

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
КАФЕДРА ПРИКЛАДНОЇ ФІЗИКИ

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Г. Є. Монастирський

(підпис)

(ініціали, прізвище)

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 105 «Прикладна фізика та наноматеріали»

(код і назва)

на тему: **Моделювання імпланту узагальненої форми для ліктьового суглоба собаки**

Виконав: студент 2 курсу, групи ФФ-31мн

Динник Анна Вадимівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник доцент, к.ф.-м.н. Гільчук А. В.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Навчально-науковий Фізико-технічний інститут
Кафедра фізики енергетичних систем

Рівень вищої освіти — другий (магістерський)
Спеціальність 105 «Прикладна фізика та наноматеріали»

«ЗАТВЕРДЖЕНО»

Завідувач кафедри

Монастирський Г. Є.

(підпис)

(ініціали, прізвище)

« » _____ 2023 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Динник Анні Видимівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

- Тема роботи: Моделювання імпланту узагальненої форми для ліктьового суглоба собаки,
науковий керівник роботи _____ доцент, к.ф.-м.н. Гільчук А. В. _____,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від « 20 » березня 2025 р № 1199-с
- Термін подання студентом роботи « 12 » травня 2025 р.
- Об'єкт дослідження: Геометричне моделювання та створення імпланта узагальненої форми для ліктьового суглоба собаки.
- Предмет дослідження: Визначення параметрів і характерних орієнтирів кісток ліктьового суглоба собаки для побудови імпланта узагальненої форми.
- Перелік завдань, які потрібно розробити: Провести аналіз анатомічних форм ліктьового суглоба собаки з використанням STL-моделей; визначити ключові орієнтири та провести морфометричний аналіз форми ліктя; змодельовати імплант узагальненої форми; провести валідацію змодельованої форми імпланта; експортувати результати у форматі OBJ для подальшого використання в біомедичних застосуваннях.
- Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу: презентація — 17 аркушів А4

7 Орієнтовний перелік публікацій: Сучасні види імплантів для ліктьового суглоба собак: огляд і перспективи.

8 Дата видачі завдання « 10 » вересня 2024 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1.	Опрацювання літератури за темою	10.09.2024 - 31.10.2024	
2.	Написання літературного огляду	01.11.2024 - 20.12.2024	
3.	Збір та підготовка STL-моделей кісток	05.01.2025 - 28.02.2025	
4.	Морфометричний аналіз та визначення орієнтирів	01.03.2025 - 31.03.2025	
5.	Моделювання імпланта узагальненої форми	01.04.2025 - 25.04.2025	
6.	Проведення валідації імпланта	26.04.2025 - 03.05.2025	
7.	Підготовка тез	01.05.2025 - 02.05.2025	
8.	Виступ на конференції	14.05.2025	
9.	Завершення написання дипломної роботи	02.05.2025 - 12.05.2025	
10.	Підготовка доповіді та презентації	17.05.2025 - 20.05.2025	
11.	Захист магістерської дисертації	21.05.2025	

Студент

_____ (підпис)

А. В. Динник

_____ (А. В. Динник)

Науковий керівник роботи

_____ (підпис)

А. В. Гільчук

_____ (ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка дипломної роботи за обсягом становить 98 сторінок, містить 3 таблиці та 84 рисунків. Для дослідження було використано 31 бібліографічних найменувань.

Актуальність теми. Ліктьова дисплазія є патологією, що характеризується комплексом порушень розвитку, які призводять до витончення та дегенерації хряща. Кістки ліктьового суглоба не змикаються належним чином, що спричиняє нерівномірний розподіл навантаження на суглобову поверхню, викликаючи біль і кульгавість. У багатьох випадках лікування цієї патології потребує високотравматичних хірургічних втручань, зокрема тотальної заміни суглоба. Це підкреслює необхідність розробки менш інвазивних ортопедичних рішень, що дозволять знизити ризики для пацієнтів і покращити результати лікування.

