до дискусій: з одного боку, «важка» модель з маленькими порами, а з іншого боку, «легка» модель з великими порами [2, 145]. В дослідженні ми використовували «важкі» сітки, які мали змогу гарантувати значну механічну міцність.

Наш вибір базувався на ідеї закриття м'якотканинного дефекту за допомогою жорсткого, негнучкого каркасу, що викликає запальну реакцію та максимально стимулює утворення міцної рубцевої тканини. Доведено, що міцність посиленої сітки приблизно втричі вище за полегшену, при прошиванні ниткою міцність «важкої» сітки також вище міцності «легкої», при формуванні рубця міцність утвореної системи сітка - рубець помітно вища за міцність самої сітки.

Ці чинники є надзвичайно доцільними, коли розмова йде про капсулу великого суглоба, яка витримує значне механічне напруження.

Експериментальне дослідження було проведено на 50 кролях обох статей, масою  $694 \pm 27$ г, які утримувались в однакових умовах на стандартному харчовому раціоні з вільним доступом до води з природною зміною дня і ночі. В ранньому післяопераційному періоді (перші 3 доби) тварини утримувались в умовах віварію, з дотриманням правил роботи з експериментальними тваринами, без введення медикаментозних препаратів, зі спостереженням за операційною раною.

Всім тваринам було виконано оперативне втручання в стерильних умовах та в присутності лікаря ветеринарної служби під внутрішньом'язовим наркозом

(ксілазин 2 мл/кг, каліпсовет 0,3 мл/кг). Лабораторних тварин було розділено на дві групи по 25 особин у кожній без достовірних відмінностей за вагою та віком. Тваринам виконували операцію формування дефекта капсули суглоба.

Об'єктом дослідження було обрано правий колінний суглоб через легкий доступ до його структур та анатомічні особливості розташування різних сполучнотканинних елементів (зв'язки, сухожилля, фасція, тощо) у безпосередній близькості до капсули суглоба.

Лабораторних тварин фіксували за лапи в положенні лежачи на спині за допомогою м'яких фіксаторів. Операційне поле ретельно голили та обробляли розчином йоду. В передньо-латеральній проекції суглоба лінійним доступом розміром 5см розсікали шкіру, підшкірну клітковину, поверхневу і власну фасцію, надколінок зміщували латерально з оголенням капсули суглоба. Після ретельного гемостазу виконували капсулотомію з висіченням країв в межах 0,3см з кожного боку з формуванням, таким чином, капсульного дефекту з недостатністю тканин (рис. 2.1).

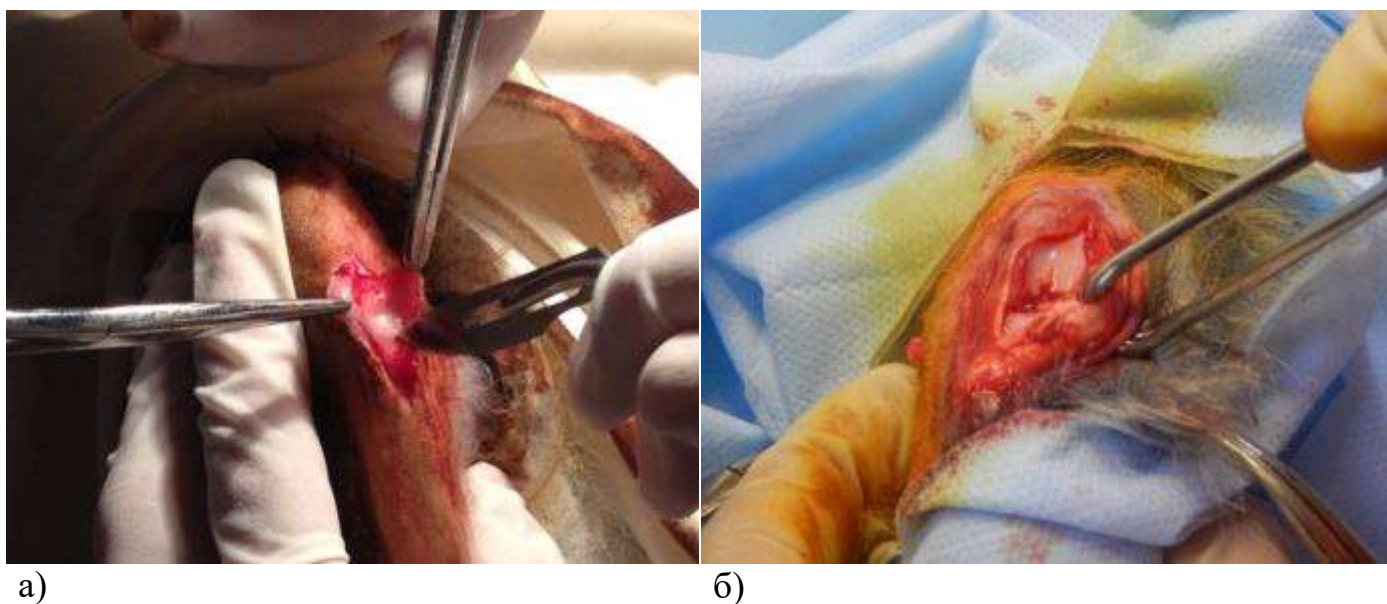


Рисунок 2.1 – Інтраопераційні зображення оперованої кінцівки тварин обох груп: а) етап формування дефекту капсули, б) сформований дефект капсули з оголенням суглобових поверхонь

- В основній (експериментальній) групі пластику дефекту суглоба виконували поліпропіленовою хірургічною сіткою (ППС). Краї суглобової капсули максимально зводили, сітку розміщували між фіброзним шаром капсули і власною зв'язкою надколінка, повністю закриваючи дефект капсули (рис. 2.2). ППС моделювали відповідно до розмірів та форми дефекту з можливістю повного його перекривання та заходом на капсулу в межах 0,3см. Сітку фіксували вікрилом до капсули суглоба за допомогою безперервного шва через всю товщу капсули, що дозволяє рівномірно розподілити навантаження по лінії зіткнення тканин, уникнути натягу і великих проміжків між швами, витримувати велике навантаження на розрив. Надколінок повертали в анатомічне положення та виконували ушивання пересічених зв'язок.



а)



б)

Рисунок 2.2 – Інтраопераційні зображення оперованої кінцівки: а) закриття дефекту капсули колінного суглоба ППС у тварини експериментальної групи; б) закриття дефекту суглобової капсули у тварини контрольної групи

- В контрольній групі – краї капсули суглоба максимально натягували до зближення та зшивали один до одного вікрилом за допомогою безперервного шва через всю товщу капсули. Треба зазначити, що через можливість розриву капсули або прорізування швів кінцівці надавали положення гіперекстензії до моменту повного закриття рани.

В обох групах проводили оцінку рухової активності оперованої кінцівки тварин в післяопераційному періоді (перші 7 днів) та загального стану. З цією метою була запропонована шкала (Додаток Г), в якій оцінювали рухову активність, кут згинання та розгинання, опороспроможність кінцівки та загальний стан тварин. Відповідно до шкали, відновлення функції суглоба у нормі відповідає 11 балам, сума балів зменшується пропорційно важкості патологічних змін у оперованому суглобі. Після підрахунку балів тварин розподіляли до певного результату експерименту. Результат функціональних можливостей кінцівки вважали незадовільним, якщо сума балів становила 1–4, 5–8 - задовільним, а 9–11 - відмінним. Загальний стан оцінювали як поганий при сумі балів 4-7, незадовільний - при сумі балів 8-11, задовільний – 12-14 балів.

Проводили макроскопічний опис тканин колінного суглоба в місці імплантації, виявлення ускладнень хірургічного втручання. Для оцінки процесу рубцювання використовували схему оцінки рубцевого процесу, побудовану В.К.Лядовим (2010) відповідно до шкали Вандербільтського університету (табл. 2.1) [22]. Площу рубцевого процесу оцінювали максимально в 4 бали, а міцність зрощень – від 0 до 3 балів.

Таблиця 2.1 – Модифікована шкала Вандербільтського університету

|  |  |
|--|--|
| Площа зрощень<br>(за 4-бальною<br>шкалою)    | 0 балів – відсутність зрощень<br>1 бал – 1-25 % площі імплантату покрита зрощеннями<br>2 – 26-50 %<br>3 – 51-74 %<br>4 – 76-100 %  |
| Міцність зрощень<br>(за 3-бальною<br>шкалою) | 0 балів – відсутність зрощень<br>1 бал – рихлі зрощення (розділяються з мінімальним зусиллям)<br>2 – щільні зрощення (розділяються тупим шляхом)<br>3 – дуже щільні площинні зрощення (розділяються лише гострим шляхом) |

Спостереження за тваринами проводили в установлені експериментом терміни (на 1, 2, 5, 7, 14, 21, 45 і 60 добу після виконання пластики капсули суглоба). Під час перев'язки післяопераційної рани тваринам виконували контрольне зважування та клінічну оцінку раньового процесу. Звертали увагу на стан швів, наявність набряку, гіперемії, характер виділень. Післяопераційну рану обробляли 70 % розчином етилового спирту та виконували вимірювання амплітуди рухів у суглобі оперованої кінцівки за допомогою медичного гоніометра.

Загалом результати макроскопічного оцінювання раневого процесу не відрізнялись у всіх тварин обох груп. Шви знімали на 12 добу після операції.

Ускладнення з боку післяопераційної рани виникли в 2 тварин експериментальної групи та 2 тварин контрольної групи: інфікування рани через згризання тваринами швів та розходження країв рани. У решти тварин з боку рани ускладнень не виявлено.

Морфологічне дослідження тканин колінного суглоба проводили на матеріалі, отриманому при виведенні з експерименту лабораторних тварин обох груп на 7, 14, 21, 45 і 60 добу після виконання пластики капсули суглоба (табл. 2.2). Вимірювали товщину суглобової капсули у ділянках сформованого дефекту. Враховуючи, що ППС виконує армуючу функцію, її товщину не брали до уваги, тому що фізико-механічні властивості сітки будуть враховані при наступних дослідженнях. Вимірювання проводили рандомізовано в 5 віддалених точках трансплантату.

Таблиця 2.2 – Розподіл тварин за термінами експерименту (n, тварин)

|                        | 7 доба | 14 доба | 21 доба | 45 доба | 60 доба | Всього |
|------------------------|--------|---------|---------|---------|---------|--------|
| Експериментальна група | 5      | 5       | 5       | 5       | 5       | 25     |
| Контрольна група       | 5      | 5       | 5       | 5       | 5       | 25     |

Матеріал фіксували в 10 % розчині нейтрального формаліну, зневоднення проводили у висхідній батареї спиртів. Шматочки заливали сумішшю парафін-каучук-віск у співвідношенні 20:1:1. Отримані парафінові блоки використовували

для виготовлення зрізів товщиною 4 мкм, які забарвлювали гематоксилином й еозином за Масоном. Мікроскопічний аналіз гістологічних препаратів виконували методом світлової мікроскопії на мікроскопі «Біолам» при різному збільшенні (від 100 до 1000 разів). Для фото-документації використовували цифрову відео-систему «Ахіосам». Для порівняльної оцінки результатів використовували морфометрію. Вимірювання виконували в програмі ImageJ 1.46 (Wayne Rasband, National Institute of Health, США)

В усі фіксовані терміни дослідження оцінювали характер запалення, вираженість і поширеність запальної реакції, наявність набряку тканин, стан судин мікроциркуляторного русла капсули суглоба, формування волокон сполучної тканини, їх орієнтацію щодо волокон ППС, а також наявність/відсутність резорбції імплантованого матеріалу.

## **2.2 Модель системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»**

Дослідження виконувалось в програмному комплексі, який ґрунтується на методі кінцевих елементів ANSYS 18.2. Для раціонального використання ресурсів електронно-обчислювальної машини була побудована розрахункова модель, яка складалась з моделі капсули суглоба та моделі голівки ендопротеза. Кістки, які формують кульшовий суглоб, не моделювались, а їх наявність враховувалась шляхом додавання відповідних граничних умов: заборонялися переміщення країв капсули у неанатомічних напрямках.

Всі елементи моделі системи (капсула, голівка ендопротеза, поліпропіленова сітка) за своїми розмірами та фізичними характеристиками відповідали анатомічним розмірам дорослої людини та специфікаціям імплантатів.

Під час роботи було виконано дві серії досліджень:

- моделювання системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» у випадку, коли дефект капсули суглоба закривався ППС. При цьому фіксація сітки до капсули відбувалась по всьому її периметру, через всю товщу за допомогою вікрилової нитки;

- моделювання системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» при закритті дефекта капсули вузловими швами у натягнутому положенні.

Таким чином, були побудовані дві розрахункові моделі, які мали однакову геометрію, але відрізнялися способом закриття розсіченої капсули. Крім того, було побудовано додаткову, контрольну, модель тих же розмірів і характеристик, в якій краї дефекта зводились, але не зшивались.

Для дослідження міцності і жорсткості фіксації дефекта капсули різними способами до прямокутного елемента моделі голівки прикладались два типи навантажень: статичне – у вигляді фіксованої величини сили, а також кінематичне – у вигляді фіксованого переміщення. Вектор прикладання навантаження у всіх випадках був спрямований по нормалі до лінії розсічення (до утворюючої циліндра). З огляду на те, що найбільш небезпечною є дія навантаження на центр розрізу, дослідження виконувалося в припущенні, що голівка розташовується симетрично відносно лінії розрізу, як по довжині, так і щодо вісі.

Розподіл на кінцеві елементи здійснювався генератором сіток програмного комплексу. Тип елемента обрано SOLID. Розмір кінцевого елемента задавався на лініях об'єктів і змінювався від 0,25 до 1,0 мм. Створена контактна пара «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» передбачала відсутність тертя.

### **2.3 Загальна характеристика клінічних спостережень**

Клінічні дослідження проведені відповідно до національних і міжнародних вимог із біоетики: підписані інформовані згоди пацієнтами обох груп дослідження на використання даних клінічних досліджень лікування з науковою метою.

План дисертаційного дослідження та відповідність його проведення сучасним вимогам біоетики ухвалені позитивними рішеннями комітету з біоетики при ДУ «Запорізький державний медичний університет».

Для дослідження відбирались пацієнти з дегенеративно-дистрофічними захворюваннями, травмами кульшового суглоба та ускладненнями після первинного ендопротезування у вигляді одного чи більше вивихів стегнового компонента, яким під час первинного чи ревізійного втручання було діагностовано ризик розвитку

вивиху стегнового компонента з боку капсули та м'яких тканин, оточуючих кульшовий суглоб. Усі досліджувані пацієнти проходили лікування у відділенні ортопедії, артрології та спортивної травми КУ ЗОКЛ ЗОР і відділенні ортопедії та травматології Клініки «Гарвіс» за період з 2009 по 2018.

Під час виконання роботи проведено комплекс клінічних, лабораторних, рентгенологічних, математичних і медико-статистичних досліджень. Проведено довготривале проспективне спостереження за пацієнтами, проведено вивчення рентгенограм, комп'ютерних томограм (за наявності) та лабораторних даних 45 пацієнтів, які потребували відновлення чи укріплення капсули кульшового суглоба, з яких первинне ендопротезування виконане у 26 пацієнтів (57,8 %), ревізійне – у 19 (42,2 %). Серед пацієнтів вибірки переважали чоловіки – 26 пацієнтів (57,8 %), жінки склали 42,2 % – 19 пацієнтів. Середній вік пацієнтів склав 56,3 років (від 20 до 86 років). В табл. 2.3 подано розподіл пацієнтів за віком та статтю.

Таблиця 2.3 – Розподіл пацієнтів, які включені до дослідження, за статтю та віком

| Стать               | Вік (роки) |           |            |             |             |           |           | Усього,<br>абс. (%) |
|---------------------|------------|-----------|------------|-------------|-------------|-----------|-----------|---------------------|
|                     | 20–29      | 30–39     | 40-49      | 50-59       | 60-69       | 70-79     | ≥ 80      |                     |
| Чоловіки, n         | 1          | 3         | 7          | 7           | 8           | 0         | 0         | 26<br>57,8          |
| Жінки, n            | 0          | 1         | 1          | 4           | 8           | 4         | 1         | 19<br>42,2          |
| Усього абс.,<br>(%) | 1<br>2,22  | 4<br>8,88 | 8<br>17,76 | 11<br>24,43 | 16<br>35,52 | 4<br>8,88 | 1<br>2,22 | 45<br>100           |

Слабкість капсульно-зв'язкового апарату та оточуючих суглоб м'яких тканин у чоловіків та жінок суттєво не відрізнялись, проте у чоловіків дещо частіше недостатність м'якотканинного компонента зустрічалась в молодшому віці, на



відміну від жінок, у яких вона розвивалась в більш похилому віці. Можна припустити, що подібний розподіл відбувається через те, що чоловіки в молодому віці більш схильні до травматизації і не завжди дотримуються рекомендацій лікаря щодо післяопераційного режиму, у жінок слабкість капсульно-зв'язкового апарату найчастіше виникає через фізіологічну слабкість цих структур і травматизацію через більшу схильність до падінь.

Враховуючи багатфакторність причин розвитку вивиху ендопротеза стегна треба відмітити, що поряд зі слабкістю м'якотканинного компонента у пацієнтів досліджуваної групи діагностувались й інші фактори ризику, наведені в табл. 2.4, які у сукупності обтяжували один одного і підвищували ризик виникнення вивиху.

Таблиця 2.4 – Фактори ризику виникнення вивиху стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба у пацієнтів обох груп (основна, контрольна) після первинного і ревізійного оперативного втручання, n (%)

| Фактори ризику   | Втручання (n=45) |       |           |       |                  |       |          |       |
|--|------------------|-------|-----------|-------|------------------|-------|----------|-------|
|  | Первинне (n=26)  |       |           |       | Ревізійне (n=19) |       |          |       |
|  | чол. n=13        |       | жін. n=13 |       | чол. n=13        |       | жін. n=6 |       |
|  | абс.             | %     | абс.      | %     | абс.             | %     | абс.     | %     |
| 1  | 2                | 3     | 4         | 5     | 6                | 7     | 8        | 9     |
| Порушення пацієнтами ортопедичного режиму в післяопераційному періоді (анамнестично) | -                | -     | -         | -     | 6                | 46,2  | 1        | 16,7  |
| Надлишкова вага  | 6                | 46,2  | 9         | 69,2  | 8                | 61,5  | 5        | 83,3  |
| Вік пацієнта (старше 60 років)   | 5                | 38,5  | 5         | 38,5  | 3                | 23,1  | 3        | 50,0  |
| Травми кульшового суглоба та попередні хірургічні втручання на суглобі               | 3                | 23,1  | 2         | 15,4  | 13               | 100,0 | 6        | 100,0 |
| Задній оперативний доступ  | 13               | 100,0 | 13        | 100,0 | 12               | 92,3  | 6        | 100,0 |

Продовження таблиці 2.4

| 1   | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7    | 8 | 9    |
|---|---|---|---|---|---|------|---|------|
| Багаторазові закриті вправлення вивиху ендопротеза (2 рази і більше)  | - | - | - | - | 3 | 23,1 | 4 | 66,7 |
| Нестабільність компонентів ендопротеза                                | - | - | - | - | 7 | 33,3 | 3 | 14,3 |
| Хибне розташування компонентів ендопротеза (за даними рентгенографії) | - | - | - | - | 1 | 7,7  | 1 | 16,7 |

У багатьох пацієнтів вибірки, як і очікувалось, відмічались декілька факторів ризику розвитку вивиху. Так, у 5 пацієнтів, що склало 19,2 %, яким було виконано первинне ендопротезування, діагностували 4 фактори ризику, які певною мірою впливали на стан капсульно-зв'язкового апарату і сприяли підвищенню ризику вивихів через слабкість м'якотканинного компонента. Серед найпоширеніших факторів ризику відмічались надлишкова вага – 57,7 % випадків, та задній оперативний доступ, який виконувався всім хворим.

У пацієнтів з ревізійним ендопротезуванням серед пацієнт-залежних факторів найчастіше зустрічались надмірна вага – 68,4 % (13) випадків, у 36,8 % (7) пацієнтів анамнестично було 2 та більше випадків вивихів, які лікувались консервативно, 36,8 % пацієнтів порушували ортопедичний режим в післяопераційному періоді первинного ендопротезування. У 52,6 % (10) хворих, яким було виконано ревізійне ендопротезування, мали нестабільність компонентів ендопротеза, у 10,5 % випадків було діагностовано хибне розташування або стегового, або кульшового компонентів.

Таблиця 2.5 – Нозологічні форми, з приводу яких було виконано ендопротезування кульшового суглоба

| Нозологія   | Кількість пацієнтів |      | Середній вік пацієнтів, роки | Стать |       |      |       |
|---|---------------------|------|------------------------------|-------|-------|------|-------|
|   | абс.                | %    |                              | Ч.    |       | Ж.   |       |
|   |                     |      |                              | абс.  | %     | абс. | %     |
| Первинний коксартроз  | 29                  | 64,4 | 58,2                         | 17    | 58,6  | 12   | 41,4  |
| Пацієнти з переломами шийки стегнової кістки або кульшової западини | 8                   | 17,8 | 55,5                         | 4     | 50,0  | 4    | 50,0  |
| Диспластичний коксартроз  | 3                   | 6,7  | 55                           | 0     | 0,0   | 3    | 100,0 |
| Асептичний некроз голівки стегнової кістки                          | 5                   | 11,1 | 47,4                         | 5     | 100,0 | 0    | 0,0   |

На ймовірність виникнення вивихів велику роль відіграє обсяг оперативного втручання, викликаний нозологічною формою, що є причиною лікування. Перелік нозологічних форм наведено у табл. 2.5.

Усім хворим проведено комплексне лікування, спрямоване на відновлення функції кульшового суглоба, яке передбачало виконання хірургічного втручання (ендопротезування кульшового суглоба) з подальшим проведенням комплексу реабілітаційних заходів, ідентичного в обох групах спостереження, який включав ортопедичний режим та певний обсяг рухової активності, консервативну терапію згідно з локальними протоколами ведення патології.

За основу реабілітаційних заходів ми обрали модель, описану Герасименком С.І. та співав. [11]:

1. Ізометричне напруження всіх груп м'язів стегна протягом 3–7 с по 10–15 підходів на годину.

2. Повільні рухи стопами вниз і вгору. Виконувати по 10–15 разів на годину, починаючи з першої доби.

3. Згинання коліна тримаючи п'яту на ліжку по 10–15 разів кожену годину.

4. Ізометричне напруження сідничних м'язів продовж 3–7 с 10–13 разів щогодини.

5. Підйоми прямої ноги. Повне випрямлення ноги у колінному суглобі, напруження м'язів стегна з подальшим підйомом нижньої кінцівки на кілька сантиметрів, частота – 10–15 разів на годину.

6. З 5-ї доби після операції лежачи на спині піднімати таз та прогинатися, спираючись на лікті та п'яти.

7. Відведення прямої оперованої нижньої кінцівки, 10–15 разів щогодини.

8. Положення стоячи. Відведення оперованої нижньої кінцівки, тримаючи тулуб прямо, не згинаючи колінного суглоба. Повільне опускання нижньої кінцівки на підлогу.

9. Положення стоячи. Підйом оперованої прямої нижньої кінцівки з наступним згинанням у колінному суглобі.

10. Положення стоячи. Згинання колінного суглоба до  $45^\circ$  з опорою, 10–15 разів підходів.

11. На 2-й день після операції ходіння декілька кроків, поступове збільшення дистанції на 10–20 метрів з досягненням наприкінці 1-го тижня – 400 м, 2-го – 800 м, наприкінці 1-го місяця – до 1200 м на добу.

12. Положення стоячи. Поступове відведення оперованої нижньої кінцівки назад, тримаючи при цьому спину прямою. Затримка нижньої кінцівки в такому положенні протягом декількох секунд.

Ортопедичний режим зводився до виконання наступних правил [123]:

- Осьове навантаження на оперовану нижню кінцівку – 50-70 % від маси тіла протягом перших 2 місяців.

- Дотримання правила «прямого кута»: кут між стегном та тулубом  $90^\circ$ , коліно не має бути вище за кульшовий суглоб.

- Забороняється виконувати ротаційні рухи спираючись на оперовану ногу.

- Забороняється перехрещувати ноги, різко обертати тулуб відносно ніг.

- Протягом всього реабілітаційного періоду не рекомендується виконувати вправи через біль.

- Протягом перших 4 тижнів слід сидіти не більше, ніж 30 хв без перерви.

- Уникати біг та вправ з присіданням.

- Протягом перших 2-3 міс після артропластики рекомендовано уникати підйом предметів вагою більше, ніж 10 кг.

- Дозволяється керування автомобілем після повного відновлення м'язової сили, але не раніше, ніж через 1 місяць. В автомобілях з автоматичною коробкою передач рекомендації змінюються відповідно до боку ураження.

- Забороняється виконувати внутрішньом'язові ін'єкції у сідницю зі сторони оперовано кінцівки.

- Бажано контролювати масу тіла, уникати стрімкого набирання ваги.

- У перші 4 тижні після ендопротезування не рекомендується мати сексуальні контакти (більше стосується жінок).

- Через 1 місяць після артропластики рекомендовано плавання, але не брасом.

Пацієнтів було розподілено на дві клінічні групи:

- Основна група – 24 пацієнта, яким під час проведення ендопротезування застосовували один з розроблених на базі кафедри травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету способів відновлення та укріплення капсульно-зв'язкового апарату КС з урахуванням стану капсули та оточуючих суглоб м'яких тканин.

Розподіл пацієнтів основної групи дослідження за віком і статтю подано на рис. 2.3.

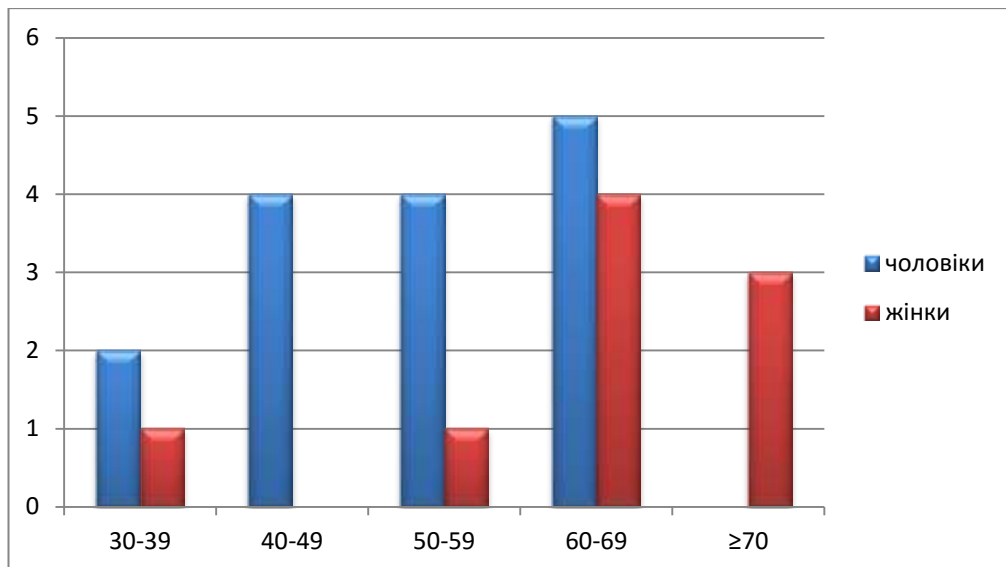


Рисунок 2.3 – Розподіл пацієнтів основної групи дослідження за статтю та віком

- Контрольна група (порівняння) – 21 хворий, у яких після встановлення всіх компонентів ендопротеза виконували класичне пошарове ушивання рани, в тому числі й капсули та м'яких тканин. Треба зауважити, що в деяких випадках краї капсули ушивались у натягнутому положенні з метою максимального укріплення елементів ендопротеза та відновлення м'якотканинних структур. Розподіл пацієнтів групи порівняння за віком і статтю подано на рис. 2.4.

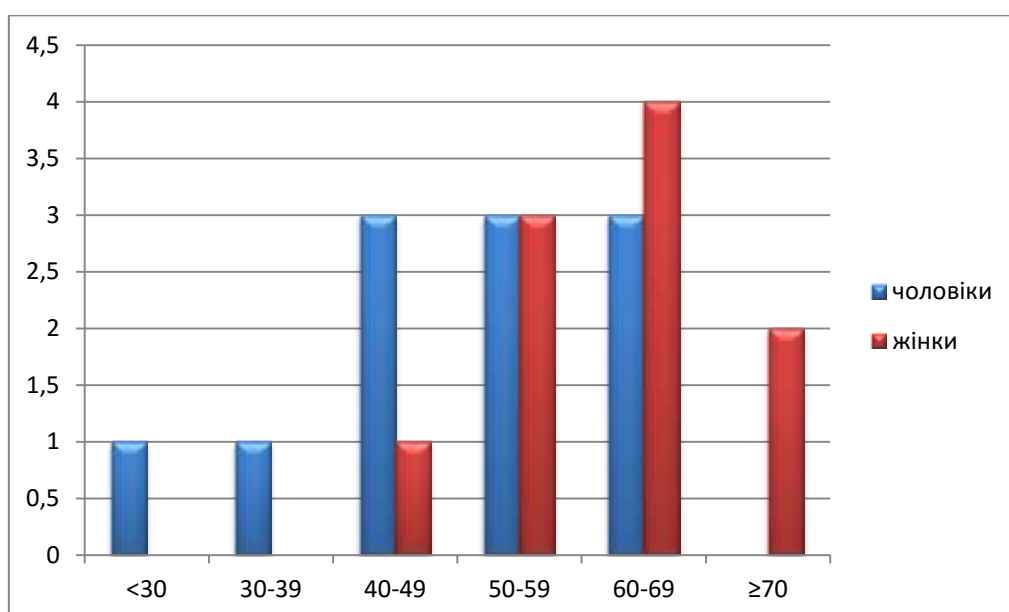


Рисунок 2.4 – Розподіл пацієнтів контрольної групи за статтю та віком

Критерії включення до довготривалого проспективного спостереження: згода пацієнтів на участь у дослідженні, захворювання чи травми КС, що потребують ендопротезування, ушкодження або слабкість капсульно-зв'язкового апарату, наявність обширних резекцій м'яких тканин ділянки кульшового суглоба.

Критерії виключення з довготривалого проспективного спостереження: відмова пацієнта від участі в дослідженні, наявність запальних захворювань, септична нестабільність компонентів ендопротеза кульшового суглоба.

Таким чином, основна група і контрольна є однорідними, зіставними і порівняними за статевим і віковим складом, а також критеріями відбору до дослідження.

#### **2.4 Методика відновлення та укріплення капсульно-зв'язкових структур кульшового суглоба при ендопротезуванні**

Задній доступ (Мура-Джібсона-Каплана) під час виконання операції ендопротезування КС є найбільш поширеним доступом, який застосовується в Україні. До основних його переваг можна віднести менший обсяг тканин, через які він здійснюється, кращу візуалізацію вертлюгової западини та можливість збереження м'язів-абдукторів. Для виконання стандартного заднього доступу пацієнт розташовується в латеральному положенні. Через прямий задній розріз ідентифікують *fascia lata* та *m. gluteus maximus*. Використання адекватної довжини розрізу виправдане, оскільки ретельне відновлення структур потребує задовільної візуалізації. Використовуючи електрокоагуляцію, розділяють жирову тканину і залишки бурси, тим самим зберігаючи шар тканин, який пізніше може бути використаний для закриття над короткими зовнішніми ротаторами. Проксимально візуалізують задній відділ *m. gluteus medius*, а також дистально – проксимальний відділ *m. quadratus femoris*. Пальпується сухожилля *m. piriformis* і над сухожиллям між *m. gluteus medius* і *minimus* розташовується тонкий ретрактор Гомана для викриття коротких зовнішніх ротаторів. Пересікаються всі вищеназвані м'язи в місці їх прикріплення до стегнової кістки. При цьому особлива увага приділяється проксимальній частини *m. quadratus femoris*, де проходять вени й артерія, що

огинають стегнову кістку. Іноді при наявності абдукційної контрактури стегна у хворих з протрузійним коксартрозом для більш легкого вивихування голівки стегна надсікають сухожилля *m. gluteus maximus*, місце прикріплення якого розташовується дещо дистальніше нижнього краю *m. quadratus femoris*, при завершенні операції цілісність м'язів відновлюється, зовнішні ротатори стегна підшиваються трансоссально до заднього краю великого вертлюга. Дистально розміщують ретрактор між *m. quadratus femoris* і дистальною частиною заднього відділу капсули. Стегно розташовують у внутрішній ротації так, щоб поліпшити доступ до місця розсікання *m. piriformis* та відповідного сухожилля. При ревізійних втручаннях за показаннями виконують обширну резекцію рубцевих тканин навколо суглоба, після чого приступають до заміни компонентів ендопротеза.

Враховавши властивості всіх чинників, ми обрали сітчасті імплантати на основі поліпропілену.

Після встановлення всіх компонентів ендопротеза під контролем ЕОП проводили перевірку їх коректного встановлення. Проводили Ranawat тест – при нейтральному положенні стегна, ротуючи його до тих пір, поки шийка не встановлюється перпендикулярно площині входу в чашку. Кут виробленої внутрішньої ротації є кут комбінованої антеверсії компонентів ендопротеза (до 45° для жінок і 20°-30° для чоловіків).

Показанням до встановлення пропіленової сітки вважали наявність вираженого дефекту капсули та м'яких тканин КС або ушивання капсули з надмірним натягуванням клаптів у пацієнтів після первинного чи ревізійного ендопротезування. Всі 26 пацієнтів, яким було виконано первинне ендопротезування, мали вкорочення кінцівки від 2 до 8см, що потребувало виконання капсулотомії та капсулектомії при мобілізації кульшового суглоба в ході оперативного втручання.

