

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

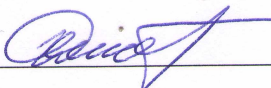
на тему:

Розробка 3Д моделі тазостегнового суглоба

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-22м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 _____ Петрук В. М.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС


 _____ Штофель Д. Х.

Опонент: д. т. н., проф., зав. каф. ІКСТ

 _____ Кичак В. М.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 _____ к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 01 » _____ 12 _____ 2023 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2023 р.

ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Петруку Вадиму Михайловичу

1. Тема роботи: Розробка 3Д моделі тазостегнового суглоба.

Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ від «18» вересня 2023 року № 247.


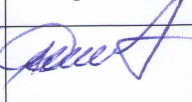
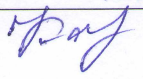


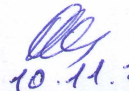
2. Строк подання студентом роботи «01» грудня 2023 року.

3. Вихідні дані до роботи: метод розробки – 3Д-моделювання, науково-технічна та медична література; система автоматизованого проектування – програмне середовище Solid Works: амплітудне значення деформацій 0,01; переміщення – не більше 2 мм.

4. Зміст текстової частини: Аналітичний огляд засобів і методів протезування тазостегнового суглоба; вибір матеріалів для ендопротеза; розроблення 3Д моделі протеза; модельні дослідження 3Д моделі протеза при різних рівнях навантаження; економічний розділ; охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): креслення деталей протеза, 3Д моделі протеза, результати моделювання навантаження протеза.

6. Консультанти розділів роботи

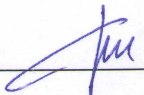
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.23	 30.11.23
Економічна частина	Кавецький В. В. к. е. н., доц. каф. ЕПВМ	 19.10.23	 19.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С. В. д. пед. н., проф. каф. БЖДПБ	 19.10.23	 10.11.23

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2022 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

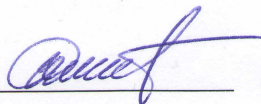
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 09.10.2023	
Розв'язання основної задачі	до 06.11.2023	
Розробка заходів з охорони праці	до 13.11.2023	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 20.11.2023	
Оформлення текстової та графічної частини	до 27.11.2023	
Попередній захист	01.12.2023	

Здобувач



Вадим Петрук

Керівник роботи



Дмитро Штофель

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Петрук В. М. Розробка 3Д моделі тазостегнового суглоба : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2023. 97 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 43 найм.; 37 рис.; 17 табл.

В магістерській кваліфікаційній роботі розроблено конструкцію та досліджено 3Д модель ендопротеза тазостегнового суглоба. Проведено біомеханічний аналіз рухів кульшового суглоба. Розроблено структурну креслення деталей протеза, створено 3Д моделі та їх збірки в середовищі SolidWorks, а також проведені модельні дослідження. Проведено техніко-економічне обґрунтування доцільності розробки. Розраховано економічний ефект від розробки та впровадження. Розглянуті питання безпеки життєдіяльності і охорони праці при розробленні протеза.

Ключові слова: протезування, біомеханіка, моделювання, тазостегновий суглоб.

ABSTRACT

Petruk V. M. Design of a 3D model of the hip joint : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2023. 97 p.

In Ukrainian. Refs.: 43 titles.; 37 figs.; 17 tables.

In the master's qualification thesis, the design and research of the 3D model of the endoprosthesis of the hip joint was developed. A biomechanical analysis of the movements of the hip joint was carried out. A structural drawing of prosthesis details was developed, 3D models and their assemblies were created in the SolidWorks environment, and model studies were carried out. A technical and economic substantiation of the feasibility of the development was carried out. The economic effect of development and implementation is calculated. Issues of life safety and labor protection during the development of a prosthesis are considered.

Key words: prosthetics, biomechanics, modeling, hip joint.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ ПРОТЕЗУВАННЯ ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА	8
1.1 Анатомічна будова тазостегнового суглоба.....	8
1.2 Біомеханічні особливості руху в тазостегновому суглобі.....	11
1.3 Конструкції ендопротезів тазостегнового суглоба.....	27
2 РОЗРОБЛЕННЯ 3Д МОДЕЛІ ВНУТРІШНЬОГО ПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА	34
2.1 Вибір матеріалів для проектування 3Д моделі протезу тазостегнового суглоба.....	34
2.2 Створення моделі кульшового суглоба	37
2.2.1 Виконання креслеників.....	37
2.2.2 Формування 3Д моделі протеза тазостегнового суглоба.....	42
3 ДОСЛІДЖЕННЯ 3Д МОДЕЛЕЙ ПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА ПРИ ДІЇ НАВАНТАЖЕННЯ.....	44
3.1 Дослідження моделі з прямою насадкою	47
3.2 Дослідження моделі з насадкою під кутом 10 градусів.....	49
3.3 Дослідження моделі з насадкою під кутом 20 градусів.....	54
4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	57
4.1 Оцінювання наукового ефекту.....	57
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	61
4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи	71
4.4 Висновок до розділу 4	73
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	74
5.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи.....	75
5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.....	78
5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	84
ВИСНОВКИ.....	91

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	93
ДОДАТКИ.....	98
Додаток А (обов'язковий) Протокол.....	99

ВСТУП

Актуальність теми. Заміна і протезування тазостегнового суглоба через свою поширеність та опрацьованість стало одним з найбільш успішних та ефективних хірургічних втручань у сучасній медицині [1; 2]. Зросла потреба в ортопедичній допомозі людям старшого віку, а також пацієнтам з травматизацією різного походження (зокрема бойового) та висока ефективність пояснюють постійне збільшення кількості операцій із заміни тазостегнового суглоба [3]. У Києві щорічно проводиться до 10 тисяч операцій, із цього погляду, важливо вдосконалювати техніку фіксації компонентів ендопротеза, обирати оптимальну пару тертя для поліпшення довговічності та вибирати ідеальну модель ендопротеза для конкретного пацієнта. Зміщення центру ротації є однією з частих причин ревізійних втручань у тазостегновому суглобі, головним чином через неправильний підбір ендопротеза [4; 5].

Для спрощення процесу підбору створено ендопротез із класичною пористою моделлю ніжки та ацетабулярної чаші, парою тертя поліетилен-кераміка та модульною системою ніжки та шийки стегна. Лікар може інтраопераційно підібрати шийку ендопротезу за допомогою спеціальних насадок різної довжини, з різними шийково-діафізарними кутами та нахилом шийки вперед-назад, щоб уникнути зміщення центру ротації та ревізійного втручання.

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є: створення 3D моделей ендопротеза тазостегнового суглоба з різними насадками у середовищі SolidWorks..

Завданням магістерської кваліфікаційної роботи є:

- огляд літератури з тематики роботи;
- визначення оптимальної конструкції ендопротезу та його складових;
- створення проєкційних креслень елементів ендопротезу;
- розробка компонентів 3D-моделі за кресленнями та створення збірки з їх об'єднанням;

- моделювання навантажень на три різні конструкції ендопротезу з різними насадками.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: процеси протезування тазостегнового суглоба в сучасній медицині.

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: 3Д моделювання тазостегнового суглоба..

Методи дослідження. У процесі дослідження застосовувалися такі методи: методи математичного моделювання; методи імітаційного моделювання; методи аналізу та синтезу; методи економічного моніторингу; методи теорії біотехнічних систем; методи вибору оптимального варіанту конструкції.

Новизна одержаних результатів:

1. Проведено аналіз методів та засобів впливу стимуляторів на органи та мязи людини.
2. Проведено підбір і обґрунтування параметрів системи для стимуляції м'язів.
3. Розробка загальної структури програмного забезпечення приладу для стимуляції м'язів;

Практичне значення одержаних результатів полягає в:

- запропоновано конструкцію приладу для біоелектростимуляції м'язів зі зворотним зв'язком, який забезпечив оптимальне співвідношення показників функціонального призначення і надійності роботи приладу відносно його вартості та інших економічних показників;
- розроблено структурну схему та принципову схему приладу для стимуляції м'язів.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ ПРОТЕЗУВАННЯ ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА

1.1 Анатомічна будова тазостегнового суглоба

Тазостегновий суглоб відноситься до кулястих з'єднань з обмеженим типом (чашоподібний суглоб) і виконує складну функцію опорно-рухового апарату. Він формується вертлюжною западиною тазової кістки та голівкою стегнової кістки.

Вертлюжна западина на поверхні клубової кістки виконує роль своєї рідної лузи, в яку поглиблюється кулястий відросток стегнової кістки - голівка, повністю покрита міцним та еластичним хрящем. Вздовж всього краю вертлюжної западини проходить волокнисто-хрящовий обідок (фіброзне кільце), що збільшує глибину западини більше половини кулі (рис. 1.1) [6].

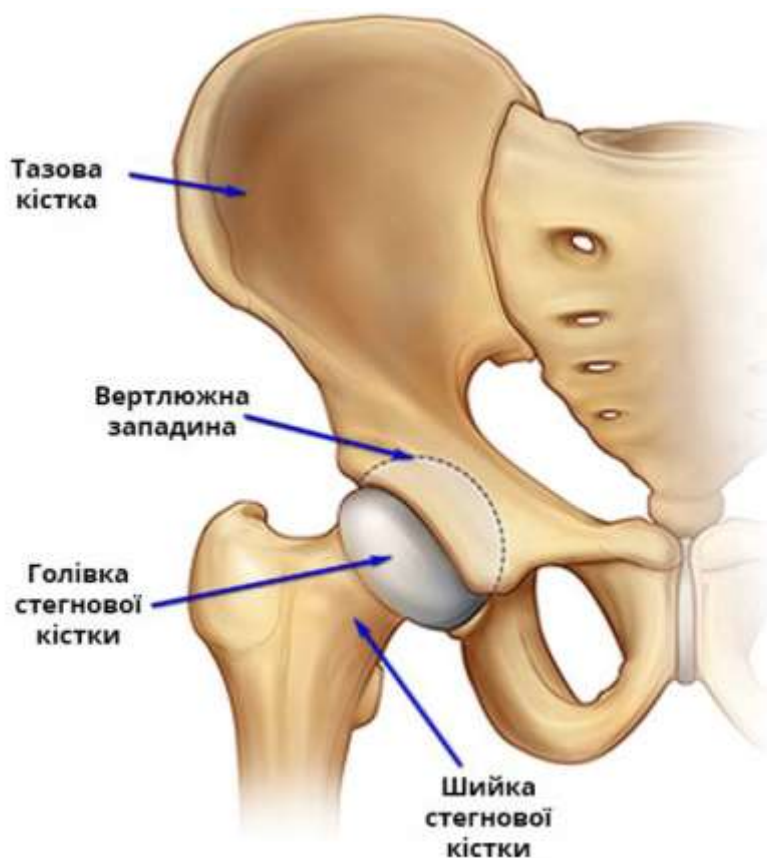


Рисунок 1.1 - Анатомія тазостегнового суглоба

Плавне та безболісне ковзання між двома щільно примикаючими кістками досягається завдяки унікальній будові хрящових тканин. Поєднання колагенових та еластинових волокон у хрящових тканинах дозволяє підтримувати жорстку і одночасно еластичну структуру хрящів, забезпечуючи м'яке та безболісне ковзання. Вчасне виділення оптимальної кількості суглобової рідини виступає амортизатором під час руху, захищаючи чутливі хрящики від стирання [7].

Порожнина суглоба обмежена спеціальною капсулою з фіброзних волокон, що відрізняються підвищеною міцністю. Це дозволяє суглобу зберігати свою цілісність та первинну форму навіть під значним тиском. Важливо зауважити, що цей резерв не є безмежним, і неможливо на 100% гарантувати відсутність вивихів. При неадекватних навантаженнях, великому тиску ззовні або різкому зміщенні в просторі, існує реальна можливість нетипової травми [8].

Тазостегновий суглоб утворений вертлюжною западиною тазової кістки та головкою стегнової. Для збільшення суглобової поверхні по краю вертлюжної западини розташована волокнисто-хрящова вертлюжна губа з поперечним зв'язуванням вертлюжної западини. Суглобова капсула, що складається з фіброзної та синовіальної мембран, прикріплюється по краю вертлюжної губи, а на стегнової кістки по шийці: спереду - по міжвертільній лінії, ззаду - всередину від міжвертельного гребеня. Капсулу зміцнюють потужні зв'язки: кругова зона, клубово-стегнова, лобково-стегнова й сіднично-стегнові зв'язки. Усередині суглоба розташовується зв'язка головки стегнової кістки, яка в період формування утримує головку в западині.

Тазостегновий суглоб за формою відноситься до кулястих, тривісних, класифікуючись як різновид цих суглобів - чашоподібне зчленування. Навколо фронтальної осі в ньому виконується згинання при зігнутому коліні в $118-121^\circ$, при розігнутому - тільки в $84-87^\circ$ через натяг задніх м'язів стегна. Згинання здійснюють м'язи: здухвинно-поперековий, прямий стегновий, кравецький, гребінчастий, напружувач широкої фасції. Вони кровопостачаються такими артеріями: здухвинно-поперековою, верхньою сідничною, замикаючою,

зовнішньою статевою, глибокою і латеральною, які оточують здухвинну кістку, низхідною колінною, м'язовими гілками стегнової та глибокої стегнової артерій. Іннервація здійснюється гілками поперекового сплетення, замикаючим, стегновим і верхнім сідничним нервами [6].

Розгинання в суглобі не перевищує 13° через гальмівну дію клубової зв'язки. Цей рух виконують м'язи: великий сідничний, двоголовий стегновий, напівсухожильний, напівперетинчастий, що отримують постачання кров'ю за допомогою артерій: верхньої сідничної, медіальної навколишньо-стегнової, гілок глибокої артерії стегна, гілками підколінної артерії.

Іннервація походить від крижово-куприкового сплетіння за допомогою нервів: верхнього сідничного, сідничного, великогомілкового, загального малогомілкового.

Навколо сагітальної осі виконується приведення та відведення з розмахом до $80-90^\circ$. Приведення стегна виконують м'язи медіальної групи супінації – великий, довгий і короткий; гребінчастий та ніжний. Вони кровопостачаються гілками замикаючої артерії, стегнової, зовнішньої статевої, глибокої стегнової і її гілок, іннервуються замикаючим нервом. Відведення здійснюють м'язи: середній та малий сідничні, що постачаються кров'ю завдяки верхній сідничній артерії та латеральній навколишньо-стегновій; іннервуються верхнім сідничним нервом.

Об'єм обертання навколо вертикальної осі становить $40-50^\circ$, можливий і круговий рух. Обертання всередину здійснюють м'язи: середній сідничний, малий сідничний, напружувач широкої фасції; обертання назовні: великий і середній сідничні, зовнішній і внутрішній замикальні, клубово-поперековий і квадратний м'яз стегна. Навколо кульшового суглоба утворюються артеріальні анастомози у вигляді поверхневої та глибокої мереж за участю:

- вертлюжних гілок запірної артерії, м'язових гілок нижньої сідничної артерії і медіальної огинаючої артерії стегна;
- м'язових гілок верхньої та нижньої сідничних артерій та медіальної, а також латеральної огинаючих стегно артерій.

На рентгенівському знімку суглоба у прямій проекції простежується:

- інтенсивна, округла тінь головки стегна, на медіальній поверхні її – поглиблення з нерівними краями від ямки головки;
- суглобова щілина у вигляді напівовальної тіні;
- в нормі тінь великого вертлюга знаходиться на лінії між сідничним бугром і передньою здухвинною остю (лінія Нелатона).

У нормі й порожнина вертлюжної западини, й головка стегнової кістки вкрита шаром гіалінового (суглобового) хряща.

Дуже важливу роль у діяльності тазостегнового суглоба грають навколишні масивні м'язи - стегнові і сідничні. Без добре розвинених м'язів неможливий правильний рух суглобів. До того ж м'язи беруть на себе частину навантаження під час ходьби та бігу, граючи роль активних амортизаторів. Таким чином, у тих людей, у яких краще розвинені сідничні м'язи та м'язи стегон, завдяки їх силі знижується травматизувальне навантаження на суглоб при невдалих рухах, стрибках, бігу або тривалій ходьбі. Відповідно, чим краще працюють м'язи, тим активніше циркулює кров, і тим краще живлення отримує суглоб, з чого можна вивести рекомендації як для підтримання суглоба в здоровому стані, так і успішної післяопераційної реабілітації - розвивати м'язи сіднично-стегнової групи та забезпечувати їх регулярне навантаження.

1.2 Біомеханічні особливості руху в тазостегновому суглобі

В тазостегновому суглобі сила тяжіння викликає стабільність, особливо у вертикальному положенні тулуба. Там, де вертлюжна западина покриває головку стегнової кістки, остання притискається під дією сили, що дорівнює масі тулуба та її протилежній силі. З механічної точки зору, оскільки вертлюжна западина є півсферою, істинного замикання між цими поверхнями не відбувається. На практиці, суглобова губа розширює та поглиблює вертлюжну западину, перетворюючи тазостегновий суглоб в шарнірний суглоб із фіброзним кільцем для утримання головки стегнової кістки.

Як шарнірний суглоб, тазостегновий суглоб має три основні осі руху, які проходять через центр головки стегнової кістки та взаємно перпендикулярні. Це призводить до трьох ступенів свободи рухів. Поперечна ось відповідає рухам згинання та розгинання, сагітальна ось — рухам відведення та приведення, а вертикальна ось — обертанню нижньої кінцівки всередину і назовні.

Слід відзначити, що всі перераховані рухи обмежуються зв'язками. При кожному кроці нога повертається щодо таза приблизно на 57° . Форма та стан оточуючих тканин визначають максимальні амплітуди рухів, які складають 140° для згинальних та розгинальних рухів, 75° для приведення-відведення та 90° для ротації.

Біомеханіка тазостегнового суглоба є складною і змінюється залежно від положення людини при ходьбі, в спокої та під час стресових навантажень. Розрізняють дві фази кроку — двухопорну та одноопорну, які визначають розподіл навантаження між обома суглобами та перерозподіл маси тіла на одну ногу. У цих фазах виділяють опору на п'яту, опору на всю стопу та поштовх переднім відділом стопи. Навантаження на тазостегновий суглоб при ходьбі зі швидкістю 1 м/с може досягати 6 кН, що значно перевищує вагу людини.

Тазостегновий суглоб має 3 ступені свободи, оскільки допускає рух стегна в передньо-задньому напрямку, відведення убік (перпендикулярно першому напрямку) і обертання навколо вертикальної осі, що забезпечує поворот всієї ноги (пальцями вперед і в сторони). Слід зауважити, що всі ці рухи обмежуються зв'язками. При кожному кроці нога, на яку спирається людина, повертається щодо таза приблизно на 1 радіан (57°). При цьому контактна поверхня стегна (головка), радіус якої становить близько 2 см, ковзає по поверхні вертлюжної западини і проходить шлях приблизно рівний своєму радіусу (2 см). Відповідно до форми кульшового суглоба і стану оточуючих його тканин, максимальна загальна амплітуда згинально-розгинальних рухів становить 140° , приведення-відведення - 75° і ротація - 90° . При ходьбі використовувана амплітуда рухів у тазостегновому суглобі значно менша за потенційно можливу: згинальні та розгинальні рухи не перевищують $50 - 60^\circ$ при мінімумі приведення-відведення

та ротації. У повсякденному житті максимальне рухове навантаження, що випадає на кульшовий суглоб, пов'язане з надяганням взуття або шкарпеток і в цілому передбачає приблизно 160 - 170° загальної сумарної рухливості, яка включає згинання, відведення та зовнішню ротацію.