Зв'язок дослідження з науковими програмами, планами, темами. Дослідження виконано в рамках науково-дослідної роботи *Laboratory for Mechanical Systems Engineering, Empa – Swiss Federal Laboratories for Materials Science and Technology* у межах проєкту *ReSurf*, присвяченого моделюванню та відновленню суглобових поверхонь. Автор брала участь у всіх етапах дослідження: від збору даних і моделювання до обробки результатів і підготовки наукових публікацій.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є створення методики моделювання узагальненої форми анатомічних структур ліктьового суглоба собак, що слугуватиме основою для проєктування імплантів узагальненої форми для лікування ліктьової дисплазії. Для досягнення мети було визначено такі завдання:

- Розробити алгоритм автоматизованої побудови анатомічних орієнтирів та вісі згинання-розгинання для стандартизації моделей ліктьового суглоба собак.

- Створити програмний інструмент для вирівнювання та масштабування 3D-моделей кісток у єдиній системі координат.
- Виконати морфометричний аналіз суглобових поверхонь та дослідити кореляції між основними параметрами.
- Побудувати узагальнену модель вінцевого відростка ліктьової кістки з використанням методів сферичної інтерполяції та альфа-оболонки.
- Оцінити точність моделі імпланту методом валідації.

Об'єкт дослідження. Дистальний відділ ліктьового суглоба собак, медіальний вінцевий відросток ліктьової кістки.

Предмет дослідження. Геометричні характеристики МСР, методи побудови анатомічних орієнтирів і 3D-моделювання форми імпланту.

Методи дослідження. Застосовано комп'ютерну томографію для отримання STL-моделей, методи цифрової обробки даних (Python, Materialise) для виділення анатомічних орієнтирів і морфометричного аналізу. Для моделювання використано побудову контурів у сферичних і полярних координатах, інтерполяцію та згладжування даних, а також PyVista для 3D-візуалізації й оцінки точності.

Наукова новизна одержаних результатів. Вперше розроблено підхід, що поєднує анатомічні орієнтири, сферичні та полярні перетворення для побудови узагальненої поверхні медіального вінцевого відростка (МСР). На його основі сформовано узагальнену модель форми імпланту, адаптовану до анатомічної варіативності собак різних порід.

Практичне значення одержаних результатів. Розроблена методика може бути використана для створення типорозмірних імплантів у ветеринарній хірургії, а також для подальших біомеханічних досліджень із метою оптимізації ортопедичних втручань.

Апробація результатів дисертації.

Результати були представлені на XXIII Всеукраїнській науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених „Теоретичні і прикладні

проблеми фізики, математики та інформатики” (Київ, 2025) та XI Міжнародній науково-практичній конференції „Актуальні проблеми інженерної механіки” (Одеса, 21–23 травня 2025 р.).

Публікації.

Результати дослідження опубліковані:

- Дуппук, А.В., Burda, I., Gilchuk, A., Weisse, B. *Морфометричний аналіз дистального відділу плечової кістки собаки.* // Теоретичні і прикладні проблеми фізики, математики та інформатики: Матеріали XXIII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих учених, Київ, 14–17 травня 2025 р. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2025.
- Динник А.В., Гільчук А. *Сучасні види імплантів для ліктьового суглоба собак: огляд і перспективи.* // XI Міжнародна науково-практична конференція „Актуальні проблеми інженерної механіки”, 21–23 травня 2025 р. – Одеса, 2025.

Ключові слова: *морфометрія, геометричне моделювання, ліктьова дисплазія, вінцевий відросток, STL-моделі, сферичні координати, імплант, 3D-моделювання, валідація.*

SUMMARY

The explanatory note of the diploma thesis comprises 98 pages, includes 3 tables and 84 figures. The study references 31 bibliographic sources.

Relevance of the topic. Elbow dysplasia is a condition characterized by multiple developmental abnormalities leading to cartilage thinning and degeneration. The bones of the elbow joint do not align properly, resulting in uneven load distribution across the joint surface, causing pain and lameness. In many cases, treatment requires highly invasive surgical interventions, including total joint replacement. This highlights the need for developing less invasive orthopedic solutions that reduce patient risks and improve treatment outcomes.