Один зі способів відновлення та укріплення капсульних структур, застосовується при умові відсутності дефекту капсули і полягає в наступному: після інсталяції всіх компонентів ендопротеза КС ендопротезну голівку стегнової кістки вкривають клаптом капсули, підтягують та фіксують його вершину до місця



прикріплення залишеного фрагмента сухожилля м'язів зовнішніх ротаторів стегна в ділянці міжвертлюгової лінії, поліпропіленову сітку встановлюють на зовнішню поверхню підшитої капсули так, щоб її краї заходили на 30 мм в обидва боки від місця фіксації капсули до сухожиль. Зовнішні ротатори стегна, загальне сухожилля та зв'язки підшивають до сітки у вільному порядку, при цьому сітку фіксують по всьому периметру, через всю товщу капсули та сухожиль [28, 34] (рис. 2.5).

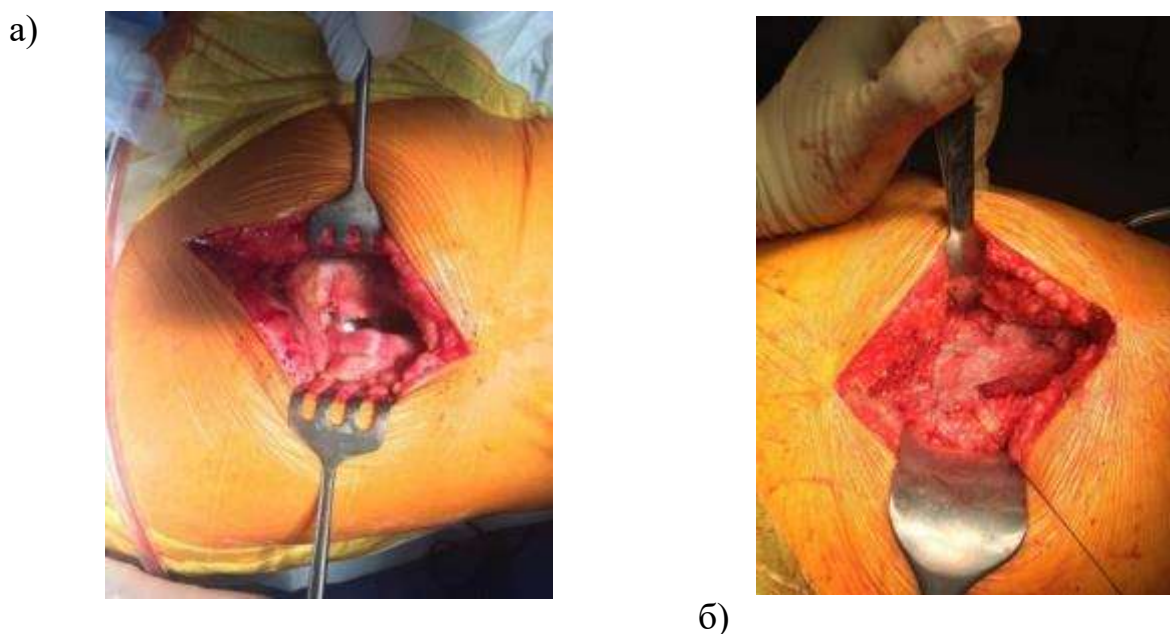


Рисунок 2.5 – Інтраопераційні зображення під час ревізійного ендопротезування: а - дефект капсули КС, б – пропіленова сітка встановлена на дефект з її закриттям

Інший спосіб актуальний в разі наявності значного капсульного дефекта; так, після інсталяції всіх елементів ендопротеза на фіброзну поверхню капсули накладають поліпропіленову сітку в проекції дефекта, при цьому один її край підшивають до вільного краю капсули, а інший – до м'яких тканин та сухожилків, що залишились на стегновій кістці, так, щоб край сітки заходив за капсулу не менше, ніж на 20 мм, при цьому сітку фіксують по всьому периметру, через всю товщу капсули [26, 35] (рис. 2.6).

Сітка розміщувалась на фіброзну поверхню капсули без контакту з її синовіальною оболонкою для зниження ризику виникнення ускладнень.



а)

б)

Рисунок 2.6 – Інтраопераційні зображення під час первинного ендопротезування: а – зашити капсула КС, б – пропіленова сітка встановлена зверху капсули для її укріплення

В табл.2.6 представлено розподіл пацієнтів основної групи за показаннями до встановлення пропіленової сітки.

Таблиця 2.6 – Розподіл пацієнтів основної групи за показаннями до встановлення пропіленової сітки

| Показання                         | Основна група, n=24             |      |                                  |      | Всього |      |
|-----------------------------------|---------------------------------|------|----------------------------------|------|--------|------|
|                                   | Первинне ендопротезування, n=14 |      | Ревізійне ендопротезування, n=10 |      |        |      |
|                                   | абс.                            | %    | абс.                             | %    | абс.   | %    |
| Дефект капсули КС                 | 5                               | 35,7 | 8                                | 80,0 | 13     | 54,2 |
| Ушита капсула у натягнутому стані | 9                               | 64,3 | 2                                | 20,0 | 11     | 45,8 |

У більш ніж половині випадків (54,2 %) пацієнтам було показано відновлення цілісності капсули через її дефект, причиною виникнення дефекту капсули була масивна резекція рубцевих тканин навколо КС. За частотою дефект капсули частіше спостерігався у випадку ревізійних операцій – 33,3 %, що було викликано розвитком ускладнень та відповідною реакцією на них з боку м'яких тканин у вигляді проліферації сполучної тканини.

Ушивання клаптів капсули у натягнутому стані, як показання для встановлення пропіленої сітки, відмічалось у 45,8 % від загальної кількості спостережень основної групи дослідження, 64,3 % випадків спостерігалось при первинному ендопротезуванні в порівнянні з ревізійним, при якому лише кожний п'ятий випадок супроводжувався стоншенням капсули через натягнуте положення.

Таблиця 2.7 – Розподіл пацієнтів контрольної групи за показаннями до встановлення пропіленої сітки

| Показання                         | Контрольна група, n=21          |      |                                 |      | Всього |      |
|-----------------------------------|---------------------------------|------|---------------------------------|------|--------|------|
|                                   | Первинне ендопротезування, n=12 |      | Ревізійне ендопротезування, n=9 |      |        |      |
|                                   | абс.                            | %    | абс.                            | %    | абс.   | %    |
| Дефект капсули КС                 | 3                               | 25,0 | 3                               | 33,3 | 6      | 28,6 |
| Ушита капсула у натягнутому стані | 9                               | 75,0 | 6                               | 66,7 | 15     | 71,4 |

В контрольній групі ушивання капсули у натягнутому стані проводилось у 71,4 % та розподілилось між первинним і ревізійним втручанням: 60,0% та 40,0% відповідно. В 28,6 % випадків капсула суглоба укріплювалась пропіленою сіткою через її дефект та неможливість зведення країв. Розподіл між первинним і ревізійним ендопротезуванням в такому випадку був рівномірним.

## **2.5 Методи дослідження пацієнтів з ушкодженнями капсульно-зв'язкового апарату кульшового суглоба при ендопротезуванні**

З метою обстеження пацієнтів і подальшого оцінювання результатів лікування застосовували клінічне обстеження, суб'єктивну та об'єктивну оцінку функції КС і якості життя хворих, лабораторні дослідження, аналіз рентгенограм.

Клінічний метод дослідження включав оцінювання больового синдрому, особливо, під час навантаження та рухів у суглобі, опороспроможності кінцівки, дослідження обсягу рухів за допомогою гоніометрів. Порівняльне оцінювання результатів лікування виконано в основній та контрольній групах в динаміці: через 12 і 24 міс після оперативного лікування.

Для суб'єктивно-об'єктивного оцінювання функції КС використовували шкалу Harris Hip Score [97, 136, 174], розроблену Harris WH, Massachusetts General Hospital, де основними критеріями є функція, більовий синдром, відсутність деформації, опороспроможність кінцівки та обсяг рухів. Вибір цієї шкали обумовлений високою частотою її використання та відсутністю необхідності в спеціальних інструментах оцінювання симптомів. Відповідно до цієї шкали, стан КС у нормі відповідає 100 балам, сума балів зменшується пропорційно тяжкості патологічних змін у суглобі. Після підрахунку балів кожен клінічний випадок відносили до певного результату лікування. Результат вважали незадовільним, якщо сума балів становила  $\leq 70$  балів, задовільним – 71-80, хорошим – 81-90, відмінним – 91-100 (рис. 2.7).

Крім того, пацієнтів обох груп опитували на предмет виникнення вивихів стегнового компонента ендопротеза впродовж всього післяопераційного періоду до моменту проведення анкетування. Їх відповіді вносились до бази даних з метою подальшого використання для проведення аналізу дожиття.



Рисунок 2.7 – Вимірювання обсягу згинання оперованого кульшового суглоба пацієнтів обох груп дослідження

Проводили порівняльний аналіз якості життя пацієнтів основної групи та контрольної в динаміці спостереження через 6, 12 і 24 міс. після артроскопії кульшового суглоба. Була використана найпоширеніша на сьогодні система оцінки якості життя SF-36 (The Short Form-36) [183].

Опитувальник відображає ступінь задоволеності такими аспектами життєдіяльності людини, на які впливає стан здоров'я. SF-36 складається з 36 питань, згрупованих у вісім шкал: фізичне функціонування (Physical Functioning - PF), рольове функціонування (Role Physical Functioning - RP), інтенсивність болю (Bodily pain - BP), загальний стан здоров'я (General Health - GH), життєва активність (Vitality - VT), соціальне функціонування (Social Functioning - SF), рольове функціонування, яке обумовлене емоційним станом (Role-Emotional - RE), психічне здоров'я (Mental Health - MH). Показники кожної шкали (від 1 до 100) складені таким чином, що чим вище значення показника, тим краще оцінка за обраною шкалою. На підставі результатів формують два параметри: психологічний і фізичний компоненти здоров'я. При підрахунку значень використовували Z-

значення, що відповідають нормам, отриманим для генеральної сукупності країн Європи та США.

Рентгенологічне обстеження виконано всім хворим обох груп до початку лікування та після оперативного втручання. Рентгенографію виконували на поворотному рентгенівському комплексі РУМ-20М-202. Проводили оглядову рентгенографію кісток тазу із захопленням як ураженого, так і здорового суглоба в прямій проекції (рис. 2.8).

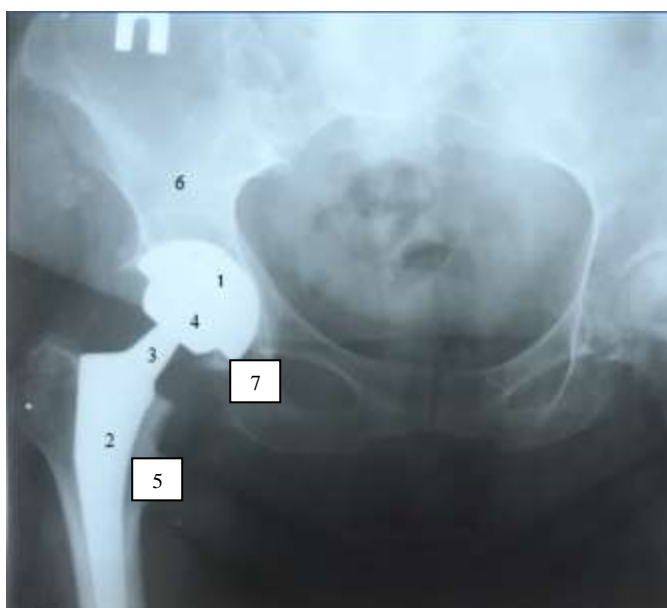


Рисунок 2.8 – Рентгенограма кульшового суглоба у прямій проекції. 1 – кульшовий компонент ендопротеза КС, 2 – стегновий компонент КС, 3 – шийка стегнового компонента ендопротеза, 4 – голівка стегнового компонента ендопротеза, 5 – стегнова кістка, 6 – кістки тазу, 7 – «фігура сльози»; фото з операції

За необхідності оцінки стану КС в деяких випадках робили знімки досліджуваного суглоба в боковій проекції та в положенні Лаунштейн I та Лаунштейн II. За рентгенограмами оцінювали характер та ступінь змін в КС, товщину суглобової щілини, наявність патологічних змін перед операцією та стан і положення компонентів ендопротеза після операції, можливі порушення взаємного розташування елементів, стан кісткової тканини навколо суглоба, наявність остеофітів та ускладнень.

Акцент при аналізі рентгенограм робили на визначенні положення компонентів ендопротеза, що могло бути чинником розвитку вивихів при ревізійній операції або спричинити їх появу в майбутньому після первинного ендопротезування (табл. 2.8).

Таблиця 2.8 – Параметри, які аналізувались на кожній післяопераційній рентгенограмі після ТЕП КС

| Параметр                                    | Показники норми  |
|---|--|
| Довжина кінцівки                            | Прийнятна різниця <1 см  |
| Горизонтальний центр обертання              | Симетричний до контрлатерального стегна  |
| Вертикальний центр обертання                | Симетричний до контрлатерального стегна  |
| Інклінація чашки                            | Від 30° до 50°   |
| Позиція стегнового компонента ендопротеза   | Вздовж поздовжньої вісі діафіза стегнової кістки   |
| Антеверсія чашки (на боковій рентгенограмі) | Від 10° до 25°   |
| Стоншення цементної фіксації                | 2-3 мм для стегнового компонента; немає єдиної думки щодо ацетабулярного компонента (прийнятно – 3 мм) |

Довжина кінцівки вимірюється шляхом малювання поперечної лінії, що з'єднує нижній край чашки і кульшової западини протилежного суглоба. Малі вертлюги використовуються як стегнові лінії-орієнтири. Перпендикулярні лінії проводять від поперечної лінії таза до опорних ліній стегнових кісток, різниця між довжиною цих перпендикулярів є невідповідність довжини ніг.

Горизонтальний центр обертання визначається відстанню між центром голівки стегнової кістки і «фігурою сльози». В ідеалі ця відстань повинна дорівнювати відстані

контралатерального стегна; надмірне латеральне розташування ацетабулярного компонента підвищує ризик виникнення вивиху і може спричинити нестабільність.

Вертикальний центр обертання визначається як відстань між центром голівки стегнової кістки і лінією між сідничними буграми. В ідеалі ця відстань повинна дорівнювати відстані контралатерального стегна.

Інклінація кульшової западини – кут між суглобовою поверхнею чашки і поперечною віссю. Вимірювання цього кута можна здійснити, провівши лінію через медіальний і латеральний краї чашки і вимірявши кут перетину з лінією між сідничними буграми. Нормальний діапазон нахилу становить від 30 до 50°. Менший кут забезпечує стабільність протеза, але зменшує відведення. Більший кут збільшує ризик вивиху стегна.

Перипротезна інфекція, мабуть, найскладніше з ускладнень після ТЕП кульшового суглоба [38, 72, 75]. Незважаючи на сучасну хірургічну профілактику, частота цього ускладнення зростає у всьому світі [112, 151]. Тому ймовірно, що все більша кількість хірургів-ортопедів зіткнуться з цією проблемою. Питання розвитку перипротезної інфекції особливо актуальне при імплантації штучних матеріалів в оточуючі суглоб м'які тканини. Остаточний діагноз часто є складним, оскільки справжнього «золотого стандарту» ще не визначено. В даний час його можна встановити лише після результатів бактеріологічних зразків, взятих під час операції. Таким чином, передопераційна діагностика змушена покладатися на клінічну підозру, а також на ретельний контроль лабораторних і візуальних способів [31, 75].

У цій ситуації використовують серологічні маркери запалення, зокрема швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ) та С-реактивний білок (СРБ), які часто застосовуються в якості початкових тестів (навіть коли є тільки підозра на перипротезну інфекцію), в тому числі як маркери відповіді на сітчастий імплантат.

О.В. Бердюгіна і співавт. [3] до імунологічних критеріїв несприятливого результату ендопротезування відносять:

- вміст лімфоцитів вище нормальних значень (прогнозованість точності – 73 %);
- збільшення на 2-ий день кількості моноцитів понад 50 % від норми (точність прогнозу - 64,3 %).



Отже, для визначення інтенсивності запальної реакції у перипротезних тканинах в післяопераційному періоді та з метою прогнозування можливих ускладнень всім пацієнтам основної групи дослідження здійснювали забір крові для виконання загального аналізу крові та розгорнутої лейкоцитарної формули. Дослідження проводили перед операцією і в післяопераційному періоді в динаміці на 7 добу і через 1 міс.

Клініко-інструментальне та лабораторне обстеження пацієнтів проводили в умовах стаціонарного відділення КУ ЗОКБ ЗОР. Спостереження пацієнтів у пізні терміни після операції проводили шляхом їх виклику, у пацієнтів, приїзд яких в клініку був утруднений або неможливий, результати лікування вивчали шляхом листування з опитуванням за обраними анкетми. Контрольні рентгенограми, результати лабораторних досліджень проводили в поліклініках районних лікувально-профілактичних установ за місцем проживання і пересилали по електронній пошті або за допомогою інших електронних ресурсів.

## **2.6 Статистичні методи дослідження**

Статистичне опрацювання отриманих кількісних та якісних показників здійснювали за допомогою ліцензійних пакетів Office Excel 2010 і STATISTICA 13.0 TIBCO Software inc. (Ліцензія JPZ804I382130ARCN10-J). У процесі аналізу використовували методи аналізу розподілу на нормальність за критерієм Шапіро-Уїлка. Показники кількісних ознак представлялись у вигляді середнього арифметичного ( $M$ ) стандартного відхилення ( $SD$ ) або стандартної помилки середнього ( $m$ ) за умов нормального розподілу або, у разі розподілу, що відрізняється від нормального у вигляді медіани ( $Me$ ) та нижнього і верхнього квантилю ( $Q_{25}$ ;  $Q_{75}$ ). Для порівняння середніх значень вибірок, дані яких розподілені за нормальним законом, використовували параметричні критерії, з яких найбільш часто використовуваний в біомедичних дослідженнях є  $t$ -критерій (критерій Стьюдента) [4, 36].

З метою оцінювання відмінностей у незалежних групах з розподілом даних, відмінних від нормального, використовували  $U$ -критерій Манна–Уїтні, який крім

того дає змогу виявляти відмінності у двох досліджуваних вибірках за рівнем будь-якої ознаки, вимірної кількісно, та може бути застосований для малих вибірок. Для порівняння двох залежних груп використовували критерій Вілкоксона.

Також визначали 95 % довірчий інтервал – граничні значення статистичної величини, яка із заданою довірчою ймовірністю (95 %) буде знаходитися в цьому інтервалі при вибірці великого обсягу. З метою прогнозування ймовірності появи досліджуваного результату в певний період часу виконували «аналіз дожиття» та визначення відносного ризику (RR).

Розбіжності вважали достовірними при рівні статистичної значущості  $p < 0,05$ .

Таким чином, методи, використані в дослідженні, були сучасними, доступними, інформативними і зручними.

Для оформлення та верстки матеріалів дисертаційного дослідження використовували програму Microsoft Word для Windows 7.

### РОЗДІЛ 3

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ ПРОПЛЕНОВОЇ СІТКИ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ВИВИХУ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

### 3.1 Функціональне відновлення суглоба при закритті дефекта капсули пропіленою сіткою

Аналізуючи дані рухової активності оперованої кінцівки виявлено, що у тварин, яким виконували пластику капсули за допомогою ППС, ці показники були нижчі за відповідні показники тварин контрольної групи у перші 2 доби після операції з подальшим поступовим зрівнянням на 5 добу. Результати 1 доби після операції в експериментальній групі розцінюються як незадовільні – 6 [5; 9] б., що спричинено вираженим больовим синдромом через більшу травматичність та час виконання оперативного втручання порівняно з контрольною групою (середня тривалість операції в експериментальній групі дослідження –  $16,3 \pm 2,8$  хв., контрольній групі –  $13,4 \pm 2,0$  хв. ( $p < 0,05$ )). На 7-му добу після операції відмічається повне відновлення функції кінцівки у тварин обох груп.

Загальний стан тварин в післяопераційному періоді суттєво не відрізнявся від стану до експерименту. В табл. 3.1 відображено в динаміці загальний стан піддослідних тварин обох груп на 1, 2, 5 та 7 добу після хірургічного втручання. Аналіз даних за критерієм Манна-Уїтні не виявив статистичної різниці між групами ( $p > 0,05$ )

Таблиця 3.1 – Результати оцінювання загального стану тварин в ранньому післяопераційному періоді (загальна кількість балів, Me [Q25; Q75])

|                               | Доба після операції |            |             |             |
|-------------------------------|---------------------|------------|-------------|-------------|
|                               | 1 доба              | 2 доба     | 5 доба      | 7 доба      |
| Експериментальна група (n=25) | 6 [5; 9]            | 10 [6; 12] | 13 [12; 14] | 14 [14; 14] |
| Контрольна група (n=25)       | 6 [5; 8]            | 10 [9; 12] | 13 [12; 13] | 14 [13; 14] |

Результати оцінки функціональних можливостей оперованої кінцівки піддослідних тварин наведено в табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Результати оцінювання функціонального стану кінцівки тварин в ранньому післяопераційному періоді (загальна кількість балів, Me[Q25; Q75])

|                               | Доба | Рухова активність та опороздатність | Згинання оперованої кінцівки | Розгинання оперованої кінцівки |
|-------------------------------|------|-------------------------------------|------------------------------|--------------------------------|
| Експериментальна група (n=25) | 1    | 1 [1; 1]                            | 2 [2; 3]                     | 3 [2; 3]                       |
|                               | 2    | 2 [2; 3]                            | 3 [2; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
|                               | 5    | 4 [3; 4]                            | 3 [3; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
|                               | 7    | 5 [4; 5]                            | 3 [3; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
| Контрольна група (n=25)       | 1    | 1 [1; 2]                            | 3 [2; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
|                               | 2    | 2 [2; 2]                            | 3 [3; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
|                               | 5    | 3 [3; 4]                            | 3 [3; 3]                     | 3 [3; 3]                       |
|                               | 7    | 4 [4; 5]                            | 3 [3; 3]                     | 3 [3; 3]                       |

Аналіз отриманих даних показав (рис. 3.1-3.2), що опорна функція та функція пересування відновлювались поступово в межах перших 5 днів. Так, у 3 тварин експериментальної групи повне відновлення функції кінцівки спостерігали на 5 добу, що склало 12 % випадків в порівнянні з контрольною групою, де повне відновлення функції на 5 добу спостерігали у 8 % (2 тварини) випадків.

Відновлення статичної функції кінцівки в контрольній групі переважало подібні показники експериментальної групи в 2,3 раза і склало 28 % (7 тварин) порівняно з 12 % (3 тварини) основної групи. Це можна пояснити менш вираженим больовим синдромом у тварин контрольної групи через меншу крововтрату та травматичність операції ушивання капсули вузловим швом, в порівнянні з імплантацією ППС для відновлення цілісності капсули, що підтверджує отримані дані загального стану тварин після оперативного втручання.

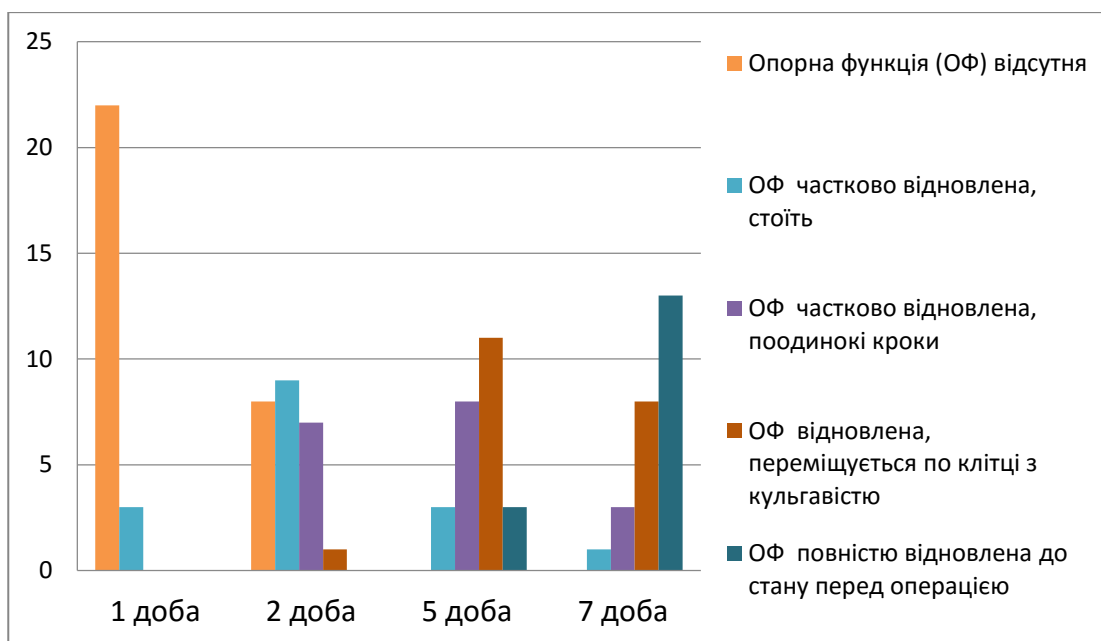


Рисунок 3.1 – Результати оцінювання функціонального відновлення оперованої кінцівки тварин експериментальної групи в ранньому післяопераційному періоді

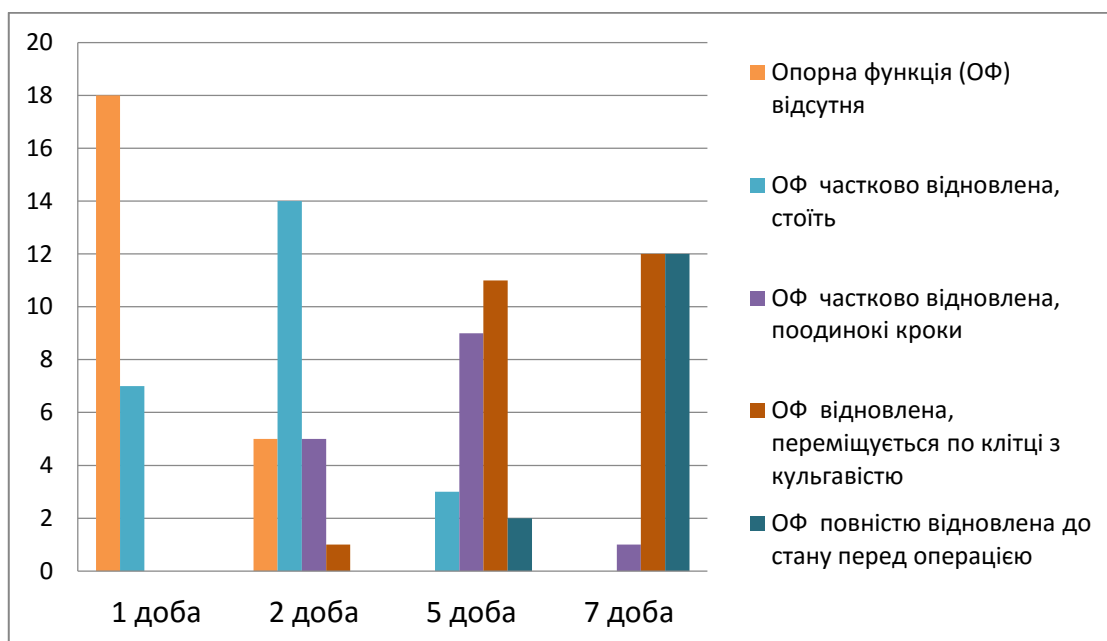


Рисунок 3.2 – Результати оцінювання функціонального відновлення оперованої кінцівки тварин контрольної групи в ранньому післяопераційному періоді

Повне відновлення функції суглоба відбувалось поступово, з 5 доби, у всіх тварин, відповідало референтним значенням здорової кінцівки. Отримані результати показали, що в експериментальній групі більше половини (56 %) спостережень не відповідали

показникам норми при згинанні через добу після операції. Клінічно при огляді відмічали виражений перифокальний набряк колінного суглоба у тварин експериментальної групи, що могло вплинути на результати вимірювань. Схожі дані отримані і при вимірюванні кута розгинання.

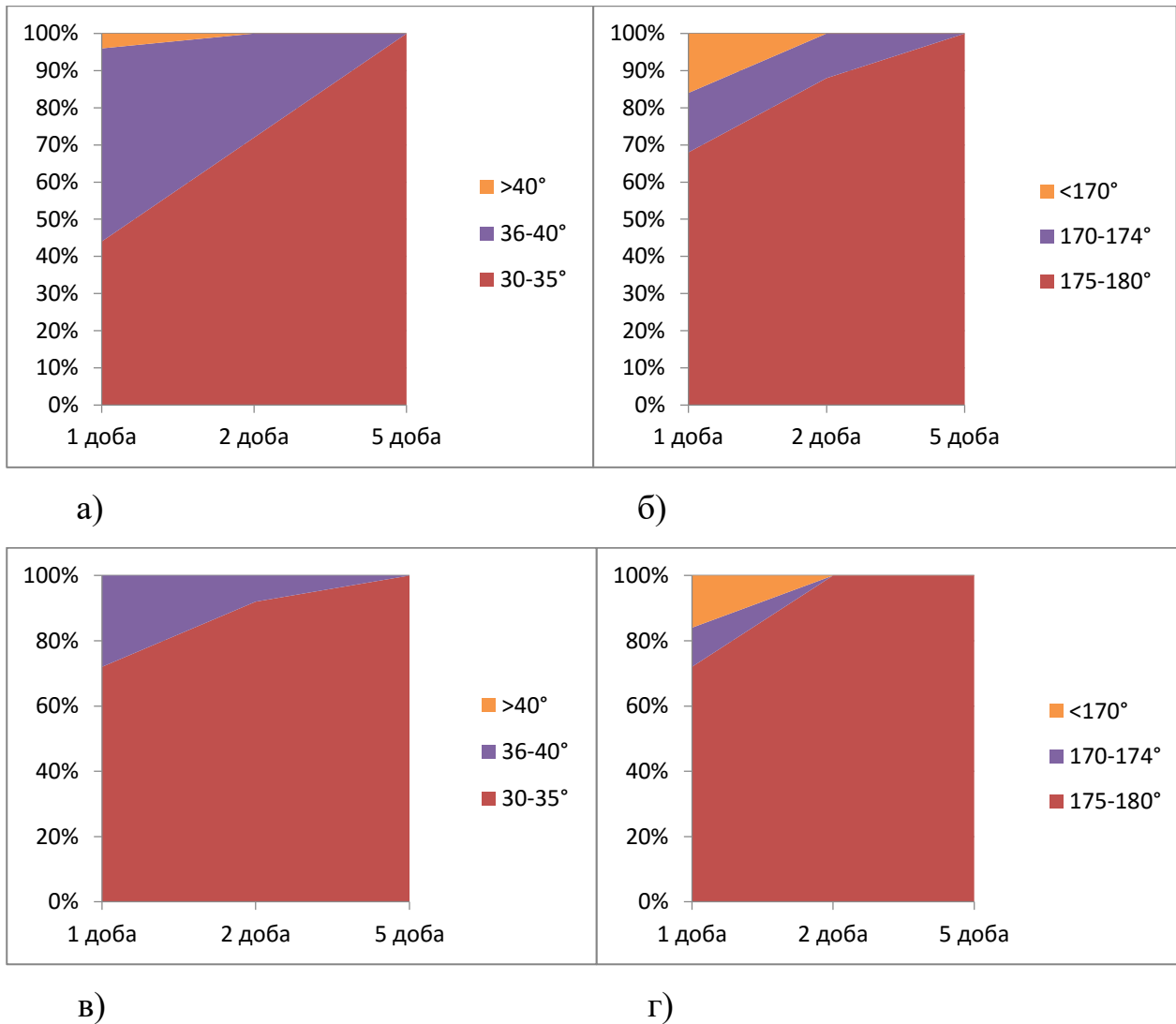


Рисунок 3.3 – Результати вимірювання кутів руху оперованого колінного суглоба: а) згинання, експериментальна група, б) розгинання, експериментальна група, в) згинання, контрольна група, г) розгинання, контрольна група

Слід відмітити, що відновлення функції згинання та розгинання оперованої кінцівки тварин обох груп не набуло статистичної значущості ( $p > 0,05$ ), проте протягом першої доби з моменту операції в контрольній групі показники згинання

були кращі порівняно з експериментальною групою, так, згинання в межах 30-35° відмічалось в 72% випадках (18 особин) порівняно з 44% (11 особин) експериментальної групи. На 2 добу після операції відмічалось покращення результатів функції в обох групах: в експериментальній групі – кількість тварин з показниками згинання 36-40° зменшилась на 24 %, а з максимальними показниками (30-35°) збільшилась майже в 1,6 рази; в контрольній групі майже всі тварини (92 %) показали відмінний результат згинання (рис. 3.3).

Частка тварин з відмінним показником розгинання через добу становила 72 % в експериментальній групі та 80 % - в контрольній з покращенням на 2 добу до 84 % та 96 % відповідно.

Ускладень з боку операційної рани у тварин обох груп не було виявлено.

Таким чином, достовірно визначено, що імплантація ППС в ділянці фіброзної мембрани суглоба не викликає порушень чи обмежень функціональних можливостей та рухової активності оперованої кінцівки в пізні післяопераційні терміни. Терміни відновлення опороспроможності та активних рухів статистично не відрізняються від контрольної групи.