Ходьба людини - автоматизований руховий акт, що здійснюється в результаті складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба та кінцівок. Ходьба людини безпосередньо пов'язана з функціонуванням відділів опорно-рухового та м'язового апаратів, центральної та периферичної нервової систем. При порушеннях у функціонуванні ЦНС можуть виникнути різні рухові розлади: човгання, хода дріботіння, поштовхоподібні рухи. Скелет людини виконує локомоторну функцію. Пасивна частина апарату руху включає кістки та їх з'єднання. Механічні функції скелета здатні забезпечувати опору, захист та рух. Опорна функція полягає у прикріпленні до скелета м'язів, зв'язок та сухожилля. Рух здійснюється завдяки наявності кісткових важелів, що приводять у дію м'язами.

Розглянемо детальніше і проаналізуємо цикл ходьби.

Під час одного циклу ходьби відбувається зміна кількох фаз ходьби. Цикл ходьби для кожної окремої ноги складається з опорної фази та переносної фази. Під час фази опори людина спирається на ногу, а під час фази перенесення ця нога піднята у повітря. Для ходьби із середньостатистичною швидкістю фаза опори займає приблизно 60 % циклу, а фаза перенесення – 40 %.

Першою стадією циклу ходьби є так званий передній поштовх, що починається з моменту удару п'яти об опору. Після переднього поштовху нога стає опорною. При цьому виникає сила реакції опори, значення якої перевищує вагу людини. У цей момент нога випрямлена у колінному суглобі.

Наступною після переднього поштовху у фазі опори можна виділити стадію опори на всю стопу. Під час цієї фази навантаження розподіляється на передню та задню частини стопи. Друга нога під час цієї стадії все ще знаходиться в опорній фазі. Колінний суглоб при цьому згинається,

пом'якшуючи силу інерції тіла, а потім повністю розгинається, тим самим переміщуючи центр ваги вперед.

Третьою стадією опорної фази є стадія опори на передній відділ стопи. Відразу після опорної фази нога робить так званий задній поштовх, при якому відбувається відрив ноги, і цикл переходить у фазу перенесення. У середині фази перенесення тазостегновий та колінний суглоби максимально зігнуті. Фаза перенесення закінчується в момент, коли п'ята торкається опори, після чого починається наступний цикл. Період, при якому обидві ноги людини знаходяться в опорній фазі (стоять на опорі, мають з нею контакт), називається двоопорним періодом. Той період, коли одна нога перебуває у фазі перенесення, називається одноопорним. Можна приблизно порахувати, що в циклі ходьби людини присутні два двоопорні періоди, кожен з яких триває близько 10 % від часу всього циклу. Природно, це наближені цифри, які стосуються середньостатистичної здорової ходьби в помірному темпі. При збільшенні темпу двоопорні періоди стають коротшими. При переході на біг цей період зникає, оскільки одноопорний період чергується із фазою польоту.

В іноземній літературі найчастіше застосовується інший поділ циклу ходьби на фази. Як один із випадків подібного можна навести приклад, у якому опорна фаза складається з п'яти різних фаз, а фаза перенесення ділиться на три фази. У цій системі після початкового контакту (дотику землі та п'яти) відбувається передній поштовх, який завершується відривом від опори другої ноги. Цей етап ідентичний першому двоопорному періоду циклу ходьби. Наступний етап в опорній фазі - середня опорна фаза. Вона закінчується в той момент, коли центр ваги тіла знаходиться над ногою. Кінцева опорна фаза триває до моменту, коли друга нога не вступить у контакт із опорою. Фаза початкового перенесення завершує опорну фазу і цим збігається з другим двоопорним періодом циклу ходьби. Фаза переносу поділяється на три стадії: початкова фаза перенесення, середня фаза перенесення та кінцева фаза перенесення. Початкова фаза перенесення припиняється тоді, коли нога максимально зігнута в колінному

суглобі. Середня фаза перенесення закінчується в той момент, коли гомілкорова кістка займає вертикальне положення.

Проаналізуємо кут нахилу та відхилення стегна. Головка та шийка стегнової кістки утворюють зі стрижнем стегна кут у двох напрямках: кут нахилу та кут відхилення. Кут нахилу утворений шийкою та стрижнем у передній площині. У новонароджених дітей він сягає 150° . З віком він зменшується, становлячи в середньому близько 135° у дорослої людини. Кут відхилення є показником ступеня переднього викривлення головки стегна по відношенню до стрижня. Іншими словами, це кут між віссю шийки стегна та фронтальною площиною. У новонароджених він дорівнює 40° , а з віком знижується до $12-15^\circ$. Кут відхилення інакше називають кутом антеверсії. Зменшення цього кута називається ретроверсією. Збільшення кута антеверсії призводить до збільшення внутрішнього згинання або медіального обертання стегна та ноги. Ретроверсія, навпаки, призводить до зовнішнього згинання або латерального обертання стегна та ноги. Ідеальна структура для занять балетом та деякими видами спорту наступна: довга шийка стегна при невеликому куті відхилення, що забезпечує максимальний діапазон руху.

Анатомія та гнучкість вільної нижньої кінцівки та тазового поясу. Діапазон руху обмежується скорочувальною недостатністю розгиначів стегна, пасивною напругою м'язів-згиначів стегна, «замиканням» спини, що запобігає передньому піднесенню тазу, та напругою всіх зв'язок. Відведення кульшового суглоба є рух нижньої кінцівки латерально від середньої лінії тіла. Воно здійснюється переважно середнім і малим сідничними м'язами, яким допомагають напружувач широкій фасції і кравецький м'яз. Діапазон відведення одного кульшового суглоба коливається від 0 до 45° . Разом з тим на практиці відведення одного кульшового суглоба автоматично супроводжується таким же відведенням іншого. Цей рух іншого кульшового суглоба стає очевидним після 30° відведення в положенні стоячи, коли можна ясно бачити латеральне піднімання тазу від ноги, що рухається. Щоб здійснити 30° відведення ноги, що рухається, таз піднімається на 15° , і тазостегновий суглоб нерухомої ноги відводиться на 15° .

Таким чином, щоб здійснити 30° відведення, ступінь відведення кожного кульшового суглоба повинна становити всього 15° . Зазначається, що в міру продовження відведення хребетний стовп загалом компенсує піднімання таза шляхом латерального згинання у напрямку опорної сторони. Отже, хребетний стовп також бере участь у рухах кульшового суглоба. Відведення стегна в тазостегновому суглобі обмежує ряд елементів: скоротлива недостатність відвідного м'яза, пасивна напруга м'язів стегна, пасивна напруга лобково-стегнової і клубової стегнової зв'язки і дотик кістки з шийкою стегна на краю вертлюжної западини. Хребетний стовп і таз можуть також виконувати роль факторів, що обмежують рух, оскільки хребетний стовп бере участь у рухах тазостегнового суглоба. Внутрішнє, або медіальне, обертання (пронація) стегна визначають як спрямоване всередину обертання стегна у вертлюжній западині до середньої лінії. Цей рух виконується напружувачем широкої фасції, великим, малим та середнім сідничними м'язами. При зігнутій у колінному суглобі нозі діапазон руху становить $0-45^\circ$, а за випрямленої – трохи менше. Внутрішнє обертання обмежується скорочувальною недостатністю, напругою латеральних обертачів стегна і сіднично-стегнової зв'язки при зігнутому тазостегновому суглобі і клубової зв'язки – при суглобі випрямленому. Вважається, що розтягування стегнових м'язів за допомогою внутрішнього обертання є важливим, оскільки нерідко дозволяє усунути болючі відчуття в колінах, викликані бігом. Так, наприклад, обмежене обертання стегна, таза або спини призводить до збільшення моменту обертання, що діє на коліно, ногу та кісточку під час бігу. Крім того, за наявності зовнішньої обертальної деформації тазостегнового суглоба на коліно діє більший крутний момент у міру збільшення швидкості та при спробі внутрішнього обертання нижньої кінцівки. Зовнішнє, або латеральне, обертання (супінація) стегна здійснюється замикаючими м'язами близнюкового і квадратного м'язом стегна, яким допомагають грушоподібний, великий сідничний, кравецький і м'язи, що приводять. При зігнутій у колінному суглобі нозі діапазон руху становить приблизно $0-45^\circ$. Рух обмежують скорочувальна недостатність, пасивна напруга медіальних обертачів стегна і

напруга клубової зв'язки. При зігнутому тазостегновому суглобі діапазон руху вищий, тому що здухвинно-стегновий зв'язка «провисає». Існує теорія, що втрата зовнішнього обертання стегна у артистів балету може бути результатом тугорухливих, сильно розвинених зовнішніх обертачів, таких як сідничні м'язи.

Теоретично більша частина зовнішнього обертання ноги ($66-70^\circ$) має місце в тазостегновому суглобі, тоді як інші $20-30^\circ$ утворюються в результаті поєднання зовнішнього нахилу ступні, гомілковостопного і колінного суглобів $60-70^\circ$ зовнішньому обертанні від верху коліна і $20-30^\circ$ - знизу від коліна. Як негативні фактори можна відзначити, що у тих, хто не здатний належним чином виконати латеральне обертання стегна, в результаті «виворіт» нерідко виникає навантаження на коліна та ступні. Подібна спроба компенсування призводить до підвищення навантаження на колінні суглоби і може спричинити розтягнення медіальної частини коліна, а також підвивих надколінної чашки. «Виворіт» в тазостегновому суглобі визначається головним чином кістковою структурою, що оточує тазостегновий суглоб капсулою і сполучною тканиною. У медичній літературі наголошується, що спонтанні зміни в антеверсії найшвидше протікають у період від народження і до 8 років; цей процес наближається до завершення до 10 років, проте повністю завершується до 16-річного віку. Спроби відкоригувати антеверсію після цього віку виявляються невдалими.

Важливим чинником руху є контактний тиск у тазостегновому суглобі.

Біомеханіка кульшового суглоба складна і змінюється в залежності від становища людини при ходьбі, у спокої, при стресових навантаженнях. Розрізняють двоопорну фазу кроку, коли навантаження розподіляється рівномірно між двома суглобами, і одноопорну фазу, коли маса тіла перерозподіляється на одну ногу. У цій фазі кроку, у свою чергу, виділяють опору на п'яту, опору на всю стопу та поштовх переднім відділом стопи (пальцями). Суглоби мають дуже великі навантаження, ступінь яких залежить від маси тіла і швидкості руху. Так, при ходьбі зі швидкістю 1 м/сек навантаження на кульшовий суглоб досягає 6 кН, що на порядок більше ваги людини.

Янсон Х. А. усереднив наведені в літературі показники навантаження (Р - вага тіла без опорної кінцівки) на кульшовий суглоб за різних умов: при згинанні в досліджуваному кульшовому суглобі з випрямленим коліном навантаження становить 2,0 Р, зі зігнутих коліном - 1,0 Р, при розгинанні - 2,0 Р, при відведенні - 0,6 Р, у положенні сидячи - 0,1 Р, при опорі на обидві ноги - 0,3 Р, при опорі на цю ногу - 2,4 Р, при пересуванні у звичайному темпі по рівній поверхні - 2,0 Р, при підйомі та спуску по похилій площині - 2,5 Р, при швидкій ходьбі - 4,3 Р.

У положенні стоячи навантаженні піддається вся суглобна поверхня вертлюжної западини тазостегнового суглоба, і приблизно 70 – 80 % головки стегнової кістки знаходиться в контакті з суглобовою западиною. Тільки нижня поверхня головки стегнової кістки та ділянка навколо *fovea capiti femoris* залишаються ненавантаженими, що відповідає розташуванню круглого зв'язування стегна та жирової подушки в області *fossa acetabuli*.

При ходьбі під час руху в тазостегновому суглобі склепіння вертлюжної западини (дах) не відчуває тривалого навантаження, і тільки передня та задня частини головки підтримують з нею контакт. Використовуючи для вимірювань ендопротез кульшового суглоба, визначили, що контактний тиск у задньоверхньому відділі вертлюжної западини при вставанні хворого зі стільця було більше 18 МПа. Цей перехід від часткового контакту при русі суглоба до повного опорі на ногу є причиною зміни зони навантаження на поверхні головки стегнової кістки під час ходьби. За наявності дисконгруентності під час ходьби може створюватись контактна область з високим тиском. Однак цього не відбувається, тому що в результаті деформації двох шарів суглобового хряща і субхондральної кісткової тканини, що підлягає, збільшуються як зона контакту, так і конгруентність суглобових поверхонь.

Таким чином, дисконгруентність у фазі руху в суглобі переходить у конгруентність при опорі на ногу, що дозволяє тазостегновому суглобу розподіляти великі навантажувальні сили більш ефективно, але створює високий тиск у тазостегновому суглобі при ходьбі - більше 21 МПа. Цей високий тиск добре переноситься здоровим тазостегновим суглобом, проте за наявності

дисплазії суглоба регулярні навантаження однієї і тієї ж ділянки кісткової тканини призводять до розвитку дегенеративно-дистрофічних змін.

Крім того, виникає практично значуще питання: а чи не є цей тиск фактором, що забезпечує перенесення продуктів стирання поліетилену «дебрису» в тканини, що оточують ніжку та вертлюжну западину, після ендопротезування. Розподіл сил у тазостегновому суглобі. Загальне уявлення про розподіл сил, що діють у кульшовому суглобі, може бути отримано при статистичному аналізі векторів сил, що впливають на суглоб в одній площині під час опори на ногу. Два інших способу розрахунку припускають пряме вимір імплантованими приладами чи математичне моделювання навантажень на суглоб однією з відомих методів.

Дослідження з розподілу навантажень у тазостегновому суглобі важливі для того, щоб краще зрозуміти функцію нормального та ураженого суглобів, патогенез патологічного процесу в тазостегновому суглобі, виробити оптимальний спосіб лікування з точки зору вибору найкращого імплантату, можливості виконання коригуючої остеотомії та складання індивідуального плану реабілітації. Використовуючи площинний статичний аналіз, розподіл навантаження в кульшовому суглобі може бути представлений у вигляді простої системи важелів. У положенні стоячи з опорою на обидві ноги, центр гравітації тіла проходить через диск T_{12} і T_{11} . Перпендикуляр, опущений з цієї точки на горизонтальну лінію, що з'єднує центри ротації (CR) головок стегнових кісток, ділить її на два рівні плечі. (рис. 1.2) Якщо масу тіла (58,7 кг) зменшити за рахунок віднімання маси ніг до 36,8 кг, то маса, що дорівнює 18,4 кг, діє на кожному головку стегнової кістки. При одноопорному положенні центр гравітації зрушений вниз до рівня LIII-LIV і під час ходьби змінює свою позицію відповідно до фази кроку.

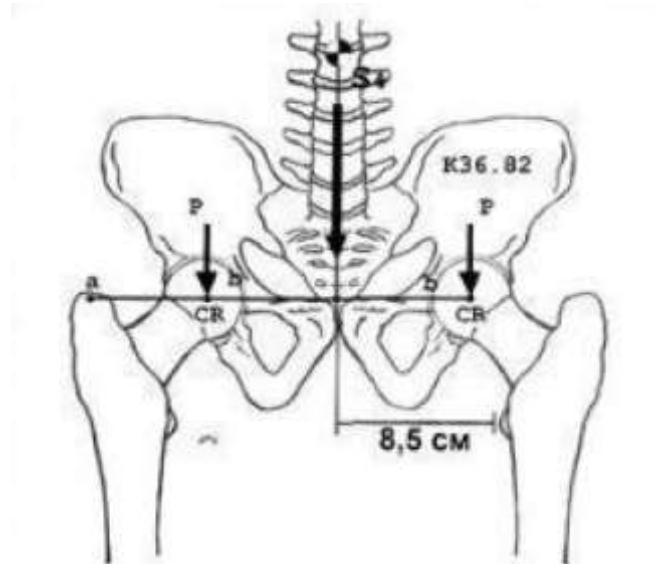


Рисунок 1.2 - Розподіл навантаження на кульшові суглоби при опорі на обидві ноги: К - маса тіла за винятком маси обох нижніх кінцівок, CR - центр ротації головок стегнових кісток

В цьому випадку на головку стегнової кістки діють дві основні сили (рис. 1.3): сила К - маса тіла мінус маса опорної ноги діє вертикально через важіль b ; сила М, яка визначається зусиллями м'язів, що підтримують таз та все тіло в рівновазі, діє на CR головки через важелі, опускає таз вниз та латерально. Співвідношення між важелями a і b становить 1:3. Знаючи величину важелів a і b , можна розрахувати величину результуючої сили R, яка діє на головку стегнової кістки і складається з величини маси тіла і сили м'язів, що його врівноважує. При одноопорній фазі кроку сума діючих сил щодо центру ротації головки дорівнює нулю, або

$$K/a = M/b.$$

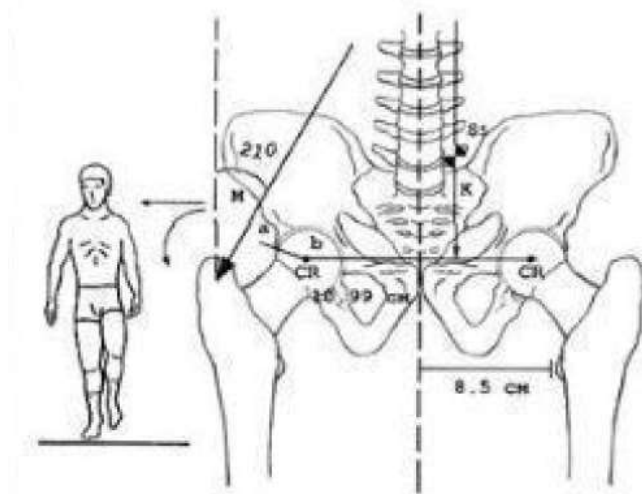


Рисунок 1.3 - Сила, що діє на кульшовий суглоб при одноопорній фазі кроку, може бути розкладена на дві складові: K - маса тіла за винятком маси кінцівки діє вертикально через важіль b ; сила м'язів абдукторів M підтримує рівновагу таза і діє центр ротації CR через важіль a . При рівновазі тазу $K \times b = M \times a$.

М'язова сила M складається з дії пельвіо-трохантерної групи м'язів та спинно-круральної. Пельвіотрохантерна група включає в себе м'язи *m. gluteus medius* та *minimus*, *m. piriformis*, *m. iliopsoas*. Їхня результуюча сила знаходиться в області великого рожна і спрямована під кутом $29,3^\circ$ вниз і назовні. Спинно-круральну групу складають *m. tensor fascia lata*, *m. rectus femoris*, *m. sartorius*, її рівнодіюча сила розташована в області малого рожна під кутом $5,5^\circ$, спрямована назад і медіально. Загальна рівнодіюча сила M проходить зверху вниз, усередині назовні і утворює кут 21° з вертикальною лінією. Силу M також можна уявити у вигляді двох складових: сила P_m спрямована вертикально вниз, а сила Q_m - горизонтально в латеральному напрямку. Таким чином, на центр ротації головки стегнової кістки тазостегнового суглоба діють наступні сили: P_m і K - у вертикальному та каутальному напрямку та Q_m - у горизонтальному та латеральному (рис. 1.4).