Connection of the research with scientific Programs, Plans, and Topics. This study was conducted within the framework of the research activities of the *Laboratory for Mechanical Systems Engineering, Empa – Swiss Federal Laboratories for Materials Science and Technology* as part of the *ReSurf* project, dedicated to modeling and restoring joint surfaces. The author participated in all stages of the study, from data collection and modeling to results processing and preparation of scientific publications.

Aim and objectives of the study. The aim of the study is to develop a methodology for modeling the generalized shape of anatomical structures of the canine elbow joint, which will serve as the basis for designing generalized implants for the treatment of elbow dysplasia. The following tasks were defined to achieve this aim:

- Develop an algorithm for the automated construction of anatomical landmarks and the flexion-extension axis to standardize canine elbow joint models.
- Create a software tool for alignment and scaling of 3D bone models in a unified coordinate system.
- Perform morphometric analysis of joint surfaces and study correlations between key parameters.

- Construct a generalized model of the medial coronoid process (MCP) of the ulna using spherical interpolation and alpha-shape methods.
- Evaluate the accuracy of the implant model through validation procedures.

Object of the study. The distal part of the canine elbow joint, specifically the medial coronoid process of the ulna.

Subject of the study. Geometric characteristics of the MCP, methods for identifying anatomical landmarks, and 3D modeling techniques for implant shape generation.

Research methods. Computed tomography was used to obtain STL models. Digital data processing methods (Python, Materialise) were applied to extract anatomical landmarks and conduct morphometric analysis. The modeling involved contour construction in spherical and polar coordinates, data interpolation and smoothing, and PyVista for 3D visualization and accuracy assessment.

Scientific novelty of the results. For the first time, a method was developed that combines anatomical landmarks with spherical and polar transformations to build a generalized surface of the medial coronoid process (MCP). Based on this, a generalized implant shape model was created, adapted to anatomical variability across dog breeds.

Practical significance of the results. The developed methodology can be used for creating size-adaptive implants in veterinary surgery and for further biomechanical research aimed at optimizing orthopedic interventions.

Presentation of research results.

The results were presented at the XXIII All-Ukrainian Scientific-Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Theoretical and Applied Problems of Physics, Mathematics and Informatics" (Kyiv, 2025) and the XI International Scientific-Practical Conference "Current Issues of Engineering Mechanics" (Odesa, May 21–23, 2025).

Publications.

The research results have been published in:

- Dynnyk, A.V., Burda, I., Gilchuk, A., Weisse, B. *Morphometric analysis of the distal humerus in dogs*. In: *Theoretical and Applied Problems of Physics, Mathematics and Informatics: Proceedings of the XXIII All-Ukrainian Scientific-Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists*, Kyiv, May 14–17, 2025. KPI named after Igor Sikorsky, Kyiv, 2025.
- Dynnyk, A.V., Gilchuk, A. *Modern types of implants for the canine elbow joint: review and prospects*. In: *Proceedings of the XI International Scientific-Practical Conference "Current Issues of Engineering Mechanics"*, May 21–23, 2025. Odesa, 2025.

Keywords: *morphometry, geometric modeling, elbow dysplasia, medial coronoid process, STL models, spherical coordinates, implant, 3D modeling, validation.*