### **3.2 Морфологічні особливості перебудови капсули суглоба при закритті її дефекта поліпропіленовим сітчастим імплантом**

При макроскопічному дослідженні в ранні терміни спостереження (7 доба після оперативного втручання) в обох групах тварин визначаються виражений набряк капсули суглоба, гіперемія м'яких тканин, повнокров'я судин (рис.3.4), ділянок некрозу та прорізування шовного матеріалу не виявлено. В порожнині суглоба не відмічається патологічного випоту, гемартрозу. Синовіальна рідина прозора, звичайної в'язкості, без патологічних домішок. Кількість рідини суглоба не відрізнялась від подібної протилежного неоперованого суглоба. Пасивні рухи не обмежені в усіх напрямках.

В контрольній групі на 7 добу після формування дефекта при макроскопічному дослідженні колінного суглоба відмічали ознаки продуктивного запалення з ознаками зрощення країв капсули. В експериментальній групі відмічали тонкі

спайки між капсулою суглоба, краями сітки та навколишніми м'якими тканинами в місцях їх щільного контакту та петель шовного матеріалу.



а)



б)

Рисунок 3.4 – Макроскопічні зміни в колінному суглобі а) 7 доба після операції імплантації ППС, б) 7 доба, контрольна група (фото з операційної)

У тварин контрольної групи, починаючи з 7 доби після оперативного втручання, протягом наступних двох місяців спостереження відбувалось утворення післяопераційного рубця представленого щільною сполучною тканиною, у тварин експериментальної групи на тлі формування рубця також спостерігається суттєве потовщення суглобової капсули у місцях контакту з ППС (табл. 3.3).

Таблиця 3.3 – Товщина сполучнотканинної капсули навколо елементів ППС (мкм,  $M \pm SD$ )

| Доба після операції | Показник  |
|---------------------|-----------|
| 7 доба              | 29,1±3,8  |
| 14 доба             | 54,9±5,9  |
| 21 доба             | 116,3±2,8 |



В ділянках післяопераційного рубця товщина суглобової капсули залежить від наявності ускладнень та термінів після операції. Доведена пряма залежність між товщиною сполучнотканинної капсули суглоба навколо елементів ППС та термінів з моменту втручання. Протягом другого тижня після утворення дефекту суглобової капсули та його закриття сіткою товщина капсули збільшилась в 1,89 раза. Найбільші темпи потовщення капсули (в 2,1 раза) спостерігаються протягом третього тижня післяопераційного періоду (з 14 по 21 добу експерименту), що на 18,2 % більше, ніж потовщення з 7 по 14 добу. Це можна пов'язати із затиханням ексудативної фази запалення та переходом в активну стадію проліферативної фази. Потім, до кінця другого місяця післяопераційного періоду, відмічається поступове майже рівномірне потовщення капсули в зоні дефекту та навколо неї й прилеглих тканин, без суттєвих змін у контрольні терміни. Загалом, за весь період спостереження максимальне потовщення капсули відмічалось майже у 6,25 раза.

При мікроскопічному дослідженні капсули колінного суглоба на 7 добу після ушивання створеного дефекту у контрольній групі тварин спостерігаються явища загального набряку тканини суглобової капсули, переважно в межах синовіальної мембрани, у фіброзній мембрані спостерігається дезорганізація волокон. Кровоносні судини суглобової капсули розширені, на їх частку приходиться  $8,3 \pm 0,4$  % відносної площі, капіляри і венули повнокровні, спостерігається імбібіція тканини капсули еритроцитами, крововиливи займають  $12,6 \pm 0,5$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, навколо судин – періваскулярні лейкоцитарно-лімфоцитарні інфільтрати. На частку волокон синовіальної мембрани капсули припадає  $21,4 \pm 2,3$  %, а міжклітинна речовина за рахунок набряку займає  $49,6 \pm 2,6$  % відносної площі; клітини, включаючи періваскулярні інфільтрати, займають  $8,1 \pm 0,4$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба (табл. 3.4).

У тварин експериментальної групи через 7 діб в зоні імплантації ППС відмічається скупчення клітин сполучної тканини навколо волокон. Серед клітин зустрічаються макрофагоцити, лейкоцити, лімфоцити, фібробласти та фіброцити. Між клітинами, структурами ППС розташовані короткі тонкі колагенові волокна.

Таблиця 3.4 – Морфологічні показники змін капсули суглоба після артротомії та закриття дефекта у тварин обох груп (відносна площа, %,  $M \pm SD$ )

| Доба                          | Експериментальна група (n=25) | Контрольна група (n=25) | p      |
|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------|--------|
| Гематома                      |                               |                         |        |
| 7 доба                        | 13,3±0,7                      | 12,6±0,5                | p<0,05 |
| 14 доба                       | 11,7±0,7                      | 8,4±0,5                 | p<0,05 |
| 21 доба                       | -                             | -                       | -      |
| Волокна синовіальної оболонки |                               |                         |        |
| 7 доба                        | 19,6±1,4                      | 21,4±2,3                | p<0,05 |
| 14 доба                       | 33,6±2,2                      | 35,4±2,9                | p<0,05 |
| 21 доба                       | 36,4±1,4                      | 50,6±2,7                | p<0,05 |
| Міжклітинна речовина          |                               |                         |        |
| 7 доба                        | 50,3±2,0                      | 49,6±2,6                | p>0,05 |
| 14 доба                       | 34,8±2,3                      | 35,6±2,5                | p>0,05 |
| 21 доба                       | 30,4±3,1                      | 27,3±3,0                | p<0,05 |
| Періваскулярний інфільтрат    |                               |                         |        |
| 7 доба                        | 10,1±0,6                      | 8,1±0,4                 | p<0,05 |
| 14 доба                       | 12,1±0,5                      | 12,3±0,5                | p>0,05 |
| 21 доба                       | 15,7±0,7                      | 14,5±0,5                | p<0,05 |
| Кровоносні судини             |                               |                         |        |
| 7 доба                        | 7,7±0,5                       | 8,3±0,4                 | p<0,05 |
| 14 доба                       | 10,3±0,6                      | 8,3±0,3                 | p<0,05 |
| 21 доба                       | 10,0±0,5                      | 9,8±0,4                 | p>0,05 |
| Фібозна тканина               |                               |                         |        |
| 60 доба                       | 60,1±3,6                      | 51,6±1,6                | p<0,05 |

У підсітковій ділянці відзначаються сформовані фібрин-кров'яні згустки, які ініціюють утворення грануляційної тканини. В цілому в тканині капсули

спостерігаються осередки діapedезних крововиливів, особливо виражені в крайовому відділі та у ділянці швів. Кровоносні судини розширені, повнокровні (рис. 3.5). Лімфатичні судини капсули також розширені. Тканина, як синовіальної, так і фіброзної мембран суглобової капсули набрякла, відмічається дезорганізація волокон. Серед волокон у ділянці дефекту переважають короткі тонкі волокна, які не мають загального напрямку розташування. У межах синовіальної мембрани явища набряку більш виражені, ніж у фіброзній мембрані. Осередки крововиливів займають  $13,3 \pm 0,7$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, кровоносні судини –  $7,7 \pm 0,5$  %, на частку волокон припадає  $19,6 \pm 1,4$  %, а міжклітинна речовина за рахунок набряку превалює та займає  $50,3 \pm 2,0$  % відносної площі; клітини, включаючи періваскулярні інфільтрати, займають  $10,1 \pm 0,6$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба.

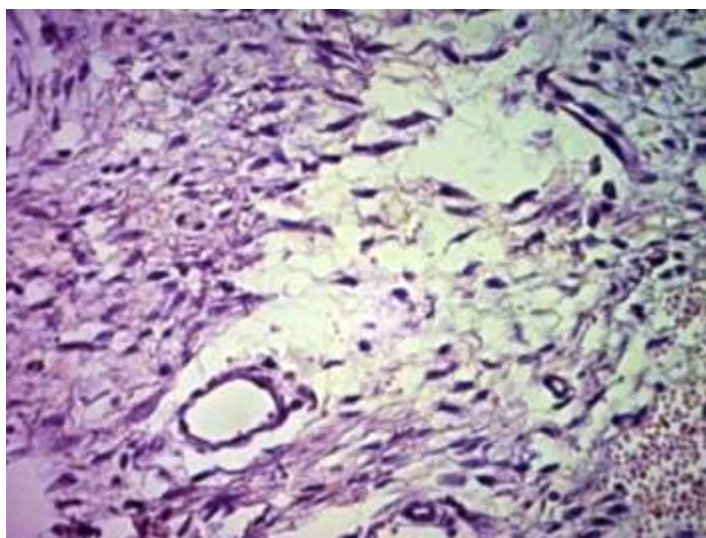
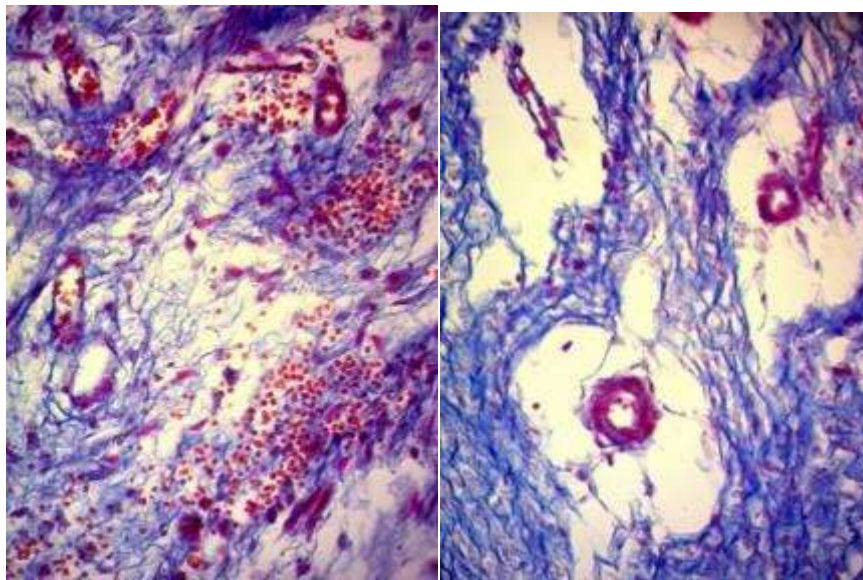


Рисунок 3.5 – Суглобова капсула експериментальної тварини на 7 добу після пошкодження капсули та пластики дефекту ППС. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення x400

На 14-ту добу в обох групах спостереження макроскопічні прояви запальної відповіді менш виражені: візуально спостерігається зменшення набряку та гіперемії. При мікроскопічному дослідженні фрагментів капсули колінного суглоба кролів обох груп у ділянках формування післяопераційного рубця виявлені осередки

крововиливів, колагенові волокна, що формуються, дезорганізовані, спостерігається періваскулярний набряк синовіальної оболонки колінного суглоба, лімфатичні судини розширені (рис. 3.6). Серед клітин паравазальних інфільтратів виявлені макрофагоцити, лейкоцити, лімфоцити, фібробласти та фіброцити. Фібробластно-фіброцитарний індекс, який характеризує в цілому стабільність тканини, у тварин контрольної групи складає 1,69, що вказує на активні темпи формування рубця. В експериментальній групі більш виражені явища крововиливів. Фібробластно-фіброцитарний індекс складає 1,73. В суглобовій капсулі цієї групи тварин в межах формування післяопераційного рубця, на відміну від контролю, контакт з ксеноматеріалом збільшується за рахунок наявності не тільки шовного матеріалу, але і волокон ППС, що у свою чергу збільшує подразнення тканини та викликає більш виражені реактивні зміни, починаючи з крововиливів, рівня набряку, наявності та розмірів інфільтратів, що протягом першого тижня супроводжується більш вираженою запальною реакцією.

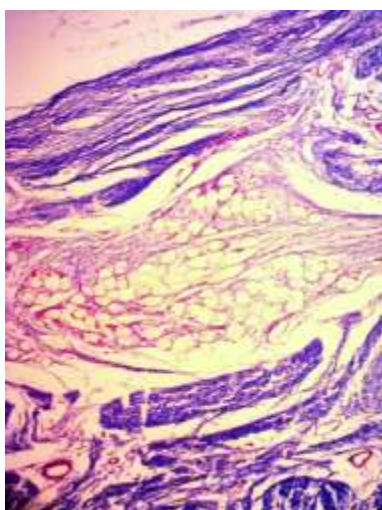


а)

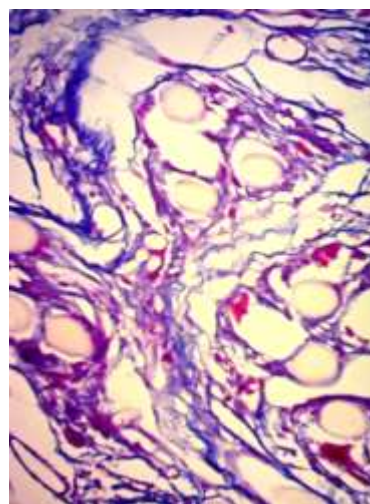
б)

Рисунок 3.6 – 14 доба після моделювання дефекту капсули суглоба. Забарвлення за Масоном. Збільшення  $\times 400$ . а) контрольна тварина, б) експериментальна тварина. Крововиливи, дезорганізація волокон, судини повнокровні

Кровоносні судини суглобової капсули контрольних тварин залишаються розширеними, на їх частку приходиться  $8,3 \pm 0,3$  % відносної площі, капіляри і венули повнокровні, спостерігається імбібіція тканини капсули еритроцитами, крововиливи займають  $8,4 \pm 0,5$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, навколо судин – періваскулярні лейкоцитарно-лімфоцитарні інфільтрати, які займають  $12,3 \pm 0,5$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба. На частку волокон синовіальної мембрани капсули припадає  $35,4 \pm 2,9$  %, явища набряку зменшуються, міжклітинна речовина займає  $35,6 \pm 2,5$  % відносної площі.



а)



б)

Рисунок 3.7 – Формування колагенових волокон навколо волокон ППС на 21 добу після формування дефекту капсули колінного суглоба та його закриття ППС.

Забарвлення за Масоном. Збільшення а)  $\times 100$ , б)  $\times 400$

За результатами морфометрії в експериментальних тварин осередки крововиливів займають  $11,7 \pm 0,7$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, кровоносні судини –  $10,3 \pm 0,6$  %, на частку волокон припадає  $33,6 \pm 2,2$  %, а міжклітинна речовина за рахунок набряку превалює та займає  $34,8 \pm 2,3$  % відносної площі; клітини, включаючи періваскулярні інфільтрати, займають  $12,1 \pm 0,5$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного

суглоба. У зоні імплантації сітки визначаються осередки формування волокон сполучної тканини навколо комірок та філаментів ППС.

На 21 добу після формування пошкодження суглобової капсули та його корекції в обох досліджуваних групах тварин спостерігається більш упорядковане розташування волокон сполучної тканини. В експериментальних тварин в зоні імплантованої поліпропіленової сітки колагенові волокна розташовуються як навколо всієї сітки, так і навколо кожного її філамента (рис. 3.7), між волокнами розташовані клітинні інфільтрати, у складі яких зустрічаються лімфоцити, макрофагоцити, фібробласти і фіброцити. Фібробластно-фіброцитарний індекс складає 1,45, що перевищує значення цього показника у контролі на 4 % (1,39). Відносна площа клітинних інфільтратів в обох групах тварин збільшується у порівнянні з попереднім терміном спостереження ( $14,5 \pm 0,5$  % та  $15,7 \pm 0,7$  %, відповідно у контрольній та експериментальній групах). Явища набряку залишаються у тканині синовіальної мембрани колінного суглоба обох груп тварин, але набряк більш виражено у експерименті (рис. 3.8). На частку міжклітинної речовини припадає  $27,3 \pm 3$  % та  $30,4 \pm 3,1$  %, відповідно у контрольній та експериментальній групах. У порівнянні з попереднім терміном спостереження у контрольних та експериментальних тварин крововиливи не виявляються. Волокна капсули контрольних тварин займають  $50,6 \pm 2,7$  % відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба, в експериментальних тварин цей показник достовірно менше –  $36,4 \pm 1,4$  % ( $p < 0,05$ ).

У віддалені терміни експерименту, на 45 добу після операції, у контрольній групі тварин рубець представлений сполучною тканиною різного ступеня зрілості, яка складалася з пучків колагенових волокон. Між ними розташовувалися клітини фібробластичного диферону. Такі ділянки перемежовувалися з осередками жирової тканини, повсюди виявляли новоутворені тонкостінні кровоносні судини, явища набряку були майже відсутні. Фібробластно-фіброцитарний індекс становить 1,16.



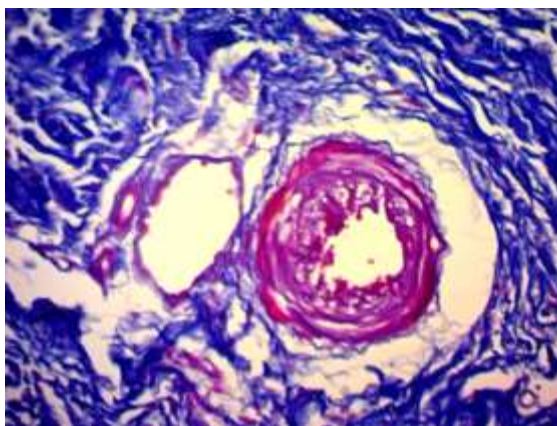


Рисунок 3.8 – Періваскулярний набряк капсули суглоба експериментальної тварини на 21 добу післяопераційного періоду. Забарвлення за Масоном.

Збільшення x400

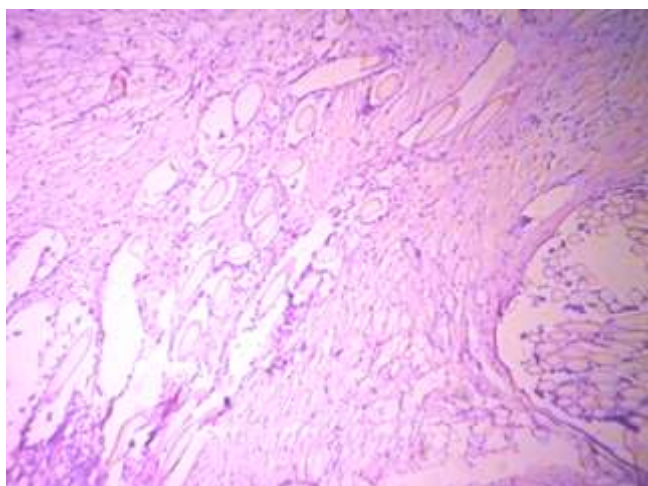
В суглобовій капсулі тварин експериментальної групи в зоні розташування імплантату з поліпропілену визначаються колагенові волокна різного діаметра, вони оточують як комірки сітки, так і помірно виражені у міжкомірцевому просторі (рис. 3.9). Навколо філаментів сітки визначаються клітинні скупчення, які представлені переважно фібробластами та фіброцитами. Фібробластно-фіброцитарний індекс зменшується у порівнянні з попереднім терміном спостереження (1,14), що пов'язано зі зменшенням частки фібробластів, і вказує на більшу стабільність рубцевої тканини. Навколо філаментів сітки зберігаються осередки набряку, але у порівнянні з попереднім терміном спостереження вони виражені значно менше.

При оцінці репаративного процесу за модифікованою шкалою Вандербільтського університету (табл. 3.4) ми отримали такі результати: на 21 добу – 4 [3; 4]; 45 добу – 6 [5; 6]; 60 добу – 7 [7; 7] (табл. 3.5). Ці дані свідчать про те, що вже через три тижні після імплантації ППС в ділянці капсули суглоба виникає зрощення з навколишніми тканинами у межах 51-75 % площі імплантату з подальшим збільшенням до максимального зрощення (75-100 %) у термін 45 доби. Проте сила зрощення через гістологічні особливості на 21 добу залишалась слабкою з подальшим посиленням прямо пропорційно термінам після операції.

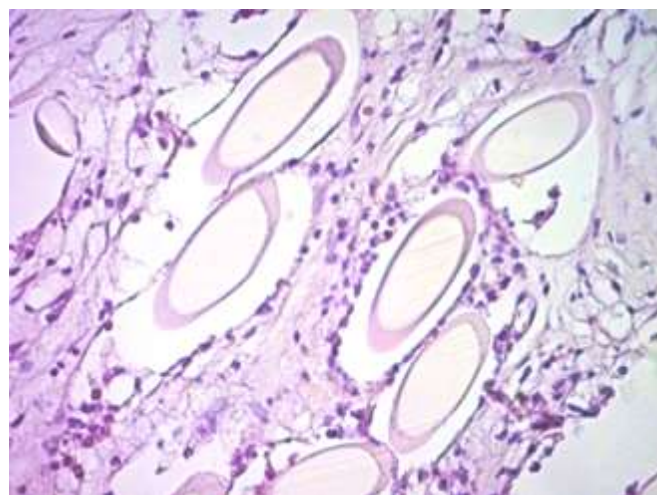
Таблиця 3.5 – Результати оцінки процесу зрощення тканин з сіткою за модифікованою шкалою Вандербільтського університету (загальна кількість балів, Me [Q25; Q75])

|                   | 21 доба  | 45 доба  | 60 доба  |
|-------------------|----------|----------|----------|
| Міцність зрощення | 1 [1; 1] | 2 [2; 2] | 3 [3; 3] |
| Площа зрощення    | 2 [2; 3] | 4 [3; 4] | 4 [4; 4] |
| Загалом           | 4 [3; 4] | 6 [5; 6] | 7 [7; 7] |

Через 2 місяці після операції макроскопічно ознак запального процесу не виявлено в обох групах. В експериментальній групі мікроскопічно виявляється переважання фіброзної тканини, яка займала  $60,1 \pm 3,6$  % поля зору, в порівнянні з контрольною групою, де її площа сягала  $51,6 \pm 1,6$  % ( $p < 0,05$ ) відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба. Фібробластно-фіброцитарний індекс становить 1,07 та 1,02, відповідно в контрольній та експериментальній групах.



а)



б)

Рисунок 3.9 – Фрагмент капсули колінного суглоба на 45-у добу після операції пластики дефекту ППС. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення а) x100, б) x400



В обох групах відмічалась розгалужена сітка новоутворених судин. В експериментальних тварин відзначається формування всередині комірок тяжів колагенових волокон і констрикція сітки. У підсітковому просторі визначається щільний рубець з вираженою колагенізацією тканини, наявністю ділянок жирової тканини.

### **3.3 Висновки**

Таким чином, на підставі морфологічного аналізу структурної перебудови тканин в умовах закриття дефекту капсули суглоба сітчастим імплантатом встановлено, що ППС викликає асептичну запальну реакцію, що індукує утворення сполучної тканини навколо її елементів. Застосування ППС супроводжується пролонгованою місцевою запальною реакцією і призводить до виражених реактивних змін, що закінчуються розвитком стійкого спайкового процесу з оточуючими м'якими тканинами, формуванням міцного сполучнотканинного післяопераційного рубця. Слід також зазначити, що процеси утворення міцної рубцевої тканини, порівняно з контрольною групою, через пролонгований запальний процес продовжуються більш тривалий час, лише зміцнюючи блок тканина-сітка, що відіграє значну роль в стабільності капсули суглоба, яка витримує значне механічне напруження. За даними аналізу відновлення функції оперованої кінцівки не виявлено статистично значимих відмінностей між використанням ППС та звичайним ушиванням. В обох групах відмічається швидке відновлення функцій (протягом перших 7 діб) до значень здорової кінцівки, що дозволяє використовувати ППС для закриття дефекта та відновлення цілісності капсули суглоба.

Матеріали даного розділу опубліковані в наукових працях [27].

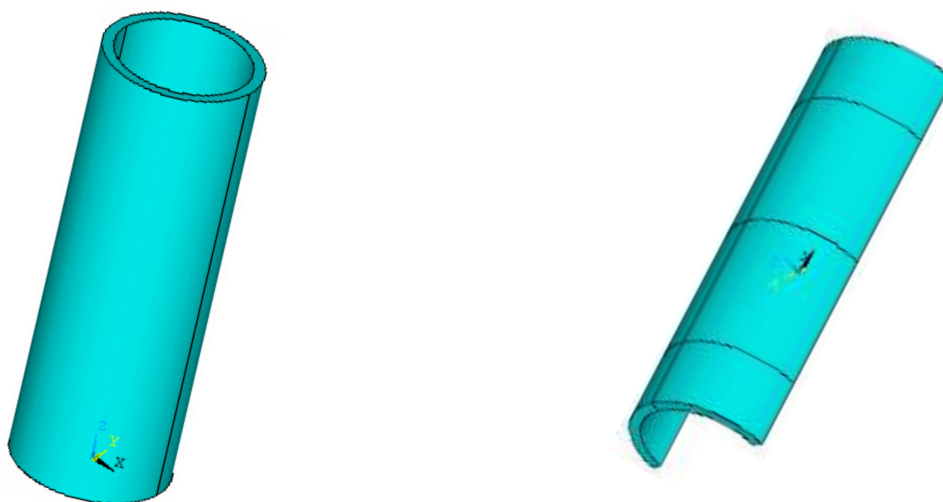
## РОЗДІЛ 4

### КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕННЯ В СУГЛОБІ ПРИ ЗАКРИТТІ ДЕФЕКТУ КАПСУЛИ ПРОПІЛЕНОВОЮ СІТКОЮ

З метою обґрунтування використання поліпропіленової сітки на доклінічному етапі дослідження важливим етапом було побудування коректної моделі системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» для отримання максимально точних математичних результатів обчислення. З огляду на те, що форма капсули повторює контури голівки і частково шийки стегнової кістки і має форму циліндричного рукава, прикріпленого до країв кульшової западини таза і міжвертлюгової лінії, вона моделювалась у вигляді порожнього циліндра з відповідними середніми розмірами: довжина 12см, товщина стінки 7мм (рис. 4.1, 1) [14, 99].

Відносно діаметра циліндра необхідно відзначити: зважаючи на те, що капсула щільно прилягає до голівки, а під час рухів поверхня голівки ендопротеза впливає на саму капсулу, то для дотримання умов взаємодії між цими елементами, діаметр голівки і внутрішній діаметр циліндра мали однаковий розмір, який становив 36мм. Вибір голівки для моделювання саме такого розміру обумовлено тим, що при більшій головці зменшується відстань «стрибка» вивиху, проте капсула суглоба під час рухів перебуває у більш натягнутому положенні, що зменшує її міцнісні характеристики; з цього випливає, що доцільно проводити дослідження при максимальних значеннях тиску голівки на капсулу. До того ж, статистично доведено, що даний розмір голівки найчастіше використовується при первинному ендопротезуванні в більшості країн [49, 101, 161, 170, 175].

З урахуванням зазначеної товщини стінки капсули, зовнішній діаметр циліндра дорівнював 50мм. Для зниження кількості кінцевих елементів моделі розглядалась тільки 1/2 циліндра (рис. 4.1, б).



а)

б)

Рисунок 4.1 – а-б) елемент «капсула» комп'ютерної моделі системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»

Відносно моделі голівки зауважимо, що жорсткість її багато вище, ніж у капсули. Крім того, ендопротез не є безпосередньо досліджуваним об'єктом. Тому з метою зниження загальної кількості кінцевих елементів в моделі, голівка ендопротеза кульшового суглоба моделювалась у вигляді порожньої сфери, зовнішній діаметр якої, як вказувалося вище, мав розмір 36мм, а внутрішній – 34мм, тобто товщина стінки голівки була задана 1мм (рис. 4.2). Принципово це не впливає на якість дослідження, адже стінки голівки не деформують і все напруження передають капсулі.

Для прикладання навантаження до голівки ендопротеза, яке і передається на капсулу, до сфери прикріплений прямокутний елемент, який мав розміри поперечного перерізу 1x1см.

Взаємодія між сферою та внутрішньою поверхнею циліндра здійснювалась шляхом створення контактної пари засобами програмного комплексу.

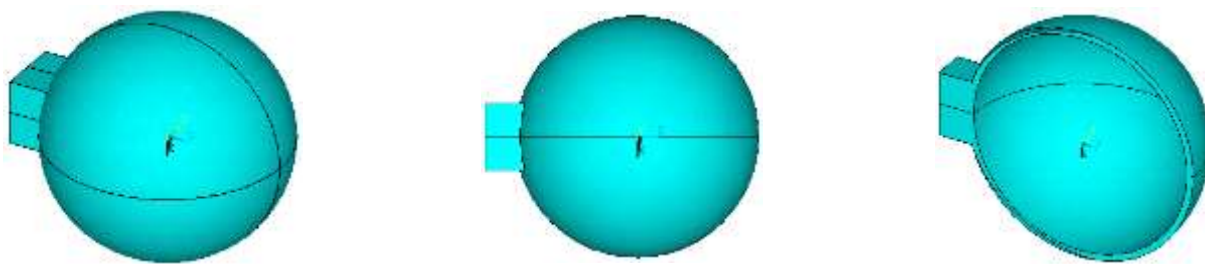


Рисунок 4.2 – елемент «голівка ендопротеза» комп'ютерної моделі системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»

Капсулотомія моделювалась у вигляді розсічення нульової товщини, уздовж утворюючої циліндра, тобто вздовж моделі капсули. Було обрано лінійний розріз, адже доведено, що стабільність шва тим більша, чим менше вільних клаптів для ушивання, до того ж значно більша стабільність утримання голівки в чашці ендопротеза, в порівнянні, наприклад, з Т-подібним розрізом [47]. Довжина розтину моделювалась розміром 8см [14] з метою зниження кінцевих елементів шовного матеріалу. Розташовувався розріз симетрично по висоті циліндра, тому відступи від верхнього і нижнього краю моделі склали по 2см.

Фіксуючі елементи (нитка і сітка) також моделювались відповідно до своїх реальних розмірів та механічних характеристик (табл.4.1) [2, 71, 146, 156].

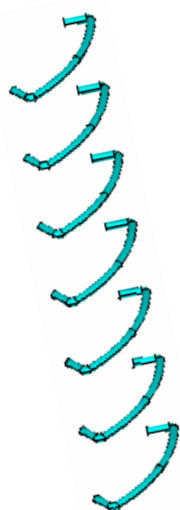
Таблиця 4.1 – Механічні властивості поліпропіленової сітки, використані для побудови моделі

| Параметр (одиниці вимірювання) | Показник (M±m) |
|--------------------------------|----------------|
| 1                              | 2              |
| Товщина матеріалу (мм)         | 523±4          |
| Діаметр нитки (мкм)            | 132±2          |
| Вага (г/м <sup>2</sup> )       | 140            |
| Еластичність (%)               | 4-16           |
| Поверхнева пористість (%)      | 50,3±1,6       |
| Об'ємна пористість (%)         | 82,9±0,3       |

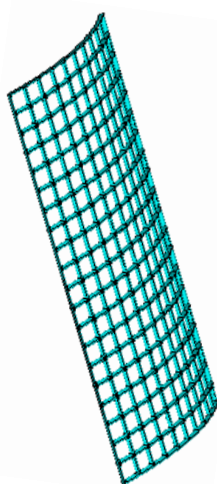
Продовження таблиці 4.1

| 1   | 2         |
|---|-----------|
| Розмір пори (мм×мм)   | 1×1       |
| Механічні властивості при випробуванні на поздовжнє розтягнення |           |
| Максимальна сила (Н/см)   | 84,8±15,0 |
| Стійкість до розриву (%)  | 186±7     |
| Жорсткість (Н/мм)   | 3,6±0.4   |
| Механічні властивості при випробуванні на поперечне розтягнення |           |
| Максимальна сила (Н/см)   | 41,6±5,4  |
| Стійкість до розриву (%)  | 274±6     |
| Жорсткість (Н/мм)   | 1,1±0,1   |

Для нитки вікріл було обрано такі характеристики: діаметр нитки – 0,5 мм, подовження – 17мм, деформація – 0,2 % [39] (рис. 4.3, а, б).



а)



б)



в)



г)

Рисунок 4.3 – а) елемент «вузловий шов», б-в) елемент «поліпропіленова сітка» комп'ютерної моделі системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба», г) зразок пропіленової сітки, фото з операційної

Механічні властивості елементів моделі задавалися таким чином: для капсульно-зв'язкового апарату модуль пружності Юнга – 150МПа, коефіцієнт Пуассона – 0,25 [71, 146]. Властивості голівки ендопротеза були обрані з міркувань високої жорсткості в порівнянні з жорсткістю капсули і становили  $2 \cdot 10^5$  МПа і 0,25, відповідно. Для нитки і сітки пружні властивості передбачалися однаковими і відповідали: модуль Юнга – 17,2 МПа, коефіцієнт Пуассона – 0,25.

Попередній розрахунок показав, що моделювання сітки з її реальними розмірами (сітчаста структура) створює велику кількість додаткових елементів в моделі (лінії і поверхні), яким присвоюється нумерація. Це в свою чергу призводить до суттєвого споживання ресурсів комп'ютера. Тому модель сітки була замінена на фрагмент циліндричної поверхні (рис. 4.3, в), габаритні розміри якої відповідали сітці, а товщина збігалася з діаметром нитки. Зазначена заміна потребувала перерахунку пружного модуля, який склав 1,72МПа. Зауважимо, що моделювання сітки у вигляді суцільної поверхні є правомірним, оскільки відмінність у будові зазначених об'єктів існує тільки на мікрорівні (наявність або відсутність комірок та пор), нами не враховувався фактор інтеграції м'яких тканин між елементами сітки. На макрорівні, за рахунок визначення нового модуля пружності для суцільної поверхні, відмінності в поведінці моделей сітки (сітчаста або суцільна структура) при її навантаженні не було. Отже, вплив на капсулу з боку моделі сітки у вигляді суцільної поверхні такий само, як і при моделюванні її сітчастою структурою.