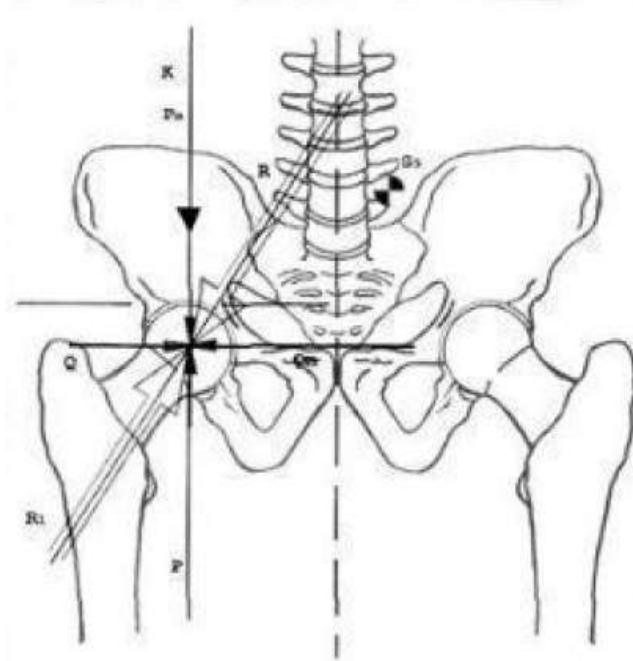


Рисунок 1.4 - Вертикальна сила R , яка діє своїми двома складовими - R_m (сила тиску вертлюжної западини на головку) і Q_m (сила, спрямована на зміщення головки стегна назовні), врівноважується силою протитиску землі R_1 , яка, у свою чергу, представлена вертикальною складовою P і горизонтальною складовою Q . Усі діючі сили перебувають у стані рівноваги лише при горизонтальному нахилі вертлюжної западини

Паралельно діючі сили K і R_m складаються, у результаті виходить результуюча сила R , яка спрямована під кутом $15,4^\circ$ до вертикальної лінії. Цій силі протистоїть рівна і спрямована протилежно сила R_1 , яка вдавлює головку у вертлюжну западину. У свою чергу, косо спрямована сила R_1 може бути представлена двома силами: силою втягування головки в вертлюжну западину (Q_m) і компресії силою головки (P). Кожній із цих сил протистоять еквівалентні, але різноспрямовані сили, що становлять результуючу силу R . Важливо бачити різницю між результуючими силами R і R_1 . Сила R спрямована в центр головки і не залежить від положення та нахилу вертлюжної западини тазостегнового суглоба. Протистояща їй сила R_1 - це сила протитиску головки стегнової кістки і вертлюжної западини, і вона діє безпосередньо через склепіння вертлюжної западини: сила Q , що здавлює, спрямована паралельно поверхні хряща, а сила P

- перпендикулярно цій поверхні. Їх величина та напрямок залежать від інклінації вертлюжної западини. Тільки коли склепіння вертлюжної западини розташовується горизонтально, всі чотири сили перебувають у рівновазі. Якщо склепіння вертлюжної западини має краніолатеральну інклінацію (при дисплазії вертлюжної западини), сила Q зменшується, і переважає сила Q_m , спрямована на зміщення головки стегнової кістки з вертлюжної западини. Зі зменшенням сили Q відбувається компенсаторне збільшення сили компресії головки P .

Саме цей дисбаланс сил призводить до поступового підвивиху головки стегнової кістки з утворенням остеофіту по нижньо-внутрішній поверхні головки стегнової кістки. При краніомедіальній інклінації вертлюжної западини (наслідки перелому дна вертлюжної западини або ревматоїдного артрити) збільшується сила Q , спрямована на зміщення головки всередину, а сила P зменшується.

При косому розташуванні вертлюжної западини рівновага сил порушується. При краніолатеральній інклінації переважають сили, спрямовані на виштовхування головки стегнової кістки з вертлюжної западини; при краніомедіальному розташуванні суглобової поверхні вертлюжної западини збільшується сила Q , що призводить до надмірного тиску головки в медіальному напрямку порівняно зі здоровим суглобом (рис. 1.5).

Важливим моментом в оцінці біомеханічних передумов розвитку багатьох патологічних процесів кульшового суглоба є аналіз формули рівності моменту сил. При зменшенні відстані між великим вертлюгом і центром ротації головки стегнової кістки (це спостерігається при соха valga, укороченні шийки стегна внаслідок травми або перенесеної хвороби Легг-Кальве-Пертеса тощо) зменшується плече a , що призводить до пропорційного збільшення м'язової сили M та сил R і R_1 , що впливають на кульшовий суглоб, згідно з формулою

$$R = K \times (b / a) .$$

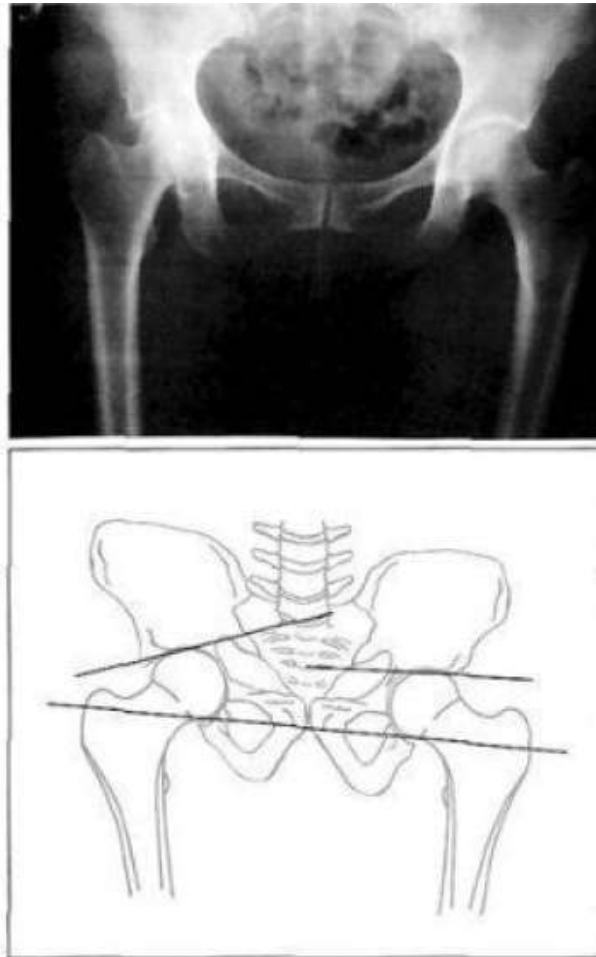


Рисунок 1.5 - Рентгенограма та скіаграма пацієнта з протрузійним коксартрозом. Розвитку дегенеративно-дистрофічних змін сприяло перевантаження суглоба внаслідок краніомедіальної інклинації вертлюжної западини після перелому її дна, що неправильно зрісся

При збільшенні відстані між великим вертлюгом і центром ротації головки стегнової кістки (*соха vara*) збільшується плече важеля рівнодіючої м'язової сили, і відповідно зменшується величина рівноважної сили м'язів М.

Згинально-привідна контрактура суглоба із зовнішньою постановкою ноги, що найчастіше зустрічається при коксартрозі, обумовлює значне збільшення навантаження на кульшовий суглоб. При цьому спостерігається перекіс тазу, що приводить при опорі на хвору ногу до більш значного зміщення центру тяжіння у бік нижньої неопорної кінцівки. У результаті збільшується плече важеля сили тяжіння хворого, отже, і момент сили $K \times b$. Відповідно для

цього врівноваження суглоба необхідна велика м'язова сила M , що, зрештою, збільшує загальне навантаження на суглоб.

Наведені принципи та розрахунки навантаження на тазостегновий суглоб поширюються на випадки імплантації штучного суглоба (ендопротезу). Цікаві дані були отримані при триаксіальній телеметрії після тотального ендопротезування кульшового суглоба. У положенні опори на дві ноги вимірюване навантаження на суглоб дорівнювало масі тіла. Одноопорне навантаження на ногу відповідало 2,1 маси тіла, піки навантаження спостерігалися при ходьбі і дорівнювали від 2,6 до 2,8 маси тіла. Телеметричні виміри виявили появу великих сил, спрямованих на скручування в області головки та шийки ендопротезу при ротаційних рухах – їх величина була більше, ніж $22 \text{ N} \times \text{m}$.

Проведений біомеханічний аналіз тазостегнового суглоба дозволив сформулювати такі висновки.

По-перше, рухливість у кульшовому суглобі можна значно збільшити за рахунок застосування зовнішньої сили (наприклад, спортивного знаряддя, рук фізичного терапевта, різних амортизаторів тощо).

Надмірному відведенню стегна перешкоджає великий вертлюг, який упирається у верхній край вертлюжної западини та припиняє рух. Подолати цей опір можна лише одним шляхом: повернути все стегно назовні, тобто зупинити його. Тоді ця кісткова перешкода вже не заважає виконанню руху, і його гальмують головним чином м'язи, що призводять в дію стегно і які порівняно легко піддаються розтягуванню. Сполучнотканинна зв'язка (сіднично-капсулярна) істотної перешкоди для цього відведення також не становить.

На відміну від плечового суглоба, схильного до вивихів під дією сили тяжіння, в кульшовому суглобі сила тяжіння, навпаки, сприяє стабільності, принаймні при вертикальному положенні тулуба (стоячи). Там, де дах вертлюжної западини покриває головку стегнової кістки, остання притискається до неї під дією сили, що дорівнює масі тулуба та протилежно спрямована йому. У зв'язку з тим, що вертлюжна западина — це напівсфера, то з біомеханічної

точки зору не може бути справжнього замикання поверхонь, що поєднуються, оскільки за законами механіки напівсферична кісткова западина не в змозі втримати голівку стегна, що чітко видно при розгляді скелета без м'яких тканин. Але суглобова губа розширює і поглиблює вертлюжну западину, так що в результаті об'єм порожнини перевищує півсферу. Таким чином, тазостегновий суглоб перетворюється на істинний кулястий суглоб з фіброхрящовою губою, що утримує голівку стегнової кістки. Ця фіброзна структура ще більше посилюється круговою зоною капсули, що охоплює голівку стегна.

У позиції стоячи на одній нозі або в одну з фаз ходьби центр ваги тіла (S) зміщується у бік вільної ноги таким чином, щоб маса тіла (K) діяла вздовж лінії, що проходить посередині тазостегнового суглоба. Таке ексцентричне зміщення навантаження викликає обертання, яке має тенденцію нахилити частину тіла, розташовану вище за суглоб, у бік вільної ноги. Для того щоб зберегти стійку рівновагу, має бути застосована протидіюча сила (за допомогою м'язів), достатня, щоб протистояти обертальному руху. У тазостегновому суглобі ця протидія здійснюється головним чином силою м'язів (M), що відводять стегно (середнього та малого сідничних м'язів). Однак плече важеля цієї сили, що діє на кульшовий суглоб, становить лише одну третину довжини плеча дії маси тіла, тобто співвідношення довжини плеча м'язової сили (b) до довжини плеча маси тіла (a) становить 1:3. Отже, щоб утримати кульшовий суглоб у положенні стоячи на одній нозі, потрібна м'язова сила, еквівалентна трьом масам тіла (рис. 1.6). Це означає, що сила тиску, якій повинен протистояти тазостегновий суглоб під час ходьби, приблизно в 4 рази перевищує масу тіла. Внаслідок цього тазостегновий суглоб піддається надмірним навантаженням, які можуть сприяти патологічним змінам. А також це висуває підвищені вимоги до міцності відповідних протезів.

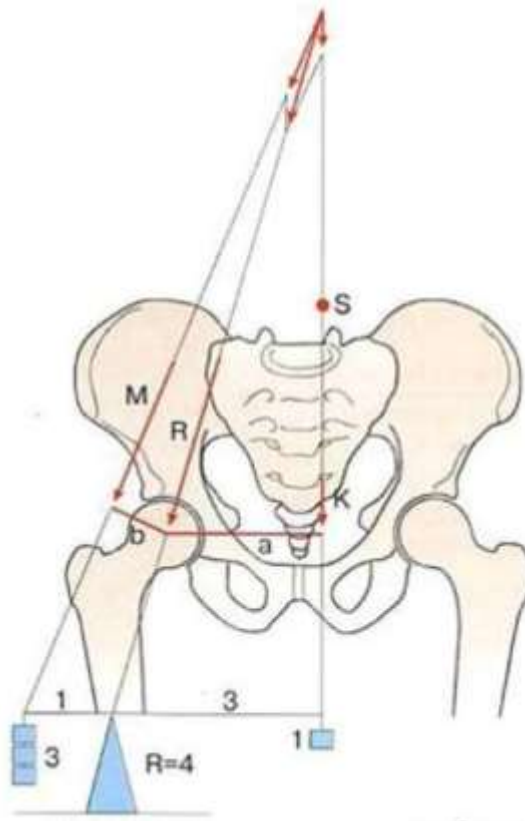


Рисунок 1.6 - Навантаження на правий тазостегновий суглоб при ходьбі, вид спереду

1.3 Конструкції ендопротезів тазостегнового суглоба

Імплантація ендопротеза стегнового суглоба, відома як аллопластика, є процедурою, під час якої уражений суглоб замінюється штучним, тобто ендопротезом. Для досягнення ідеальної копії будови суглоба протез повинен відповідати стабільності, міцності, еластичності і зносостійкості природного суглоба. Однак відмінності в динаміці кістки, що постійно змінює свою структуру та адаптується під навантаження, роблять створення подібних до натуральних протезів складним завданням.

Робочі поверхні суглоба, вкриті хрящами та змащені синовіальною рідиною, призначені для зменшення тертя, амортизації руху та створення природної подібності в русі. Однак створення ендопротезів, які витримують великі навантаження, адаптуються до мікро-змін у структурі та взаємодіють з

навколишніми тканинами, є викликом, оскільки матеріали протезів не мають такого ж динамічного характеру, як кістка.

Існує кілька типів ендопротезів для відновлення кульшового суглоба, класифікованих за типом конструкції, методом фіксації та комбінацією пар тертя. Однополюсні та двополюсні ендопротези розрізняються за обсягом заміни суглобових елементів. За методом фіксації виділяють цементні, безцементні та гібридні ендопротези, кожен із яких має свої особливості та вказівки для використання. Пари тертя, такі як метал-метал, метал-поліетилен, кераміка-поліетилен та кераміка-кераміка, характеризуються різними рівнями зношуваності та можливими проблемами, що виникають при їх використанні.

1. Класифікація протезів за конструктивним типом:

- однополюсні, призначені для протезування головки суглоба;
- двополюсні, призначені для протезування як головки стегнової кістки, так і вертлюжної западини тазової кістки. Двополюсні протези також називають загальними (тотальними).

2. Класифікація протезів за методом фіксації:

- ендопротез цементний - це різновид протеза, який вживлюється в кістку із застосуванням кісткового цементу, інакше кажучи, спеціальної в'язучої речовини, або ж «кісткового клею». Цементний ендопротезування як правило використовується для пацієнтів у поважному віці;

- ендопротез безцементний - різновид протеза, який вживлюється в кістку з розрахунком, щоб через певний час після оперативного втручання він зрісся з нею, застосовується переважно для пацієнтів молодого віку;

- ендопротез гібридний – різновид протеза, у якого одна з частин закріплюється за допомогою кісткового цементу, а друга - за безцементною технологією (рис. 1.7).

3. Класифікація протезів за парами тертя:

- пара метал-метал: при розрахунку на 2 000 000 циклів щорічно, зношуваність даної пари тертя складає 0,01 міліметра на рік. Позитивні аспекти включають пластичність матеріалу та відсутність ризику розколу голівки або

вкладиша. Однак існує можливість розвитку металози, що може викликати руйнування кісткової тканини навколо ендопротезу та призводити до його нестабільності. Мікрочастинки, утворені в результаті стирання компонентів, можуть потрапити в органи або нервову систему і залишатися невидаляемими. Також важливо відзначити, що ендопротези з такою парою тертя не рекомендовані для молодих жінок, які ще не мають дітей [13].

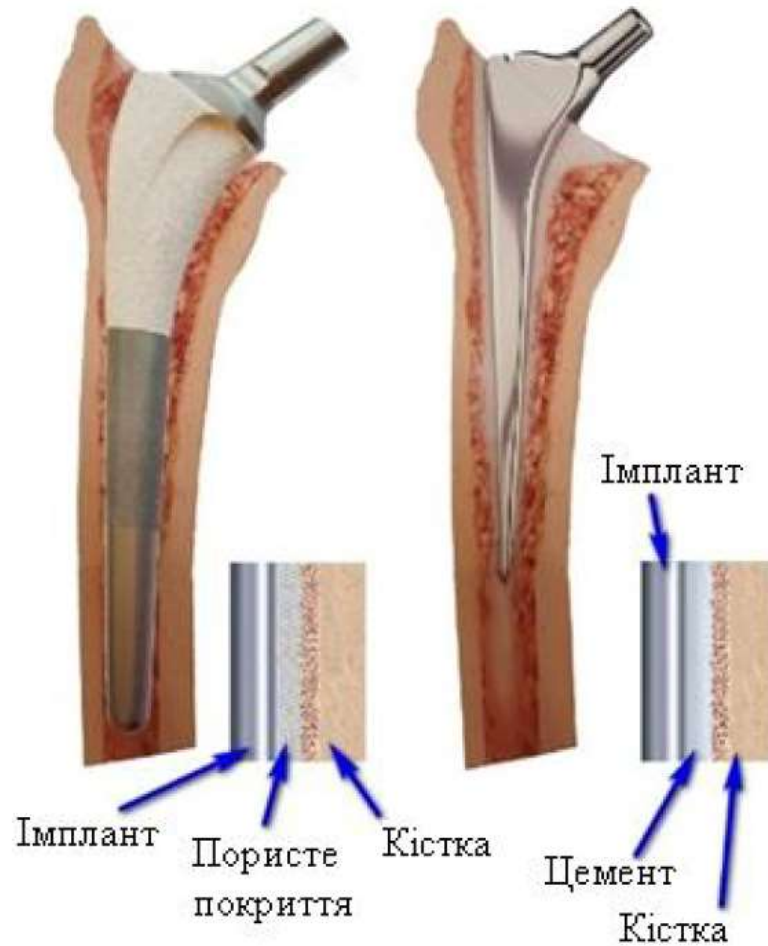


Рисунок 1.7 - Схема встановлення ендопротезу кульшового суглоба за цементною та безцементною технологією

- пара тертя метал-поліетилен, при використанні якої зношуваність вкладки з надвисокомолекулярного поліетилену становить 0,11 міліметра на рік. Перевагами є низький коефіцієнт тертя, але існує значна зношуваність поліетилену, що може спричинити накопичення продуктів зношування навколо

ендопротезу, відомого як поліетиленова "гранулема". Це може призвести до остеолізу та, в результаті, до нестабільності протезу;

- пара тертя кераміка-поліетилен, у якій зношуваність вкладки з надвисокомолекулярного поліетилену складає 0,006 міліметра на рік. Позитивними аспектами є ультрагладенька поверхня керамічної голівки, стійкість до подряпин і корозії, біологічна інертність компонентів та їх доступна ціна. Однак варто враховувати відчутне зношування вкладишу. Це найпопулярніша комбінація пар тертя, яка є універсальною, вдалою для різних випадків і часто використовується в ендопротезуванні тазостегнових суглобів;

- пара тертя кераміка-кераміка, у якій зношуваність компонентів становить 0,003 міліметра на рік. Серед її переваг виділяють високу стійкість до зношування, низьку шорсткість матеріалу, нетоксичність та властивості біологічної інертності. З іншого боку, недоліками цієї пари тертя є ризик, хоч і дуже низький (ймовірність 1 до 2000), розколу голівки та розтріскування країв вертлюжної керамічної вкладки [14; 15]. Також можливі звуки на зразок скрипу під час рухів, відомо, що пара має значну складність виготовлення та найвищу ціну серед розглянутих пар тертя. (рис. 1.8).