Ушивання дефекта моделювалось накладенням швів і сітки. Шви накладались з кроком 1см, з відступом від країв розрізу по 1см., тому загальна кількість швів склала 7 штук (рис. 4.4, б). Відступи від вісі розрізу також складали по 1см. Сітка накладалась за розмірами розсічення, тобто 8см – уздовж лінії розрізу, і з відступами по 2,5см – від його вісі (рис. 4.4, в). З'єднання сітки і поверхні капсули здійснювалось елементами, які моделювали шовний матеріал. Розміри і властивості елементів шовного матеріалу відповідали розмірам і властивостям нитки, якою здійснюється фіксація сітки до капсули, а розташовувались вони з кроком 1см по всьому периметру сітки.

Взаємодія фіксуючих елементів і капсули здійснювалась також шляхом створення контактної пари.

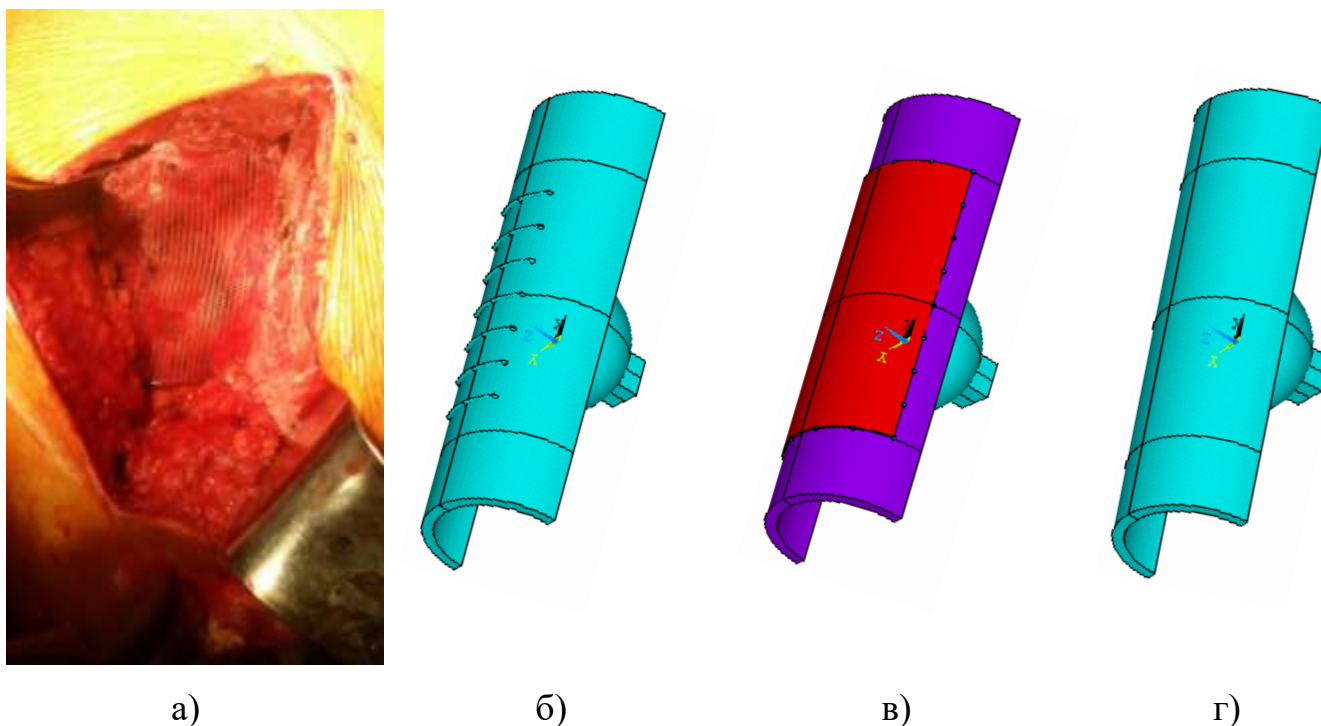


Рисунок 4.4 – а) поліпропіленова сітка, імплантована в зони капсульного дефекту, фото з операційної б) комп'ютерна модель системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» із закриттям дефекту капсули вузловим швом, в) комп'ютерна модель системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» із закриттям дефекту капсули пропіленової сіткою, г) комп'ютерна модель системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» без закриття дефекту

Величина переміщення голівки ендопротеза в напрямку розрізу була обрана з припущення  $1/4$  діаметра голівки – 9 мм. Величина статичної сили становила 15кг. Зауважимо, що оскільки при всіх однакових умовах відмінність між моделями полягає лише в способах фіксації, то для порівняння їх ефективності величини навантажень можуть бути обрані довільно.

Модель капсули закріплювалася по всій площині верхньої і нижньої основи: заборонялось переміщення у всіх напрямках, що імітувало приєднання капсули до кісткової поверхні. Крім того, до граней, розташованих з боку відкинутої частини

циліндра, задавалися відповідні граничні умови, які забезпечували нерухомість зазначених граней моделі в напрямку вектора навантаження.

#### **4.1 Результати кінематичного розрахунку в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»**

В результаті виконаних розрахунків отримані дані розподілу напружено-деформованого стану в системі «капсула-голівка ендопротеза КС». Для оцінки ефективності способу закриття капсули, з точки зору жорсткості, в якості основних характеристик обрані величини розкриття розрізу, а також напруження, що виникає в капсулі суглоба в цей момент. Додатковою характеристикою обрано напруження в голівці.

Метою цього етапу дослідження було проведення розрахунку кінематичного навантаження, яке спрямоване на визначення жорсткості фіксації. Оскільки величина зміщення голівки, що задавалась, була однаковою для всіх моделей, то розкриття розрізу також очікувалось бути однаковим або близьким за значеннями для різних моделей. Показником жорсткості є величини напруження, що виникає в моделі, тому що більш жорстка модель більше опирається застосованим навантаженням, що і проявляється в збільшенні напруження.

Розрахунки показали, що при заданій схемі навантаження найбільші переміщення виникають в центрі розрізу, тобто в місці впливу голівки на капсулу найбільш наближеної відстані до перпендикуляра вісі. При цьому максимальна величина переміщення виникає не на лінії розрізу, а зміщується від нього в окружному напрямку, що пов'язано з деформацією капсули. Тому ця величина не є основним показником розкриття і, таким чином, для оцінки величини розкриття використовувалось переміщення точок, розташованих на лінії розрізу всередині ( $\delta_{вс}$ ) і зовні ( $\delta_{зв}$ ) капсули [124].

В табл. 4.2, в залежності від способу ушивання розрізу, наведені величини максимальних переміщень ( $\delta_{max}$ ), що виникають в капсулі, які спрямовані в бік розкриття, тобто по колу циліндра. Крім того, показані переміщення точок,



розташованих на поверхні розрізу в цьому ж напрямку ( $\delta_{вс}$ ,  $\delta_{зв}$ ), тобто відхилення країв розрізу від його лінії.

Таблиця 4.2 – Величини переміщень і напружень в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» при кінематичному розрахунку

| Спосіб фіксації   | Переміщення, мм |               |               | Напруження $\sigma_{Miz}$ МПа |         |
|---|-----------------|---------------|---------------|-------------------------------|---------|
|   | $\delta_{max}$  | $\delta_{вс}$ | $\delta_{зв}$ | Капсула                       | Голівка |
| Модель системи без закриття дефекту капсули (контрольна модель) | 6,97            | 5,79          | 6,97          | 20,9                          | 27,4    |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули вузловими швами     | 6,35            | 5,37          | 6,04          | 26,9                          | 54,5    |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули ППС                 | 5,85            | 4,94          | 5,72          | 33,3                          | 87,4    |

Як видно з табл. 4.2, значення переміщень на краях розрізу всередині і зовні капсули відрізняються. Причому величина переміщення зовні більша, ніж на внутрішній поверхні, тобто відбувається розворот країв розрізу. Картина розвороту показана на рис. 4.5.

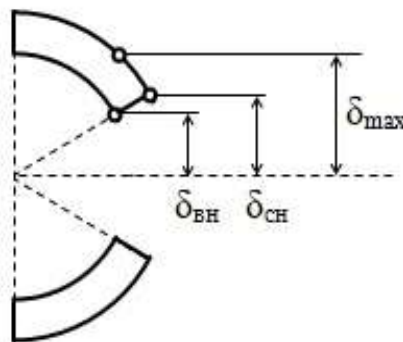


Рисунок 4.5 – Розташування точок капсули з найбільшими переміщеннями

Аналіз результатів, наведених у табл. 4.1, показав: найменше переміщення в напрямку розкриття отримано у моделі закриття дефекту капсули пропіленовою сіткою і склало 5,85мм. При ушиванні капсули шовним матеріалом ця величина дорівнювала 6,35мм, що виявилось вище на 0,5мм, або 8,5 %.

Найбільше переміщення отримано у контрольній моделі (без закриття капсули), яке дорівнювало 6,97 мм., і було більше, ніж у моделей з фіксацією сіткою та ниткою на 1,12 мм, або 19,1 %, і 0,62 мм, або 9,8 %, відповідно. Відносно величин відхилення можна помітити, що у моделі фіксації сіткою воно виявилось також найменшим як на внутрішньому, так і на зовнішньому боці. При цьому різниця в цих величинах дорівнює 1,56 мм. У моделі ушивання ниткою відхилення було вище на 8,7 % із внутрішнього боку і на 5,6 % - із зовнішнього, а різниця дорівнювала 1,34 мм. У контрольній моделі величини відхилення були найбільшими і перевищували ці показники на 17,2 % з внутрішнього і на 21,9 % - із зовнішнього боку, порівняно з фіксацією сіткою, і для моделі закриття ниткою - на 7,8 % і 15,4 %, відповідно. Різниця у відхиленнях для контрольної моделі виявилась 2,36 мм.

З огляду на те, що  $\delta$  – це відхилення точок капсули від вісі розтину, відповідно,  $\Delta$  – повне розкриття, визначається зі співвідношення (4.1)

$$\Delta = 2 * \delta. \quad (4.1)$$

Таким чином, повні величини розкриття наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Величини розкриття розрізу в залежності від моделі фіксації при кінематичному розрахунку

| Спосіб фіксації                                   | Переміщення, мм |                      |                      |
|---|-----------------|----------------------|----------------------|
|   | $\delta_{\max}$ | $\delta_{\text{вс}}$ | $\delta_{\text{зн}}$ |
| Модель системи без закриття дефекту капсули       | 13,94           | 11,58                | 13,94                |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули швами | 12,7            | 10,74                | 12,08                |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули ППС   | 11,7            | 9,88                 | 11,44                |

Для візуалізації розрахунків на рис. 4.2 показані зображення розподілу переміщень в моделі в окружному напрямку. Подано зображення в повному обсязі (рис. 4.2, а, б), а також у поздовжньому (рис. 4.2, в) і поперечному (рис.4.2, г) перетинах відносно лінії розрізу. При цьому показані тільки капсула і голівка без фіксуючого елемента. Зауважимо, що характер розподілу зазначених переміщень однаковий, незалежно від моделі фіксації, тому на рис. 4.6 для прикладу показаний вид контрольної моделі (без закриття дефекту капсули).

Для оцінки напруженого стану системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» обрані величини еквівалентного за Мізесом напруження як в капсулі, так і в голівці.

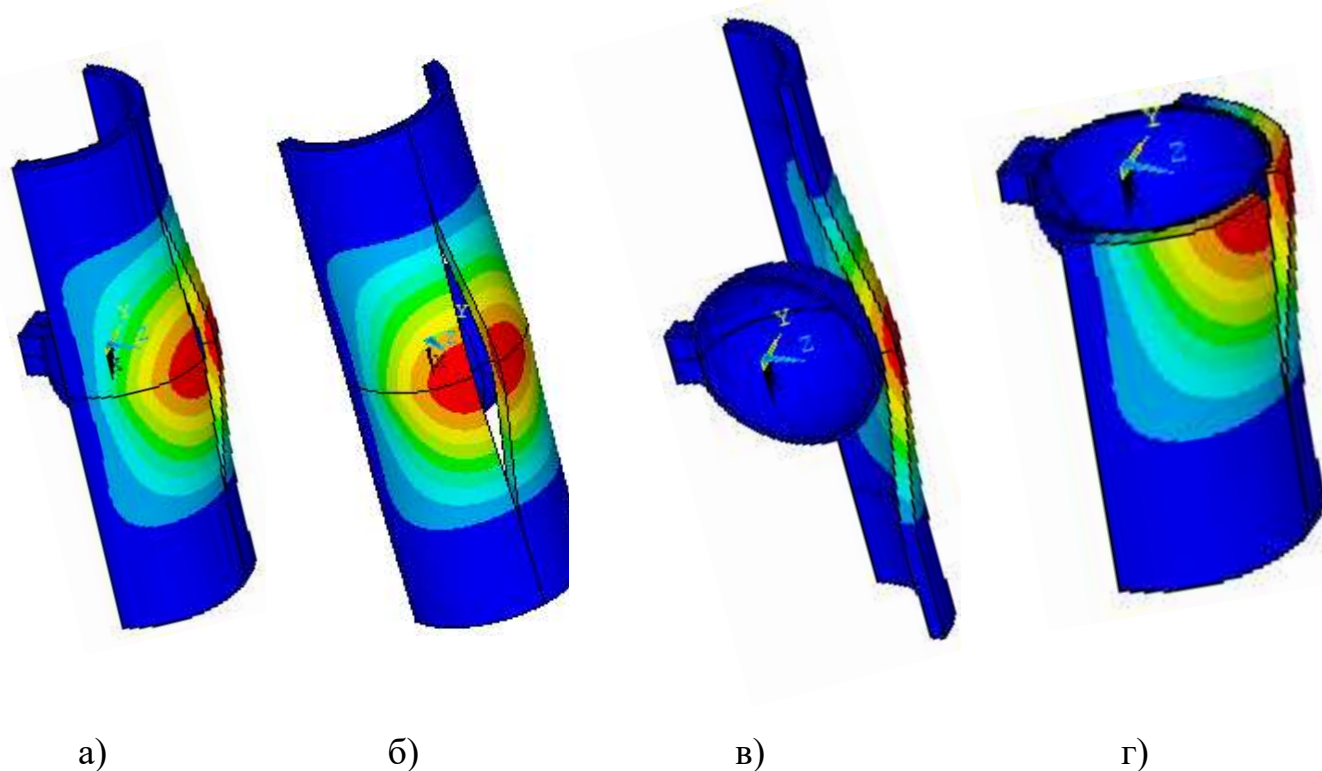


Рисунок 4.6 – Розподіл деформацій в моделі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» під час розрахунку кінематичного навантаження (контрольна модель)

З табл. 4.2 видно, що найбільше напруження в капсулі виникає в моделі з фіксацією капсули за допомогою пропіленої сітки на лінії перетину поперечної

площини симетрії моделі і поздовжньої межі моделі капсули зі внутрішнього боку (рис. 4.6, а). Величина цього напруження дорівнювала 33,3 МПа. При фіксації ниткою зазначене напруження було на 19,2 % менше і склало 26,9 МПа. Напруження виникало також в поперечній площині симетрії моделі, але в центрі розрізу із зовнішнього боку (рис. 4.6, б). Найменше напруження отримано в контрольній моделі (20,9 МПа) і було меншим на 37,2 %, ніж у моделі з ППС, і на 22,3 % - ніж у моделі з ниткою. Виникало це напруження в центрі розрізу, із внутрішнього боку моделі (рис. 4.6, в).

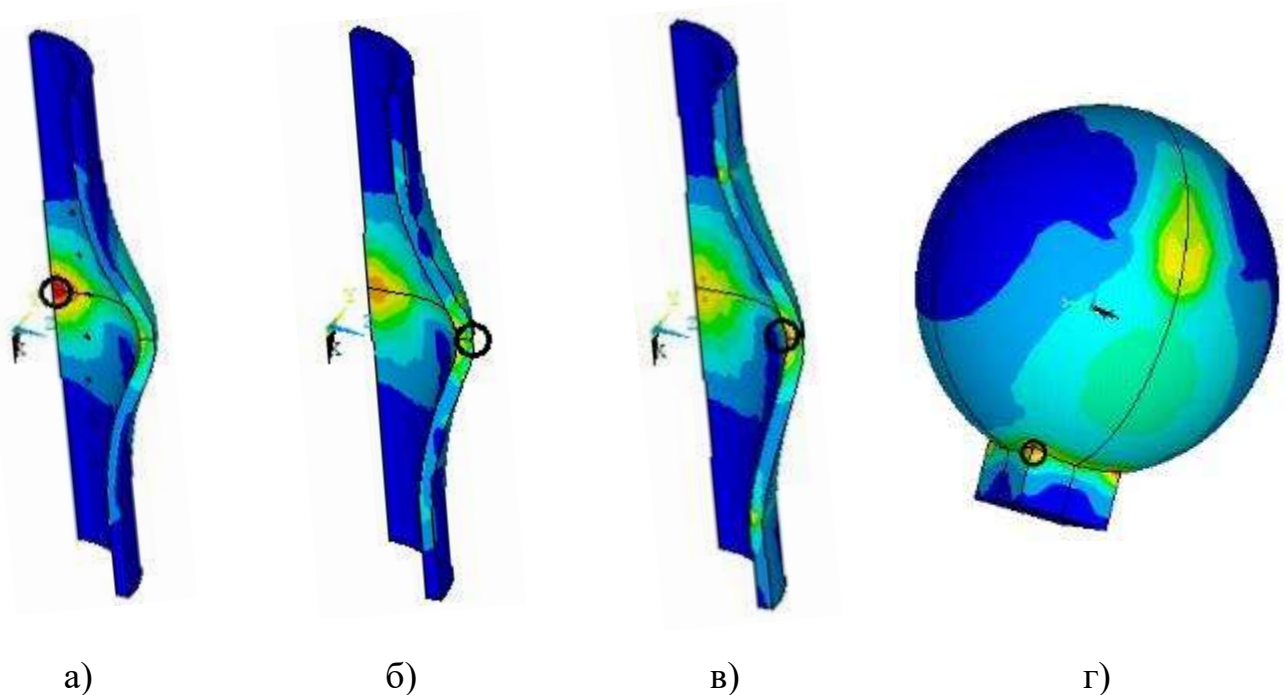


Рисунок 4.7 – Розподіл напруження в моделі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»: а – із внутрішнього боку капсули, б – із зовнішнього боку капсули, в – в центрі розрізу внутрішньої сторони капсули, г – в проекції голівки

Величина максимального напруження в голівці розподілялась між моделями аналогічним чином. Найбільше напруження досягало у моделі, в якій використовувалась ППС і становило 87,4 МПа. У моделі фіксації ниткою напруження було менше на 37,6 %. А найменше напруження отримано у моделі без ушивання розсіченої капсули, яке менше, ніж у моделей з фіксацією сіткою і

ниткою на 68,6 % і 49,7 %, відповідно. Виникало зазначене напруження в точці з'єднання сфери голівки з фіксуючим паралелепіпедом (рис. 4.7, г), тобто в концентраторі напруження, чим і пояснюється його величина.

Як зазначалось вище, при розрахунку кінематичного навантаження розподіл напруження вказує на характеристики жорсткості розглянутих моделей. Чим вище напруження при однакових умовах навантаження, тим жорсткішою є модель. Отримані величини напруження показують, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель, в якій досліджувалось закриття дефекту пропіленою сіткою.

#### **4.2 Результати статичного розрахунку в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба»**

На наступному етапі роботи виконувався статичний розрахунок, тобто фіксувалася величина прикладеного навантаження. Зауважимо, що при фіксованій величині сили у моделей з різною жорсткістю переміщення будуть також різними: чим жорсткіше модель, тим менше переміщення. Тому основним показником такого дослідження є величина розкриття розрізу, а величину напруження в моделі можна використовувати для додаткової оцінки міцності.

Аналіз результатів наведено в табл. 4.4. Найменше переміщення в напрямку розкриття розрізу ушитої капсули отримано у моделі, де досліджувалась фіксація з допомогою сітки і склало 1,01мм. При закритті дефекту капсули вікриловою ниткою ця величина була 1,68мм, що вище на 0,67мм, або 66,3 %, порівняно з використанням ППС. Найбільше переміщення отримано у контрольній моделі (без фіксації), яке дорівнювало 3,42мм, і було більше, ніж у попередніх моделей з використанням шовного матеріалу і сітки на 1,74мм, або 103,6 %, і 2,41мм, або 238,6 %, відповідно.

Необхідно зазначити, що в табл. 4.4 крім величин, описаних вище і використовуваних для оцінки ефективності способу закриття дефекту капсули (переміщення, напруги в капсулі і голівці), також наведені величини переміщення голівки в залежності від способу фіксації. Це пояснюється тим, що при прикладанні

фіксованої сили до голівки переміщення в моделі не контролюється, а є результатом. Тому показником жорсткості є не тільки величина розкриття, а й величина переміщення голівки в напрямку розрізу ( $w$  – переміщення в напрямку прикладеного навантаження).

Таблиця 4.4 – Величини переміщень і напруження в системі «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» при статичному розрахунку

| Спосіб фіксації   | Переміщення в капсулі $\delta$ , мм |               |               | Напруження $\sigma_{Miz}$ , МПа |         | Переміщення голівки $w$ , мм |
|---|-------------------------------------|---------------|---------------|---------------------------------|---------|------------------------------|
|   | $\delta_{max}$                      | $\delta_{bc}$ | $\delta_{zn}$ | Капсула                         | Голівка |                              |
| Модель системи без закриття дефекту капсули (контрольна модель) | 3,42                                | 2,87          | 3,42          | 10,5                            | 13,6    | 3,90                         |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули вузловими швами     | 1,68                                | 1,43          | 1,60          | 8,12                            | 13,8    | 2,06                         |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули ППС                 | 1,01                                | 0,86          | 0,99          | 7,59                            | 13,5    | 1,38                         |

Зауважимо, що, як і при розрахунку кінематичного навантаження, значення переміщень на краях розрізу всередині і зовні капсули відрізняються (табл. 4.4).

Беручи до уваги співвідношення  $\Delta = 2 \cdot \delta$  ( $\delta$  - відхилення точок капсули від вісі розрізу), отримаємо величини повного розкриття розрізу, які показані в табл. 4.5.

Відносно величин розкриття можна помітити, що у моделі з фіксацією пропіленовою сіткою воно виявилось також найменшим як на внутрішньому, так і на зовнішньому боці. При цьому різниця в цих величинах дорівнює 0,26мм. У моделі фіксації ниткою розкриття було вище на 66,3 % з внутрішнього боку і на

61,6 % із зовнішнього, а різниця між ними склала 0,34мм. У контрольній моделі величини розкриття були найбільшими і перевищували ці показники на 233,7 % з внутрішнього і на 245,5 % - із зовнішнього боку для моделі із сіткою, і для моделі з ниткою – на 100,7 % і 113,8 %, відповідно. Різниця в розкриттях для контрольної моделі дорівнювала 1,10мм.

Таблиця 4.5 – Величини розкриття розрізу в залежності від моделі фіксації при статичному розрахунку

| Спосіб фіксації   | Переміщення, мм. |                      |                      |
|---|------------------|----------------------|----------------------|
|   | $\delta_{\max}$  | $\delta_{\text{вс}}$ | $\delta_{\text{зн}}$ |
| Модель системи без закриття дефекту капсули                 | 6.84             | 5.74                 | 6.84                 |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули вузловими швами | 3.36             | 2.86                 | 3.20                 |
| Модель системи із закриттям дефекту капсули ППС             | 2.02             | 1.72                 | 1.98                 |

Аналізуючи дані, представлені в табл. 4.4, відмічаємо, що найменше переміщення виявилось у моделі з відновленням капсули ППС, яке дорівнює 1,38мм. У моделі фіксації ниткою ця величина дорівнювала 2,06мм, що більше на 49,3 %. Найбільше переміщення голівки отримано у моделі без ушивання капсули, яке дорівнювало 3,90мм, що було більше на 182,6 %, ніж у моделі з сіткою, і на 89,3 % - ніж у моделі з ниткою.

Зауважимо, що переміщення в моделях при статичному навантаженні розподіляються так само, як і при кінематичному (рис. 4.8). Однак величини переміщень при статичному розрахунку у різних моделей істотно відрізняються. Тому на рис. 4.4 показано розподіл переміщень в окружному напрямку для кожної моделі. Для можливості порівняння величин деформацій моделей, напруги показані в однаковому масштабі. Як видно з рис. 4.4, найменше розкриття отримано у моделі з фіксацією сіткою (рис. 4.8, в), при фіксації ниткою – більше (рис. 4.8, б), а найбільше отримано у моделі без закриття дефекту капсули кульшового суглоба (рис. 4.8, а). Існує пряма залежність між матеріалом відновлення цілісності капсули

суглоба та ступенем деформації під дією сил навантаження, які виникають у самому суглобі.

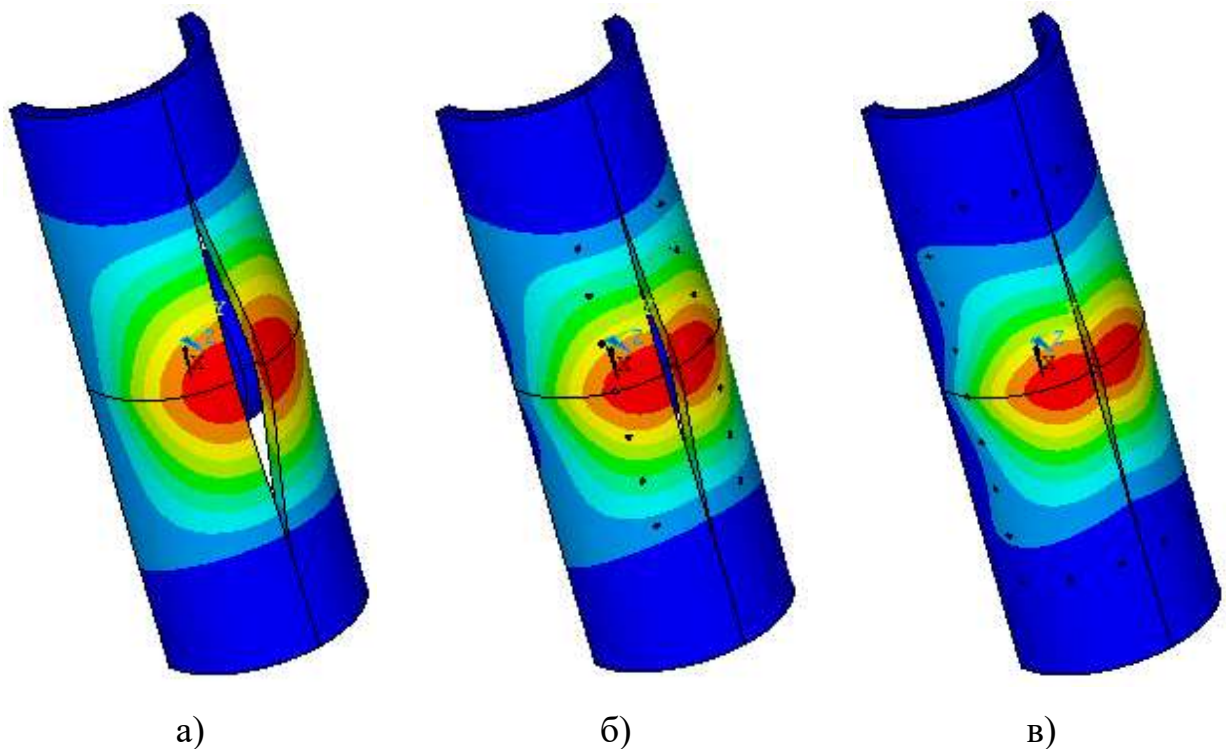


Рисунок 4.8 – Деформація побудованих моделей системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» при розрахунку статичного навантаження а) контрольна модель, б) модель з закриттям дефекту капсули вузловими швами, в) модель з закриттям дефекту капсули ППС

Для оцінки напруженого стану обрані величини еквівалентного, за Мізесом, напруження як у капсулі, так і в голівці.

Дані, відображені в табл. 4.3, свідчать про те, що найбільше напруження в капсулі виникає в моделі без фіксації, яка за величиною дорівнювали 10,5МПа. При фіксації вікрилом це напруження було на 22,7 % меншим і склало 8,12МПа. Найменше напруження виникло в моделі фіксації пропіленовою сіткою (7,59 МПа) і було меншим на 27,7 %, ніж у контрольній моделі, і на 6,53 % - ніж у моделі з ниткою. Виникало це напруження у всіх моделей в точці контакту голівки і капсули.

Максимальне напруження в голівці за величиною практично не відрізнялось для різних моделей фіксації. Найбільша величина цього напруження досягала у



моделі з ниткою і склала 13,8МПа. У моделі без фіксації напруження було меншим на 1,45 %, а найменше отримано у моделі з сіткою, яке виявилось нижчим, ніж у моделі з фіксацією ниткою і контрольній: на 2,17 % і 0,74 %, відповідно. Виникало зазначене напруження, як і при розрахунку кінематичного навантаження, в точці з'єднання тіла голівки з паралелепіпедом (рис. 4.8, г), тобто в концентраторі напруження.

### **4.3 Висновки**

Як зазначалось вище, при розрахунку статичного навантаження розподіл переміщень вказує на характеристики жорсткості розглянутих моделей. Чим нижче переміщення при однакових умовах навантаження, тим жорсткішою є модель. Таким чином, отримані переміщення показують, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель із сіткою. Крім того, величини отриманого напруження в капсулі вказують на те, що з точки зору міцності модель із сіткою є також і більш міцною.

Матеріали даного розділу опубліковані в наукових працях [26, 30, 124].

## РОЗДІЛ 5

### КЛІНІЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ ПРОПІЛЕНОВОЇ СІТКИ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ВИВИХІВ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

#### 5.1 Оцінювання клінічних та функціональних результатів лікування

Проведено довготривале проспективне спостереження за пацієнтами, проведено вивчення рентгенограм, комп'ютерних томограм (за наявності) та лабораторних даних 45 пацієнтів, які потребували відновлення чи укріплення капсули кульшового суглоба, з яких первинне ендопротезування виконане у 26 пацієнтів (57,8 %), ревізійне – у 19 (42,2 %). Серед пацієнтів вибірки переважали чоловіки – 26 пацієнтів (57,8 %), жінки склали 42,2 % – 19 пацієнтів. Середній вік пацієнтів склав 56,3 років (від 20 до 86 років).

Усім хворим проведено комплексне лікування, спрямоване на відновлення функції кульшового суглоба, яке передбачало виконання хірургічного втручання (ендопротезування кульшового суглоба) з подальшим проведенням комплексу реабілітаційних заходів, ідентичного в обох групах спостереження, і включало ортопедичний режим та дотримання певного обсягу рухової активності, консервативну терапію згідно з локальними протоколами ведення патології.

Пацієнтів було розподілено на дві клінічні групи:

- основна група – 24 пацієнта, яким під час проведення ендопротезування застосовували один з розроблених на базі кафедри травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету способів відновлення та укріплення капсульно-зв'язкового апарату КС з урахуванням стану капсули та оточуючих суглоб м'яких тканин [34, 35];

- група порівняння (контрольна) – 21 пацієнт, у яких після встановлення всіх компонентів ендопротеза виконували класичне пошарове ушивання рани, в тому числі й капсули та м'яких тканин. Треба зауважити, що в деяких випадках краї капсули ушивались у натягнутому положенні з метою максимального укриття елементів ендопротеза та відновлення м'якотканинних структур.

Критерії включення до довготривалого проспективного спостереження: згода пацієнтів на участь у дослідженні, захворювання чи травми КС, що потребують ендопротезування, ушкодження або слабкість капсульно-зв'язкового апарату, наявність обширних резекцій м'яких тканин ділянки кульшового суглоба.

Критерії виключення з довготривалого проспективного спостереження: відмова пацієнта від участі в дослідженні, наявність запальних захворювань, септична нестабільність компонентів ендопротеза кульшового суглоба.

Групи дослідження і порівняння хворих є однорідними, відповідно, зіставними і порівняними за статевим і віковим складом, а також критеріями відбору до дослідження, як було показано в Розділі 2.

Функціональний стан КС оцінювали за шкалою, розробленою William H. Harris, яка є золотим стандартом оцінювання функції і характеру больового синдрому, вона є найпоширенішою серед лікарів-ортопедів для аналізу стану КС пацієнтів після ендопротезування.

Порівняльне оцінювання результатів лікування за шкалою William H. Harris проведено в основній групі і контрольній (порівняння) в динаміці, через 12 і 24 міс. після хірургічного лікування. Проводилось анкетування пацієнтів за стандартизованим бланком та вимірювання обсягу рухів (згинання, розгинання, відведення, приведення) КС. Відповідно до цієї шкали, стан здорового КС відповідає 100 балам, сума балів зменшується пропорційно тяжкості патологічних змін у суглобі. Після підрахунку балів кожен клінічний випадок відносили до певного результату лікування. Результат вважали незадовільним, якщо сума балів становила  $\leq 70$  балів; 71-80 – задовільним, 81-90 – добрим та 91-100 – відмінним. На рис.5.1 наведено результати дослідження обох груп пацієнтів.

В обох групах у терміни 12 і 24 міс. після оперативного втручання переважали відмінні результати лікування. Треба зауважити, що в основній групі через рік після ендопротезування кількість пацієнтів з відмінним результатом була вищою за контрольну групу в 1,25 рази: 65,3 % - в основній групі, 52,2 % - в контрольній. Схожа тенденція відмічалась через 24 міс. спостереження. Так, різниця між показниками відмінного результату обох груп різнилась на 10,3 % з переважанням в

групі дослідження, проте ця різниця не набула статистичної значущості. Кількість пацієнтів, що отримали задовільні та добрі результати оцінювання, істотно не відрізнялась ( $p > 0,05$ ) між групами в обидва терміни спостереження. Найсуттєвіші відмінності спостерігались у термін 12 міс. Так, в основній групі 34,7 % пацієнтів демонстрували добрий і задовільний результат, в контрольній групі кількість пацієнтів вказаних категорій була вища на 13,1 % і склала 47,8 %. Через 2 роки після операції кількість пацієнтів, що отримали задовільний і добрий результати оцінювання за шкалою HHS, істотно зменшилась і становила 8,7 % - основна група, та 19 % - контрольна (порівняння), різниця - майже у 2,2 раза.