Рисунок 1.8 - Зовнішній вигляд пар тертя у протезі кульшового суглоба:

а) пара метал-поліетилен, б) пара кераміка-поліетилен, в) пара кераміка-кераміка, г) пара метал-метал

Для розроблення 3Д моделі ендопротезу була обрана пара тертя кераміка-поліетилен як універсальна, поширена у клінічній практиці і з високим ступенем надійності.

Конструктивно протези побудовані з двох основних компонентів - ковпачка-западини (чашки), що використовується як штучна западина суглоба стегна або вертлюжна западина, та стегнової частини, який замінює або доповнює головку і шийку стегнової кістки (рис. 1.9).



Рисунок 1.9 - Конструкція ендопротезу кульшового суглоба

Рішення щодо використання конкретного типу ендопротеза приймає кваліфікований лікар під час індивідуальної ортопедичної оцінки кожного пацієнта. Кожен ендопротез підбирається індивідуально, і незважаючи на широкий вибір розмірів імплантів, іноді виникають ситуації, коли під час або після встановлення протезу відбувається зміщення центру ротації тазостегнового суглоба.

Відновлення центру ротації має велике значення для відновлення рівної довжини ніг, що є ключовим для нормальної ходи пацієнта та профілактики ураження поперекового відділу хребта. Також відновлення нормального центру ротації дозволяє досягти необхідного тону м'язів, що оточують тазостегновий

суглоб. Сила м'язів є важливим фактором для правильної функції тазостегнового суглоба [16].

Якщо центр ротації не відновлено під час ендопротезування, можуть виникнути проблеми, такі як нерівна довжина ніг, збільшення болю та можливе викривлення поперекового відділу хребта. Крім того, слабкість м'язів може збільшити ризик вивиху ендопротеза [17–19] .

Розташування центру ротації залежить від двох ключових факторів: шийково-діафізарного кута (рис. 1.10) та довжини шийки стегнової кістки. Шийково-діафізарний кут визначається віком людини та може бути зміненим в результаті певних патологій. Зазвичай його значення складають:

- у дітей малого віку: від -148° до -136° ,
- у дорослих середнього віку: від -135° до -125° ,
- у людей поважного віку: приблизно -120° .

Ці значення вказують на велике значення шийково-діафізарного кута у дитинстві, його зменшення у дорослому віці та подальше зменшення в похилому віці.



Рисунок 1.10 - Рентгенівське зображення шийково-діафізарного кута

Для досягнення оптимальних біомеханічних характеристик важливо, щоб центр ротації ендопротезованого суглобу та здорового суглобу розташовувалися на одній висоті та на однаковій відстані від серединної лінії тазу. Однак не завжди вдається досягти ідеального співвідношення між центрами ротації тазостегнових суглобів.

Фізіологічна асиметрія допускає значення відхилення, що становить $3\pm 1\%$; значення, а відхилення, які перевищують 5 %, вже вважаються патологічними, а при 10 % може виникнути явна кульгавість.

З метою уникнення подібних проблем у моделюванні ендопротезу використовується модульна система ніжки, яка складається з двох взаємозамінюваних частин: модуля ніжки та модуля шийки з конусом. Ця технологія дозволяє створити індивідуально підганяний ендопротез. Модульна система шийок дозволяє хірургові під час операції "підганяти" протез під індивідуальні параметри пацієнта, такі як вирівнювання довжини ніг, оптимізація діапазону рухів, вибір правильного центру прикладання сили та ротаційного центру за допомогою різної довжини шийок, варіативного шийково-діафізарного кута та різного кута нахилу шийки. Це забезпечує оптимальну стабільність в сполученні суглоба.

2 РОЗРОБЛЕННЯ 3Д МОДЕЛІ ВНУТРІШНЬОГО ПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА

2.1 Вибір матеріалів для проектування 3Д моделі протезу тазостегнового суглоба

Конструктивне оформлення і біомеханічні принципи побудови сучасних ендопротезів майже не зазнали значних змін від початку їх використання. Однак суттєвим аспектом, що зазнав змін, є матеріали, використовувані для виробництва ендопротезів. Для модуля ніжки, шийки та вертлюжної чаші використовується сплав Ti-6Al-4V. Висока біосумісність титану є одним з основних аргументів на користь його використання в імплантатах. Вона пояснюється стійкістю титану до корозії та його взаємодією з організмом людини, яка в основному обумовлена утворенням стійкого шару двоокису титану на поверхні металевих конструкцій. Порівняно з чистим титаном, сплав Ti-6Al-4V володіє підвищеною міцністю при меншій в'язкості. Початкове використання цього матеріалу відбулося в аерокосмічній галузі, а згодом його властивості міцності та відмінна біологічна сумісність знайшли широке застосування в імплантології [20]. Механічні характеристики сплаву наведені у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 - Механічні характеристики сплаву Ti-6Al-4V

Номер	Властивість	Значення
1	Густина, кг/м ³	4500
2	Об'ємний модуль пружності, ГПа	140
3	Модуль Юнга, ГПа	110
4	Коефіцієнт Пуассона	0,31
5	Модуль зсуву, ГПа	45
6	Твердість за Роквелом	35
7	Межа текучості при розтягненні, ГПа	0,9
8	Рівномірність подовження при розтягненні, %	10

Для виготовлення ацетабулярного вкладишу було обрано використати надвисокомолекулярний поліетилен (UHMW PE).

Поліетилен надвисокої молекулярної маси виявив свою виняткову придатність як матеріал для біологічно навантажуваних компонентів. Його виділяють низьким коефіцієнтом тертя та малою ступенем зносу. Додатковими характеристиками цього матеріалу є низька щільність і легкість, порівняно з металами великою є мінімальна водопоглинача і висока стійкість до набухання при зануренні в біологічну рідину [21]. Наведемо основні механічні характеристики поліетилену (табл. 2.2).

Таблиця 2.2 - Характеристики поліетилену надвисокої молекулярної маси UHMW PE

Номер	Властивість	Значення
1	Густина, кг/м ³	940
2	Молекулярна маса	~ 4 000 000
3	Модуль Юнга, МПа	910...980
4	Водопоглинання, %	0,01
5	Коефіцієнт тертя (відносно до сталевієї пластини)	0,15
6	Твердість за Роквелом	50
7	Межа міцності при розтягненні, МПа	39
8	Пружна деформація, %	420...525

Зразковим стандартом у ендопротезуванні кульшового суглоба довгий час була комбінація метал-поліетилен. З урахуванням відмінних технічних характеристик цієї пари, в 2004 році була представлена альтернатива - кераміка-поліетилен. Зростаючі технічні та соціальні вимоги сучасної ортопедії змушують фірми-виробники розробляти нові комбінації матеріалів з мінімальним зносом для вузлів тертя. Це стає актуальним через збільшення кількості молодих пацієнтів, які потребують заміни тазостегнового суглоба, і вимагає подовження життєвого циклу протезів, щоб уникнути ревізійної імплантації через знос матеріалу.

Останнє покоління кераміки Biolox-Delta, у поєднанні з високомолекулярним поліетиленом, показує найкращі результати зі швидкістю зношення на рівні 0,006 мм/рік. Це значно нижче, ніж швидкість зносу раніше використовуваного сплаву кобальт-хром-молібден в парі з високомолекулярним поліетиленом, який мав показник 0,011 мм/рік. Мінімальна швидкість зносу крос-лінк поліетилена в парі з керамікою Biolox-Delta підтверджує довгострокову виживаність, роблячи цю комбінацію вибором і визначаючи її як золотий стандарт для ендопротезування тазостегнового суглоба [22-24].

Кераміка раніше мала репутацію крихкого та ламкого матеріалу. Проте, сучасна кераміка пройшла етапи посилення її механічних властивостей для зменшення ризику переломів. Виділяють оксидну кераміку (з'єднання металу з киснем), нітридну кераміку (з'єднання металу з азотом) та карбідну кераміку (з'єднання металу з вуглецем). Найпоширенішою є алюмінієва кераміка (Al_2O_3) з гексагональною структурою. Її стійкість і твердість визначаються структурою повного окислення, що забезпечує малий знос та біологічну інертність матеріалу [25]. Механічні характеристики алюмокераміки наведено у табл. 2.3.

Таблиця 2.3 - Механічні характеристики алюмокераміки Biolox delta

Номер	Властивість	Значення
1	Внутрішня структура	Полікристалічна з матричним складом Y-TZP
2	Усереднений розмір зерен, мкм	5,0
3	Модуль Юнга, ГПа	350
4	Практичне зношення міцності	інертне
5	Згинаюча міцність, МПа	1150
6	Твердість за Віккерсом, HV	19
7	Тріщиностійкість, K1C MN/m ^{3/2}	9

Усі вищезазначені властивості цієї кераміки дозволяють нам використовувати її в вузлі тертя при ендопротезуванні тазостегнового суглоба. Однак існує й негативний момент - це низький поріг міцності та ризик переломів головки.

2.2 Створення моделі кульшового суглоба

2.2.1 Виконання креслеників

Для моделювання та аналізу було вибрано конструкцію тазостегнового ендопротезу без цементу зі змінною системою ніжки та шийки, а також парою тертя кераміка – поліетилен. Ендопротез тазостегнового суглобу представляє собою складну структуру, що включає в себе п'ять складових: чашку (вертлюжний компонент), вкладиш, головку, а також модульну систему ніжки та насадку (рис. 2.1).



Рисунок 2.1 - Складові елементи конструкції ендопротезу тазостегнового суглоба

Отже, нижче наведено 5 проекційних креслеників (рис. 2.2 - 2.6), які були розроблені за допомогою програмного забезпечення SolidWorks. Усі розміри елементів на цих проекційних малюнках вказані в міліметрах.

На рис. 2.2 представлено кресленик ацетабулярної чаші в передній та нижній проекціях, а також розріз по центру, де видно отвори для кріплень. Зовнішня поверхня обладнана пористим покриттям для сприяння зростанню з кісткою, фіксується за допомогою щільної посадки та має отвір для додаткового кріплення гвинтом, який угвинчується в кістку. Чаша має 6 отворів для фіксації ацетабулярного вкладиша. Виготовлена деталь із сплаву титану Ti-6Al-4V.

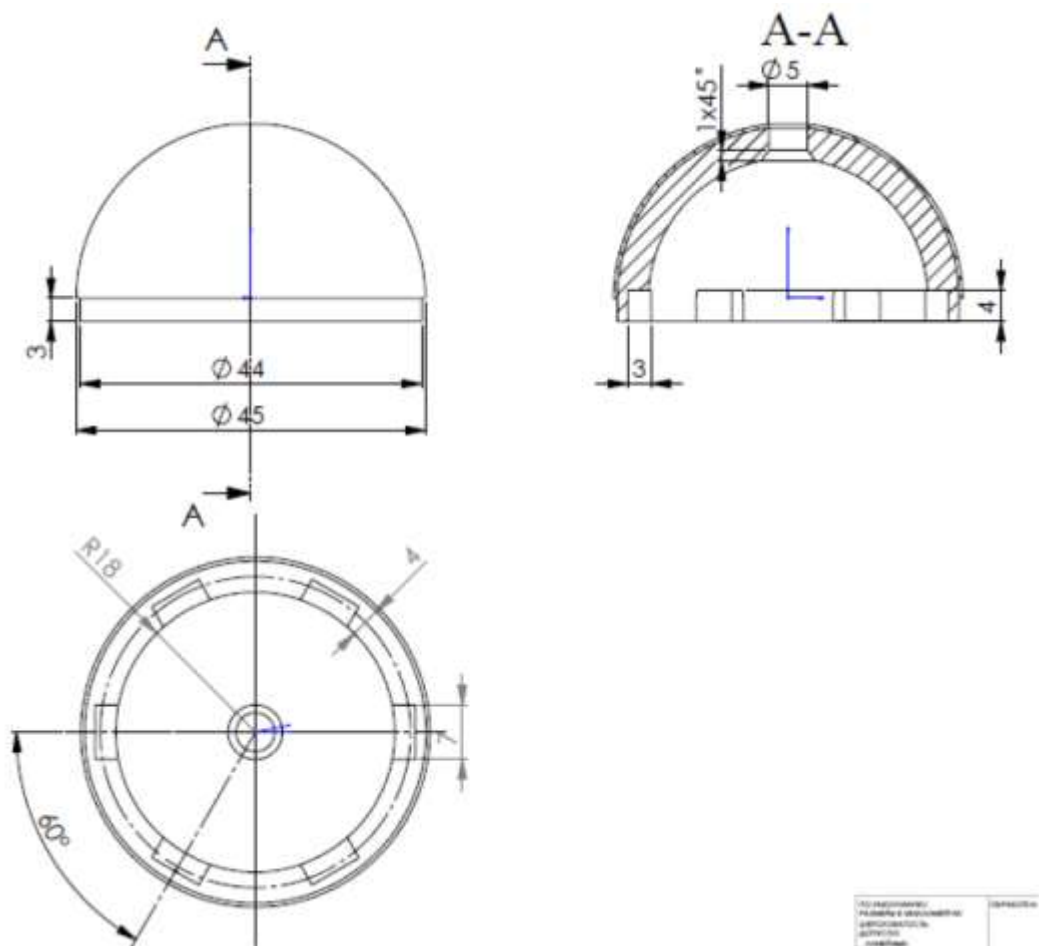


Рисунок 2.2 - Проекційний кресленик протезу вертлюжної западини

На рис. 2.3 зображено креслення ацетабулярного вкладиша в передній та нижній проекціях, а також розріз по центру вкладиша. Елемент фіксується в

ацетабулярній чаші за допомогою 6 прямокутних елементів та виготовлений з поліетилену високої молекулярної маси.

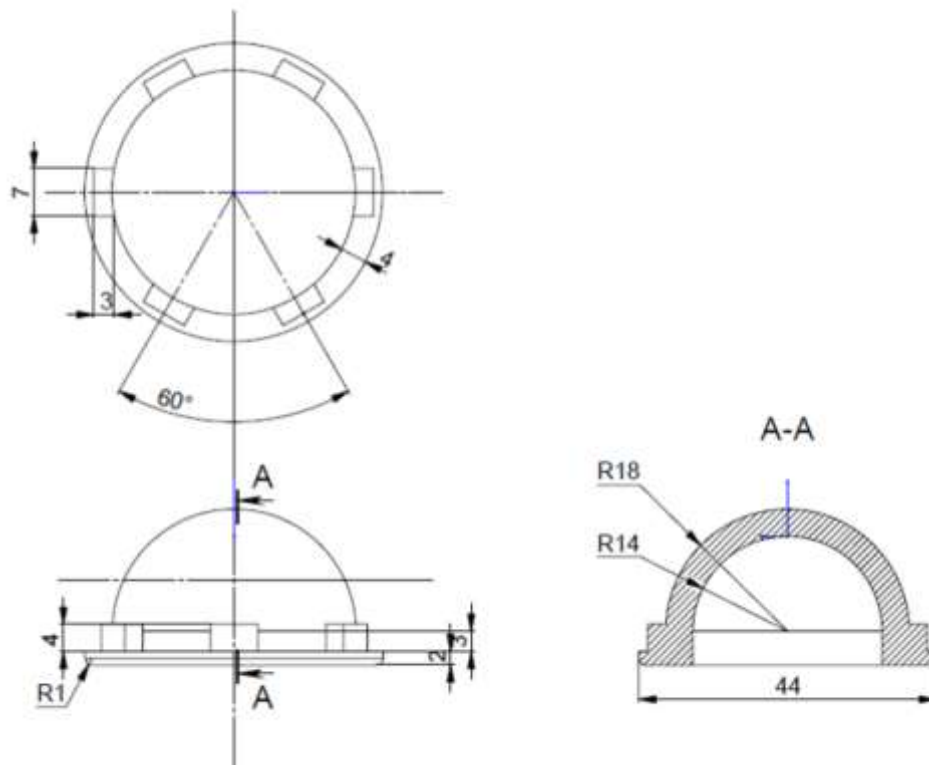


Рисунок 2.3 - Проекційний кресленик вкладки для чаші ендопротеза

На рис. 2.4 представлено кресленик головки стегнової частини ендопротезу з діаметром 14 мм в передній та нижній проєкціях, а також розріз по центру для відображення вирізу всередині головки, призначеного для її фіксації на модулі шийки. Ця деталь ендопротеза буде виготовлена із алюмінієвої біокераміки Biolox delta.

На рис. 2.5 представлено проєкційний кресленик модуля шийки для системи модулів ніжки та шийки стегнової частини ендопротеза. Він включає 4 проєкції: передню, бічну, нижню та верхню. Деталь буде виготовлена із титанового сплаву Ti-6Al-4V.