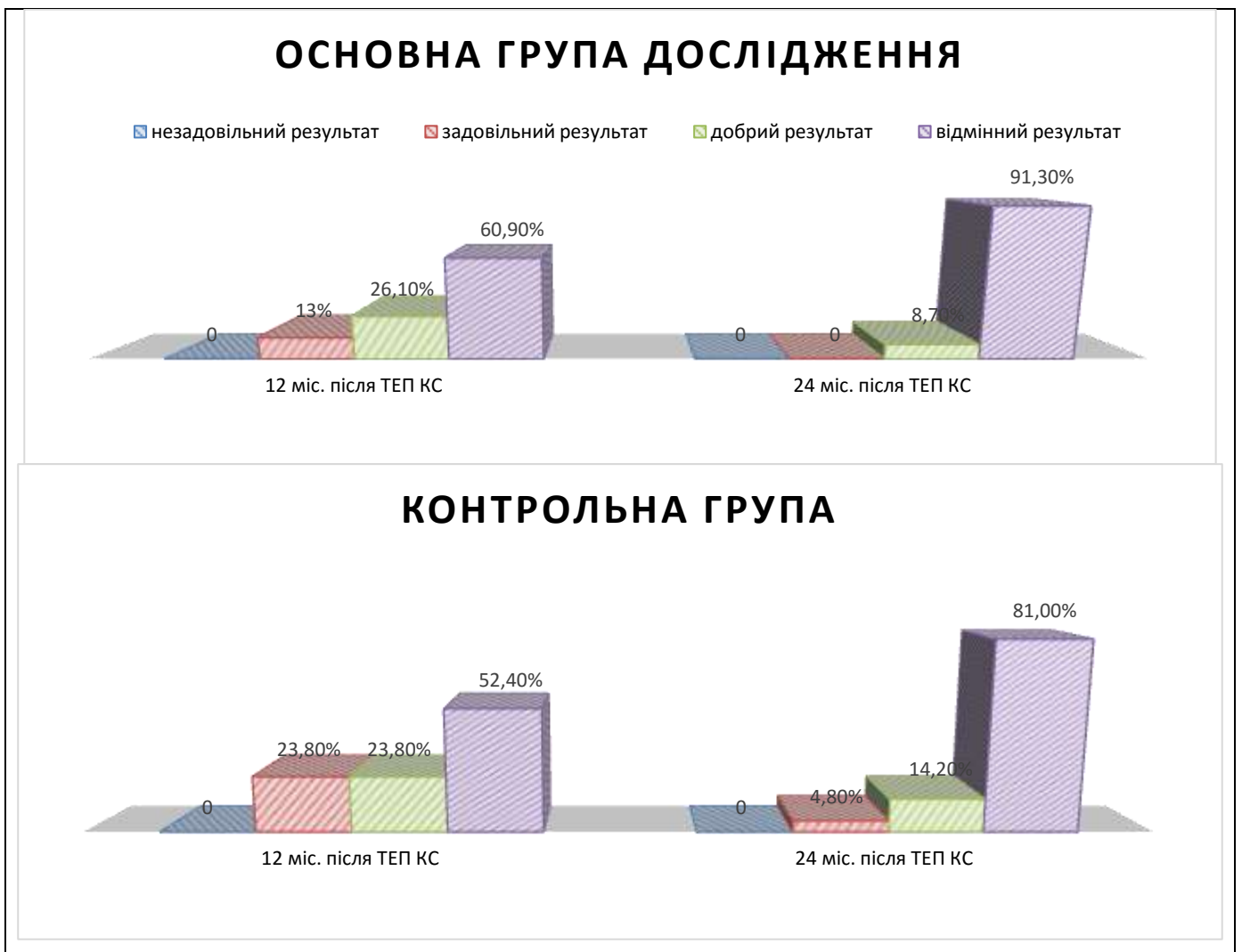


Рисунок 5.1 – Діаграма розподілу пацієнтів обох груп за результатами загальної кількості балів, за шкалою Harris Hip Score

Під час проведення дослідження жоден пацієнт обох груп не отримав незадовільний результат за шкалою ННС, що свідчить про ефективність лікування та позитивний результат запропонованої методики.

Нами проведено аналіз динаміки змін загального показника відновлення функції КС та показників больового синдрому, статико-динамічної функції та обсягу рухів (табл.5.1).

Таблиця 5.1 – Оцінювання функції КС пацієнтів обох груп за шкалою Harris Hip Score через 12 та 24 міс. після операції (Me [Q25; Q75], балів)

| Показник  | Основна група<br>n=24 |              | Контрольна група<br>n=21 |              |
|---|-----------------------|--------------|--------------------------|--------------|
|   | 12міс.                | 24міс.       | 12міс.                   | 24міс.       |
| ННС (загальний)                                     | 92 [87; 96]           | 96 [93; 100] | 92 [82; 96]              | 97 [93; 100] |
| ННС (біль)  | 40 [40; 40]           | 40 [40; 44]  | 40 [40; 44]              | 40 [40; 44]  |
| ННС (статико-динамічна функція оперованої кінцівки) | 40 [40; 44]           | 47 [42;47]   | 42 [40; 44]              | 45 [43;47]   |

Отримані дані показали, що загальні результати оцінювання за шкалою ННС не набули статистичної значущості між групами спостереження як через 12 міс., так і через 24 міс. після операції ( $p > 0,05$ ). Статико-динамічна функція оперованої кінцівки у пацієнтів, яким капсульний дефект закривався ППС через рік після операції була кращою за відповідні показники групи порівняння на 3,13 %, що відповідало 42,6 та 41,5 балам, відповідно. Після 2 років післяопераційного періоду статико-динамічна функція кінцівки, з боку якої було проведено ендопротезування, істотно не відрізнялась в обох групах. Серед критеріїв, в яких пацієнти втратили більшу кількість балів, слід відзначити: у термін 12 міс. в обох групах спостереження пересування відбувалось з упором на тростину – 45,8 % та 46,8 % пацієнтів, відповідно, крім того опитувані скаржились на труднощі використання сходів (тільки за допомогою перил): 29,2 % та 30,4 % пацієнтів, відповідно.

Кульгавість та скорочення дистанції прогулянки також були обмежувачими факторами в обох групах, що спричинило втрату загальної кількості балів. Через 2 роки після операції відмічались поодинокі випадки обмеження функціональних можливостей, а саме: необхідність використання тростин для довгих прогулянок та користання перилами на сходах.

Як видно з даних, наведених у табл. 5.1, у кожному з термінів спостереження кількість балів, що вказують на вираженість больового синдрому, була більшою в групі порівняння, ніж в основній групі. Так, при опитуванні хворих у групі порівняння було виявлено, що через рік після операції в 9(42,8 %) випадках відмічався легкий, випадковий біль, який не позначався на діяльності, в основній групі спостереження ці показники виявились дещо вищими і склали 12(52,2 %) випадків. Помірний біль при фізичній активності, що потребував медикаментозного лікування, ставав перешкоджаючим фактором відновлення в 5(23,8 %) випадках групи порівняння та 5(21,7 %) – основної групи.

Проведено аналіз динаміки змін обсягу рухів оперованої кінцівки пацієнтів (табл. 5.2). Отримані результати показали, що через два роки після хірургічного лікування в основній групі спостереження відмічається позитивна динаміка всіх параметрів та напрямків рухів. Через 12 міс. обсяг рухів оперованого КС хворих основної групи відрізняється від референтних значень обсягу рухів здорового суглоба [51, 52].

Таблиця 5.2 – Оцінювання обсягу рухів оперованого КС через 12 і 24 міс. після операції ТЕП ( $M \pm SD$ ,  $n^\circ$ )

|                      | Основна група, n=24 |             | Контрольна група, n=21 |            |
|----------------------|---------------------|-------------|------------------------|------------|
|                      | 12міс.              | 24міс.      | 12міс.                 | 24міс.     |
| ОР згинання          | 118,52±9,13         | 131,78±4,41 | 115,09±5,71            | 132,52±3,7 |
| ОР відведення        | 32,21±5,59          | 36,6±3,47   | 31,09±4,21             | 36,66±3,29 |
| ОР зовнішня ротація  | 35,47±3,91          | 37,78±2,92  | 33,80±3,84             | 38,52±2,29 |
| ОР внутрішня ротація | 35,21±3,83          | 37,91±3,46  | 34,52±4,44             | 38,09±2,94 |

Так, середні значення ОР згинання пацієнтів основної групи склали 84,65 % від показників здорової кінцівки, що здебільшого обумовлено наявністю больового синдрому та зміною біомеханіки КС. Найкращі результати ОР, які максимально наблизились до референтних значень, були отримані під час вимірювань зовнішньої і внутрішньої ротації: дефіцит ОР склав 11,35 % та 11,98 % відповідно. Після 2 років з моменту операції об'єктивно відмічається позитивна динаміка в основній групі спостереження. Так, середній показник ОР згинання збільшився до 94,12 % від референтних значень, що на 9,47 % більше, ніж у попередній термін, середній показник ОР відведення збільшився на 8,35 %. Найбільші зміни в динаміці відмічаються при вимірюванні ОР приведення: збільшення на 10,88 % (82,27 % у термін 12міс., порівняно з 93,15 % через 2 роки відповідно до показників здорової кінцівки).

Вимірювання ОР оперованого КС хворих виявило, що через 2 роки після операції статистично не має різниці між показниками основної групи спостереження та контрольної, хворі обох груп показують однаково задовільні результати обсягу рухів КС після операції.

Аналізуючи отримані дані щодо термінів перебування хворих у відділенні стаціонару, не виявили статистично значущої залежності від оперативного методу. Зокрема, у випадку виконання первинного ендопротезування із застосуванням пластики капсульно-зв'язкового апарату ППС середні терміни госпіталізації склали 13,1 діб, що на 5,4(29,2 %) доби менше, ніж у пацієнтів групи контролю ( $p < 0,05$ ) (табл.5.3), однак при ревізійному втручанні спостерігалась зворотня картина – збільшення термінів госпіталізації після пластики капсули суглоба на 4,9(21,8 %) доби порівняно з ревізійним ТЕП без пластики капсули ( $p < 0,05$ ), що пов'язано більшою мірою не з оперативним методом, а обтяженим станом кульшового суглоба та супутнім соматичним станом, які потребували тривалого відновлення. Загальні терміни госпіталізації в обох групах статистично не відрізнялись.

Таблиця 5.3 – Середні терміни перебування пацієнтів у відділенні стаціонару (днів,  $M \pm SD$ )

|                            | Основна група, n=24 | Контрольн група, n=21 | P      |
|----------------------------|---------------------|-----------------------|--------|
| Первинне ендопротезування  | 13,1±3,4            | 18,5±7,9              | p<0,05 |
| Ревізійне ендопротезування | 22,4±8,3            | 17,5±4,9              | p<0,05 |
| Загалом                    | 17,0±12,0           | 18,1±6,7              | p>0,05 |

Проведено аналіз випадків вивиху стегнового компонента ендопротеза КС пацієнтів обох груп протягом усього періоду дослідження, з моменту хірургічного втручання, з можливістю подальшого прогнозування ймовірності розвитку даного ускладнення за допомогою аналізу дожиття за методом Каплана-Мейера. За весь період спостереження було зареєстровано 7 випадків вивиху голівки ендопротеза: 2 випадки в основній групі та 5 в групі порівняння. Зважаючи на той факт, що у пацієнтів обох груп вибірки спостерігалось 2 та більше факторів ризику розвитку вивиха ендопротеза КС, велика ймовірність даного ускладнення є очікуваною, що підтверджується у спостереженні.

Серед чинників, що призвели до розвитку вивихів ендопротеза у пацієнтів обох груп, на перше місце слід поставити порушення ортопедичного режиму та перевищення дозволеного обсягу рухів оперованої кінцівки – 4 (57,1 %) випадки. На другому місці – 3 випадки: вивих виник внаслідок падіння з упором на оперовану кінцівку. У 5 (71,4 %) випадках, в тому числі 1-му з основної групи, пацієнти потребували оперативного лікування у вигляді ревізійного ендопротезування з переорієнтацією компонентів та відновленням капсульного апарату. Двом пацієнтам групи порівняння було виконано закриті вправлення вивиху в умовах стаціонару.

Аналізуючи віковий та гендерний розподіл пацієнтів, у яких спостерігалось дане ускладнення можна помітити, що більшість випадків вивиха виникло у жінок – 57 % (4 пацієнта), ніж у чоловіків – 3 пацієнта. Середній вік пацієнтів з даним ускладненням склав 63 роки.



Як ми бачимо з графіка дожиття за Каплан-Мейером (рис.5.2), між групами дослідження існує різниця, яка, проте, не має статистичної значущості через невелику кількість спостережень ( $p > 0,05$ ).

Аналізуючи отримані дані, можна стверджувати, що ризик розвитку вивихів ендопротеза кульшового суглоба у пацієнтів, яким виконувалось зміцнення задніх структур капсули суглоба ППС, значно менший, ніж в групі контролю.

Частка пацієнтів, у яких дане ускладнення може не розвинутись, в основній групі спостереження складає 82,2 %, показники в групі контролю – 74,9 %. Відносний ризик (RR) складає 0,35; додатковий ризик -0,15 або зменшення ризику виникнення вивихів на 15 %.

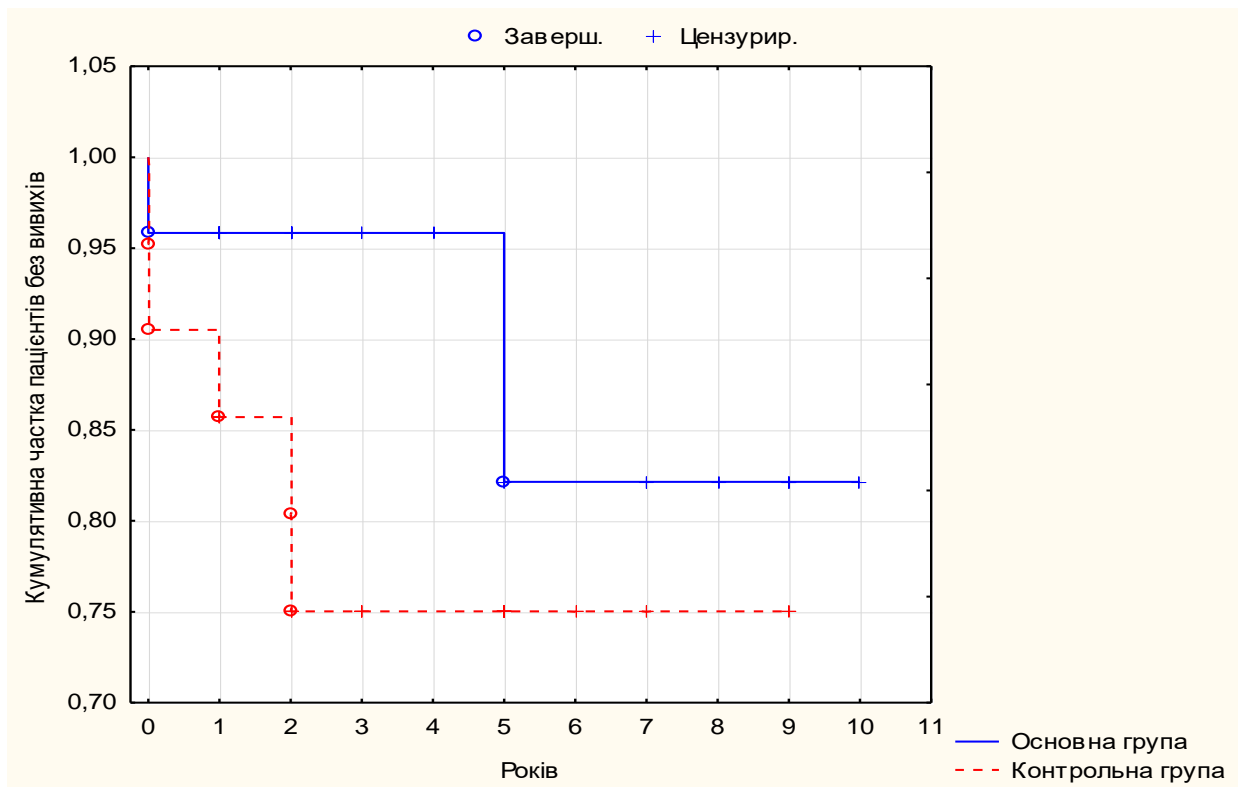


Рисунок 5.2 – Графік кумулятивної частки пацієнтів обох груп, у яких не розвинулось ускладнення у вигляді вивиху (Каплан-Мейер)

Треба зауважити, що критичним періодом для розвитку вивихів стегнового компонента ТЕП КС був перший рік після оперативного лікування, впродовж якого спостерігалась половина всіх випадків даного ускладнення в обох групах.

Кумулятивна частка пацієнтів, в яких не розвинувся вивих, в основній групі спостереження наприкінці першого року після хірургічного втручання була на 10,2 % вищою за контрольну групу: 95,8 % проти 85,6 %, відповідно.

## **5.2 Порівняльна оцінка якості життя пацієнтів при відновленні капсули суглоба за допомогою поліпропіленової сітки**

Проведено оцінку якості життя хворих обох груп спостереження в динаміці спостереження через 6, 12 і 24 міс. після оперативного лікування. З цією метою використано найпоширенішу систему оцінки якості життя – SF-36 (The Short Form-36), яка являє собою неспецифічний опитувальник, який широко використовується науковою спільнотою при проведенні досліджень якості життя в країнах Північної Америки та Європи.

Опитувальник побудовано таким чином, що підсумкова відповідь на перелік запитань відображає загальне благополуччя, якість життя та ступінь задоволеності тими сторонами життєдіяльності людини, на які впливає стан здоров'я. Анкета SF-36 складається з 36 питань, згрупованих у вісім блоків: фізичне функціонування (PF), рольове функціонування (RP), інтенсивність болю (BP), загальний стан здоров'я (GH), життєва активність (VT), соціальне функціонування (SF), рольове функціонування, обумовлене емоційним станом (RE), психічне здоров'я (MH). Показники кожного блоку складені так, що, чим вище значення показника (від 0 до 100), тим краща оцінка за обраною шкалою. З цих показників формують два базові параметри: фізичний та психологічний компоненти здоров'я. Для остаточного підрахунку значень використовували Z-оцінки, що відповідають нормам, отриманим для генеральної сукупності країн Європи та Північної Америки.

В табл. 5.4 наведена середня сума балів за системою SF-36 у пацієнтів обох груп через 6, 12 та 24 міс. після тотального ендопротезування кульшового суглоба.

Таблиця 5.4 – Оцінка якості життя за системою SF-36 у хворих основної та контрольної груп через 6, 12 і 24 місяці після хірургічного лікування (од,  $M \pm SD$ )

| Група пацієнтів     | Компонент шкали            | Термін спостереження, міс. |            |            |
|---------------------|----------------------------|----------------------------|------------|------------|
|                     |                            | 6                          | 12         | 24         |
| Основна,<br>n=24    | Фізичне здоров'я (РН)      | 45,29±2,90                 | 48,81±3,52 | 50,70±3,29 |
|                     | Психологічне здоров'я (МН) | 50,29±0,35                 | 50,43±0,41 | 50,63±0,31 |
| Контрольна,<br>n=21 | Фізичне здоров'я (РН)      | 44,59±4,81                 | 47,59±3,87 | 49,48±3,96 |
|                     | Психологічне здоров'я (МН) | 50,52±0,33                 | 50,59±0,36 | 50,66±0,3  |

Аналізуючи отримані дані, можна відзначити покращення показників фізичного компонента здоров'я в динаміці при відносно сталих показниках психологічного здоров'я за весь період спостереження в обох групах. Треба відмітити, що впродовж всіх фіксованих термінів дослідження не спостерігали статистично достовірної різниці показників якості життя між двома групами.

Проте при аналізі окремих аспектів життєдіяльності хворих помітні статистично значущі відмінності. У першу чергу це стосується показників рольового функціонування ( $p < 0,05$ ) та рольового функціонування, обумовленого емоційним станом ( $p < 0,05$ ): через 6 міс. після хірургічного втручання середня сума балів за критерієм RE в основній групі дослідження становила 49,27, що на 25,7 % менше, ніж у групі порівняння, за критерієм RP – 59,78, що на 7,52 % гірше, ніж показники групи порівняння. Потрібно відзначити, що протягом наступних термінів опитування ці показники зростають, але лише через 24 міс. наближаються до відповідних показників хворих, яким не виконувалась пластика капсули суглоба (рис. 5.3).

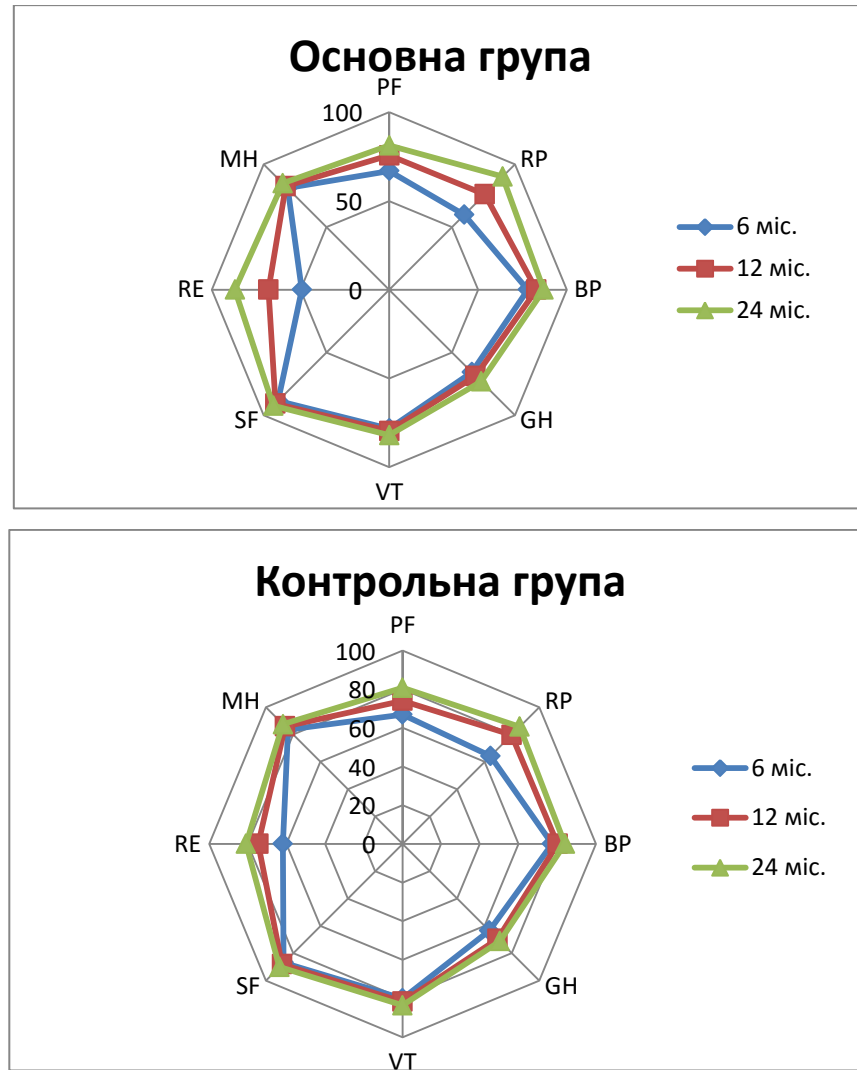


Рисунок 5.3 – Діаграма якості життя за опитувальником SF-36 у хворих обох груп спостереження. Примітка: фізичне функціонування (PF), рольове функціонування (RP), інтенсивність болю (BP), загальний стан здоров'я (GH), життєва активність (VT), соціальне функціонування (SF), рольове функціонування, обумовлене емоційним станом (RE), психічне здоров'я (MH)

Оцінка, проведена через рік після лікування, демонструє зростання показників якості життя в обох групах. При цьому зберігається різниця в оцінці фізичного компонента здоров'я з незначною перевагою в основній групі: 48,81 та 47,59 у групі порівняння. Протягом наступних 12 міс. відмічається незначне зростання якості життя у хворих обох груп, при цьому середня сума балів в обох групах була практично однаковою з незначною різницею на користь основної групи дослідження.

### 5.3 Гематологічні показники пацієнтів при відновленні капсули суглоба за допомогою поліпропіленової сітки

Патогенетично ускладнення у вигляді перипротезної інфекції пов'язано із взаємодією між імплантатом, імунною системою та залученим мікроорганізмом або мікроорганізмами. Для контамінації імплантата достатньо лише невеликої кількості мікроорганізмів; такі організми прикріплюються до імплантата й утворюють біоплівку, в якій вони захищені від звичайних протимікробних засобів та імунної системи пацієнта. Через те, що для зміцнення капсульних структур суглоба використовується поліпропіленовий імплант, створюються додаткові умови, які можуть збільшити ризик виникнення перипротезної інфекції.

Проведено оцінку морфологічних показників крові пацієнтів основної групи через тиждень після оперативного лікування та через місяць в динаміці. За контрольні показники обирались результати передопераційного обстеження.

Аналізуючи отримані дані, можна помітити зміни з боку показників гемоглобіну в ранньому післяопераційному періоді: зменшення показників на 16,24 %, що пов'язано перш за все з обсягом оперативного втручання та, як наслідок, інтраопераційною крововтратою (табл. 5.5).

Таблиця 5.5 – Показники крові пацієнтів основної групи (M±SD)

| Показники крові    | Передопераційні показники | Післяопераційні показники |            |
|--------------------|---------------------------|---------------------------|------------|
|                    |                           | 7 доба                    | 1 місяць   |
| Нв (г/л)           | 137,52±14,36              | 115,18±18,58              | 120±21,47  |
| Еритроцити (Т/л)   | 4,26±0,4                  | 3,54±0,61                 | 3,38±0,57  |
| Лейкоцити (Г/л)    | 7,77±2,1                  | 6,95±2,18                 | 7,4±3,0    |
| Паличкоядерні (%)  | 3,94±2,1                  | 4,35±2,69                 | 3,38±2,66  |
| Сегментоядерні (%) | 64±9,19                   | 67,35±12,53               | 65,38±7,75 |
| Лімфоцити (%)      | 26,58±9,34                | 22,52±9,19                | 23,07±8,35 |
| ШОЕ (мм/год)       | 24,7±14,17                | 32,82±19,23               | 32,5±12,86 |

Серед показників «білої» частини крові не відмічалось статистично значимих відмінностей як порівняно з передопераційним періодом, так і між різними термінами спостереження. У всіх випадках чітко простежувалась тенденція зсуву лейкоцитарної формули вліво, що свідчить про типову реакцію організму на запальний процес, викликаний хірургічним втручанням без суттєвих змін, які потребували особливої уваги.

Таким чином, можна зробити висновки, що імплантація поліпропіленової сітки в ділянці капсули кульшового суглоба викликає виражену запальну реакцію в оточуючих суглоб м'яких тканинах, проте не викликає суттєвих запальних змін, які б мали відображення у показниках крові. Віддалені результати свідчать про відсутність запальної відповіді, що у сукупності з клінічним обстеженням свідчить про відсутність розвитку перипротезної інфекції, як типового ускладнення після імплантації аломатеріалів.

## **5.4 Клінічні приклади**

### **Клінічний приклад I**

Пацієнт С., 1960 р.н., звернувся за допомогою до відділення клініки в 2003р. зі скаргами на біль в ділянці лівого кульшового суглоба, що посилювався при фізичному навантаженні. Вважає себе хворим з 1992р., після виробничої травми – медіальний перелом шийки лівого стегна зі зміщенням, тоді ж було проведено металоостеосинтез шийки стегнової кістки. Післяопераційний перебіг ускладнився асептичним некрозом голівки стегна. У 2003р. йому було виконано тотальне ендопротезування лівого кульшового суглоба. У 2006р. імплантат був видалений через інфікування. Рана загоювалась вторинно, нориця закрилась у 2007р (рентгенологічні знімки за цей період пацієнт надати не зміг).

У 2009 р. після триразових негативних бактеріологічних досліджень пунктата з порожнини лівого кульшового суглоба виконано ревізійне безцементне ендопротезування (рис. 5.4).

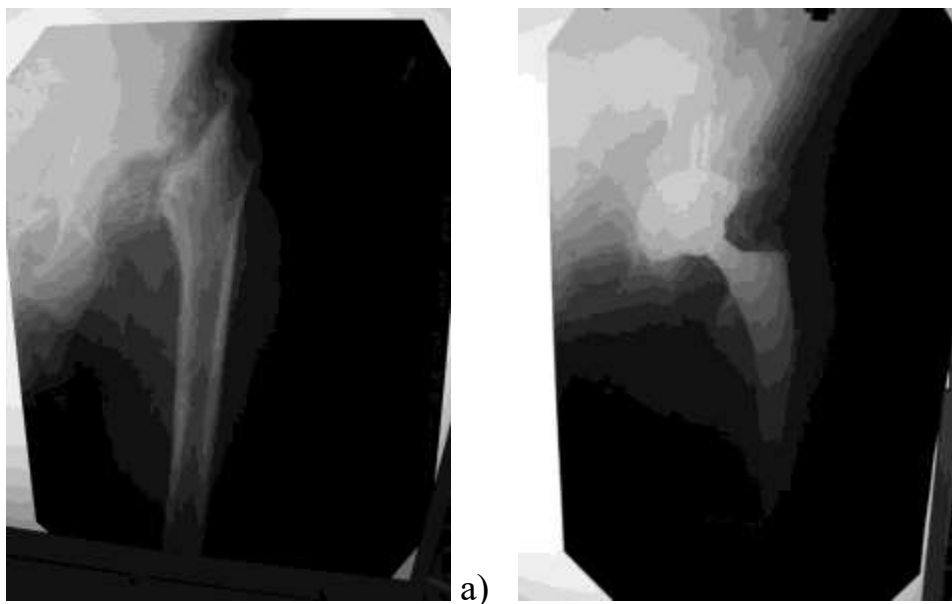


Рисунок 5.4 – Фотовідбиток рентгенограм лівого кульшового суглоба пацієнта С., 1960р.н. а) до операції, б) після ревізійного ендопротезування

В післяопераційному періоді мали місце два вивиха стегнового компонента ТЕП, через 6 тижнів та 3,5 місяця (рис. 5.5).



Рисунок 5.5 – Фотовідбиток рентгенограми лівого кульшового суглоба пацієнта С., 1960р.н., через 6 тижнів. Вивих голівки ендопротеза

На підставі отриманих даних під час огляду й обстеження хворого було прийнято рішення про повторне оперативне втручання. Під час операції при ревізії навколо голівки ендопротеза стегнової кістки було виявлено дефіцит м'яких тканин і порожнину, заповнену синовіальною рідиною.

Необхідним етапом операції стало масивне висічення рубцевої тканини та ушивання порожнини. Після встановлення всіх компонентів ендопротеза для зміцнення капсули імпантовано поліпропіленову сітку, розміром 6\*8см., яку було фіксовано вікриловими швами по задньо-верхньому краю кульшової западини від «7 до 12 годин», другий край сітки фіксували до м'яких тканин та трансосально до стегнової кістки. Навколишні м'які тканини підшивались до сітки вузловими швами (рис. 5.6).



Рисунок 5.6 – Інтраопераційна фотографія установки сітчастого імплантата з поліпропілену на капсулу кульшового суглоба





Рисунок 5.7 – Фотовідбиток рентгенограми лівого кульшового суглоба пацієнта С., 1960 р.н., через 3 міс. після вправлення вивиху й установки сітчастого імплантата на основі поліпропілену

Клінічний перебіг післяопераційного періоду – без ускладнень: рана загоїлась первинним натягом, шви зняті на 14 добу. Пацієнту було призначено постільний режим на 2 тижні, але він його порушив (з 5-го дня після операції самостійно пересувався по відділенню за допомогою милиць, з навантаженням на оперовану кінцівку). Був виписаний в задовільному стані на амбулаторне лікування зі всіма необхідними рекомендаціями щодо режиму поведження з оперованою кінцівкою.

Серед лабораторних показників крові як в ранньому (перший тиждень), так і пізньому післяопераційному періоді (12 міс.) без істотних змін порівняно з показниками типової протизапальної відповіді.

Контрольний огляд та оцінка клініко-функціонального стану оперованого суглоба за шкалою NHS та обсягу рухів КС проведено через 12 та 24 міс. Результати оцінки за шкалою NHS відображено в табл. 5.6.

Таблиця 5.6 – Показники клініко-функціонального стану оперованого КС пацієнта С. за шкалою NHS у різні терміни

| Показник                 | Кількість балів   |
|--------------------------|---|
| 12 місяців               |   |
| Біль                     | 40 (легкий, випадковий, не позначається на діяльності)  |
| Функціональні можливості | 40 (все задовільно, окрім використання підтримки на довгі дистанції та обмеженість пересування в межах шести поверхів ) |
| Обсяг рухів              | 5 (загальна сума - 250°)  |
| Загалом                  | 89  |
| 24 місяці                |   |
| Біль                     | 44 (немає)  |
| Функціональні можливості | 40 (все задовільно, окрім використання підтримки на довгі дистанції та обмеженість пересування в межах шести поверхів ) |
| Обсяг рухів              | 5 (загальна сума - 250°)  |
| Загалом                  | 93  |

Аналізуючи дані, можна стверджувати, що мається позитивна динаміка клініко-функціонального стану оперованої кінцівки. Звертає на себе увагу наявність невираженого больового синдрому через рік після оперативного лікування та зниження функціональних можливостей за рахунок обмеження пересування на дальні дистанції і необхідності використання підтримки. Треба зазначити, що ОР ураженого суглоба відповідали критеріям відмінного результату, що свідчить, по-перше, про відсутність негативного впливу сітчатого імплантата на рухову активність, по-друге, про задовільні результати ревізійного ендопротезування.

Повторних випадків вивихів стегового компонента ендопротеза КС у пацієнта не відмічалось. Скарг з боку оперованої кінцівки не пред'являє, конфігурація

суглобів симетрична, функція нижньої кінцівки відновлена повністю, ознак нестабільності ендопротеза КС немає. Результат оцінено як хороший.

### Клінічний приклад II

Пацієнт А., 1949р.н., поступив до відділення клініки 03.2018 з діагнозом патологічний перелом шийки лівого стегна (рис. 5.8, а). КТ дослідження виявило перелом шийки лівої стегнової кістки з наявністю зони остеолітичної деструкції з м'якотканинним компонентом (28-42HU) розміром 36\*42мм. Виконано тотальне ендопротезування лівого кульшового суглоба без цементної фіксації, укріплення капсульних структур поліпропіленовою сіткою. Показанням до встановлення сітки стала необхідність масивного видалення патологічно змінених тканин капсульно-зв'язкового апарату суглоба та, як наслідок, наявність значного дефекту, що збільшує ризик виникнення вивихів. Патологічний матеріал направлено на патоморфологічне дослідження (рис. 5.8, б).

В ранньому післяопераційному періоді неодноразово порушував ортопедичний режим. З боку раньового процесу – без особливостей. Всі рекомендації щодо режиму та реабілітації дані. Виписаний з покращенням стану.

Через тиждень після виписки повторно звернувся зі скаргами на болі в лівому кульшовому суглобі, обмеження функції лівої нижньої кінцівки. Серед особливостей післяопераційного періоду пацієнт відмічав ранню активізацію лівої нижньої кінцівки. Зі слів хворого, напередодні вранці самостійно виконував бинтування нижньої кінцівки, відчув раптовий сильний біль в ділянці лівого КС. При огляді визначався післяопераційний рубець без ознак запалення по задньо-латеральній поверхні лівого КС. Визначався перифокальний набряк, деформація контурів суглоба.



а)



б)

Рисунок 5.8 – а) Фотовідбиток рентгенограми лівого кульшового суглоба перед операцією; б) Інтраопераційне фото видаленої голівки стегнової кістки з патологічно зміненими оточуючими м'якими тканинами

Під час рентгенографії діагностовано вивих стегнового компонента ендопротеза лівого КС (рис. 5.9).



Рисунок 5.9 – Фотовідбиток рентгенограми лівого кульшового суглоба пацієнта А., 1949р.н. Вивих голівки ендопротеза кульшового суглоба

Спираючись на отримані дані під час клінічного огляду й обстеження хворого, було прийнято рішення про ревізійне оперативне втручання. 04.2018 було виконано операцію – артротомія лівого КС, санація, ревізійне ендопротезування безцементної фіксації, пластика капсули суглоба поліпропіленовою сіткою. Під час операції при ревізії навколо голівки ендопротеза стегнової кістки було виявлено пошкодження капсули суглоба за рахунок прорізування швів, що утримували сітку.

Виходячи з інтраопераційної картини ушкодженого суглоба, обов'язковим етапом оперативного лікування стало висічення ушкодженої тканини та повторне ушивання капсули поліпропіленовою сіткою, також для зміцнення та створення плато для розростання рубцевої тканини було прийнято рішення циркулярно огорнути ніжку ендопротеза поліпропіленовою сіткою з підшиванням до неї м'яких тканин (рис. 5.10, а).

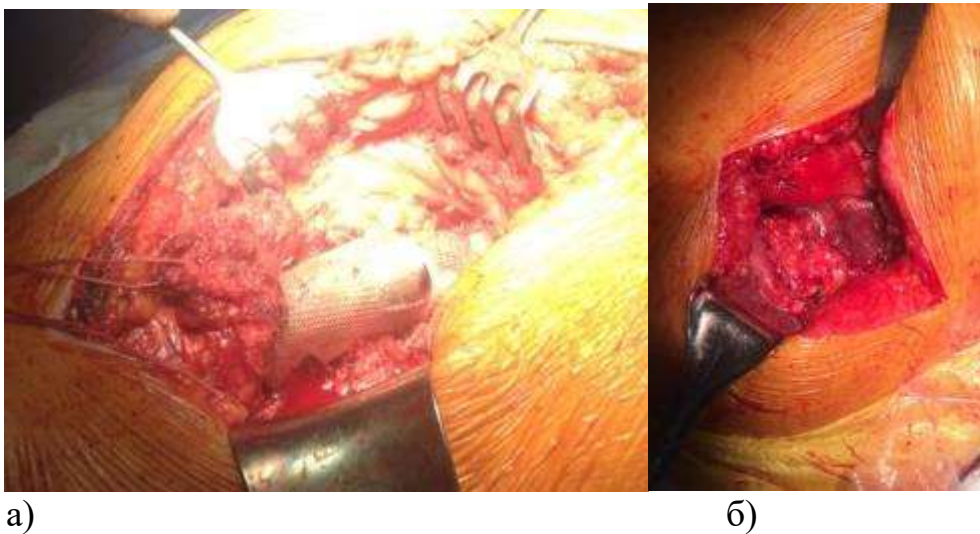


Рисунок 5.10 – Інтраопераційна фотографія установки сітчастого імплантата  
а) навколо ендопротеза; б) на капсулу кульшового суглоба при закритті рани

Для зміцнення задніх структур капсули імплантовано поліпропіленову сітку, розміром 6\*6см., яку було фіксовано по задньо-верхньому краю кульшової западини та трансосально до стегнової кістки. Навколишні м'які тканини підшивались до сітки вузловими швами (рис. 5.10, б).

В ранньому післяопераційному періоді стан хворого та оперованої кінцівки без особливостей та ускладнень. Весь період реабілітації пацієнт суворо дотримувався рекомендацій лікаря щодо режиму та функціональної активності оперованої кінцівки.

Таблиця 5.7 – Показники клініко-функціонального стану оперованого КС пацієнта А. за шкалою NHS у різні терміни

| Показник                 | Кількість балів  |
|--------------------------|--|
| 12 місяців               |  |
| Біль                     | 40 (легкий, випадковий, не позначається на діяльності)   |
| Функціональні можливості | 38 (все задовільно, окрім використання підтримки на довгі дистанції, кульгавість та обмеженість пересування сходами) |
| Обсяг рухів              | 5 (загальна сума - 250°)   |
| Загалом                  | 87   |
| 24 місяці                |  |
| Біль                     | 40 (легка, випадкова, не позначається на діяльності)   |
| Функціональні можливості | 42 (все задовільно, кульгавість залишилась )   |
| Обсяг рухів              | 5 (загальна сума - 250°)   |
| Загалом                  | 91   |

Під час обстеження хворого за дизайном дослідження в установлені терміни відмічається позитивна динаміка, яку оцінено як добрий результат. Через 12 міс. після операції хворий пересувався з тростиною, клінічно відмічалась легка кульгавість. Серед інших критеріїв функціонального стану відмічалось користування сходами за допомогою перил. Таким чином, сума балів за шкалою NHS у 12 міс. дорівнювала 87 балів. Особливу увагу привертало відносне зниження функції згинання КС: 75 % від показників норми згідно з референтними значеннями

шкали. Таке обмеження, швидше за все, було викликано щадним поводженням з кінцівкою через больовий синдром та загальним психоемоційним станом хворого, через побоювання повторного вивиху. Результати за шкалою SF-36 у 12 міс.: РН-48,36; МН - 50,18.



Рисунок 5.11 – Фотовідбиток рентгенограми лівого кульшового суглоба пацієнта А., 1949р.н., після ревізійної операції

Черз 2 роки після операції хворий скаржитися на наявність незначного болю, який не впливає на життєдіяльність, та незначну кульгавість. ОР лівого кульшового суглоба в повному обсязі, повторних випадків вивиху не було, загальна оцінка за ННS – 91 бал.

## 5.5 Висновки

Таким чином, використання ППС з метою лікування та попередження вивихів ендопротеза КС, дає змогу отримати позитивні результати лікування в 82,2 % випадків, функціонального відновлення через 1 рік в 87 % випадків, а через 2 роки майже в 100 %. Ускладнень з боку раньового процесу чи перебігу фази загоєння не відмічається. Повторних випадків вивиху голівки ендопротеза КС у пацієнтів

основної групи дослідження не спостерігалось.

Відновлення та зміцнення задніх капсульних структур КС під час його ендопротезування має ряд позитивних якостей відносно операцій без відновлення м'якотканиного компоненту, може виступати додатковим фактором по утриманню голівки ендопротеза у чашці за умов дотримання правил вірного розташування елементів ендопротеза та показань для встановлення сітки. Провідним визначенням виконаного дослідження є те, що дана техніка певного етапу оперативного втручання (тотальне ендопротезування кульшового суглоба) не є самостійною, незалежною і не зменшує значення інших етапів традиційного оперативного алгоритму. Запропонована методика відновлення м'яких тканин суглоба представлена у даній роботі, доповнює відомі способи лікування та профілактики вивихів ендопротеза КС (особливо у пацієнтів з факторами ризику) і слугує підвищенню ефективності хірургічного лікування хворих з даним ускладненням.

Матеріали даного розділу опубліковані в наукових працях [23, 34, 35, 120, 121, 122, 123].



## РОЗДІЛ 6

### АНАЛІЗ ТА ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Майже кожний лікар ортопед-травматолог під час своєї практичної діяльності стикався з ускладненнями після артропластики кульшового суглоба різного характеру та ступеня складності. Серед всіх інших, одним з найпоширеніших є вивих голівки стегнового компоненту. Велика частота даного ускладнення підтверджується літературними даними як вітчизняних так й закордонних авторів, що підтверджує власні спостереження в клініці. Більш того, після первинного вивиху і закритого вправлення у значної кількості пацієнтів виникають рецидиви, а після ревізійних операцій кількість повторних вивихів, порівняно з первинним ендопротезуванням, збільшується в рази, що пояснюється багатьма факторами, одним із яких є послаблення сил утримання з боку капсульно-зв'язкового апарату та м'якотканиного компоненту в цілому.

Причини первинного вивиху голівки ендопротеза кульшового суглоба частіше мультифакторіальні, але авторами прийнято виділяти основну причину, яка викликала дане ускладнення. Світовою спільнотою ортопедів прийнято розподіляти етіологічні фактори виникнення вивиху ендопротеза кульшового суглоба на три групи, які передбачають: пацієнт-залежні фактори, фактори, пов'язані з хірургічною технікою, імплантат-залежні фактори. У пацієнтів вибірки було діагновтосано фактори розвитку вивиху пов'язані з хірургічною технікою, а саме задній хірургічний доступ, недостатнє відновлення цілісності капсули суглоба, тощо та фактори залежні від самих пацієнтів – найчастіше порушення ортопедичного режиму та повторні травми. Серед всіх етіологічних чинників думка багатьох авторів співпадає в одному – ретельне відновлення структур м'яких тканин або збереження цих структур за допомогою модифікованих доступів суттєво знижує частоту вивихів у випадку операцій із заднім чи задньо-боковим хірургічним доступом. Дані різних авторів підтверджують необхідність ретельного відновлення задніх структур капсули в максимально можливій мірі, як при первинній, так і при ревізійній хірургії, щоб максимізувати стабільність конструкції ендопротеза.

Аналізуючи дані світової літератури, кількість публікацій, їх різноманіття та

питання, які вони висвітлюють з приводу вивихів ендопротеза кульшового суглоба можна дійти висновку, що проблема даного ускладнення залишається актуальною і вимагає подальшого дослідження. Проте, незважаючи на успіхи, досягнуті в лікуванні хворих з цією патологією, частота ускладнень і незадовільних клініко-функціональних результатів залишається досить високою, що дає змогу вважати доцільним подальший пошук методів лікування та профілактики виникнення вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба.

Дане дисертаційне дослідження зосередило увагу на покращенні результатів лікування хворих із вивихами голівки ендопротеза кульшового суглоба шляхом використання поліпропіленових сітчастих імплантатів.

Під час планування роботи були окреслені наступні завдання: на підставі експериментального дослідження оцінити характер відновлення рухової активності кінцівки, в якій капсула суглоба зміцнювалась поліпропіленовою сіткою; на підставі експериментального дослідження встановити терміни формування рубця та визначити морфологічні особливості перебудови капсули суглоба та прилеглих до суглоба м'яких тканин при закритті дефекту поліпропіленовою сіткою; на підставі аналізу напружено-деформованого стану системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» визначити величини механічного напруження, яке випробовує елементи системи при закритті дефекту поліпропіленовою сіткою, міцнісні характеристики та обґрунтувати ефективність пластики дефекту капсули для лікування або попередження вивихів ендопротеза кульшового суглоба; провести аналіз результатів лікування пацієнтів з вивихом стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба та пацієнтів з 2 та більше факторами ризику, яким було виконано операцію з відновленням та укріпленням капсульно-зв'язкового апарату суглоба поліпропіленовою сіткою.

Вибір поліпропіленового сітчастого імпланту обумовлено його еластичними властивостями, фізико-механічними характеристиками та досвідом їх використання в хірургічній практиці. Окрім того використання даного типу імплантів економічно виправдано та не потребує додаткових навиків хірурга. Існує велика кількість різноманітних поліпропіленових сітчастих імплантів відмінних за розмірами

комірців та діаметром монофіламентів від «важких» до «легких», існують сітки з покриттями, які збільшують адгезію фібробластів, самофіксуєчі з гачками та багато інших. В дисертаційній роботі використовувався один тип сіток без покриття з середніми коефіцієнтами жорсткості та розмірів комірців.

Експериментальне дослідження було проведено на лабораторних тваринах, однорідних за віком та вагою. Тварин було розподілено на дві групи: експериментальна група, в якій пластику дефекту суглоба виконували поліпропіленовою хірургічною сіткою, контрольна група, в якій краї капсули суглоба максимально натягували до зближення та зшивали за допомогою безперервного шва.

За допомогою розробленої шкали оцінювали рухову активність, кут згинання та розгинання, опороспроможність оперованої кінцівки та загальний стан тварин в післяопераційному періоді (перші 7 днів).

Результати загальної активності 1-ої доби після операції в експериментальній групі розцінюються як незадовільні – 6 [5; 9]б., що скоріш спричинено вираженим больовим синдромом через більшу травматичність та час виконання оперативного втручання порівняно з контрольною групою (середня тривалість операції групи дослідження –  $16,3 \pm 2,8$ хв., контрольної групи –  $13,4 \pm 2,0$ хв. ( $p < 0,05$ ). Об'єктивних методів визначення вираженості больового синдрому у тварин немає, проте поведінка, рухова активність та фізіологічні функції зростають оберненопропорційно до зниження больових відчуттів. Протягом другої доби ці показники були нижчі за відповідні показники тварин контрольної групи з подальшим потсуповим зрівнянням на 5 добу.

Результати відновлення функції опороспроможності кінцівки на 5 добу в контрольній групі переважали, хоч і без статистичної значущості, подібні показники експериментальної групи в 2,3 раза і склали 28 % (7 тварин) порівняно з 12 % (3 тварини) основної групи. Через 7 днів після втручання майже всі тварини обох груп демонстрували відмінні результати опороспроможності. Враховуючи чутливість тварин до больового синдрому, отримані дані можна пояснити менш вираженим болем у тварин контрольної групи через меншу травматичність операції та час її виконання, в порівнянні з операцією імплантації ППС для відновлення цілісності

капсули, що також підтверджує отримані дані загального стану тварин після оперативного втручання (табл. 3.2).

Відновлення функції оперованого суглоба відбувалось поступово, більшість з оперованих тварин починали активні рухи оперованої кінцівки наприкінці дня експерименту. З 5-ої доби, у всіх тварин обох груп, динамічна функція суглоба відповідало референтним значенням та здоровій кінцівці. Визначення функціональних можливостей оперованої кінцівки тварин обох груп не набуло статистичної значущості ( $p > 0,05$ ), проте в контрольній групі показники згинання були кращі, так, через добу після операції згинання в межах  $30-35^\circ$  відмічалось в 72 % випадках (18 особин) порівняно з 44 % (11 особин) експериментальної групи. На 2 добу після операції: в експериментальній групі – кількість тварин з показниками згинання  $36-40^\circ$  зменшилась на 24 %, а з максимальними показниками ( $30-35^\circ$ ) збільшилась майже в 1,6 рази; в контрольній групі майже всі тварини (92 %) показали відмінний результат згинання. Нищі показники згинання кінцівки в експериментальній групі обумовлені наявністю вираженого набряку м'яких тканин оперованого суглоба, що поряд з больовим синдромом механічно перешкоджало повній функції. Наявність вираженого набряку також підтверджується клінічним оглядом та підчас макро- і мікроскопічного дослідження. Функція розгинання в усі зазначені фіксовані терміни була задовільна у тварин обох груп дослідження, між групами не спостерігалось статистичної значущості ( $p < 0,05$ ). Максимальні значення, відповідні до здорового суглоба були отримані на 2 добу після оперативного втручання. Ускладнень або порушень з боку статико-динамічної функції суглоба у віддалені терміни не відмічалось. Таким чином, визначено, що імплантація ППС в ділянці суглоба не викликає обмеження чи порушення функціональних можливостей та рухової активності оперованої кінцівки. Відновлення функціонування суглоба, з імплантованою ППС за термінами та об'ємом статистично не відрізняються від суглоба без укріплення сіткою. Проте має місце більш виражений больовий синдром, який носить не довготривалий характер.

Для оцінки процесу рубцювання використовували схему оцінки рубцевого процесу, побудовану В.К.Лядовим (2010) відповідно до шкали Вандербільтського

університету. Морфологічне дослідження тканин колінного суглоба проводили на матеріалі, отриманому при виведенні з експерименту лабораторних тварин обох груп на 7, 14, 21, 45 і 60 добу після виконання пластики капсули суглоба.

При макроскопічному дослідженні в ранні терміни спостереження (7 доба після оперативного втручання) в обох групах тварин визначаються виражений набряк капсули, гіперемія м'яких тканин, повнокров'я судин. Чітко простежується лінія хірургічного доступу та контури сітки. На 7 добу в експериментальній групі відмічали тонкі спайки між краями сітки, капсулою суглоба та навколишніми м'якими тканинами в місцях їх щільного контакту та петель шовного матеріалу, на тлі формування рубця також спостерігається суттєве потовщення суглобової капсули у місцях контакту з ППС (табл. 3.3) за рахунок більш вираженої тканинної реакції та запального процесу.

Виявлена пряма залежність між товщиною сполучнотканинної капсули суглоба навколо елементів ППС та термінів з моменту втручання. Протягом другого тижня після операції товщина капсули збільшилась в 1,89 раза. Найбільші темпи потовщення капсули (в 2,1 раза) спостерігаються протягом третього тижня післяопераційного періоду (з 14 по 21 добу експерименту), що на 18,2 % більше, ніж потовщення з 7 по 14 добу. Це можна пов'язати із затиханням ексудативної фази запалення та переходом в активну стадію проліферативної фази. Потім, до кінця другого місяця післяопераційного періоду, відмічається поступове майже рівномірне потовщення капсули в зоні дефекту та навколо неї й прилеглих тканин. Отримані дані не суперечать результатам гістологічних досліджень впливу поліпропіленової сітки на процес рубцювання описаних в літературі з герніопластики. Враховуючи той факт, що внутрішня (обернена до синовіальної рідини) поверхня синовіальної оболонки утворена поляризованими фібробластами і макрофагоподібними клітинами, які забезпечують синтез синовіальної рідини, оцінювався вплив ППС на функцію кругообігу синовії. У тварин як основної так й контрольної груп не спостерігалось органолептичних змін синовіальної рідини, а її кількість дорівнювала кількості контрлатерального суглоба у всі контролю терміни експерименту.

При мікроскопічному дослідженні капсули колінного суглоба в експериментальній групі продовж термінів спостереження з 7 по 21 добу відмічалось статистично значиме ( $p < 0,05$ ) поступове зменшення відносної площі гематоми та міжклітинної речовини з 13,3 % до 11,7 % та з 50,3 % до 30,4 %, відповідно. Подібна тенденція відмічалась у тварин контрольної групи, проте в меншому ступені через нищу початкову вираженість. Порівняно з затуханням ексудативної фази відмічалась активація проліферативної фази, що виражалось у збільшенні відносної площі волокон синовіальної оболонки (з 19,6 % до 36,4 % та 21,4 % – 50,6 % відповідно у експериментальній та контрольній групі ( $p < 0,05$ )) та новоутворених судин, що пояснюється компрометацією сіткою та її адгезивними властивостями, які викликають стимуляцію проліферативної функції на фоні пролонгованої запальної реакції.

Через 2 місяці після операції макроскопічно ознак запального процесу не виявлено в обох групах. З боку синовіальної оболонки та рідини без відмінностей здорового суглоба. В експериментальній групі мікроскопічно виявляється переважання фіброзної тканини, яка займала 60,1 % поля зору, в порівнянні з контрольною групою, де її площа сягала 51,6 % ( $p < 0,05$ ) відносної площі синовіальної мембрани капсули колінного суглоба. Дослідження у більш віддалені терміни на даному етапі дослідження не були доцільними, адже гістологічно було досягнуто пікових значень клітинної відповіді та рубцювання у тварин обох груп без статистично значимих відмінностей.

Аналізуючи дані оцінки процесу рубцювання ППС за модифікованою шкалою Вандербільтського університету (табл. 3.5) виявлено, що вже через три тижні після імплантації ППС в ділянці капсули суглоба виникає зрощення з навколишніми тканинами у межах 51-75 % площі імплантату з подальшим збільшенням до максимального зрощення (75-100 %) у термін 45 доби.

Ці результати не суперечать даним гістологічних досліджень застосування ППС в хірургічній практиці [22], так поліпропіленовий сітчастий імплантат викликає асептичну запальну реакцію, що індукує утворення сполучної тканини навколо її елементів, що закінчуються розвитком стійкого спайкового процесу з оточуючими

м'якими тканинами, формуванням міцного сполучнотканинного післяопераційного рубця. Враховуючи той факт, що під час аналізу літературних джерел не було знайдено відомостей щодо клітинної реакції синовіальної оболонки на імплантацію поліпропіленової сітки особливу увагу було зосереджено на реєстрацію ймовірних ускладнень характерних для даного типу імплантів (інфікування, вторинне зморщення, прорізування фіксаторів, тощо). Ускладнень з боку імплантата не було зареєстровано, у 2 тварин експериментальної групи та 2 тварин контрольної групи було діагностовано інфікування рани через згризання швів та помірне розходження країв рани, що потребувало повторного ушивання.

Для подальшого дослідження та обґрунтування доцільності використання ППС для зміцнення задніх капсульно-зв'язкових структур було проведено комп'ютерне моделювання з математичним обчисленням механічних напруг, які витримує система «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба». З цією метою була побудована модель, вихідні дані якої відповідали референтним значенням як анатомо-біомеханічних особливостей суглоба так й фізико-механічних властивостей сітки. Для порівняння результатів було побудовано 3 різні моделі, відмінні за способом закриття капсульного дефекту. Було проведено дві серії досліджень: кінематичний та статичний розрахунки.

Аналіз результатів (табл. 4.1) показав, що найменше переміщення в напрямку розкриття дефекту отримано у моделі з використанням ППС і склало 5,85мм. При ушиванні капсули шовним матеріалом ця величина дорівнювала 6,35мм, що виявилось вище на 0,5мм, або 8,5 %.

Найбільше переміщення отримано у контрольній моделі (без закриття капсули), яке дорівнювало 6,97 мм., і було більше, ніж у моделей з фіксацією сіткою та ниткою на 1,12 мм, або 19,1 %, і 0,62 мм, або 9,8 %, відповідно. Ці результати підтверджують дані світової літератури [80, 155, 169, 180], так при задньому доступі без відновлення м'яких тканин ризик виникнення вивиху збільшується у 8,21 рази. При розрахунку кінематичного навантаження розподіл напруження вказує на характеристики жорсткості розглянутих моделей. Чим вище напруження при однакових умовах навантаження, тим жорсткішою є модель. Отримані величини

напруження показують, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель, в якій досліджувалось закриття дефекту пропіленою сіткою.

Аналіз результатів статичного розрахунку наведено в табл. 4.3.

Найменше переміщення в напрямку розкриття розрізу ушитої капсули отримано у моделі, де досліджувалась фіксація з допомогою сітки і склало 1,01мм. При закритті дефекту капсули вікриловою ниткою ця величина була 1,68мм, що вище на 0,67мм, або 66,3 %, порівняно з використанням ППС. Найбільше переміщення голівки отримано у моделі без ушивання капсули, яке дорівнювало 3,90мм, що було більше на 182,6 %, ніж у моделі з сіткою, і на 89,3 % - ніж у моделі з ниткою. Існує пряма залежність між матеріалом відновлення цілісності капсули суглоба та ступенем деформації під дією сил навантаження, які виникають у самому суглобі.

Найменше напруження виникло в моделі фіксації пропіленою сіткою (7,59 МПа) і було меншим на 27,7 %, ніж у контрольній моделі, і на 6,53 % - ніж у моделі з ниткою. При розрахунку статичного навантаження розподіл переміщень вказує на характеристики жорсткості розглянутих моделей. Чим нижче переміщення при однакових умовах навантаження, тим жорсткішою є модель. Таким чином, отримані переміщення показують, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель із ППС. Крім того, величини отриманого напруження в капсулі вказують на те, що з точки зору міцності модель із сіткою є також і більш міцною.

Клінічне дослідження було виконано у Запорізькому державному медичному університеті на кафедрі травматології та ортопедії і представляє довготривале проспективне спостереження за пацієнтами. В дослідженні приймали участь пацієнти з дегенеративно-дистрофічними захворюваннями, травмами кульшового суглоба та ускладненнями після первинного ендопротезування у вигляді одного чи більше вивихів стегнового компонента, яким під час первинного чи ревізійного втручання було діагностовано ризик розвитку вивиху стегнового компонента з боку капсули та м'яких тканин, оточуючих кульшовий суглоб. Пацієнтів було розподілено на дві групи. Основну групу (n=24) склали пацієнти, яким після



встановлення всіх компонентів ендопротеза проводили закриття капсульного дефекту, або укріплення капсульних структур за допомогою пропіленової сітки (пат. № 117564 Україна: МПК А61F2/32. № u 2017 01285; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12; пат. № 117582 Україна: МПК А61F2/32. № u 2017 01366; заявл. 13.02.2017; опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12). В контрольну групу (n=21) входили пацієнти, яким капсула кульшового суглоба під час ендопротезування ушивалась вузловими швами.

У всіх пацієнтів обох груп анамнестично діагностували 2 та більше факторів ризику розвитку вивиху, інтраопераційно констатували слабкість задніх капсульно-зв'язкових структур (табл. 2.5).

Групи є однорідними, зіставними і порівняними за статевим і віковим складом, а також критеріями відбору до дослідження.

Серед пацієнтів вибірки переважали чоловіки – 26 пацієнтів (57,8 %), жінки склали 42,2 % – 19 пацієнтів. Середній вік пацієнтів склав 56,3 років (від 20 до 86 років). В основній групі переважали чоловіки (62,5 %), середній вік пацієнтів склав – 57,5 роки, в контрольній групі більшість пацієнтів склали чоловіки (52,3 %), середній вік становив – 54,9 роки.

Для суб'єктивно-об'єктивного оцінювання функції КС використовували шкалу Harris Hip Score. Порівняльне оцінювання результатів лікування проведено в основній групі і контрольній (порівняння) в динаміці, через 12 і 24 міс. після хірургічного лікування. Проводилось анкетування пацієнтів за стандартизованим бланком та вимірювання обсягу рухів (згинання, розгинання, відведення, приведення) КС (табл. 5.1).

Отримані дані показали, що загальні результати оцінювання за шкалою ННS не набули статистичної значущості між групами спостереження як через 12 міс., так і через 24 міс. після операції. Статико-динамічна функція оперованої кінцівки у пацієнтів, основної групи через рік після операції була кращою за відповідні показники групи порівняння на 3,13 %, що відповідало 42,6 та 41,5 балам, відповідно. Після 2 років післяопераційного періоду статико-динамічна функція

кінцівки, з боку якої було проведено ендопротезування, істотно не відрізнялась в обох групах.

Отримані результати можна тлумачити як задовільні, особливо враховуючи той факт, що в певних випадках діагностували повторний вивих голівки ендопротеза КС впродовж першого року післяопераційного періоду, що потребувало або консервативного, або повторного оперативного лікування та подовження періоду реабілітації.

Таким чином, різниця в показниках динаміки відновлення функції КС оперованої кінцівки особливо помітна на першому році після хірургічного втручання, що, у свою чергу, набуває особливого значення для покращення якості життя та мінімізації наслідків оперативного лікування, забезпечуючи сприятливіший функціональний результат.

При опитуванні хворих у групі порівняння було виявлено, що через рік після операції в 9(42,8 %) випадках відмічався легкий, випадковий біль, який не позначався на діяльності, в основній групі спостереження ці показники виявились дещо вищими і склали 12(52,2 %) випадків. Помірний біль при фізичній активності, що потребував медикаментозного лікування, ставав перешкоджаючим фактором відновлення в 5(23,8 %) випадках групи порівняння та 5(21,7 %) – основної групи.

Вираженість больового синдрому у пацієнтів основної групи спостереження можливо пов'язати з хронізацією запального процесу навколо сітчатого імплантата. У більш віддаленому періоді незначний больовий синдром зберігався в 9(39,1 %) випадках основної групи та 7(33,3 %) випадках групи порівняння. Пацієнти, яким виконувалась пластика капсули суглоба ППС, вказували на біль, який більшою мірою локалізувався у пахвовій ділянці з іррадіацією в колінний суглоб відповідного боку. Аналізуючи отримані результати та порівнюючи їх з літературними даними, можна стверджувати, що біль в цьому випадку носить як фізикальний, так і ментальний характер. Зважаючи на середній вік пацієнтів, переважно старше 60 років, та наявність супутньої соматичної патології, дуже часто такі люди схильні до узагальнення фізичного стану та, як наслідок, акцентуації на власних відчуттях з хибним їх тлумаченням у вигляді болю [44, 63]. Враховуючи те,

що показанням до встановлення ППС була необхідність зміни довжини кінцівки (подовження більше 2см) або значне видалення капсули суглоба при ревізійних операціях, біль обумовлений натягом передньої групи м'язів, фасції стегна і *m. iliopsoas*. Крім того, при тривало існуючій патології КС вродженого або набутого характеру формується пристосувальний стереотип рухів, як у самому суглобі, так і в елементах опорно-рухового апарату, що беруть участь в процесі ходіння та сидіння, до того ж, крім змін функціонального характеру, поступово формуються й анатомічні зміни (ретракція м'язів, сколіотична деформація, поперековий лордоз, перекіс таза, ротаційна деформація нижньої кінцівки тощо), які після ендопротезування та відновлення нормальної біомеханіки рухів опиняються в умовах, що потребують зворотнього розвитку [105, 113, 150].

Проведено аналіз динаміки змін обсягу рухів оперованої кінцівки пацієнтів (табл. 5.2).

Найкращі результати ОР, які максимально наблизились до референтних значень, були отримані під час вимірювань зовнішньої і внутрішньої ротації: дефіцит ОР склав 11,35 % та 11,98 % відповідно. Після 2 років з моменту операції об'єктивно відмічається позитивна динаміка в основній групі спостереження. Так, середній показник ОР згинання збільшився до 94,12 % від референтних значень, що на 9,47 % більше, ніж у попередній термін.

Таким чином, можна зробити висновок, що об'єктивна оцінка стану оперованого суглоба за допомогою шкали ННS продемонструвала добру динаміку відновлення стану оперованого суглоба у хворих основної групи і не виявила статистичної різниці з контрольною групою в пізні терміни.

Аналізуючи отримані дані щодо термінів госпіталізації хворих, не виявили статистично значущої залежності від оперативного методу. Середні терміни госпіталізації у випадку виконання первинного ендопротезування із застосуванням пластики ППС склали 13,1 діб, що на 5,4(29,2 %) доби менше, ніж у пацієнтів групи контролю ( $p < 0,05$ ), однак при ревізійному втручанні спостерігалась зворотня картина – збільшення термінів перебування в стаціонарі на 4,9(21,8 %) доби порівняно з ревізійним ТЕП без пластики капсули ( $p < 0,05$ ), що пов'язано більшою

мірою не з оперативним методом, а обтяженим станом кульшового суглоба та супутнім соматичним станом, які потребували тривалого відновлення. Загальні терміни госпіталізації в обох групах статистично не відрізнялись.

Таким чином, можна зробити висновки, що запропонований спосіб укріплення задніх капсульно-зв'язкових структур КС за допомогою ППС не збільшує терміни перебування у стаціонарі, а відмінності між термінами госпіталізації після первинного та ревізійного ендопротезування здебільшого обумовлені вихідним станом КС, складністю оперативного втручання та дотриманням пацієнтами всіх рекомендацій лікаря, особливо щодо режиму поведінки з оперованою нижньою кінцівкою.

За весь період спостереження було зареєстровано 7 випадків вивиху ендопротеза КС: 2 випадки в основній групі та 5 в групі порівняння. Аналізуючи отримані дані за Каплан-Мейером, можна стверджувати, що ризик розвитку вивихів ендопротеза кульшового суглоба у пацієнтів, яким виконувалось зміцнення задніх структур капсули суглоба ППС, значно менший, ніж в групі контролю. Середній вік пацієнтів, у яких виникло дане ускладнення через падіння склав 64,7 роки, всі випадки представлені жінками, що можна пов'язати зі слабкістю м'язів та порушенням координації в похилому віці. Випадки порушення ортопедичного режиму спостерігались здебільшого у чоловіків – 75 % випадків, з середнім віком пацієнтів – 61, 8 років.