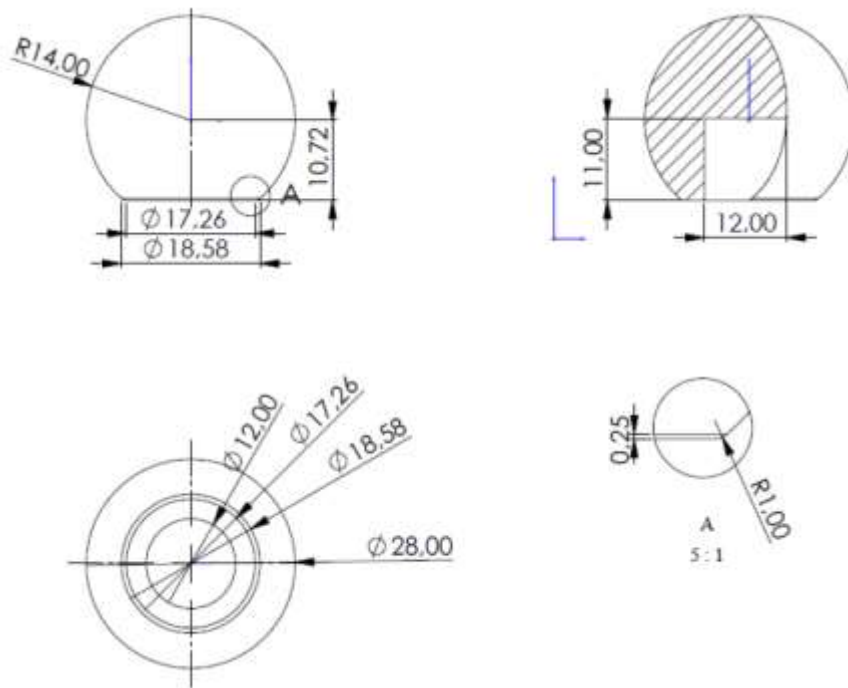


Рисунок 2.4 - Проекційний кресленик головки стегнової частини ендопротеза

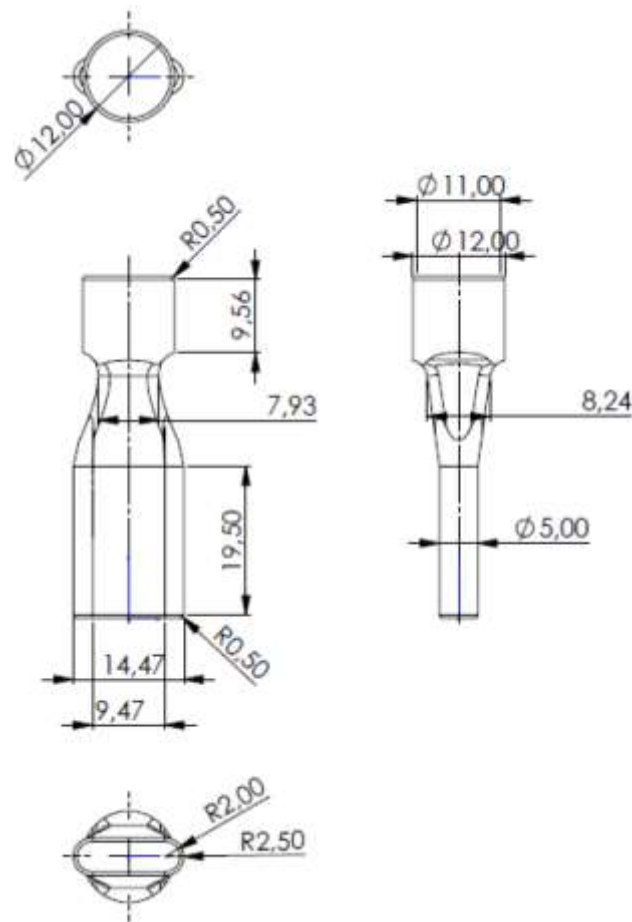


Рисунок 2.5 - Проекційний кресленик модуля шийки тазостегнового ендопротеза

На рис. 2.6 представлено модуль ніжки в двох проекціях (передній та бічний), а також розріз, на якому видно виріз для фіксації рідних модулів шийок. Деталь виготовлена зі сплаву титану Ti-6Al-4V та оснащена пористим покриттям для забезпечення фіксації з кісткою.

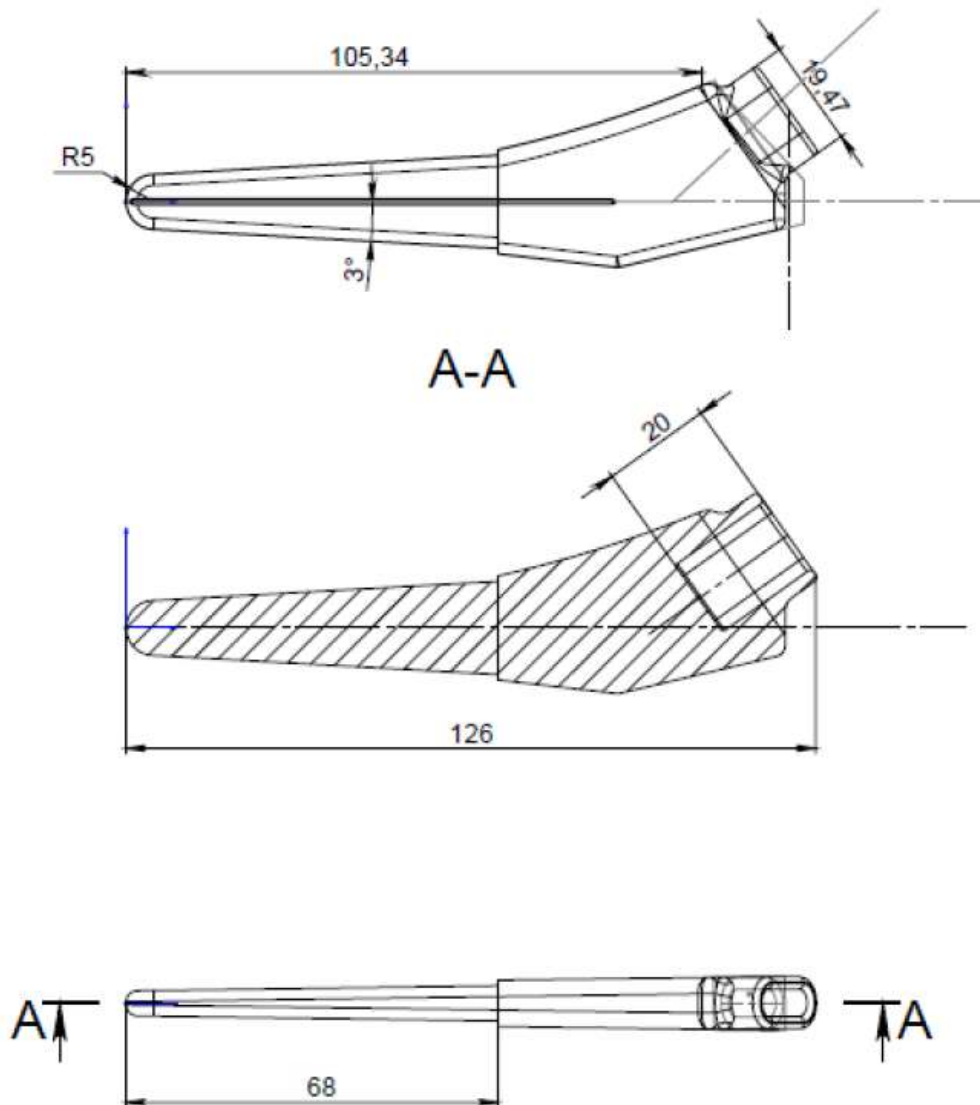


Рисунок 2.6 - Проекційний кресленик складової ендопротезу - модуля ніжки стегнової частини

2.2.2 Формування 3D моделі протеза тазостегнового суглоба

Елементи 3D-моделі, які були створені в середовищі SolidWorks відповідно до креслеників у попередньому пункті роботи, були об'єднані в збірки, утворюючи загальні моделі ендопротезу тазостегнового суглоба. 3D-моделі компонентів, що складаються зі збірок моделей ендопротезу кульшового суглобу, можна також знайти в додатку А.

На рис. 2.7 - 2.9 показані варіанти 3D моделі з різними типами насадок.

На рис. 2.7 представлена модель суглоба з використанням класичної прямої насадки, на рис. 2.8 – модель тазостегнового сполучення з насадкою, що характеризується нахиленим вперед під кутом 10° конусом. На рис. 2.9 можна побачити модель протеза з насадкою, центральна вісь конусу якої перебуває під нахилом вліво на 20° . Конусний елемент насадки призначений для того, щоб кріпити на нього керамічну головки стегнової частини протеза.



Рисунок 2.7 - 3D-модель протеза тазостегнового суглоба з прямою насадкою



Рисунок 2.8 - 3D-модель протеза тазостегнового суглоба з насадкою, вісь конуса якої нахилена на 10°



Рисунок 2.9 - 3D-модель протеза тазостегнового суглоба з насадкою, вісь конуса якої нахилена на 20°

3 ДОСЛІДЖЕННЯ 3Д МОДЕЛЕЙ ПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА ПРИ ДІЇ НАВАНТАЖЕННЯ

Можливості програмного комплексу SolidWorks дозволяють проводити експерименти з введенням навантаженням. Такі модельні експерименти проводились за допомогою інструменту Simulation Xpress, використовуючи статичний тип аналізу. Об'єкт розглядався як тверде тіло. На кожну з трьох конструкцій діяли сили, які виникають при найбільш використовуваних видів діяльності людини в повсякденному житті з вагою 80 кг:

- 2000 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при ходьбі);
- 3600 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при підйомі по сходам);
- 11000 Н (сила, що виникає у кульшовому суглобі при різких змінах пози, наприклад, при перечіпленні [26]).

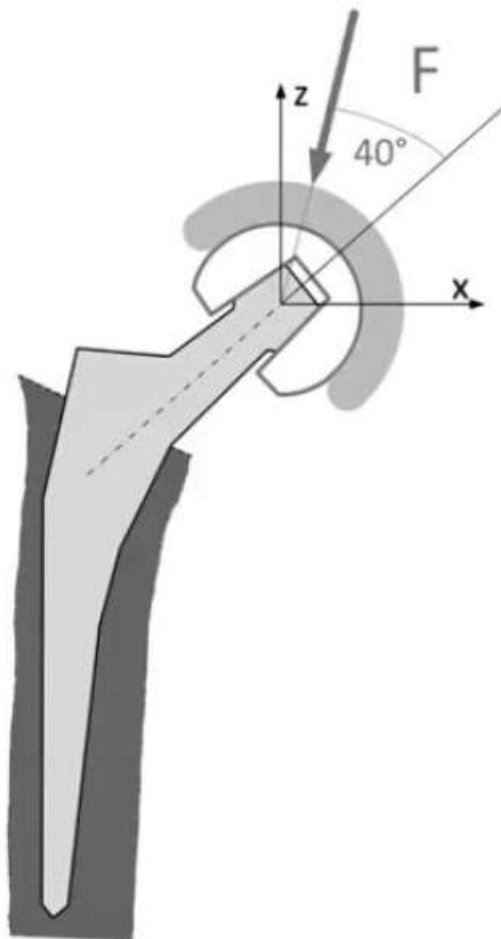


Рисунок 3.1 - Напрямки прикладення сили до кульшового ендопротеза

Як було показано в аналітичній частині роботи, оптимальним напрямком для прикладання сили під час моделювання навантаження в ендопротезі тазостегнового суглобу є кут 40° від центральної осі модулю шийки (насадки) [27], як показано на рис. 3.1.

Також в середовищі SolidWorks ми можемо відобразити місця та напрямки прикладення сил до модельного об'єкта (рис. 3.2).

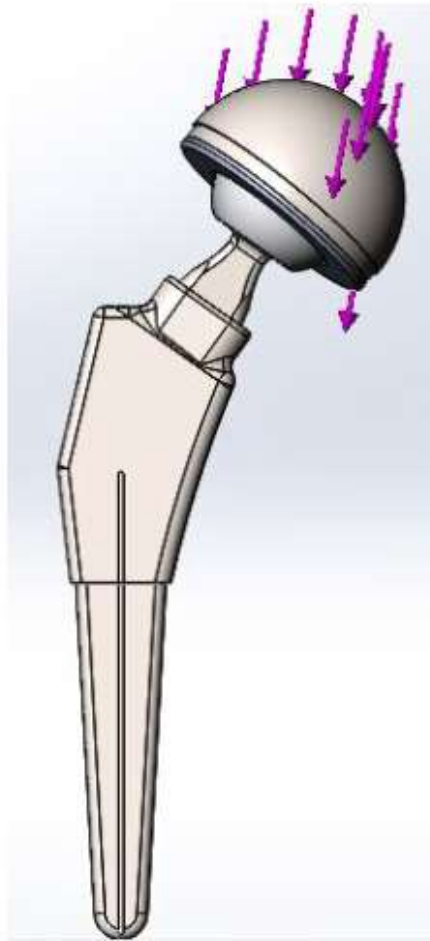


Рисунок 3.2 - Моделювання напрямку і місця прикладення сил до тазостегнового ендопротеза

Процес моделювання розпочинається зі створення геометричної моделі. Потім програма розбиває модель на невеликі частини простої форми, що називаються елементами, з'єднані в загальних точках (вузлах) для подальшого

детального аналізу. Мережа дискретних пов'язаних між собою елементів отримала назву сітки [28, 29].

Створення сітки є важливим етапом в аналізі конструкцій. Програма автоматично визначає розмір елемента для моделі, враховуючи обсяг, площу поверхні та інші геометричні характеристики. Розмір створеної сітки, тобто кількість вузлів і елементів, залежить від геометрії та розмірів моделі, а також від характеристик контакту. Для отримання більш точного рішення можна задати менший розмір елемента, що призводить до більшої деталізації аналізованої моделі. Службова інформація щодо сітки, а також її деталізації наведена у табл. 3.1.

Таблиця 3.1 - Зведені дані про сітку моделі

Параметр сітки	Значення параметру
Вид сітки	Сітка, нанесена на тверде тіло
Автоматичне ущільнення модельної сітки	Вимкнено
Автоциклювання модельної сітки	Вимкнено
Тип розбиття моделі	Стандартна сітка
Геометричний розмір елемента сітки, мм	3,67345
Точки якобіана	4 точки
Епюр якості сітки	Високий
Допуск, мм	0,17563
Деталізація	
Кількість вузлів сітки	24695
Кількість елементів сітки	16367
Найбільше співвідношення сторін	772,23
Кількість елементів із співвідношенням сторін менше 3	72,3 %
Кількість елементів із співвідношенням сторін більше 10	5,79 %
Кількість спотворених елементів	нуль

На рис. 3.3 показана сітка, нанесена на модель тазостегнового суглоба із третім типом насадки (конус під кутом 20°).

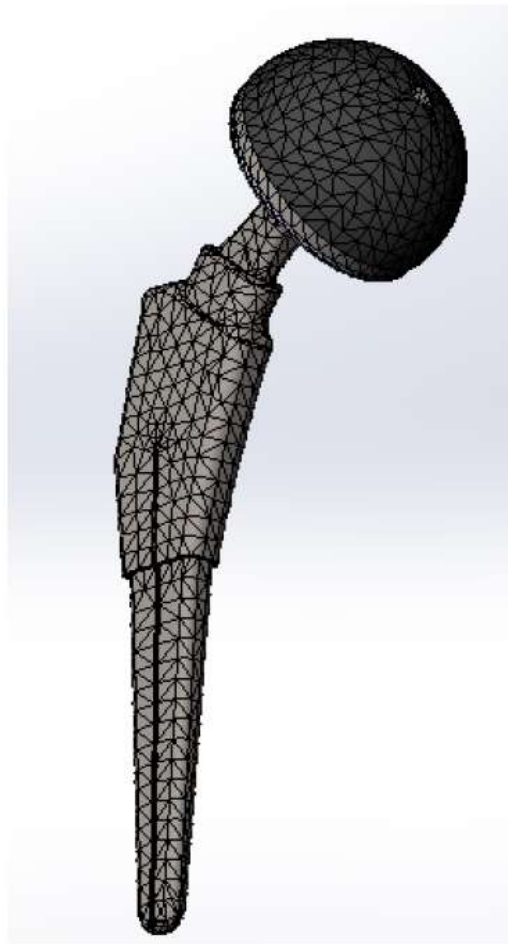


Рисунок 3.3 - Створення сітки на 3Д моделі ендопротеза тазостегнового суглоба

3.1 Дослідження моделі з прямою насадкою

В результаті проведених в магістерській роботі досліджень є дані про напруження, переміщення та деформацію ендопротеза, побудованого на основі трьох моделей. Так, було промодельоване статичне навантаження з прикладеною силою в 2000 Н (рис. 3.4), статичне навантаження з підвищеною силою 3600 Н (рис. 3.5), навантаження в 11000 Н на модель з прямою насадкою (рис. 3.6).

Максимальні напруження при критичному навантаженні на моделі становили 182,542 МПа, 323,612 МПа та 974,183 МПа відповідно.

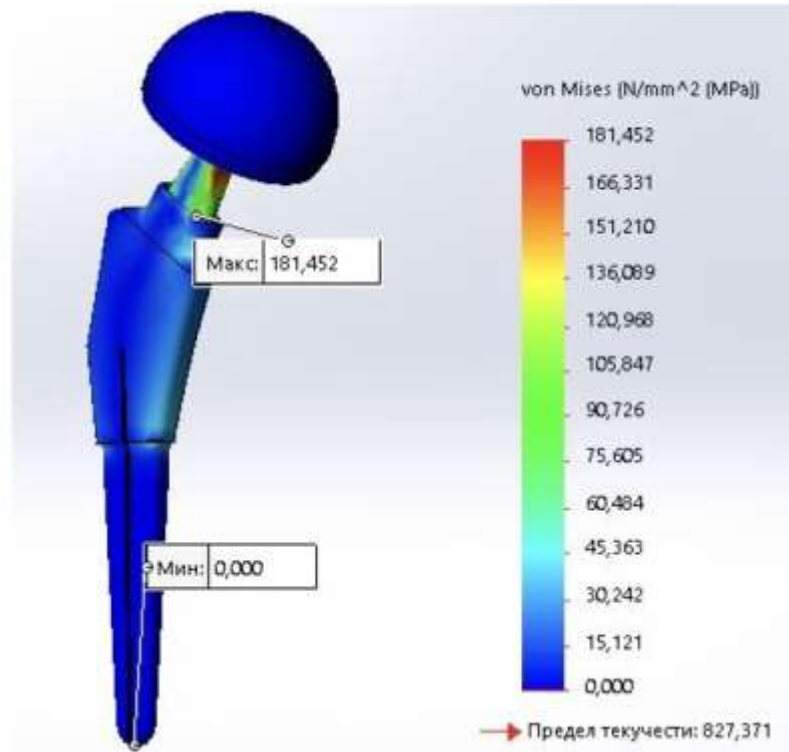


Рисунок 3.4 - Моделювання навантаження у 2000 Н на модель ендопротеза з прямою насадкою

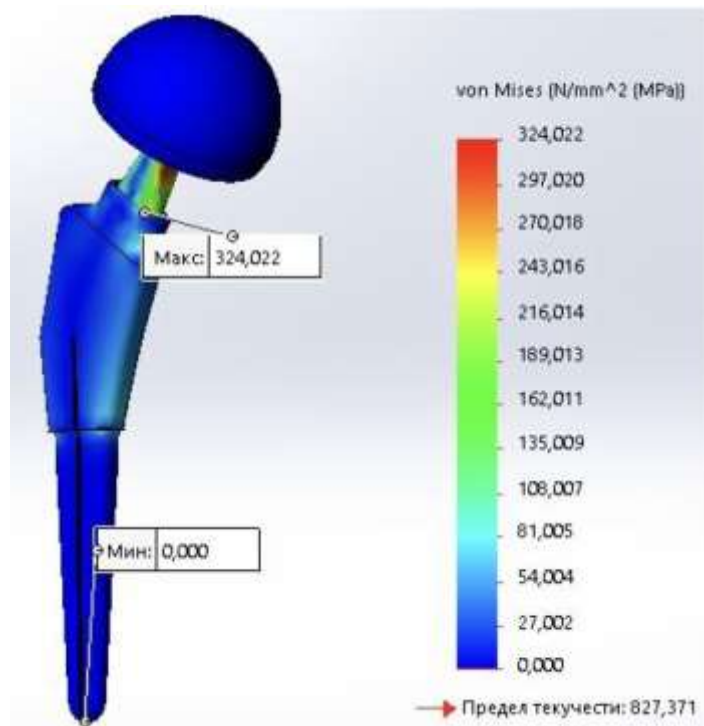


Рисунок 3.5 - Моделювання навантаження у 3600 Н на модель ендопротеза з прямою насадкою

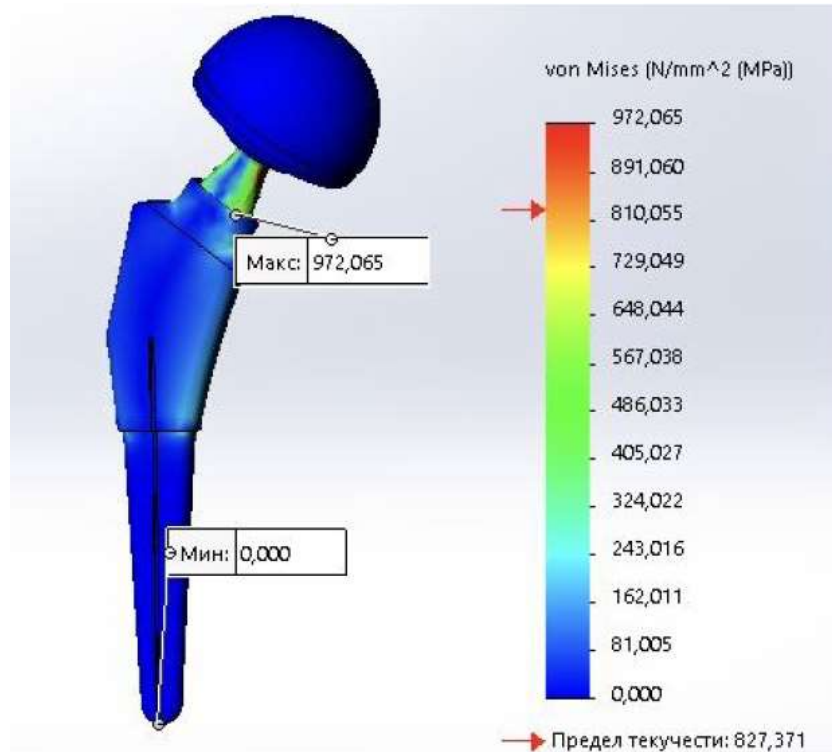


Рисунок 3.6 - Моделювання навантаження у 3600 Н на модель ендопротеза з прямою насадкою

Було досліджено вплив критичного навантаження величиною в 11000 Н на статичне переміщення об'єкту моделювання із застосуванням прямої насадки (рис. 3.7). При цьому максимальне переміщення, яке було розраховане програмою, склало 1,43 мм.

Максимальний рівень деформації при моделюванні протезу з прямою насадкою був зафіксований на самій насадці і склав 0,006. У зв'язку з деформацією насадки максимального лінійного переміщення зазнають деталі, пов'язані з вертлюжною западиною (рис. 3.8). На рисунку кольорова шкала деформацій показує зміни від 0 до 0,006.

3.2 Дослідження моделі з насадкою під кутом 10 градусів

Подальші дослідження включали моделювання тазостегнового суглоба з другою насадкою - конусом під кутом 10°. Результати аналогічних до попередніх моделювань наведені на рис. 3.9 – 3.11 для різних рівнів навантаження, при чому

максимальне напруження на моделі при дії сили в 11000 Н досягало одного гігапаскаля (рис. 3.11).

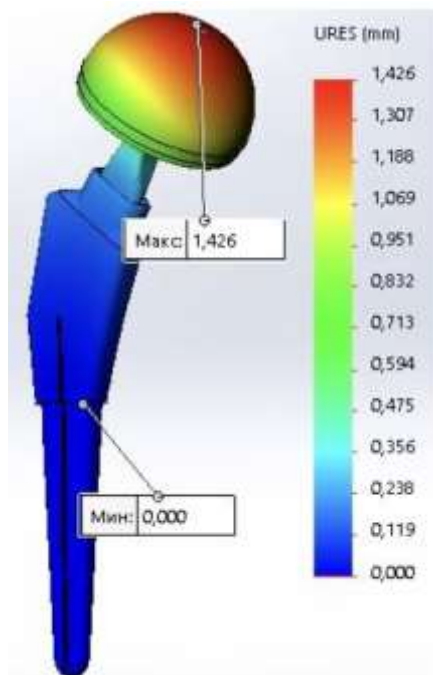


Рисунок 3.7 - Моделювання переміщення в протезі тазостегнового суглоба з прямою насадкою

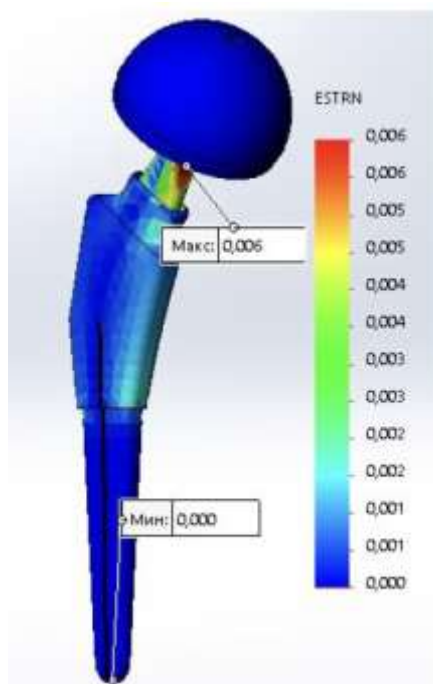


Рисунок 3.8 - Деформації, змодельовані для 3Д моделі тазостегнового суглоба з прямою насадкою

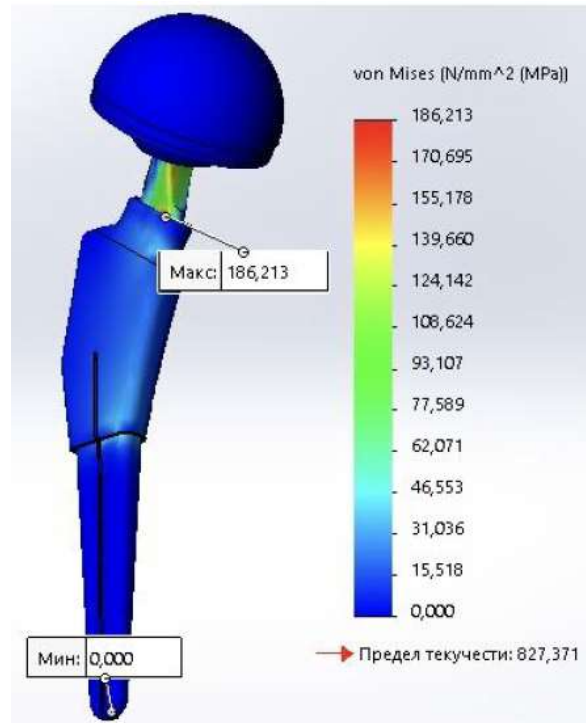


Рисунок 3.9 - Моделювання навантаження моделі з другою насадкою силою в 2000 Н

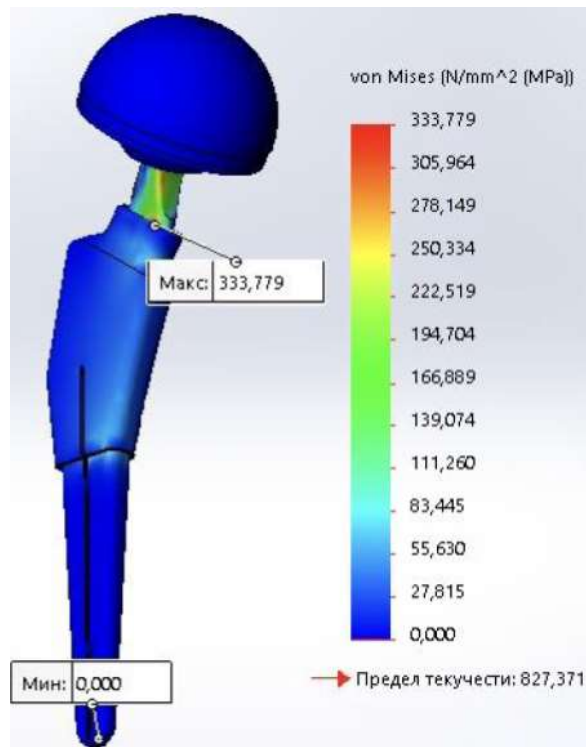


Рисунок 3.10 - Моделювання навантаження моделі з другою насадкою силою в 3600 Н

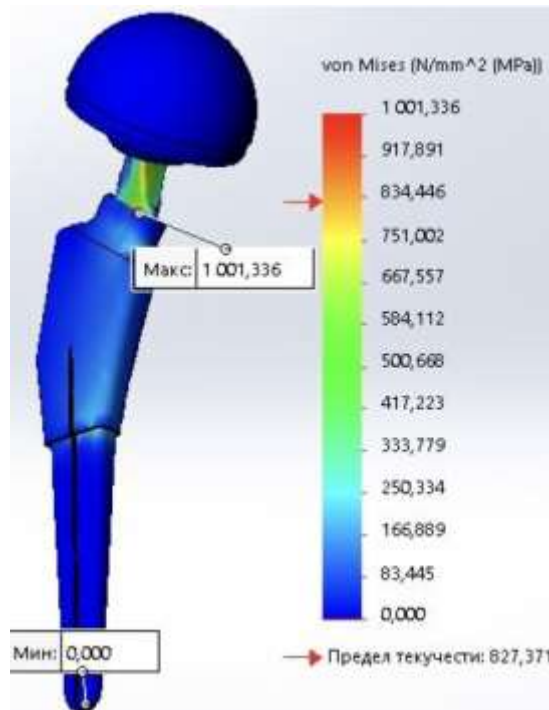


Рисунок 3.11 - Моделювання навантаження моделі з другою насадкою силою в 11000 Н

Моделювання статичного переміщення в протезі з конусною насадкою під кутом 10° за умови впливу критичного навантаження величиною 11000 Н, показано на рис. 3.12. Максимальне переміщення, відповідно до результатів моделювання, склало 5,58 міліметра.

Найбільшого рівня деформації при моделюванні протеза з насадкою другого типу зазнала сама насадка. Деформація склала 0,02. У зв'язку з деформацією насадки частина протеза вертлюжної западини зазнає максимального переміщення (рис. 3.13).

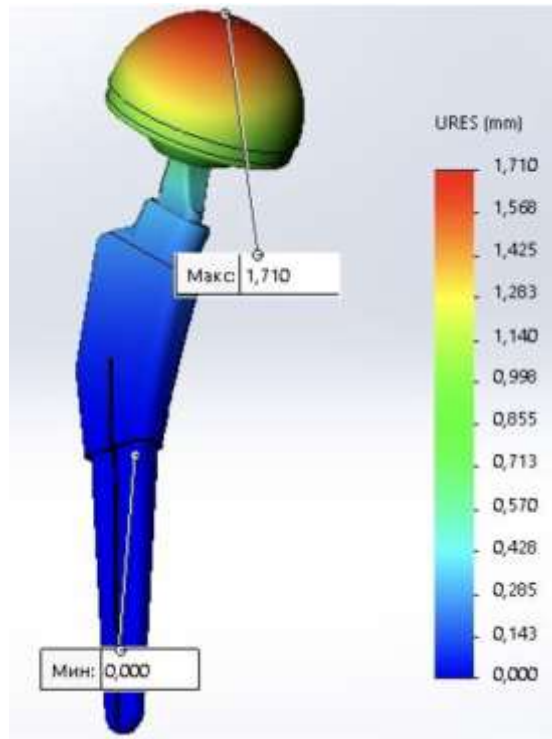


Рисунок 3.12 - Моделювання переміщення в протезі з насадкою другого типу

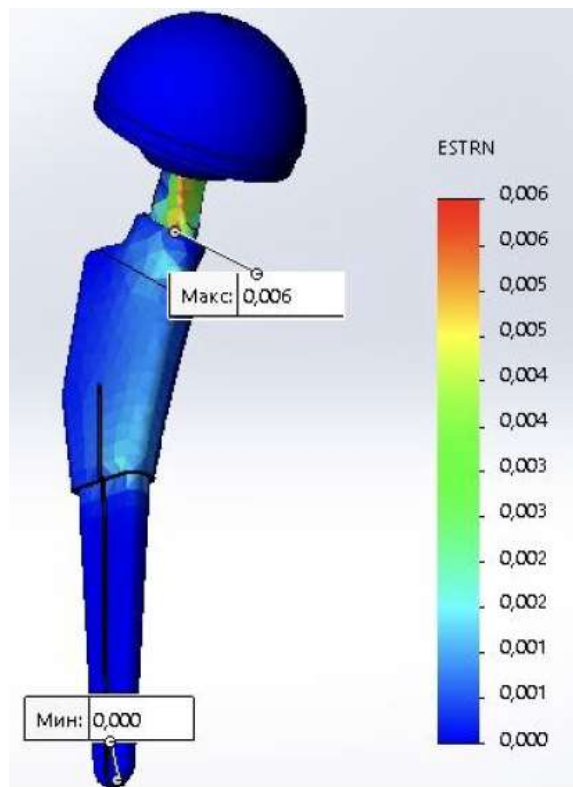


Рисунок 3.13 - Моделювання деформацій у протезі з насадкою другого типу

3.3 Дослідження моделі з насадкою під кутом 20 градусів

Результати аналогічних модельних досліджень для протеза з насадкою третього типу (нахил конуса 20°) наведені на рис. 3.14 – 3.16.

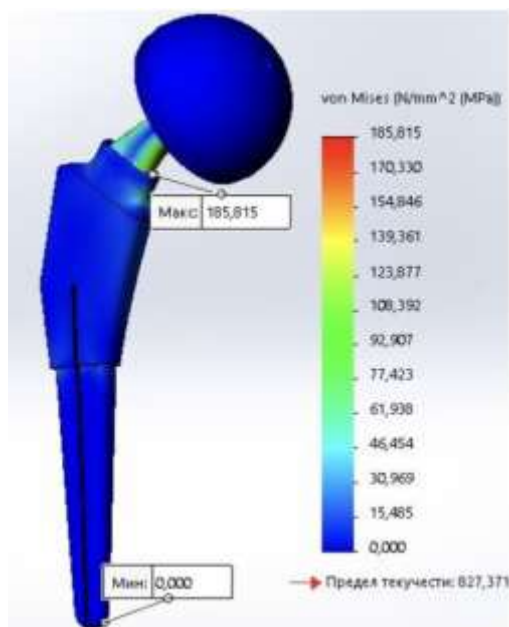


Рисунок 3.14 - Моделювання навантаження моделі з третьою насадкою при дії сили в 2000 Н

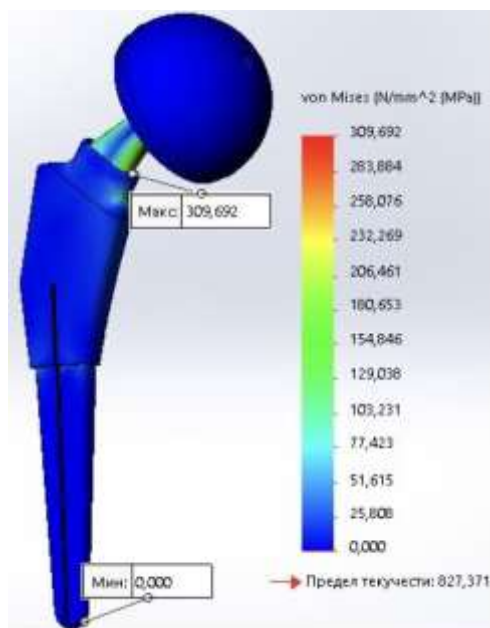


Рисунок 3.15 - Моделювання навантаження моделі з третьою насадкою при дії сили 3600 Н

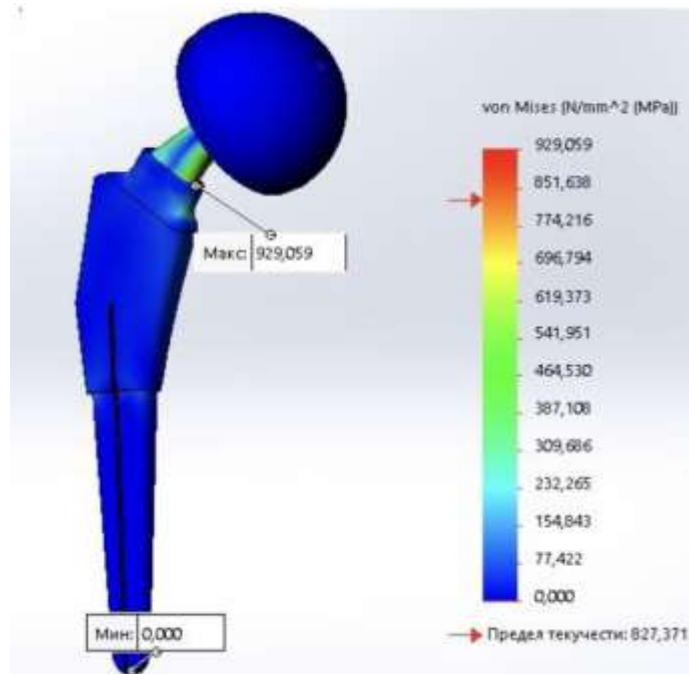


Рисунок 3.16 - Моделювання навантаження моделі з третьою насадкою при дії сили 11000 Н

Моделювання статичного переміщення в протезі з конусною насадкою під кутом 20° (третього типу) за умови впливу критичного навантаження величиною 11000 Н, показано на рис. 3.17. Максимальне переміщення, відповідно до результатів моделювання, склало 0,87 мм.

Найбільшого рівня деформації при моделюванні протеза з насадкою третього типу зазнала сама насадка. Деформація склала 0,007. У зв'язку з деформацією насадки частина протеза вертлюжної западини зазнає максимального переміщення (рис. 3.18).

Таким чином, ми проаналізували матеріали, доступні для виготовлення протеза тазостегнового суглоба. В результаті досліджень конструкції протеза була створена 3Д модель протеза на основі попередньо розроблених проєкційних креслеників складових частин (деталей) конструкції. В програмному середовищі SolidWorks були створені три збірки, які відрізняються типом насадки (модуль шийки). Для всіх збірок були проведені модельні дослідження впливу навантаження 2000, 3600 і 11000 Н.