Частка пацієнтів, у яких дане ускладнення може не розвинути, в основній групі спостереження складає 82,2 %, показники в групі контролю – 74,9 %. Відносний ризик (RR) складає 0,35; додатковий ризик -0,15 або зменшення ризику виникнення вивихів на 15 %. Кумулятивна частка пацієнтів, в яких не розвинувся вивих, в основній групі спостереження наприкінці першого року після хірургічного втручання була на 10,2 % вищою за контрольну групу: 95,8 % проти 85,6 %, відповідно.

Одже, можна стверджувати, що зміцнення м'якотканинних структур капсули КС за допомогою сітчатого імплантата на основі поліпропілену під час операції ТЕП веде до прогностично кращих результатів та знижує ризик розвитку вивихів голівки

ендопротеза як у ранні терміни після операції (перші 12 міс.), так і у віддалені (більше 2 років).

Рівень якості життя хворих основної групи дослідження та порівняння в динаміці через 6, 12 і 24 міс., оцінений за шкалою SF-36, прямо корелював із загальним суб'єктивним станом суглоба, який визначався за показниками обсягу рухів та функціональних можливостей у повсякденному житті.

Через 6 міс. після операції фізичне здоров'я (PH) пацієнтів основної групи склало – 45,29, порівняно з контрольною групою – 44,59 ( $p > 0,05$ ), у наступні терміни відмічалось покращення результатів фізичного здоров'я з відносно сталими показниками психічного здоров'я (MH) як між групами так і в різні терміни спостереження.

Статистично значимі відмінності між групами спостерігались за показниками рольового функціонування ( $p < 0,05$ ) та рольового функціонування, обумовленого емоційним станом ( $p < 0,05$ ): через 6 міс. після хірургічного втручання середня сума балів за критерієм RE в основній групі дослідження становила 49,27, що на 25,7% менше, ніж у групі порівняння, за критерієм RP – 59,78, що на 7,52% гірше, ніж показники групи порівняння.

Треба відзначити, що рівень якості життя пацієнтів обох груп прямо корелював із загальним суб'єктивним станом суглоба, показниками обсягу рухів оперованої кінцівки, а також з оцінкою клініко-функціональних результатів лікування за шкалою NHS. Така кореляція була більш істотною впродовж першого року після хірургічного лікування. Через 24 міс. спостереження показники стану оперованого КС в обох групах пацієнтів суттєво не відрізнялися.

Аналізуючи дані загально-клінічних показників крові, до операції та після, у пацієнтів основної групи звертає на себе увагу відсутність статистично значущих морфологічних змін, що можна пояснити скомпрометованими показниками в передопераційному періоді через наявну патологію суглоба та тривалий патологічний процес у ньому.

Таким чином, за даними проведеного дослідження, використання ППС з метою лікування та попередження вивихів ендопротеза КС, дає змогу отримати позитивні результати лікування в 82,2 % випадків, функціонального відновлення через 1 рік в

87 % випадків, а через 2 роки майже в 100 %. Відновлення та зміцнення задніх капсульних структур КС під час його ендопротезування має ряд позитивних якостей та може виступати додатковим фактором по утриманню голівки ендопротеза у чашці за умов дотримання правил вірного розташування елементів ендопротеза та показань для встановлення сітки. Провідним визначенням виконаного дослідження є те, що дана техніка певного етапу оперативного втручання (тотальне ендопротезування кульшового суглоба) не є самостійною, незалежною і не зменшує значення інших етапів традиційної оперативної техніки. Запропонована методика відновлення м'яких тканин суглоба представлена у даній роботі, доповнює відомі способи лікування та профілактики вивихів ендопротеза КС (особливо у пацієнтів з факторами ризику) і слугує підвищенню ефективності хірургічного лікування хворих з даним ускладненням.

## ВИСНОВКИ

Незважаючи на значні досягнення у вирішенні питань лікування та запобігання розвитку вивихів ендопротеза КС, питома вага пацієнтів, у яких настає дане ускладнення, залишається високою (3,9 % при первинному ендопротезуванні, 14,4 % - при ревізійному). При цьому після первинного вивиху і закритого вправлення у 16-59 % пацієнтів виникають рецидиви, що потребує повторного хірургічного лікування. Причинами виникнення вивихів, разом із порушенням ортопедичного режиму в післяопераційному періоді, є хибна установка компонентів і слабкість капсульно-зв'язкових структур та оточуючих суглоб м'яких тканин. В дисертаційній роботі вирішується актуальне та практично значуще завдання щодо покращення результатів лікування пацієнтів з вивихом стегнового компоненту ендопротеза кульшового суглоба шляхом зміцнення задіх капсульних структур поліпропіленовою сіткою.

1. Достовірно визначено, що імплантація ППС в ділянці фіброзної мембрани суглоба не викликає порушень чи обмежень функціональних можливостей та рухової активності оперованої кінцівки, немає статистично значущих відмінностей відновлення порівняно з операцією без використання сітки. На підставі морфологічного аналізу закриття дефекта капсули суглоба поліпропіленовою сіткою встановлено, що імплантат індукує утворення сполучної тканини, викликає пролонговану місцеву запальну реакцію з вираженими реактивними змінами, що закінчуються розвитком стійкого спайкового процесу. На 21 добу виникає зрощення з навколишніми тканинами у межах 51-75 % з подальшим збільшенням до максимуму (75-100 %) у термін 45 діб.

2. На підставі аналізу моделі системи «капсула-голівка ендопротеза кульшового суглоба» за умов наявності дефекта капсули виявлено суттєві переваги щодо жорсткості і міцності її закриття та відновлення цілісності за допомогою пропіленової сітки порівняно з ушиванням вузловим швом. При кінематичному навантаженні моделі найменші величини розкриття розрізу отримані при його

закритті сіткою. У разі фіксації ниткою вони виявилися вищими на 8,5 %. Величина еквівалентного напруження в капсулі у моделі з сіткою виявилася найбільшою і вищою на 23,8 %, ніж величина у моделі фіксації швом.

3. Імплантація ППС в ділянці капсули КС не впливає на якість життя пацієнтів, проте порівняльні показники рольового функціонування і рольового функціонування, обумовленого емоційним станом, так: через 6 міс. після хірургічного втручання показники в основній групі нижчі на 25,7 % та 7,5 %, відповідно, ніж у групі порівняння, з подальшим вирівнюванням через 24 міс. В основній групі через рік після ендопротезування кількість пацієнтів з відмінним результатом була вищою за групу порівняння в 1,25 раза. Статико-динамічна функція оперованої кінцівки через рік після операції була кращою за відповідні показники групи порівняння на 3,13 %. Через 2 роки після операції статико-динамічна функція оперованої кінцівки істотно не відрізнялась в обох групах.

4. Вдосконалена методика закриття капсульного дефекту та зміцнення капсульно-зв'язкових структур при ендопротезуванні кульшового суглоба за допомогою поліпропіленового сітчастого імплантату забезпечує додаткові сили утримання голівки ендопротеза в чашці та знижує ризик виникнення вивиху. Аналізуючи отримані дані кумулятивної частки пацієнтів, у яких не розвинулось ускладнення (за Каплан-Мейер), можна стверджувати, що ризик розвитку вивихів ендопротеза кульшового суглоба у пацієнтів, яким виконувалось зміцнення задніх структур капсули, значно знижується. Частка пацієнтів, у яких дане ускладнення може не розвинути, в основній групі спостереження складає 82,2 %, показники в групі контролю – 74,9 %. Відносний ризик (RR) складає 0,35; додатковий ризик -0,15 або зменшення ризику виникнення вивихів на 15 %.



## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Під час передопераційного планування первинного чи ревізійного ендопротезування КС важливо враховувати всі фактори ризику, особливу увагу приділяти пацієнт-залежним факторам (вік, стать, спосіб життя, конституціональні особливості, анамнестичні дані, тощо), дотримуватись техніки виконання операції.

2. Під час виконання операції ендопротезування КС раціонально поводитись з оточуючими суглоб м'якими тканинами, особливо з капсульно-зв'язковим апаратом. На етапі встановлення компонентів ендопротеза дотримуватись їх розташування у «безпечній зоні», абдукція чашки  $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ , антеверсія чашки в межах  $20^{\circ} \pm 5^{\circ}$ .

3. Після встановлення всіх компонентів ендопротеза доцільним є ретельне відновлення капсульно-зв'язкових структур та оточуючих м'яких тканин, у випадку наявності дефекту капсули або неможливості адекватного закриття суглобової порожнини, використання сітчастих імплантів для відновлення цілісності.

4. В реабілітаційному періоді суворе дотримання пацієнтами правил ортопедичного режиму, що значно зменшить ймовірність розвитку вивиху ендопротеза в післяопераційному періоді.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абельцев В. П. Эндопротезирование тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе (оптимальные методы лечения) : автореф. дисс. ... докт. мед. наук : 14.00.22 / Москва, 2004. 49 с.
2. Ануров М. В. Влияние структурных и механических свойств сетчатых протезов на эффективность пластики грыжевых дефектов передней брюшной стенки : автореф. дисс. ... докт. мед. наук : 14.01.17 / Москва, 2014. 51 с.
3. Бердюгина О. В., Поляк М. Н., Бердюгин К. А. Дооперационное прогнозирование результатов эндопротезирования тазобедренного сустава. *Человек и его здоровье* : материалы VI Российского национального конгресса с междунар. участием. СПб, 2001. С. 19-20.
4. Боровиков В. П. Statistica. Искусство анализа данных на компьютере. 2-е изд. СПб. : ГПП Печ. двор им. А. М. Горького, 2003. 688 с.
5. Вакуленко В. М., Вакуленко А. В., Неделько А. А. Вывихи после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травма*. 2014. Т. 15. № 3. С. 47-49.
6. Гайко Г.В. Асептична нестабільність компонентів без цементного ендопротеза у хворих на остеопороз кульшового суглоба / Г.В. Гайко // Матер. Симп. – К., 2013. – С. 39-41.
7. Гайко Г. В., Калашніков О. В., Сулима О. М., Нізалов Т. В. Вивихи головки ендопротезу кульшового суглоба: структура та чинники виникнення. *Вісник морфології*. 2015. Т. 21. № 2. С. 485-488.
8. Помилки та ускладнення ревізійного протезування у хворих з асептичною нестабільністю ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба / Г. В. Гайко та ін. *Травма*. 2014. Т. 15. № 1. С. 74-77.
9. Гайко Г.В. Результати тотальних ендопротезувань кульшового суглоба, виконаних з приводу диспластичного коксартрозу / Г.В. Гайко, В.П. Торчинський // Матер. Симп. – К., 2013. – С. 13-14.

10. Гайко Г. В., Герасименко С. І., Полулях М. В., Торчинський В. П. Стан та перспективи ендопротезування суглобів. *Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України (Одеса, 21–23 вересня 2006 р.)*. Одеса, 2006. С. 423-425.
11. Профілактика вивиху стегнового компонента ендопротеза після тотального ендопротезування кульшового суглоба у хворих на ревматоїдний артрит / С. І. Герасименко та ін. *Травма*. 2015. Т. 16. № 6. С. 55-58.
12. Головаха М. Л., Твердовский А. О., Забелин И. Н., Красноперов С. Н., Масленников С. О. Гисто-морфологическое обоснование использования полипропиленовой сетки для пластики капсулы тазобедренного сустава с целью профилактики вывиха головки эндопротеза тазобедренного сустава. *Сучасні питання тотального ендопротезування кульшового та колінного суглобів* : зб. наук. праць за матер. наук.-практ. конф., присв. 110-й річниці заснування ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» та міжнародного навчального курсу. Харків : ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», 2017. С. 63-64.
13. Ейтутіс Ю. Г., Легенький О. Г. Сучасний стан проблеми ревізійного ендопротезування кульшового суглоба. *Медицина транспорту України*. 2014. № 1. С. 83-91.
14. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2012. 704 с.
15. Канзюба А. И. Вывихи бедра после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травма*. 2016. Т. 17. № 1. С. 106-110.
16. Профілактика ускладнень і помилок при ендопротезуванні кульшового суглоба / М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Танькут, О. В. Танькут. *Травма*. 2006. Т. 7. № 3. С. 390-393.
17. Кузьмин И. И. Биомеханика вывихов после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Человек и его здоровье* : материалы VIII Российского национального конгресса с междунар. участием. СПб, 2003. С. 55-56.
18. Лоскутов А. Е., Красовский В. Л., Олейник А. Е. К вопросу классификации асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза

тазобедренного сустава. Теоретичні основи будівництва. Зб. наукових праць ПДАБтаА. 2000. № 8. С. 475-483.

19. Лоскутов А. Е., Лоскутов О.А., Синегубов Д. А. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов. Днепропетровск : *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. Т. 4. С. 58-63.

20. Лоскутов А. Е., Олейник А. Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: достижения и перспективы. *Діагностика та лікування*. 2006. № 1-2. С. 136-140.

21. Вывихи бедра после эндопротезирования тазобедренного сустава / А. Е. Лоскутов, М. Л. Головаха, М. Габель, А. Е. Олейник. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2001. Т. 4. С. 61-66.

22. Лядов В. К. Сравнительная оценка материалов для внутрибрюшинного размещения при лечении грыж передней брюшной стенки (экспериментально-клиническое исследование) : автореф. дисс. ... канд. мед. наук : 14.01.17 / Москва, 2010. 17 с.

23. Применение полипропиленовой сетки у пациента с рецидивирующим вывихом бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава (случай из практики) / М. Л. Головаха и др. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. № 1. С. 86-88. <https://doi.org/10.15674/0030-59872018186-88>

24. Масленников С. О., Головаха М. Л., Беленичев И. Ф. Характер экспрессии мРНК iNOS в мягких тканях при закрытие дефекта капсулы полипропиленовым сетчатым имплантатом. *Літопис травматології та ортопедії*. 2018. № 1-2. С. 242.

25. Масленников С. О., Головаха М. Л. Биомеханические аспекты развития вывиха бедра при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травма*. 2017. Т. 18. № 6. С. 36-42. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.18.2017.121178>

26. Масленников С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Закрытие дефекта капсулы тазобедренного сустава пропиленовой сеткой. Клинико-биомеханическое исследование. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. № 4. С. 107-114. <https://doi.org/10.15674/0030-598720184107-114>

27. Масленников С. О., Головаха М. Л. Морфологические особенности течения репаративного процесса закрытия дефекта капсулы сустава сетчатым имплантатом на основе полипропилена. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали другої всеукраїнської наук.-практ. конф. Запоріжжя : АТ «Мотор Січ», 2017. С. 47-48.

28. Головаха М. Л., Масленников С. О. Применение полипропиленовой сетки для профилактики вывиха головки эндопротеза тазобедренного сустава. *Сучасні теоретичні та практичні аспекти клінічної медицини (для студентів та молодих вчених)* : наук.-практ. конф. з міжнар. участю, присвячена 100-річчю з дня народження І. Г. Герцена. Одеса : ОНМедУ, 2017. С. 133-134.

29. Масленников С. О., Головаха М. Л. Відновлення цілісності капсули суглоба як фактор попередження розвитку вивихів ендопротезу стегна. *Літопис Травматології та ортопедії*. 2018. № 1-2. С. 35-37.

30. Масленников С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Оцінка жорсткості фіксації закриття капсульного дефекту пропіленовою сіткою. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали четвертої всеукраїнської наук.-практ. конф. Запоріжжя : АТ «Мотор Січ», 2019. С. 58-59.

31. Менщикова Т. И., Чегуров О. К., Менщиков И. Н. Использование метода УЗИ для оценки структурного состояния тазобедренного сустава у больных с различными стадиями коксартроза. *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. 2017. № 1-1. С. 42-46.

32. Мителева З. М., Суббота И. А., Карпинский М. Ю. Современные биомеханические подходы к эндопротезированию тазобедренного сустава. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2003. № 1. С. 37-41.

33. Овчинников О. М. Графоаналітичне обґрунтування можливості виникнення, профілактики та лікування вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба внаслідок хибного положення його компонентів. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2017. № 2. С. 23-29. <https://doi.org/10.15674/0030-59872017223-29>

34. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули : пат. 117564 Україна / Масленніков С. О., Головаха М. Л., Забелін І. М., Твердовський А. О. № u201701285 ; заявл. 13.02.2017 ; опубл. 26.06.2017, бюл. № 12.

35. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба : пат. 117582 Україна / Масленніков С. О., Головаха М. Л., Забелін І. М., Твердовський А. О. № u201701366 ; заявл. 13.02.2017 ; опубл. 26.06.2017, бюл. № 12.

36. Общая эпидемиология с основами доказательной медицины [Электронный ресурс] / А. Ю. Бражников и др. Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2017. 496 с. URL : <https://www.rosmedlib.ru/book/ISBN9785970442555.html>

37. Снетков Д. А. Применение модульного онкологического эндопротеза Мати-цито для замещения пострезекционных дефектов проксимального отдела бедренной кости : автореф. дисс. ... канд. мед. наук : 14.00.22 / Москва, 2008. 21 с.

38. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / под ред. Р. М. Тихилова, В. М. Шаповалова. СПб. : РНИИТО им. Р. Р. Вредена, 2008. С. 259-262.

39. Экспериментальное исследование механических свойств современных хирургических рассасывающихся шовных материалов / А. Е. Федоров и др. *Российский журнал биомеханики*. 2009. Т. 13. № 4. С. 78-84.

40. Вивих головки ендопротеза кульшового суглоба: сучасний стан проблеми (огляд літератури) / В. А. Філіпенко, В. О. Танькут, В. О. Мезенцев, О. М. Овчинніков. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2017. № 1. С. 118-123. <https://doi.org/10.15674/0030-598720171118-123>

41. Основні критерії прогнозування вивиху головки ендопротеза у хворих із переломами шийки стегнової кістки після однополюсного ендопротезування кульшового суглоба / В. А. Філіпенко та ін. *Травма*. 2018. Т. 19. № 1. С. 113-120. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.19.2018.126670>

42. Причини вивиху головки ендопротеза після первинного ендопротезування кульшового суглоба / В. А. Філіпенко, В. О. Танькут, В. О.

Мезенцев, О. М. Овчинников. *Травма*. 2017. Т. 18. № 1. С. 27-33.  
<https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.18.2017.95587>

43. Филиппенко В. А., Мезенцев В. А., Жигун А. И. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава: проблемы и пути решения. *Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України*. Дніпропетровськ, 2010. С. 177.

44. Шильников В. А., Тихилов Р. М., Денисов А. О. Болевой синдром после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2008. № 2. С. 106-109.

45. Двойная мобильность ацетабулярного компонента как способ профилактики вывиха головки эндопротеза тазобедренного сустава / В. А. Шильников, А. Б. Байбородов, А. О. Денисов, Н. Н. Ефимов. *Травматология и ортопедия России*. 2016. Т. 22. № 4. С. 107-113. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2016-22-4-107-113>

46. The functional and financial impact of isolated and recurrent dislocation after total hip arthroplasty / M. P. Abdel, M. B. Cross, A. T. Yasen, F. S. Haddad. *The Bone & Joint Journal*. 2015. Vol. 97-B. Issue 8. P. 1046-1049. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.97B8.34952>

47. Efficacy of Different Posterior Capsulotomies on Dislocations in Hip Hemiarthroplasty: T-Shaped Capsulotomy versus Longitudinal Capsulotomy. *Indian Journal of Orthopaedics*. 2019. Vol. 53. Issue 3. P. 402-406. [https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho\\_255\\_18](https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho_255_18)

48. Alberton G. M., High W. A., Morrey B. F. Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 2002. Vol. 84. Issue 10. P. 1788-1792.

49. Amlie E., Høvik Ø., Reikerås O. Dislocation after total hip arthroplasty with 28 and 32-mm femoral head. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2010. Vol. 11. Issue 2. P. 111-115. <https://doi.org/10.1007/s10195-010-0097-8>

50. Amstutz H. C., Le Duff M. J., Beaulé P. E. Prevention and Treatment of Dislocation after Total Hip Replacement Using Large Diameter Balls. *Clinical*

*Orthopaedics and Related Research*. 2004. Vol. 429. P. 108-116.  
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000150310.25603.26>

51. Range of Motion Studies for Total Hip Replacements. A Comparative Study with a New Experimental Apparatus / H. C. Amstutz, R. M. Lodwig, D. J. Schurman, A. G. Hodgson. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1975. Vol. 111. P. 124-130.  
<https://doi.org/10.1097/00003086-197509000-00016>

52. Roaas A., Andersson G. B. Normal Range of Motion of the Hip, Knee and Ankle Joints in Male Subjects, 30-40 Years of Age. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1982. Vol. 53. Issue 2. P. 205-208. <https://doi.org/10.3109/17453678208992202>

53. Australien Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report. 2013. Adelaide: AOA. Retrieved from <https://aanjrr.dmac.adelaide.edu.au/de/annual-reports-2013>.

54. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology : the EFORT textbook* / ed. G. Bentley. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014. 4983 p. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-34746-7>

55. Achieving stability and lower-limb length in total hip arthroplasty / K. R. Berend et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 2010. Vol. 92. Issue 16. P. 2737-2752.

56. The Cumulative Long-Term Risk of Dislocation After Primary Charnley Total Hip Arthroplasty / D. J. Berry et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. Vol. 86. Issue 1. P. 9-14. <https://doi.org/10.2106/00004623-200401000-00003>

57. Dorsal versus transgluteal approach for hip hemiarthroplasty: an analysis of early complications in seven hundred and four consecutive cases / R. Biber et al. *International Orthopaedics*. 2012. Vol. 36. Issue 11. P. 2219-2223. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1624-4>

58. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty. The effect of orientation of the acetabular component / R. Biedermann et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume*. 2005. Vol. 87-B. Issue 6. P. 762-769. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B6.14745>



59. Blewitt N., Mortimore S. Outcome of dislocation after hemiarthroplasty for fractured neck of the femur. *Injury*. 1992. Vol. 23. Issue 5. P. 320-322. [https://doi.org/10.1016/0020-1383\(92\)90179-v](https://doi.org/10.1016/0020-1383(92)90179-v)
60. Bombelli R. *Structure and Function in Normal and Abnormal Hips*. 3rd ed. Berlin : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1993. 212 p. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-77977-0>
61. Bourne R. B. Etiology of total hip arthroplasty dislocation. Proceedings of Annual Meeting of AAOS. San Diego, 2007. P. 43.
62. Bourne R. B., Mehin R. The dislocating hip: what to do, what to do. *The Journal of Arthroplasty*. 2004. Vol. 19. Issue 4. Suppl. 1. P. 111-114. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.02.016>
63. Bozic K. J., Rubash H. E. The Painful Total Hip Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004. Vol. 420. P. 18-25. <https://doi.org/10.1097/00003086-200403000-00004>
64. The Epidemiology of Revision Total Hip Arthroplasty in the United States / K. J. Bozic et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 2009. Vol. 91. Issue 1. P. 128-133. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00155>
65. The Epidemiology of Revision Total Hip Arthroplasty in the United States / K. J. Bozic et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010. Vol. 468. Issue 1. P. 45-51. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-0945-0>
66. Sanchez-Sotelo J., Berry D. J. Epidemiology of instability after total hip replacement. *The Orthopedic Clinics of North America*. 2001. Vol. 32. Issue 4. 543-552. [https://doi.org/10.1016/s0030-5898\(05\)70225-x](https://doi.org/10.1016/s0030-5898(05)70225-x)
67. Prevention of Dislocation After Hip Arthroplasty: Lessons From Long-Term Followup / J. J. Callaghan et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001. Vol. 393. P. 157-162. <https://doi.org/10.1097/00003086-200112000-00018>
68. Soft-Tissue Balancing of the Hip. The Role of Femoral Offset Restoration / M. N. Charles et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2004. Vol. 86-A. Issue 5. P. 1078-1088. <https://doi.org/10.2106/00004623-200405000-00030>

69. Charnley J. Arthroplasty of the Hip. A New Operation. *The Lancet*. 1961. Vol. 277. Issue 7187. P. 1129-1132. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(61\)92063-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(61)92063-3)
70. Cobb T. K., Morrey B. F., Ilstrup D. M. The Elevated-Rim Acetabular Liner in Total Hip Arthroplasty: Relationship to Postoperative Dislocation. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 1996. Vol. 78. Issue 1. P. 80-86. <https://doi.org/10.2106/00004623-199601000-00011>
71. Coda A., Lamberti R., Martorana S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. *Hernia*. 2012. Vol. 16. Issue 1. P. 9-20. <https://doi.org/10.1007/s10029-011-0868-z>
72. Increasing risk of prosthetic joint infection after total hip arthroplasty / H. Dale et al. *Acta Orthopaedica*. 2012. Vol. 83. Issue 5. P. 449-458. <https://doi.org/10.3109/17453674.2012.733918>
73. Redefining the Acetabular Component Safe Zone for Posterior Approach Total Hip Arthroplasty / J. R. Danoff et al. *The Journal of Arthroplasty*. 2016. Vol. 31. Issue 2. P. 506-511. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.09.010>
74. Dislocation Following Total Hip Replacement / J. Dargel, J. Oppermann, G.-P. Brüggemann, P. Eysel. *Deutsches Ärzteblatt International*. 2014. Vol. 111. Issue 51-52. P. 884-890. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2014.0884>
75. Diagnosis of Periprosthetic Joint Infections of the Hip and Knee / C. D. Valle et al. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2010. Vol. 18. Issue 12. P. 760-770. <https://doi.org/10.5435/00124635-201012000-00006>
76. Domb B. G., Philippon M. J., Giordano B. D. Arthroscopic capsulotomy, capsular repair, and capsular plication of the hip: relation to atraumatic instability. *Arthroscopy*. 2013. Vol. 29. Issue 1. P. 162-173. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.04.057>
77. Classification and Treatment of Dislocations of Total Hip Arthroplasty / L. D. Dorr, A. W. Wolf, R. Chandler, J. P. Conaty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1983. Vol. 173. P. 151-158. <https://doi.org/10.1097/00003086-198303000-00019>

78. The impact of obesity on weight change and outcomes at 12 months in patients undergoing total hip arthroplasty / M. M. Dowsey, D. Liew, J. D. Stoney, P. F. Choong. *The Medical Journal of Australia*. 2010. Vol. 193. Issue 1. P. 17-21. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.2010.tb03734.x>
79. Risk Factors for Early Dislocation after Total Hip Arthroplasty: A Matched Case-Control Study / M. Dudda et al. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2010. Vol. 18. Issue 2. P. 179-183. <https://doi.org/10.1177/230949901001800209>
80. Elkins J. M. Biomechanics of failure modalities in total hip arthroplasty : dissertation. University of Iowa, 2013. 197 p. <https://doi.org/10.17077/etd.addybu3>
81. Günther K P., Kirschner S., Stiehler M., Hartmann A. Complications of Total Hip Replacement Including Dislocation of Total Hip Replacement. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology : the EFORT textbook* / ed. G. Bentley. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014. P. 2495-2510. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-34746-7\\_117](https://doi.org/10.1007/978-3-642-34746-7_117)
82. Fackler C. D., Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1980. Issue 151. P. 169-178.
83. How to prevent dislocation after revision total hip arthroplasty: a systematic review of the risk factors and a focus on treatment options / C. Faldini et al. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2018. Vol. 19. Issue 1. Article 17. <https://doi.org/10.1186/s10195-018-0510-2>
84. Fuss F. K., Bacher A. New aspects of the morphology and function of the human hip joint ligaments. *The American Journal of Anatomy*. 1991. Vol. 192. Issue 1. P. 1-13. <https://doi.org/10.1002/aja.1001920102>
85. Gaines R. J., Hardenbrook M. Closed reduction of a dislocated total hip arthroplasty with a constrained acetabular component. *American Journal of Orthopedics*. 2009. Vol. 38. Issue 10. P. 523-525.
86. Swedish National Hip Arthroplasty Register 2013. Annual Report 2013 / G. Garellick et al. URL : <https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr/r/Annual-report-2013-HJnnK8Tie.pdf>

87. Head size in primary total hip arthroplasty / G. Tsikandylakis et al. *EFORT Open Reviews*. 2018. Vol. 3. Issue 5. P. 225-231. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170061>
88. The effect of orientation of the acetabular component on outcome following total hip arthroplasty with small diameter hard-on-soft bearings / G. Grammatopoulos et al. *The Bone & Joint Journal*. 2015. Vol. 97-B. Issue 2. P. 164-172. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.97B2.34294>
89. Recovery of health-related quality of life in a United Kingdom hip fracture population. The Warwick Hip Trauma Evaluation - a prospective cohort study / X. L. Griffin et al. *The Bone & Joint Journal*. 2015. Vol. 97-B. Issue 3. P. 372-382. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.97B3.35738>
90. Grossmann P., Braun M., Becker W. Luxationen nach Hüft-TEP-Implantationen: Abhängigkeit vom operativen Zugang und anderen Faktoren. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*. 1994. Vol. 132. Issue 6. P. 521-526. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1039481>
91. Hamilton W. G., McAuley J. P. Evaluation of the unstable total hip arthroplasty. *Instructional Course Lectures*. 2004. Vol. 53. P. 87-92.
92. Functional acetabular component position with supine total hip replacement / W. Eilander et al. *The Bone & Joint Journal*. 2013. Vol. 95-B. Issue 10. P. 1326-1331. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B10.31446>
93. Harris W. H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 1969. Vol. 51. Issue 4. P. 737-755.
94. Dislocations and the Femoral Head Size in Primary Total Hip Arthroplasty / U. Hedlundh et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996. Vol. 333. P. 226-233. <https://doi.org/10.1097/00003086-199612000-00024>
95. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty / U. Hedlundh et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume*. 1996. Vol. 78. Issue 2. P. 206-209.

96. Hedlundh U., Sanzén L., Fredin H. The prognosis and treatment of dislocated total hip arthroplasties with a 22 mm head. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume.* 1997. Vol. 79-B. Issue 3. P. 374-378. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.79b3.7149>
97. Comparison of the responsiveness of the Harris Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip / H. L. Hoeksma et al. *Annals of the Rheumatic Diseases.* 2003. Vol. 62. Issue 10. P. 935-938. <https://doi.org/10.1136/ard.62.10.935>
98. Decreased Dislocation After Revision Total Hip Arthroplasty Using Larger Femoral Head Size and Posterior Capsular Repair / M. T. Hummel, A. L. Malkani, M. R. Yakkanti, D. L. Baker. *The Journal of Arthroplasty.* 2009. Vol. 24. Issue 6. P. 73-76. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2009.04.026>
99. D. Hutten, F. Langlais. Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. *13 Mises Au Point En Chirurgie De La Hanche* / ed. D. Hutten. Elsevier Masson, 2012. P. 118-164. <https://doi.org/10.1016/C2012-0-06285-0>
100. Late dislocation is associated with recurrence after total hip arthroplasty / T. Itokawa et al. *International Orthopaedics.* 2013. Vol. 37. Issue 8. P. 1457-1463. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1921-6>
101. Lower rates of dislocation with increased femoral head size after primary total hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England / S. S. Jameson et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume.* 2011. Vol. 93-B. Issue 7. P. 876-880. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B7.26657>
102. The History of Biomechanics in Total Hip Arthroplasty / J. V. Houcke, V. Khanduja, C. Pattyn, E. Audenaert. *Indian Journal of Orthopaedics.* 2017. Vol. 51. Issue 4. P. 359-367. [https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho\\_280\\_17](https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho_280_17)
103. Jo S., Jimenez Almonte J. H., Sierra R. J. The Cumulative Risk of Re-dislocation After Revision THA Performed for Instability Increases Close to 35% at 15years. *The Journal of Arthroplasty.* 2015. Vol. 30. Issue 7. P. 1177-1182. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.02.001>

104. Jolles B. M., Zangger P., Leyvraz P. F. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *The Journal of Arthroplasty*. 2002. Vol. 17. Issue 3. P. 282-288. <https://doi.org/10.1054/arth.2002.30286>
105. The Effect of Age on Pain, Function, and Quality of Life After Total Hip and Knee Arthroplasty / C. A. Jones, D. C. Voaklander, D. W. Johnston, M. E. Suarez-Almazor. *Archives of Internal Medicine*. 2001. Vol. 161. Issue 3. P. 454-460. <https://doi.org/10.1001/archinte.161.3.454>
106. Hip dislocations after 2,734 elective unilateral fast-track total hip arthroplasties: incidence, circumstances and predisposing factors / C. C. Jørgensen et al. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2014. Vol. 134. Issue 11. P. 1615-1622. <https://doi.org/10.1007/s00402-014-2051-3>
107. The influence of the surgical approach concerning dislocation in total hip arthroplasty / J. R. Vicente et al. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2015. Vol. 44. Issue 6. P. 504-507. [https://doi.org/10.1016/S2255-4971\(15\)30148-8](https://doi.org/10.1016/S2255-4971(15)30148-8)
108. Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation / S. S. Kelley, P. F. Lachiewicz, J. M. Hickman, S. M. Paterno. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1998. Issue 355. P. 163-170. <https://doi.org/10.1097/00003086-199810000-00017>
109. Operative and non-operative treatment options for dislocation of the hip following total hip arthroplasty / R. J. Khan et al. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2006. Issue 4. Article CD005320. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005320.pub2>
110. Clinical Impact of Obesity on Stability Following Revision Total Hip Arthroplasty / Y. Kim et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2006. Vol. 453. P. 142-146. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000238874.09390.a1>
111. Modified Posterior Approach to Total Hip Arthroplasty to Enhance Joint Stability / Y. S. Kim et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008. Vol. 466. Issue 2. P. 294-299. <https://doi.org/10.1007/s11999-007-0056-8>

112. Infection burden for hip and knee arthroplasty in the United States / S. M. Kurtz et al. *The Journal of Arthroplasty*. 2008. Vol. 23. Issue 7. P. 984-991. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2007.10.017>
113. Thigh pain in primary total hip arthroplasty: the effects of elastic moduli / C. Lavernia, M. D'Apuzzo, V. Hernandez, D. Lee. *The Journal of Arthroplasty*. 2004. Vol. 19. Issue 7. Suppl. 2. P. 10-16. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.06.023>
114. Dislocation after total hip arthroplasty: risk factors and treatment options / U. G. Leichtle et al. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2013. Vol. 47. Issue 2. P. 96-103. <https://doi.org/10.3944/aott.2013.2978>
115. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties / G. E. Lewinnek et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 1978. Vol. 60. Issue 2. P. 217-220.
116. Recurrent and Non-Recurrent Dislocation Following Total Hip Arthroplasty / H. O. Lindberg, A. S. Carlsson, C. F. Gentz, H. Pettersson. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1982. Vol. 53. Issue 6. P. 947-952. <https://doi.org/10.3109/17453678208992853>
117. Outcomes of obese and nonobese patients undergoing revision total hip arthroplasty / A. Lübbecke, K. G. Moons, G. Garavaglia, P. Hoffmeyer. *Arthritis & Rheumatism*. 2008. Vol. 59. Issue 5. P. 738-745. <https://doi.org/10.1002/art.23562>
118. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States medicare population / N. N. Mahomed et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 2003. Vol. 85. Issue 1. P. 27-32. <https://doi.org/10.2106/00004623-200301000-00005>
119. Mahoney C. R., Pellicci P. M. Complications in primary total hip arthroplasty: avoidance and management of dislocations. *Instructional Course Lectures*. 2003. Vol. 52. P. 247-255.
120. The clinical rationale for using polypropylene mesh for preventing dislocation of hip endoprosthesis / M. B. Burra, S. Maslennikov, M. Golovaha, M. Kozhemyaka. *Porto Biomedical Journal*. 2018. Vol. 3. Issue 3. P. 65-66.