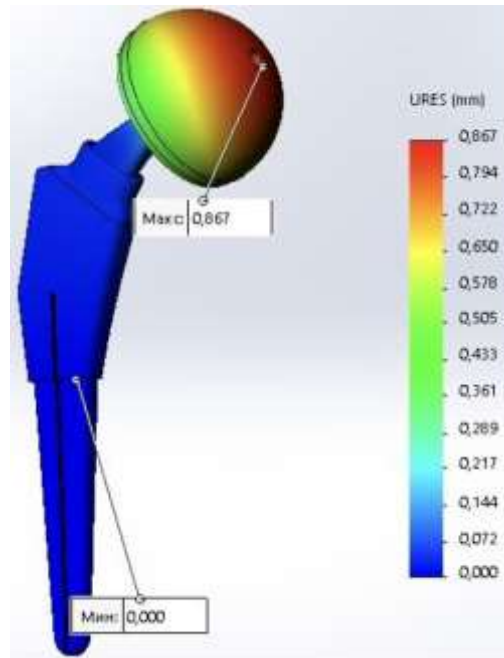


Рисунок 3.17 - Моделювання переміщення в протезі з насадкою третього типу

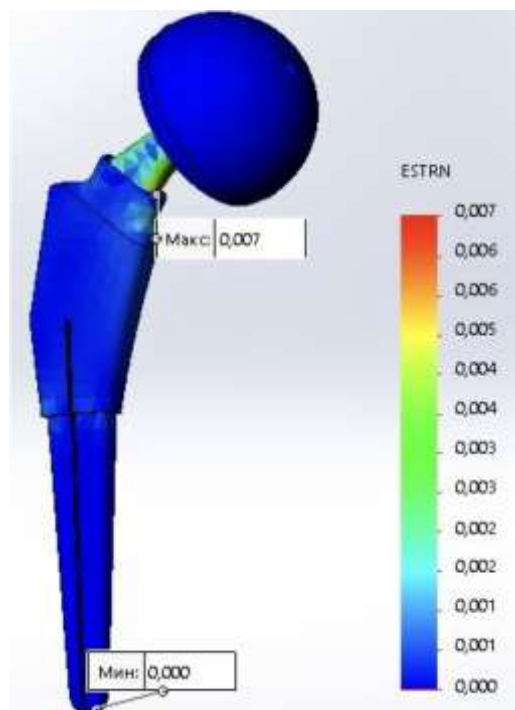


Рисунок 3.18 - Моделювання деформацій у протезі з насадкою третього типу

Як виявилось, навантаження в протезах з усіма типами насадок були розподілені рівномірно, а деформація, що відповідала критичному максимальному навантаженню, виявилась незначною, що дозволяє використовувати усі три варіанти для задач протезування.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	0	0	0
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	35	40	38

Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
Середнє значення балів експертів		37,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як відносно нова, тобто робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	60	0	0
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	58	55

Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
Середнє значення балів експертів	57,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [35]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де $k_{\text{нов}}, k_{\text{теор}}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{\text{нов}} = 37,7, k_{\text{теор}} = 57,7$ балів;

$0,6$ та $0,4$ – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}} = 0,6 \cdot 37,7 + 0,4 \cdot 57,67 = 45,67 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{\text{нау}}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба», даний рівень становить 45,67 балів і відповідає статусу - достатній рівень. Тобто у

даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [35]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$Z_o = 16850,00 \cdot 21 / 21 = 16850,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту	16850,00	802,38	21	16850,00
Ст. науковий співробітник	16230,00	772,86	11	8501,43
Інженер-конструктор БМА	16000,00	761,90	21	16000,00
Консультант (лікар-остеохірург вищої категорії)	12000,00	571,43	5	2857,14
Технік-протезист	8200,00	390,48	10	3904,76
Всього				48113,33

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{3m}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), приймемо $M_M=6700,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [35];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих

об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,70 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 91,53 \text{ грн.}$$

$$З_{р1} = 91,53 \cdot 6,00 = 549,16 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Підготовка обладнання	6,00	5	1,70	91,53	549,16
Підготовка матеріалів макету	8,00	6	2,00	107,68	861,43
Наладка процесу формування моделі	2,50	5	1,70	91,53	228,82
Підготовка 3D-принтеру	5,40	6	2,00	107,68	581,46
Контроль друку	1,20	5	1,70	91,53	109,83
Доведення моделі	0,80	6	2,00	107,68	86,14
Всього					2416,85

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{дод} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{дод}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де $H_{дод}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$З_{дод} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 11 / 100\% = 5558,32 \text{ грн.}$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{од}}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.6)$$

де H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (48113,33 + 2416,85 + 5558,32) \cdot 22 / 100\% = 12339,47 \text{ грн.}$$

4.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3 \cdot 196,00 \cdot 1,02 - 0 \cdot 0 = 599,76 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний ECONOMIC (A4-500)	196,00	3	0	0	599,76
Папір для заміток ECONOMIC (A5)-60	114,00	10	0	0	1162,80
Начиння канцелярське DATUM FX	155,00	3	0	0	474,30
Органайзер офісний DATUM Office	201,00	3	0	0	615,06
Картридж для принтера HP-210A	752,00	2	0	0	1534,08
Диск оптичний VEKO-10 (CD-R)	27,00	5	0	0	137,70
Надвисокомолекулярний поліетилен UHMW PE	549,00	0,65	0	0	363,99
Рідина дезинфікуюча	183,00	0,250	0	0	46,67
Спирт етиловий	340,00	0,250	0	0	86,70
Масило силіконове	740,00	0,020	0	0	15,10
Сплав Ti-6Al-4V	5800,00	0,100	0	0	591,60
Ацетон	125,00	0,050	0	0	6,38
Клей для платформи 3D принтера	320,00	0,030	0	0	9,79

Алюмінієва кераміка Biolox delta	6890,00	0,090	0	0	632,50
Всього					6276,42

4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» відсутні.

4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.}i} \cdot K_i, \quad (4.8)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.}i}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 32500,00 \cdot 1 \cdot 1,03 = 33475,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.7 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Машина випробувальна електромеханічна універсальна UIT STM-10-b	1	32500,00	33475,00
Всього			33475,00

4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прз}} = \sum_{i=1}^k \Pi_{\text{инпрз}} \cdot C_{\text{прз.}i} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де $\Pi_{\text{инпрз}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прз.}i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прз}} = 7890,00 \cdot 1 \cdot 1,02 = 8047,80 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Середовище математичного інженерного моделювання DS SolidWorks	1	7890,00	8047,80
Всього			8047,80

4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{\Pi_{\text{обл}}}{T_{\text{г}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.10)$$

де C_b – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_г$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (42850,00 \cdot 1) / (2 \cdot 12) = 1785,42 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.9 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Комп'ютеризована система проектування	42850,00	2	1	1785,42
Вимірювальний комплекс	27465,00	2	1	1144,38
Принтер 3D (пластик)	43800,00	5	1	730,00
Інтерфейс А-18Х	7650,00	4	1	159,38
Блок пам'яті (G4-FAT32)	8940,00	4	1	186,25
Лабораторія досліджень	456000,00	30	1	1266,67
Всього				5272,08

4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{ени}}{\eta_i}, \quad (4.11)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,45 \cdot 164,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 553,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Комп'ютеризована система проектування	0,45	164,0	553,50
Вимірювальний комплекс	0,25	160,0	300,00
Принтер 3D (пластик)	0,50	4,0	15,00
Машина випробувальна електромеханічна універсальна УІТ STM-10-в	0,75	160,0	900,00
Всього			1768,50

4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.12)$$

де $H_{св}$ – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{св} = 20\%$.

$$B_{св} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 20 / 100\% = 10106,04 \text{ грн.}$$

4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{сн} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{сн}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де $H_{сн}$ – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{сн} = 30\%$.

$$B_{сн} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 30 / 100\% = 15159,05 \text{ грн.}$$

4.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{ie} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ie} = 52\%$.

$$I_e = (48113,33 + 2416,85) \cdot 52 / 100\% = 26275,69 \text{ грн.}$$

4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 100 / 100\% = 50530,18 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доо} + Z_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сн} + I_e + B_{нзв}. \quad (4.16)$$

$$B_{заг} = 48113,33 + 2416,85 + 5558,32 + 12339,47 + 6276,42 + 0,00 + 33475,00 + 8047,80 + 5272,08 + 1768,50 + 10106,04 + 15159,05 + 26275,69 + 50530,18 = 225338,73 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ZB на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.17)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,95$.

$$ZB = 225338,73 / 0,95 = 237198,66 \text{ грн.}$$

4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.18)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Прийmemo $I = 4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n = 2$;

T_C – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_C = 3$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 3$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 237198,66$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,08$ років, (1 міс.).

Визначення показників I , n , T_C , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [35].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = \frac{4^2 \cdot 3 \cdot 3}{237,2 \cdot 0,08} = 7,29.$$

Якщо $K_p > 1$, то науково-дослідну роботу на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

4.4 Висновок до розділу 4

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» складають 237198,66 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка 3D моделі тазостегнового суглоба» є достатній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

На сьогодні проблема вдосконалення системи охорони праці з метою зменшення негативного впливу технологічних процесів на здоров'я людей і поліпшення робочих умов вирішується на загальнодержавному рівні. Важливо враховувати, що інженери та проєктувальники повинні розуміти не тільки технічні аспекти розробки, але і небезпек, які можуть виникнути під час експлуатації створених систем. Їх завдання є не лише пошук інноваційних технічних рішень, але й забезпечення безпеки для людей, які взаємодіють з цими системами. Ретельний аналіз можливих ризиків і небезпек, а також впровадження ефективних заходів забезпечать безпеку на робочих місцях і покращують умови праці для всіх причетних осіб.

Під час розробки тривимірної моделі тазостегнового суглоба необхідно враховувати параметри та складові, що впливають на розробку рішень з охорони праці. Проводиться аналіз потенційно небезпечних та шкідливих факторів, які можуть призвести до травм або погіршення здоров'я працівників з метою визначення ефективних методів управління безпекою.

Небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які відповідно до Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу» мали вплив на розробника такі: підвищена чи понижена температура повітря робочої зони; недостатнє освітлення робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; відсутність чи нестача природного світла; фізичні перевантаження (статичні); пряма та відображена блискість; нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів, емоційні навантаження).

В наступних розділах детально розглянемо вищезазначені аспекти охорони праці, пов'язані з об'єктом проєктування. Такий підхід допоможе розробити ефективні рішення з охорони праці, забезпечити безпеку та здоров'я працівників, а також дотримання відповідних норм та стандартів.

5.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи

5.1.1 Обладнання приміщення та робочого місця

Створення ефективного робочого місця залежить від багатьох факторів, включаючи антропометричні, фізичні і психологічні особливості працівників. Крім цього, успішна організація місця праці враховує характер роботи, яка виконується. При створенні робочого середовища для оптимальної продуктивності та комфорту працівника, необхідно враховувати кілька важливих аспектів:

- розташування обладнання та компонентів робочого місця має бути максимально зручним для працівника, щоб забезпечити легкий доступ і ефективну роботу;
- достатній обсяг робочого простору, який дозволяє виконувати необхідні рухи та переміщення без перешкод, що сприяє збільшенню продуктивності та зниженню ризику травм;
- ретельне врахування антропометричних особливостей працівників, їх фізичних здібностей та психологічних потреб допомагає створити комфортне і безпечне робоче середовище;
- наявність раціонального освітлення, вентиляції та інших факторів, що впливають на здоров'я та самопочуття працівників, також має велике значення для ефективного робочого місця.

Для забезпечення чотирьох робочих місць з комп'ютерами для час розробки тривимірної моделі тазостегнового суглоба необхідне приміщення площею 40 м² та стелею висотою 3 м. У цьому просторі розташовані чотири робочі зони з комп'ютерами, кожна з яких включає робочий стіл площею 2 м², стілець та персональний комп'ютер, що складається з монітора, системного блоку, клавіатури та миші. Робочий стіл повинен бути організованим таким чином, щоб мінімізувати зайві переміщення і рухи працівника, забезпечуючи оптимальну продуктивність та зручність роботи. Наявність підставок, полиць, а також систем

керування кабелями може сприяти створенню організованого та ефективного робочого простору. Загалом, забезпечення правильного розміщення обладнання та раціонального використання робочого столу є важливим аспектом забезпечення комфорту та продуктивності працівника.

Площа приміщення, яка припадає на кожного працівника, складає 10 м^2 , об'єм повітря в робочій зоні – 120 м^3 . Знайдені значення відповідають встановленим вимогам, оскільки робоче місце для працівника, який користується комп'ютером, має площу не менше 6 м^2 та об'єм – не менше 20 м^3 , відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18.

Для забезпечення комфорту під час роботи необхідно дотримуватися наступних вимог до столу:

- поверхня столу повинна мати властивості, які уникатимуть відблисків у полі зору, забезпечуючи комфортне сприйняття робочого середовища;
- вибір висоти столу має забезпечувати вільне сидіння в зручній позі і можливість опиратися на підлокітники за необхідності;
- стіл повинен мати конструкцію з трьома або більше висувними шухлядками для зручного зберігання документації та канцелярських приладів;
- нижня частина столу повинна бути спеціально спроектована таким чином, щоб працівник зручно сидів, не відчуваючи дискомфорту через стиснення ніг;
- рекомендована висота робочої поверхні столу має бути в діапазоні 680-760 мм. Рекомендується, щоб висота поверхні, на яку розміщується клавіатура, б лизько 650 мм.

Враховуючи всі ці фактори, створення комфортного робочого місця для розробника включає в себе правильне планування простору, вибір відповідного столу та крісла, а також забезпечення відповідного об'єму повітря. Відповідно до ергономічних вимог, робоче місце має бути налаштоване таким чином, щоб мінімізувати навантаження на тіло та спину розробника під час тривалої роботи.

Важливо забезпечувати підтримку для правильної позиції тіла та рук під час роботи за комп'ютером, використовуючи ергономічні аксесуари, які допомагають зменшити напругу на м'язах і суглобах. Забезпечення комфортного робочого місця для розробника не тільки покращує якість його роботи, але й сприяє збереженню здоров'я та підвищує загальний рівень продуктивності праці.

5.1.2 Електробезпека приміщення

Згідно із нормами безпеки для електричних систем, які живлять комп'ютери, важливо дотримуватися вимог, щоб забезпечити безпечну роботу та запобігти ризикам. Однією з таких вимог є створення окремої групової трипровідної мережі, призначеної для живлення комп'ютерів, їх периферійних пристроїв та обладнання для обслуговування. В цій мережі повинні бути наявні фазовий, нульовий робочий та нульовий захисний провідники, що є важливим аспектом для забезпечення безпеки електропостачання комп'ютерних систем.

Доцільно відзначити, що заземлення (занулення) електроприймачів, якими є комп'ютери та їх обладнання, виконується за допомогою нульового захисного провідника, що грає критичну роль у забезпеченні безпеки роботи електроприладів. Запровадження цих заходів допомагає запобігти електрошокам та іншим ризикам, пов'язаним із використанням електропристроїв у комп'ютерних системах.

За класифікацією небезпеки електротравматизму, дане робоче приміщення відноситься до категорії «без підвищеної небезпеки». Це означає, що тут відсутні фактори, які можуть створити підвищену або особливу небезпеку.

Для запобігання електротравмам в приміщенні передбачені такі превентивні заходи:

1. Забезпечення відповідно до вимог нормативних документів ізоляції струмоведучих елементів електроустаткування. Це допомагає уникнути контакту зі струмоведучими частинами, зменшуючи ризик електротравм.

2. Використання захисного заземлення, використовуючи природні заземлювачі, для відведення струму від електрообладнання в землю. Це допомагає уникнути надлишкової напруги та можливих коротких замикань.

3. Проведення регулярних інструктажів та навчання персоналу з питань електробезпеки, для того, щоб персонал був налаштований на правильну поведінку у випадку аварійних ситуацій та був обізнаний із засобами запобігання електротравм.

Запровадження цих заходів сприяє створенню безпечного середовища в приміщенні та допомагає уникнути потенційних ризиків, пов'язаних із використанням електроустаткування.

5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.2.1 Мікроклімат

Мікроклімат виробничих приміщень регулюється в залежності від теплових характеристик приміщення, рівня складності робіт і сезону. Відповідно до стандарту ДСН 3.3.6.042-99, мікроклімат виробничих приміщень визначає умови внутрішнього середовища, які впливають на тепловий комфорт працівників. Ці умови охоплюють температуру, вологість, швидкість руху повітря, температуру поверхонь та рівень опромінення. Мікроклімат регулюється з урахуванням характеристик приміщення, рівня складності робіт та сезону.

Розробка тривимірної моделі тазостегнового суглоба відносяться до категорії 1а, допустимі параметри мікроклімату для цієї категорії наведені в таблиці 5.1. Виробниче приміщення, де виконується робота має відповідати встановленим нормам щодо температури, вологості, руху повітря та інших параметрів, щоб забезпечити комфортні умови для працівників.

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

За допомогою різних заходів забезпечується відповідний мікроклімат, який відповідає нормативам. Ці заходи включають:

1. Вентиляція приміщення, що забезпечує достатню циркуляцію повітря.
2. Регулювання опалення та кондиціонування повітря, що дозволяє підтримувати оптимальну температуру.
3. Система запобігання задимлення, яка забезпечує видалення диму та забрудненого повітря з приміщення.
4. Утримання оптимальної вологості, що досягається за допомогою контролю та регулювання рівня вологості повітря.

Ці заходи мають на меті забезпечити комфортні умови для працівників і забезпечити дотримання вимог щодо мікроклімату відповідно до нормативів.

5.2.2 Склад повітря робочої зони

У виробничому процесі активно використовуються різні речовини, які можуть потрапити в атмосферу та створити потенційну загрозу для здоров'я людей. Токсичні речовини – це речовини, які при некоректному використанні або в результаті порушень технологічних процесів, можуть призвести до професійних захворювань, промислових травм або впливати на загальний стан організму людини. В повітрі робочої зони вони можуть існувати у формі парів, газів або пилу. Вплив цих речовин на організм людини залежить від їх хімічного складу, розміру, форми частинок та їх концентрації. У приміщенні, де виконувалася розробка тривимірної моделі тазостегнового суглоба може бути

підвищена концентрація пилу та озону. Максимально допустимі рівні шкідливих речовин, які можуть бути присутні у цьому приміщенні, наведені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³	ГДК, мг/м ³	Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	10	4	4
Озон	0,16	0,03	1

Для підтримання високої якості повітря в робочій зоні використовується механічна система вентиляції та здійснюється регулярне прибирання та провітрювання приміщення. Забезпечення ефективної циркуляції повітря та підтримання оптимальної вологості відіграє важливу роль у створенні комфортних та безпечних умов для працівників. Окрім цього, важливо регулярно очищати систему вентиляції та виробни для очищення повітря для забезпечення їхньої ефективної роботи.

5.2.3 Виробниче освітлення

Метою освітлення на робочих місцях є створення необхідних умов для виробничого процесу, безпечного переміщення людей та руху транспорту, і відповідно до сучасних стандартів обов'язкове для всіх виробничих приміщень. Оцінка мінімального рівня освітленості проводиться з урахуванням зорової активності, контрастності об'єкта та фону. Один з ключових нормативних параметрів для природного освітлення - це коефіцієнт природного освітлення (КПО). Значення КПО встановлюються в залежності від виду зорової діяльності та відображення світла в приміщенні. Нормативи освітленості для штучного освітлення та КПО (для регіонів зі світловим кліматом III) для умов виконання роботи наведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, e_p , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	III	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для забезпечення відповідного освітлення в робочих приміщеннях рекомендується вживати ряд заходів, які включають:

1. Встановлення достатньої кількості освітлювальних приладів, що гарантує належний рівень освітленості в приміщенні.
2. Використання підсвічування, яке може бути корисним для покращення видимості на певних об'єктах або ділянках.
3. Розміщення джерел світла на оптимальній висоті з метою рівномірного розподілу світла та уникнення надмірних тіней.
4. Регулярне обслуговування освітлювальної системи для забезпечення її ефективності та безпеки.

5.2.4 Виробничий шум

Під час розробки тривимірної моделі тазостегнового суглоба, на робочому місці дослідника виникає небажаний шум, що походить від функціонування різноманітних системних блоків, принтерів обладнання для кондиціонування повітря, вентиляторів систем охолодження та сервоприводів. Нормативні вимоги щодо шуму, ультразвуку та інфразвуку на робочому місці розглянуті в ДСН 3.3.6.037-99. Залежно від характеру робіт та особливостей шуму, необхідно дотримуватися припустимих рівнів звукового тиску, які відповідають

гігієнічним нормам. Рівень звуку L_A не повинен перевищувати 50 дБА, що бачимо в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 – Допустимі рівні звукового тиску та звуку

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для забезпечення прийнятних рівнів шуму (поліпшення шумового середовища) в приміщенні рекомендується виконати звукоізоляцію приміщення з використанням пористих звукопоглинаючих матеріалів та використовувати безшумні комп'ютери з пасивним охолодженням.

5.2.5 Виробничі випромінювання

Під час розробки тривимірної моделі тазостегнового суглоба у виробничому приміщенні можлива поява електромагнітного випромінювання. Щоб забезпечити безпеку працівника, необхідно дотримуватися встановлених вимог щодо рівнів електромагнітного випромінювання та магнітних полів. Гранично допустимі значення напруженості електричного і магнітного полів промислової частоти в залежності від часу їх впливу встановлюються ДСанПіН 3.3.6.096-2002. Згідно з цим нормативним документом перебування в ЕП промислової частоти напруженістю до 5 кВ/м допускається протягом усього робочого дня. Гранично допустимі рівні електромагнітного поля радіочастотного діапазону для працівника становлять $E_{гдр} = 25$ В/м та $B_{гдр} = 250$ нТл.

Для зменшення впливу електромагнітного випромінювання на працівників рекомендується оптимізувати організацію робочого простору, правильно розміщувати технологічне обладнання та дотримуватися гігієнічних режимів праці та відпочинку. Також важливо обмежувати час перебування працівників в зоні випромінювання.

5.2.6 Психофізіологічні фактори

Оцінка психофізіологічних факторів під час розробки тривимірної моделі тазостегнового суглоба здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Робоча поза: періодичне перебування в незручній позі (робота з поворотом тулуба, незручним розташуванням кінцівок) та/або фіксованій позі (неможливість зміни взаєморозташування різних частин тіла відносно одна одної) до 25% часу зміни;

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

Зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму;

Сприймання інформації та їх оцінка – сприймання інформації з наступною корекцією дій та операцій;

Розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

Зосередження (%за зміну) – до 5-75%;

Щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

Навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

Спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6год.

Навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

Ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

Тривалість робочого дня – 8 год;

Змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

5.3.1 Захист населення та персоналу в умовах радіаційного забруднення

Організм людини, рослинний і тваринний світ постійно зазнають дії іонізуючого випромінювання, яке складається з природної (космічне випромінювання, випромінювання радіоактивних газів з верхніх шарів земної кори) і штучної (рентгенівські апарати, телевізійні прилади, радіоізотопи, атомоходи, атомні електростанції, ядерні випробування) радіоактивності. Усі джерела радіоактивного випромінювання становлять так званий природний радіаційний фон, під яким розуміють дозу іонізуючого випромінювання, що складається з космічного випромінювання, випромінювання природних радіонуклідів, які знаходяться у верхніх шарах Землі, приземній атмосфері, продуктах харчування, воді та організмі людини.

Радіоактивні речовини потрапляють у повітря, ґрунти, ріки, озера, моря, океани, а звідти поглинаються рослинами, рибами, тваринами і молюсками. Через листя і коріння радіоактивні речовини потрапляють у рослини, а потім в організм тварин і з продуктами рослинного та тваринного походження, з водою - в організм людини. При вивченні дії випромінювання на організм людини встановлено такі особливості:

- навіть незначна кількість поглиненої енергії випромінювання спричинює глибокі біологічні зміни в організмі;
- наявність прихованого (інкубаційного) періоду дії іонізуючого випромінювання;
- випромінювання має генетичний ефект;
- органи живого організму мають різну чутливість до випромінювання;
- окремі організми неоднаково реагують на опромінювання;
- опромінювання залежить від частоти, одноразове опромінювання у великій дозі спричинює більш глибокі зміни.

5.3.2 Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення першого поверху

Коефіцієнт протирадіаційного захисту розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{III})(K_0 \times K_{CT} + 1) K_M}$$

Елементи будівлі:

- Зовнішні стіни з керамічної цегли 51 см, маса $1\text{ м}^2 - 663$ кг.
- Внутрішні стіни цегляні товщиною 38 см, маса $1\text{ м}^2 - 494$ кг.
- Перегородки цегляні товщиною 12 см, маса $1\text{ м}^2 - 156$ кг.
- Перегородки пінобетонні товщиною 10 см, маса $1\text{ м}^2 - 80$ кг.
- Площа віконних прорізів: ВК-1 – $1,5\text{ м}^2$; ВК-2 – $1,5\text{ м}^2$; ВК-4 – $0,9\text{ м}^2$
- Площа дверних прорізів: ДВ-1 – $2,7\text{ м}^2$; Д-3 – $2,16\text{ м}^2$; Д-4 – $4,6\text{ м}^2$; Д-5 – $2,1\text{ м}^2$; Д-6 – $1,5\text{ м}^2$.
- Висота підвіконників – $0,8$ м.
- Площа підлоги для розрахунку приміщення – 56 м^2 .
- Висота приміщення – 3 м.

Плоскі кути приміщення:

Кут $\alpha_1 = 70^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $18,9\text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2 ;

- внутрішня стіна 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2 ;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_2 = 110^\circ$. Проти кута розташовані:

- внутрішня стіна 38 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,1 \text{ м}^2$;
- зовнішня стіна 51 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $5,1 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_3 = 70^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2 ;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2 ;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $4,6 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_4 = 110^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $6,9 \text{ м}^2$.

Розрахуємо зведені маси стін розташованих проти плоских кутів.

Кут $\alpha_1 = 70^\circ$.

Маса 1 м^2 стіни товщиною 51 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{3}{18,9} = 0,16, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,16) = 556,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 стіни товщиною 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,16}{18,9} = 0,11, G_{\text{пр}} = 80(1 - 0,11) = 71,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 стіни товщиною 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{8}{18,9} = 0,42, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,42) = 284,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 2-х внутрішніх стін 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9 \text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{10,9}{18,9} = 0,58, G_{\text{пр}} = 2 \times 80(1 - 0,58) = 67,2 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_1

$$G_{\Sigma}^1 = 556,9 + 71,2 + 284,9 + 67,2 = 980,2 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_2 = 110^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 26,7 м² з прорізом площею 2,1 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,1}{26,7} = 0,08, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,08) = 454,5 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 26,7 м² з прорізом площею 5,1 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{5,1}{26,7} = 0,19, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,19) = 537 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_2

$$G_{\Sigma}^2 = 454,5 + 537 = 991,5 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_3 = 70^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 18,9 м² з прорізом площею 3 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{3}{18,9} = 0,16, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,16) = 556,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 18,9 м² з прорізом площею 8 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{8}{18,9} = 0,42, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,42) = 284,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 18,9 м² з прорізом площею 4,6 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{4,6}{18,9} = 0,24, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,24) = 375,4 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² 2-х внутрішніх стін 10 см площею 18,9 м² з прорізом площею 10,9 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{10,9}{18,9} = 0,58, G_{\text{пр}} = 2 \times 80(1 - 0,58) = 67,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 10 см площею 18,9 м² з прорізом площею 2,16 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,16}{18,9} = 0,11, G_{\text{пр}} = 80(1 - 0,11) = 71,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² 2-х внутрішніх стін товщиною 10 см площею 18,9 м²

$$G_{\text{пр}} = 80 \times 2 = 160 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_3

$$G_{\Sigma}^3 = 556,9 + 284,9 + 375,4 + 67,2 + 71,2 + 160 = 1515,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_4 = 110^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 26,7 м² з прорізом площею 6,9 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{6,9}{26,7} = 0,26, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,26) = 490,6 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_4

$$G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Отже сумарні зведені маси стін і перегородок проти внутрішніх кутів приміщення складають

$$G_{\Sigma}^1 = 980,2 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^2 = 991,5 \text{ (кг/м}^2\text{)};$$

$$G_{\Sigma}^3 = 1515,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарні маси стін проти третього плоского кута більше 1000 кг/м², тому

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 290} = 1,1.$$

За мінімальною сумарною масою стін

$$G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}$$

визначаємо [12] коефіцієнт $K_{ст}=30$.

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання $K_{ш}=0,19$ (висота приміщення складає 3 м) [12].

Коефіцієнт K_0 , що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в них віконних і дверних прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги до вікон 0,75 м розрахуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{\Pi}} = 0,8 \frac{6,9}{56} = 0,1,$$

де $S_0 = 6,9 \text{ м}^2$ – площа віконних і дверних прорізів приміщення; $S_{\text{п}} = 56 \text{ м}^2$ – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будівлі, розташованій в районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд $K_{\text{м}} = 0,55$ [].

Отже коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення

$$K_{\text{з}} = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{\text{СТ}}}{(1 - K_{\text{Ш}})(K_0 \times K_{\text{СТ}} + 1)K_{\text{м}}} = \frac{0,65 \times 1,1 \times 30}{(1 - 0,19)(0,1 \times 30 + 1)0,55} = 12.$$

Приміщення першого поверху для якого проведено розрахунок має коефіцієнт протирадіаційного захисту 12, тому за умови його герметизації може бути використана для нетривалого переховування в разі забруднення навколишньої території радіоактивними речовинами з подальшою евакуацією людей в безпечні райони.

ВИСНОВКИ

У ході виконання магістерської роботи було проведено літературний огляд на тему ендопротезування тазостегнового суглоба, в процесі якого було детально розглянуто будову та біомеханічні принципи руху у тазостегновому суглобі, а також особливості, які важливо враховувати при виборі моделі та матеріалів для виготовлення ендопротеза.

Був проведений аналіз існуючих ендопротезів кульшового суглобу, визначені різновиди найбільш розповсюджених конструкцій, вибрана безцементна тотальна конструкція з модульною системою ніжки та шийки для подальших модельних досліджень.

Після докладного аналізу конструкцій були створені п'ять проєкційних креслеників деталей - елементів ендопротеза, на основі яких були побудовані 3D-моделі в середовищі SolidWorks, які в подальшому були об'єднані в збірку. Використання модульних шийок (насадок) дозволило вирішити проблему інтраопераційного регулювання ендопротезу для досягнення максимальної точності та відповідності анатомії справжнього тазостегнового суглоба, а також для відновлення центру ротації суглоба.

Були вибрані біосумісні матеріали низької зношуваності для компонентів ендопротезу, які відповідають вимогам до навантажень і об'ємів рухів кульшового суглоба.

Після аналізу властивостей різних матеріалів для ендопротезу тазостегнового суглоба було обрано сплав на основі титану для ацетабулярної чаші, модульну ніжку та шийку, надвисокомолекулярний поліетилен для вкладиша та алюмінієву кераміку Biolox Delta для головки.

Був проведений та описаний модельний експеримент із навантаженням в середовищі SolidWorks за допомогою інструмента SimulationXpress. Після досліджень трьох моделей ендопротезів із різними типами насадок було зроблено висновок, що кожен із них можна використовувати для протезування. Деформації майже відсутні, їх амплітуди мінімальні.

Результати моделювання напруження при критичному навантаженні для моделей з трьома типами насадок не перевищили межі міцності сплаву титану у 1000 МПа, що підтверджує їхню надійність та можливість використання цих конструкцій ендопротезу, за винятком другої моделі, яка при піковому навантаженні досягала напружень в 1 ГПа..

Також в роботі були досліджені питання економічної доцільності виконання розробки і впровадження інновацій та проаналізовані питання охорони праці й безпеки праці у виробничих приміщеннях в процесі виготовлення протезів.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Порівняння остеоінтеграційних властивостей індивідуальних та стандартних за розміром імплантатів / Н.В. Ульянчич, С.О. Фірстов, В.В. Коломієць та ін. // Наук. вісник вет. медицини:зб-к наук. праць. - Біла Церква: БНАУ, 2023. - Вип.1. - С.142-161.
2. Данильчик, Ю. Матеріали для стоматологічних імплантів: порівняння та перспективи / Ю. Данильчик, І. Голубєв, О. Беспалова // Сучасні технології біомед. інженерії = Modern technologies of biomedical engineering : матеріали II Міжнарод. наук.-техн. конф., м. Одеса, 17–19 трав. 2023 р. / Нац. ун-т «Одес. політехніка». – Одеса, 2023. – С. 28–31.
3. Kanziuba, A. I., Klimovitskyi, V. G., Nailo, P. A., & Kanziuba, M. A. (2017). Первинне ендопротезування при переломах вертлужної ділянки в осіб похилого та старечого віку. TRAUMA, 18(2), 41-45.
4. Корж Н.А. Проблема эндопротезирования суставов в Украине / Н.А. Корж, В.А. Филипенко, В.А. Танькунт // Ортопед., травматол. и протезир. — 2008. — № 2. — С. 3-6.
5. Pachore JA, Vaidya SV, Thakkar CJ, Bha- lodia НК, Wakankar НМ. ISHKS joint registry: a preliminary report. Indian Journal of Orthopaedics 2013;47:505-9.
6. Неттер Ф. (2004). Атлас анатомії людини (переклад Цегельський А.А.). Львів: Наутілус. с. 592. ISBN 966-95745-8-7.
7. Human Anatomy & Physiology (вид. 7th). Benjamin Cummings. 2006. ISBN 978-0805359091.
8. Ейтутіс, Ю. Г., & Легенький, О. Г. (2014). Сучасний стан проблеми ревізійного ендопротезування кульшового суглоба. Медицина транспорту України, (1), 83-91.
9. Hamill J., Knutzen K. Biomechanical Basis of Human Movement. — 3rd ed. — Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. — P. 187-254.

10. Dewberry M.J., Bohannon R.W., Tiberio D. et al. Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar // *Clin. Biomech.* — 2003. — 18. — P. 494-499.

11. Мовшович И. А. Биомеханика тазобедренного сустава и основные конструктивные особенности тотальных эндопротезов / И. А. Мовшович, Н. С. Гаврюшенко // *Современные проблемы биомеханики.* — 1987. — Вып. 4. — С. 104–112.

12. Зіборов, К. А., & Загуба, К. Моделювання протезів під ортотропічну хірургію. Ресурсо- та енергозберігаючі технології та матеріали. 2023. С. 129-133.

13. Bozic K.J., James Browne J., Dangles C.J., Paul A., Manner P.A., Yates A.J., Veber K.L. Modern metal-on-metal hip implants. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2012; 20: 402-6.

14. Garino J., Rhaman M.N., Bal B.S. Reliability of modern alumina bearings in total hip replacement. *Semin. Arthroplasty.* 2006; 17:113 - 9.

15. Jarrett C.A., Ranawat A., Bruzzone M., Rodriguez J. Abstract: The squeaking hip: An under-reported phenomenon of ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. Final program of the 16th Annual Meeting of the American Association of Hip and Knee Surgeons. Rosemont, IL: American Association of Hip and Knee Surgeons. 2006:20.

16. Robbins C.E. Anatomy and biomechanics // Fager- son T.L., ed. *The Hip Handbook.* — Boston, MA: Butterworth- Heinemann, 1998. — P. 1-37.

17. Colwell C.W., Colwell. Instability after total hip arthroplasty // *Curr. Orthop. Prac.* — 2009.

18. Barrack R.L., Butler R.A., Laster D.R., Andrews P. Stem design and dislocation after revision total hip arthroplasty: Clinical results and computer modeling // *J. Arthroplasty.* — 2001.

19. Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1997;344:179-187.

20. Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement – A materials science perspective. (1998) *Biomaterials* 19-1621-1639.

21. Kurtz, Steven M., 1968-. The UHMWPE handbook : ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacement. — Amsterdam: Academic Press, 2004. — 379 p.
22. Sharplin P, Wyatt MC, Rothwell A, Frampton C, Hooper G. Which is the best bearing surface for primary total hip replacement? A New Zealand Joint Registry study. *Hip Int.* 2018;28(4):352-362. doi:10.5301/hipint.5000585.
23. Affatato S. In: *Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and Their Tribological Interactions*. Affatato S., editor. Elsevier Science; Amsterdam, The Netherlands: 2014.
24. Hu D., Tie K., Yang X., Tan Y., Alaidaros M., Chen L. Comparison of ceramicon-ceramic to metal-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J. Orthop. Surg. Res.* 2015;10:22. doi: 10.1186/s13018-015-0163-2.
25. Fisher J., Firkins P.J., Tipper J.L., Ingham E., Stone M.H., Farrar R. In-vitro wear performance of contemporary alumina: Alumina bearing couple under anatomically-relevant hip joint simulation. In: Toni A., Willmann G., editors. *eliability and Long Term Results of Ceramics in Orthopedics*. Thieme Verlag; tuttgart, Germany: 2001. pp. 1291–1298.
26. Standard Loads Hip Joint [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://orthoload.com/test-loads/standard-loads-hip-joint/>
27. Asymmetric loading of a hip arthroplasty [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/figure/Asymmetric-loading-of-a-hip-arthroplasty_fig3_261441796
28. Пилипенко, О. І., & Полуян, А. В. (2013). Побудова моделей і порівняльний аналіз кінематики ланцюгових передач в металевому та полімерному виконанні. *Наукові нотатки*, (41 (2)), 96-102.
29. Іванушко, Б. (2011). Моделювання напружено-деформівного стану шнеків в середовищі SolidWorks. *Матеріали IV Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“*, 1, 191-191.

30. Корж, М. О., Філіпенко, В. А., & Танькут, В. О. (2012). Сучасний стан проблеми ендопротезування суглобів в Україні. *Боль. Суставы. Позвоночник*, (1 (5)), 48-50.
31. Васильчишин, Я. М., & Васюк, В. Л. Нова технологія ендопротезування кульшового суглоба. 2007. Київ. 142 с.
32. Носко М.О., Архипов О.А. Біомеханічна характеристика рухових якостей людини (теоретичний аналіз). *БІОМЕХАНІЧНІ, ПЕДАГОГІЧНІ, МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ТА ПСИХОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ ФІЗИЧНОГО ВИХОВАННЯ ТА СПОРТУ*. 2014. №118, ТОМ 1. С. 227-239.
33. Біомеханіка фізичного виховання і спорту : навч. посібник / М. О. Носко, О. В. Брижаний, С. В. Гаркуша, І. А. Брижата. – К. : Леся, 2012. – 287 с.
34. Shabana, A. A. Dynamics of multibody systems / Ahmed A. Shabana. – Cambridge university press, 2013. 436 p.
35. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
36. Наказ від 08.04.2014 № 248 Про затвердження Державних санітарних норм та правил Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу. Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/topiccatalogua/labor-protection/14._nakazy_ta_rozpor_183575/248+58074-detail.html
37. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення. Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885
38. ДСанПіН 3.3.6.096-2002 Державні санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів. Офіційний вісник України від 07.09.2009 - 2009 р., № 66.
39. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>

40. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. Режим доступу: http://sop.zp.ua/norm_praop_0_00-7_15-18_01_ua.php

41. Правила улаштування електроустановок. Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>

42. ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги - [Електронний ресурс] - http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=71028

43. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Розробка 3Д моделі тазостегнового суглоба

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 92,5 %

Схожість 7,5 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

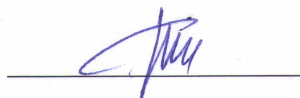
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

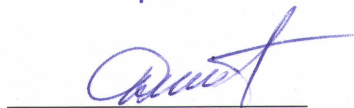
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Петрук В. М.

Керівник роботи



Штофель Д. Х.