121. Golovakha M., Maslennikov S. O., Krasnoporov S. M. Polypropylene mesh application for preventing dislocation of the femoral component of the endoprosthesis. *Mobilität durch Fortschritt. Abstracts 66. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. Baden-Baden, 2018.* P. 134.
122. Maslennikov S. O., Golovaha M. L., Gricenko O. O. Clinical experience using the polypropylene mesh for the prevention of hip arthroplasty dislocation. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe.* 2019. Vol. 1. Issue 52. P. 31-36.
123. Особливості фізичної терапії пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба зі зміцненням капсульно-зв'язкових структур / С. О. Масленніков та ін. *Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики.* 2020. Т. 13. № 1. С. 156-163. <https://doi.org/10.14739/2409-2932.2020.1.198202>
124. Maslennikov S. O., Panchenko S. P., Golovakha M. L. Biomechanical Substantiation of the Strength and Stiffness of a Hip Joint Capsule Defect Fixation with Polypropylene Mesh. *Surgery Journal (N. Y.).* 2020. Vol. 6. Issue 1. P. e11-e18. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3402793>
125. Total HIP arthroplasty in patients with Parkinson's disease / P. G. Mathew et al. 2013. *Acta medica (Hradec Kralove).* Vol. 56. Issue 3. P. 110-116. <https://doi.org/10.14712/18059694.2014.18>
126. Soong M., Rubash H. E., Macaulay W. Dislocation after total hip arthroplasty. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2004. Vol. 12. Issue 5. P. 314-321. <https://doi.org/10.5435/00124635-200409000-00006>
127. McCollum D. E., Gray W. J. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1990. Issue 261. P. 159-170.
128. Late dislocation after total hip arthroplasty / R. M. Meek et al. 2008. *Clinical Medicine & Research.* Vol. 6. Issue 1. P. 17-23. <https://doi.org/10.3121/cm.2008.770>
129. Epidemiology of dislocation after total hip arthroplasty / R. M. Meek et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2006. Vol. 447. P. 9-18. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000218754.12311.4a>



130. The relationship between postoperative complications and outcomes after hip fracture surgery / R. A. Merchant et al. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*. 2005. Vol. 34. Issue 2. P. 163-168.
131. Mihalko W. M., Whiteside L. A. Hip mechanics after posterior structure repair in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004. Issue 420. P. 194-198. <https://doi.org/10.1097/00003086-200403000-00027>
132. Morrey B. F. Instability after total hip arthroplasty. *The Orthopedic clinics of North America*. 1992. Vol. 23. Issue 2. P. 237-248.
133. Dislocation of bipolar hip hemiarthroplasty through a postero-lateral approach for femoral neck fractures: A cohort study. / S. Mukka et al. *International Orthopaedics*, 2015. Vol. 39. Issue 7. P. 1277-1282. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2642-1>
134. Obesity and perioperative morbidity in total hip and total knee arthroplasty patients. / R. S. Namba, L. Paxton, D. C. Fithian, M. L. Stone. *The Journal of Arthroplasty*. 2005. Vol. 20. Issue 7. Suppl. 3. P. 46-50. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2005.04.023>
135. Newington D. P., Bannister G. C., Fordyce M. Primary total hip replacement in patients over 80 years of age. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume*. 1990. Vol. 72-B. Issue 3. P. 450-452. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.72B3.2341446>
136. Nilsson A., Bremander A. Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care & Research*. 2011. Vol. 63. Suppl. 11. P. S200-S207. <https://doi.org/10.1002/acr.20549>
137. New Zealand Orthopaedic Association. *The New Zealand Joint Registry. Seventeen year report January 1999 to December 2015*. 120 p. URL : <https://nzoa.org.nz/system/files/NZJR%2017%20year%20Report.pdf>
138. *Dansk Hoftealloplastik Register. National årsrapport 2016*. 120 p. URL : <http://danskhoftealloplastikregister.dk/wp-content/uploads/2015/11/DHR-%C3%A5rsrapport-2016.pdf>

139. Endoprothesenregister Deutschland. *Jahresbericht 2015. Mit Sicherheit mehr Qualität.* 65 p. URL : [https://www.eprd.de/fileadmin/user\\_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht\\_2015\\_FINAL\\_Web.pdf](https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2015_FINAL_Web.pdf)
140. Netherlands Orthopaedic Association, Dutch Arthroplasty Register. *LROI Report 2014. Arthroplasty in the Picture. Annual Report of the Dutch Arthroplasty Register (Landelijke Registratie Orthopedische Implantaten) 2014.* 116 p. URL : <https://www.lroi.nl/downloads/9/Report%20LROI%202014%20English.pdf>
141. *14th Annual Report 2017. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. Surgical data to 31 December 2016.* 202 p. URL : [https://www.hqip.org.uk/wp-content/uploads/peleraus\\_media\\_manager/public/253/NJR/NJR%2014th%20Annual%20Report%202017.pdf](https://www.hqip.org.uk/wp-content/uploads/peleraus_media_manager/public/253/NJR/NJR%2014th%20Annual%20Report%202017.pdf)
142. *The Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2015. For year 2015 /* J. Kärrholm et al. 174 p. URL : <https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr/r/Annual-Report-2015-H19dFINOW.pdf>
143. Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures. *Report June 2016. Norwegian Arthroplasty Register.* 305 p. URL : [http://nrlweb.ihelse.net/eng/Rapporter/Report2016\\_english.pdf](http://nrlweb.ihelse.net/eng/Rapporter/Report2016_english.pdf)
144. No authors. The Norwegian Arthroplasty Register. Annual Report (2010). Retrieved from <http://nrlweb.ihelse.net/eng/default.htm>.
145. Physical structure and mechanical properties of knitted hernia mesh materials: A review / N. Sanbhal et al. *Journal of Industrial Textiles.* 2017. Vol. 48. Issue 1. P. 333-360. <https://doi.org/10.1177/1528083717690613>
146. Oberbach T., Glien W. Preventing Impingement and Dislocation with Large Ceramic Heads. *Innovations in Joint Prostheses: Knees, Shoulders, and Hips.* 2005. URL : <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.615.2183&rep=rep1&type=pdf>

147. Oehy J., Bider K. Design Parameter to Improve Range of Motion (ROM) in Total Hip Arthroplasty. *Bioceramics in Joint Arthroplasty. Ceramics in Orthopaedics* / eds. J. Y. Lazenec, M. Dietrich. Steinkopff, Heidelberg, 2004. P. 149-156. [https://doi.org/10.1007/978-3-7985-1968-8\\_26](https://doi.org/10.1007/978-3-7985-1968-8_26)
148. Osmani O., Malkani A. Posterior Capsular Repair Following Total Hip Arthroplasty: A Modified Technique. *Orthopedics*. 2004. Vol. 27. Issue 6. P. 553-555.
149. Pain after total hip arthroplasty: a psychiatric point of view / V. Pacault-Legendre, P. Anract, M. Mathieu, J. P. Courpied. *International Orthopaedics*. 2007. Vol. 33. Issue 1. P. 65-69. <https://doi.org/10.1007/s00264-007-0470-2>
150. The Effect of Superior Placement of the Acetabular Component on the Rate of Loosening after Total Hip Arthroplasty. Long-Term Results in Patients Who Have Crowe Type-II Congenital Dysplasia of the Hip / M. W. Pagnano et al. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. Vol. 78. Issue 7. P. 1004-1014. <https://doi.org/10.2106/00004623-199607000-00004>
151. New Definition for Periprosthetic Joint Infection: From the Workgroup of the Musculoskeletal Infection Society / J. Parvizi et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2011. Vol. 469. Issue 11. P. 2992-2994. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2102-9>
152. Patel P. D., Potts A., Froimson M. I. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment. *The Journal of Arthroplasty*. 2007. Vol. 22. Issue 4. Suppl. 1. P. 86-90. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2006.12.111>
153. Paterno S. A., Lachiewicz P. F., Kelley S. S. The Influence of Patient-Related Factors and the Position of the Acetabular Component on the Rate of Dislocation after Total Hip Replacement. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. 1997. Vol. 79. Issue 8. P. 1202-1210. <https://doi.org/10.2106/00004623-199708000-00013>
154. Pellicci P. M., Bostrom M., Poss R. Posterior Approach to Total Hip Replacement Using Enhanced Posterior Soft Tissue Repair. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1998. Issue 355. P. 224-228. <https://doi.org/10.1097/00003086-199810000-00023>

155. Mechanical Properties of Mesh Materials Used for Hernia Repair and Soft Tissue Augmentation / P. P. Pott et al. *PLoS ONE*. 2012. Vol. 7. Issue 10. Article e46978. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0046978>
156. Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism, and deep infection during the first six months after elective total hip replacement / C. B. Phillips et al. 2003. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume*. Vol. 85. Issue 1. P. 20-26. <https://doi.org/10.2106/00004623-200301000-00004>
157. Pitto R.P., Young S., Graves S (2007). Management of total hip arthroplasty dislocation down-under/ Proceedings of annual meeting of AAOS, 49.
158. Pollard J. A., Daum W. J., Uchida T. Can simple radiographs be predictive of total hip dislocation? *The Journal of Arthroplasty*. 1995. Vol. 10. Issue 6. P. 800-804. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(05\)80078-6](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(05)80078-6)
159. Luxation nach Hüfttotalendoprothesenrevision. Analyse von Risikofaktoren und Lösungsstrategien. / P. M. Prodinger et al. *Der Orthopäde*. 2017. Vol. 46. Issue 2. P. 133-141. <https://doi.org/10.1007/s00132-016-3377-z>
160. Pulido L., Restrepo C., Parvizi J. Late Instability Following Total Hip Arthroplasty. *Clinical Medicine & Research*. 2007. Vol. 5. Issue 2. 139-142. <https://doi.org/10.3121/cmr.2007.717>
161. Qassem D. M., Smith K. B. Effect of elevated-rim acetabular liner and 32-mm femoral head on stability in total hip arthroplasty. *Saudi Medical Journal*. 2004. Vol. 25. Issue 1. P. 88-90.
162. Queally J. M., Abdulkarim A., Mulhall K. J. Total hip replacement in patients with neurological conditions. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume*. 2009. Vol. 91-B. Issue 10. P. 1267-1273. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.91B10.22934>
163. Ritter M. A. A treatment plan for the dislocated total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1980. Issue 153. P. 153-155.
164. Sanchez-Sotelo J., Berry D. J. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthopedic Clinics of North America*. 2001. Vol. 32. Issue 4. P. 543-552. [https://doi.org/10.1016/s0030-5898\(05\)70225-x](https://doi.org/10.1016/s0030-5898(05)70225-x)

165. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter / E. Sariali, J. Y. Lazennec, F. Khiami, Y. Catonné. *Acta Orthopaedica*. 2009. Vol. 80. Issue 3. P. 277-282. <https://doi.org/10.3109/17453670902988378>
166. Schafer S. J., Anglen J. O. The East Baltimore Lift: a simple and effective method for reduction of posterior hip dislocations. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1999. Vol. 13. Issue 1. P. 56-57. <https://doi.org/10.1097/00005131-199901000-00013>
167. Effects of dementia on postoperative outcomes of older adults with hip fractures: a population-based study / D. P. Seitz et al. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2014. Vol. 15. Issue 5. P. 334-341. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2013.12.011>
168. Tsai S. J., Wang C. T., Jiang C. C. The effect of posterior capsule repair upon post-operative hip dislocation following primary total hip arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2008. Vol. 9. P. 29. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-29>
169. Soft tissue reinforcement with a Leeds-Keio artificial ligament in revision surgery for dislocated total hip arthroplasty / S. Aota et al. *HIP International*. 2018. Vol. 28. Issue 3. P. 324-329. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000573>
170. Instability after total hip arthroplasty: treatment with large femoral heads vs constrained liners / C. V. Sikes et al. *The Journal of Arthroplasty*. 2008. Vol. 23. Issue 7. P. 59-63. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.06.032>
171. Abdomen-thigh contact during forward reaching tasks in obese individuals / B. Singh, T. D. Brown, J. J. Callaghan, H. J. Yack. *Journal of Applied Biomechanics*. 2013. Vol. 29. Issue 5. P. 517-524. <https://doi.org/10.1123/jab.29.5.517>
172. Sioen W., Meermans G., Lenaert A. Surgical technique description: Transosseous 'over the top' reconstruction of capsule and tendons in primary total hip arthroplasty using a posterior approach. *Acta Orthopaedica Belgica*. 2017. Vol. 83. Issue 1. P. 87-92.
173. Skoff H. D. Posterior hip dislocation, a new technique for reduction. *Orthopaedic Review*. 1986. Vol. 15. Issue 6. P. 405-409.

174. Söderman P., Malchau H. Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001. Vol. 384. P. 189-197.
175. Singh S. P., Bhalodiya H. P. Head size and dislocation rate in primary total hip arthroplasty. *Indian Journal of Orthopaedics*. 2013. Vol. 47. Issue 5. P. 443-448. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.118198>
176. Early complications of primary total hip replacement performed with a two-incision minimally invasive technique / B. S. Bal, D. Haltom, T. Aleto, M. Barrett. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2005. Vol. 87. Issue 11. P. 2432-2438. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02847>
177. Surgical approach in primary total hip arthroplasty: anatomy, technique and clinical outcomes / S. Petis, J. L. Howard, B. L. Lanting, E. M. Vasarhelyi. *Journal canadien de chirurgie*. 2015. Vol. 58. Issue 2. P. 128-139. <https://doi.org/10.1503/cjs.007214>
178. Suh K. T., Park B. G., Choi Y. J. A posterior approach to primary total hip arthroplasty with soft tissue repair. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004. Vol. 418. P. 162-167. <https://doi.org/10.1097/00003086-200401000-00026>
179. The analysis of posterior soft tissue repair durability after total hip arthroplasty in primary osteoarthritis patients / V. Loiba et al. *Hip International*. 2015. Vol. 25. Issue 5. P. 420-423. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000232>
180. Vosburgh C. L., Vosburgh J. B. Closed reduction for total hip arthroplasty dislocation. The Tulsa technique. *The Journal of Arthroplasty*. 1995. Vol. 10. Issue 5. P. 693-694. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(05\)80218-9](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(05)80218-9)
181. Waran E., William L. Hip fractures and dementia: clinical decisions for the future. *Oxford Medical Case Reports*. 2016. Vol. 2016. Issue 2. P. 19-21. <https://doi.org/10.1093/omcr/omw001>
182. Complications of Morbid Obesity in Total Joint Arthroplasty: Risk Stratification Based on BMI / D. T. Ward et al. *The Journal of Arthroplasty*. 2015. Vol. 30. Issue 9. P. 42-46. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.03.045>

183. Ware J. E., Sherbourne C. D. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Medical Care*. 1992. Vol. 30. Issue 6. P. 473-483.
184. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty / N. G. Wetters et al. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2013. Vol. 471. Issue 2. P. 410-416. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2561-7>
185. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement / R. E. Jr. White, T. J. Forness, J. K. Allman, D. W. Junick. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001. Vol. 393. P. 163-167. <https://doi.org/10.1097/00003086-200112000-00019>
186. Wong K., Sivan M., Matthews G. Flexion reminder device to discourage recurrent posterior dislocation of a total hip replacement: a case report. *Journal of Medical Case Reports*. 2008. Vol. 2. P. 250. <https://doi.org/10.1186/1752-1947-2-250>
187. Woo R. Y., Morrey B. F. Dislocations after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1982. Vol. 64. Issue 9. P. 1295-1306. <https://doi.org/10.2106/00004623-198264090-00004>
188. Woolson S. T., Hartford J. M., Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *The Journal of Arthroplasty*. 1999. Vol. 14. Issue 2. P. 159-164. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(99\)90119-5](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(99)90119-5)
189. Woolson S. T., Rahimtoola, Z. O. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *The Journal of Arthroplasty*. 1999. Vol. 14. Issue 6. P. 662-668. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90219-X](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90219-X)

## ДОДАТОК А1

«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
 \ Директор ДУ «Інститут патології хребта та суглобів  
 ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
 Корж М.О.  
 (керівник установи, в якій проведено впровадження)  
 « 16 » 03 20 19 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. «Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротезу кульшового суглоба»  
 (назва пропозиції для впровадження)
2. Головаха М.Л., Масленніков С.О., Забелін І.М., Твердовський А.О.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет, 2017 р.  
 (установа-розробник, її поштовий адрес, ПІБ авторів)
3. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12  
 Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12  
 (назва, рік надання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № патенту тощо)
4. Впроваджено Відділення ортопедичної артрології та ендопротезування ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», 2018 р.  
 (назва лікувально-профілактичної установи)
5. Строки впровадження з лютий 2018 по лютий 2019
6. Загальна кількість спостережень 7
7. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями, викладеними в джерелі інформації ( п.3 ) \_\_\_\_\_

| Показники   | За даними   |                                      |
|---|-------------|--------------------------------------|
|   | Розробників | Установи, яка проводила впровадження |
| Скорочення:<br>- строків лікування<br>- тимчасової непрацездатності   | так<br>так  | так<br>так                           |
| Зменшення:<br>- летальності<br>- інвалідності<br>- захворюваності<br>- частоти розходження діагнозів, економічні показники та ін. | так         | так                                  |

8. Зауваження, додатки – не має

« 16 » 03 20 19 р.

Відповідальний за впровадження зав. відд. ортопедичної артрології та ендопротезування  
 Підгайська О.О.

(посада, підпис, ПІБ)

*О.О. Підгайська*

*Зав. НОБ проф. М.С.*



## ДОДАТОК А2



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **«Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротезу кульшового суглоба»**  
( назва пропозиції для впровадження )<sup>1</sup>
2. Головаха М.Л., Масленніков С.О. Забелін І.М., Твердовський А.О.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет, 2017 р.  
( установа-розробник, її поштовий адрес, ПІБ авторів )<sup>1</sup>
3. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оубл. 26.06.2017, бюл. № 12  
Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оубл. 26.06.2017, бюл. № 12  
( назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № патенту тощо )
4. Впроваджено Відділення артрології, ортопедії та спортивної травми КУ «Запорізька обласна клінічна лікарня» ЗОС, 2018 р.  
( назва лікувально-профілактичної установи )
5. Строки впровадження з грудень 2017 по грудень 2018
6. Загальна кількість спостережень 13
7. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями, викладеними в джерелі інформації ( п.3 ) \_\_\_\_\_

| Показники   | За даними   |                                      |
|---|-------------|--------------------------------------|
|   | Розробників | Установи, яка проводила впровадження |
| Скорочення:<br>- строків лікування<br>- тимчасової непрацездатності   | так<br>так  | так<br>так                           |
| Зменшення:<br>- детальності<br>- інвалідності<br>- захворюваності<br>- частоти розходження діагнозів, економічні показники та ін. | так         | так                                  |

8. Зауваження, додатки – не має  
«14» 12 2018 р.

Відповідальний за впровадження зав.від. артрології, ортопедії та спортивної травми Забелін І.М.  
(посада, підпис, ПІБ)

## ДОДАТОК АЗ



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **«Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротезу кульшового суглоба»**  
( назва пропозиції для впровадження )
2. Головаха М.Л., Масленников С.О., Забелін І.М., Твердовський А.О.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет, м.Запоріжжя, пр.Маяковського, 26, 69035.  
( установи-розробник, її поштовий адрес, ПІБ авторів )
3. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленников, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12  
Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленников, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12  
( назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № патенту тощо )
4. Впроваджено Відділення травматології та ортопедії ООО «Клиника Мотор Сич»  
( назва лікувально-профілактичної установи )
5. Строки впровадження з 2019 по 2020
6. Загальна кількість спостережень \_4
7. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями, викладеними в джерелі інформації ( п.3 ) \_\_\_\_\_

| Показники  | За даними   |                                      |
|--|-------------|--------------------------------------|
|  | Розробників | Установи, яка проводила впровадження |
| Скорочення:  |             |                                      |
| - строків лікування  | так         | так                                  |
| - тимчасової непрацездатності                                | так         | так                                  |
| Зменшення:   |             |                                      |
| - летальності  |             |                                      |
| - інвалідності   |             |                                      |
| - захворюваності   |             |                                      |
| - частоти розходження діагнозів, економічні показники та ін. | так         | так                                  |

8. Зауваження, додатки – не має

9.

« 10 » 01 20 20 р.

Відповідальний за впровадження  
лікар ортопед-травматолог відділення  
травматології та ортопедії ООО «Клиника Мотор Сич»

Малишев В.В.

## ДОДАТОК А4



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **«Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротезу кульшового суглоба»**  
(назва пропозиції для впровадження)
2. Головаха М.Л., Масленников С.О. Забелін І.М., Твердовський А.О.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет, м.Запоріжжя, пр.Маяковського, 26, 69035.  
(установа-розробник, її поштовий адрес, ПІБ авторів)
3. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленников, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12  
Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленников, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12  
(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № патенту тощо)
4. Впроваджено Відділення травматології та ортопедії ООО «Клиника Мотор Сич»  
(назва лікувально-профілактичної установи)
5. Строки впровадження: 2018 по 2019
6. Загальна кількість спостережень 3
7. Ефективність впровадження у відповідності з критеріями, викладеними в джерелі інформації (п.3) \_\_\_\_\_

| Показники  | За даними   |                                      |
|--|-------------|--------------------------------------|
|  | Розробників | Установи, яка проводила впровадження |
| Скорочення:<br>- строків лікування<br>- тимчасової непрацездатності  | так<br>так  | так<br>так                           |
| Зменшення:<br>- деталістості<br>- інвалідності<br>- захворюваності<br>- частоти розходження діагнозів, економічні показники та ін. | так         | так                                  |

8. Зауваження, додатки – не має

« 11 » 02 20 19 р.

Відповідальний за впровадження  
лікар ортопед-травматолог відділення  
травматології та ортопедії ООО «Клиника Мотор Сич»

Малишев В.В.



## ДОДАТОК А5



ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з науково-педагогічної роботи  
Запорізького державного медичного університету

проф. В.А.Візір

2019 р.

## АКТ

## впровадження у навчальний процес

1. **Назва впровадження:** «Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротеза кульшового суглоба»
2. **Ким запропоновано, адреса, виконавці:**  
Кафедра травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету (м.Запоріжжя, пр.Маяковського, 26, 69035) Масленніков Сергій Олегович
3. **Джерело інформації:** Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оубл. 26.06.2017, бюл. № 12  
Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оубл. 26.06.2017, бюл. № 12
4. **Де впроваджено (назва навчального закладу):**  
в навчальний процес кафедри травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету при викладанні лекційного матеріалу та проведенні практичних занять для студентів 5 курсу медичних факультетів та лікарів інтернів за темою «Дегенеративно-дистрофічні захворювання суглобів та хребта»
5. **Термін впровадження:** 2019-2020 навчальний рік

**Відповідальний за впровадження:**

Доцент кафедри травматології та ортопедії  
Запорізького державного медичного університету, кандидат медичних наук

М.О.Кожем'яка

## ДОДАТОК А6



**АКТ**  
**впровадження у навчальний процес**

1. **Назва впровадження:** «Використання поліпропіленової сітки для лікування та профілактики вивихів ендопротеза кульшового суглоба»
2. **Ким запропоновано, адреса, виконавці:**  
 Кафедра травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету (м.Запоріжжя, пр.Маяковського, 26, 69035) Масленніков Сергій Олегович
3. **Джерело інформації:** Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12  
 Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / С.О.Масленніков, М.Л.Головаха, І.М.Забелін, А.О.Твердовський; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. - Оpubл. 26.06.2017, бюл. № 12
4. **Де впроваджено (назва навчального закладу):**  
 в навчальний процес кафедри травматології та ортопедії Державного закладу "Запорізької медичної академії післядипломної освіти Міністерства охорони здоров'я" при викладанні лекційного матеріалу та проведенні практичних занять для лікарів інтернів за темою «Дегенеративно-дистрофічні захворювання суглобів та хребта»
5. **Термін впровадження:** 2019-2020 навчальний рік

**Відповідальний за впровадження:**

Зав.кафедри травматології та ортопедії  
 ДЗ «ЗМАПО МОЗ України» к.мед.н., доцент

О.В. Трибушний

## ДОДАТОК Б

### СПИСОК РОБІТ, ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Масленніков С. О., Головаха М.Л. Відновлення цілісності капсули суглоба як фактор попередження розвитку вивихів ендопротеза стегна. *Літопис Травматології та ортопедії*. 2018. №1-2. С. 35-37. (Здобувачем проведено аналіз літературних даних вітчизняних та світових джерел, проаналізовано, узагальнено й сформульовано висновки.)
2. Применение полипропиленовой сетки у пациента с рецидивирующим вывихом бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава (Случай из практики) / М. Л. Головаха, С. О. Масленников, А. О. Твердовский и др. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. №1(610). С. 86-88. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворого, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)
3. Масленников С. О., Головаха М.Л. Биомеханические аспекты развития вывиха бедра при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травма*. 2017. Т.18. №6. С. 36-42. (Здобувачем проведено аналіз літературних даних вітчизняних та світових джерел, проаналізовано, узагальнено й сформульовано висновки.)
4. Масленников С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Закрытие дефекта капсулы тазобедренного сустава пропиленовой сеткой. Клинико-биомеханическое исследование. *Травматология, ортопедия и протезирование*. 2018. № 4. С. 107-114. (Внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)
5. Maslennikov S.O., Golovaha M.L., Gricenko O.O. Clinical experience using the polypropylene mesh for the prevention of hip arthroplasty dislocation. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)* Pol. N.12(52), 2019. P. 31-36 (Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків, перекладі на англійську мову.)

6. Maslennikov S. O., Panchenko S. P., Golovakha M. L. Biomechanical Substantiation of the Strength and Stiffness of a Hip Joint Capsule Defect Fixation with Polypropylene Mesh. *The Surgery Journal*. 2020. Vol. 06, No. 1, P. e11-e18 <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0039-3402793>

*(Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків, перекладі на англійську мову.)*

7. Особливості фізичної терапії пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба зі зміцненням капсульно-зв'язкових структур. Масленніков С.О., Головаха М.Л., Дорошенко Е.Ю. та ін. *Актуальні питання фармацевтичної та медичної науки та практики*. (2020) Т. 13, №1(32). С.156-163. *(Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу, узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)*

8. Пат. № 117564 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики рецидивуючих вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба при великому дефекті суглобової капсули / Заявник і патентовласник С. О. Масленніков, М. Л. Головаха, І. М. Забелін, А. О. Твердовський / Промислова власність. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12 *(Особистий внесок здобувача полягає у проведенні інформаційно-патентного пошуку, частини досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)*

9. Пат. № 117582 Україна, МПК А61F2/32. Спосіб профілактики вивихів стегнового компонента ендопротеза кульшового суглоба / Заявник і патентовласник С. О. Масленніков, М. Л. Головаха, І. М. Забелін, А. О. Твердовський / Промислова власність. - Опубл. 26.06.2017, бюл. № 12 *(Особистий внесок здобувача полягає у проведенні інформаційно-патентного пошуку, частини досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)*

10. Масленніков С. О., Головаха М. Л. Морфологические особенности течения репаративного процесса закрытия дефекта капсулы сустава сетчатым имплантатом

на основі поліпропілена. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали другої всеукр. наук.-практ. конф. (м.Приморськ, 07-09 вер. 2017р.). Запоріжжя, 2020. С. 48-49. (Особистий внесок полягає у проведенні експериментального дослідження, підготовці матеріалу для досліджень, аналізі й узагальненні отриманих результатів.)

11. Maslennikov S. O., Golovakha M. L., Krasnoporov S. M. Polypropylene mesh application for preventing dislocation of the femoral component of the endoprosthesis. 66. *Jahrestagung: der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.* (Baden-Baden, 26-28 April 2018). Baden-Baden, 2018. P. 134. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)

12. Maslennikov S., Bharadwaj Burra M., Golovaha, M., Kozhemyaka M. The clinical rationale for using polypropylene mesh for preventing dislocation of hip endoprosthesis. *Porto Biomedical Journal: abstracts 13th YES Meeting* (Porto, November-December 2018.) Porto, 2018. P. 65-66. (Особистий внесок здобувача полягає в обстеженні хворих, спостереженні в післяопераційному періоді, зборі та аналізі клінічного матеріалу.)

13. Масленніков С. О., Панченко С. П., Головаха М. Л. Оцінка жорсткості фіксації закриття капсульного дефекту пропіленовою сіткою. *Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування* : матеріали четвертої всеукр. наук.-практ. конф. (м.Приморськ, 12-14 вересня 2019 р.) Запоріжжя, 2020. С. 58-59. (Особистий внесок здобувача полягає в підготовці матеріалу та проведенні частини досліджень, аналізі та узагальненні отриманих результатів, формулюванні висновків.)



**ДОДАТОК В**  
**ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ**

1. II Всеукраїнська науково-практична конференція «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (м.Приморськ, 2017р.)  
(*усна доповідь*)
2. 66. Jahrestagung: der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. (Baden-Baden, 2018) (*усна доповідь*)
3. VI Всеукраїнська науково-практична конференція «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (м.Приморськ, 2019р.)  
(*усна доповідь*)
4. Науково-практична конференція з міжнародною участю, присвячена 100-річчю з дня народження І.Г. Герцена (м.Одеса, 2017р.) (*усна доповідь*)
5. 19th EFFORT Congress of the European Federation of National Associations of Orthopedics and Traumatology (Barcelona, 2018) (*стендова доповідь*)
6. Всеукраїнська науково-практична конференція, присвячена 50-річчю заснування ЗДМУ (Запоріжжя, 2018) (*усна доповідь*)

## ДОДАТОК Г ШКАЛА ОЦІНКИ СТАНУ ТВАРИН

Код тварини \_\_\_\_\_

### Визначення рухової активності оперованої кінцівки тварин

|  |        | Доба після операції |           |           |           |
|--|--------|---------------------|-----------|-----------|-----------|
|  |        | 1<br>доба           | 2<br>доба | 5<br>доба | 7<br>доба |
| <b>1. Рухова активність та опороздатність</b>        |        |                     |           |           |           |
| Опорна функція (ОФ) відсутня                         | 16.    |                     |           |           |           |
| ОФ частково відновлена, стоїть                       | 26.    |                     |           |           |           |
| ОФ частково відновлена, поодинокі кроки              | 36.    |                     |           |           |           |
| ОФ відновлена, переміщується по клітці з кульгавістю | 46.    |                     |           |           |           |
| ОФ повністю відновлена до стану перед операцією      | 56.    |                     |           |           |           |
| <b>2. Згинання оперованої кінцівки</b>               |        |                     |           |           |           |
| >40°   | 16.    |                     |           |           |           |
| 40-36°   | 26.    |                     |           |           |           |
| 35-30°   | 36.    |                     |           |           |           |
| <b>3. Розгинання оперованої кінцівки</b>             |        |                     |           |           |           |
| <170°  | 16.    |                     |           |           |           |
| 170-174°   | 26.    |                     |           |           |           |
| 175-180°   | 36.    |                     |           |           |           |
| Загальна кількість балів                             | 3-116. |                     |           |           |           |

### Визначення загального стану тварини

|   |        | Доба після операції |           |           |           |
|---|--------|---------------------|-----------|-----------|-----------|
|   |        | 1<br>доба           | 2<br>доба | 5<br>доба | 7<br>доба |
| Харчування                                      | 1-46.  |                     |           |           |           |
| Фізіологічні виправлення                        | 1-36.  |                     |           |           |           |
| Соціальна поведінка, взаємодія з іншими особами | 1-46.  |                     |           |           |           |
| Догляд за зовнішньою чистотою                   | 1-36.  |                     |           |           |           |
| Загальна кількість балів                        | 4-146. |                     |           |           |           |