ЗМІСТ

Вступ	12
РОЗДІЛ 1. Огляд Літератури.	14
1.1. Анатомічні основи ліктьового суглоба собаки.	14
1.2. Геометрія ліктьового суглобу	15
1.2.1. Геометрія дистального відділу плечової кістки	16
1.2.2. Геометрія проксимального відділу ліктьової кістки	22
1.3. Дисплазія ліктьового суглоба собаки.	24
1.4. Сучасні хірургічні підходи	25
1.4.1. P roximal A bducting U lnar O steotomy (PAUL)	26
1.4.2. S liding H umeral O steotomy (SHO).	29
1.4.3. TATE від BioMedtrix	30
1.4.4. Biomechanical Anatomical Non-Constrained Compartmental (BANC) Partial Elbow Replacement (PER) від KYON	32
1.4.5. Canine Universal Elbow (CUE) від Arthrex.	35
1.5. Висновки до розділу.	39
РОЗДІЛ 2. Матеріали і методи	41
2.1. Підготовка моделей кісток	41
2.2. Вирівнювання моделей у єдиній системі координат	43
2.3. Опис поверхні дистального відділу плечової кістки за допомогою геометричних примітивів	45
2.4. Побудова С-лінії для дистального відділу плечової кістки	46
2.5. Методика морфометричних вимірювань	53
2.6. Висновки до розділу.	56
РОЗДІЛ 3. Результати і обговорення	58
3.1. Статистичний аналіз і анатомічні закономірності.	58
3.2. Геометричне моделювання вінцевого відростка ліктьової кістки собаки	62

	11
3.3. Визначення орієнтації МСР	64
3.4. Вибір поверхні МСР	67
3.5. Побудова контурів МСР у сферичній площині	78
3.6. Валідація точності побудованої моделі імпланту	85
3.7. Висновки до розділу	91
ВИСНОВКИ.	93
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	94

ВСТУП

Ліктьовий суглоб собак є одним із найскладніших анатомічних комплексів, що забезпечує рухливість передніх кінцівок та стійкість під час навантаження. Особливу клінічну значущість має медіальний вінцевий відросток ліктьової кістки (medial coronoid process, MCP), патологічні зміни якого — дегенерація хряща і субхондральної кістки — є основною причиною розвитку ліктьової дисплазії [1]. Це одне з найпоширеніших ортопедичних захворювань середніх і великих порід собак, що призводить до кульгавості та зниження якості життя тварин. За даними ветеринарної статистики, частка дисплазії ліктьового суглоба серед причин кульгавості сягає 20–40%, що підкреслює важливість досліджень у цьому напрямку [2; 3].

Сучасна ветеринарна хірургія дедалі активніше використовує імплантологічні підходи для лікування дисплазії [1]. Успішність таких втручань значною мірою визначається точністю геометричного відтворення анатомії ураженої ділянки та адаптацією імпланту до особливостей суглоба. Значна варіабельність анатомічних структур залежно від породи, віку та маси тіла собак є викликом для створення ефективних ортопедичних рішень. Існує потреба у впровадженні методів, що забезпечують автоматизовану побудову та аналіз 3D-моделей, дозволяючи створювати масштабовані конструкції з урахуванням загальних анатомічних закономірностей [4].

Особливо актуальним є застосування сучасних цифрових технологій для стандартизації геометричного аналізу, оскільки це дозволяє мінімізувати людський чинник і забезпечує високу повторюваність результатів. Автоматизація процесів морфометрії, вирівнювання STL-моделей та побудови узагальнених контурів відкриває нові можливості для розробки універсальних імплантів, що поєднують точність і адаптивність [5]. Важливим аспектом є також валідація побудованих моделей, яка підтверджує їх придатність для практичного застосування у ветеринарній ортопедії.

Таким чином, дослідження у сфері геометричного моделювання МСР має високу клінічну та практичну цінність і сприяє розвитку технологій, що підвищують ефективність лікування ортопедичних захворювань у собак.

РОЗДІЛ 1.

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Анатомічні основи ліктьового суглоба собаки

Суглоб ліктя у собак складається з плечової кістки проксимально, а також з променевої та ліктьової кісток дистально (Рис. 1.1) [6].



Рис. 1.1. Лікоть у нейтральному бічному положенні [6]

Плецо-ліктьовий суглоб формується плечовою блоковидною поверхнею та між виростковою частиною плечової кістки і ліктьовою блоковидною вирізкою, що тягнеться від вінцевого відростка до променевої вирізки та продовжується до медіального вінцевого відростка ліктьової кістки (Рис. 1.2) [6]. В цілому ліктьовий суглоб функціонує як блокоподібний суглоб, де основними рухами є згинання та розгинання [6].

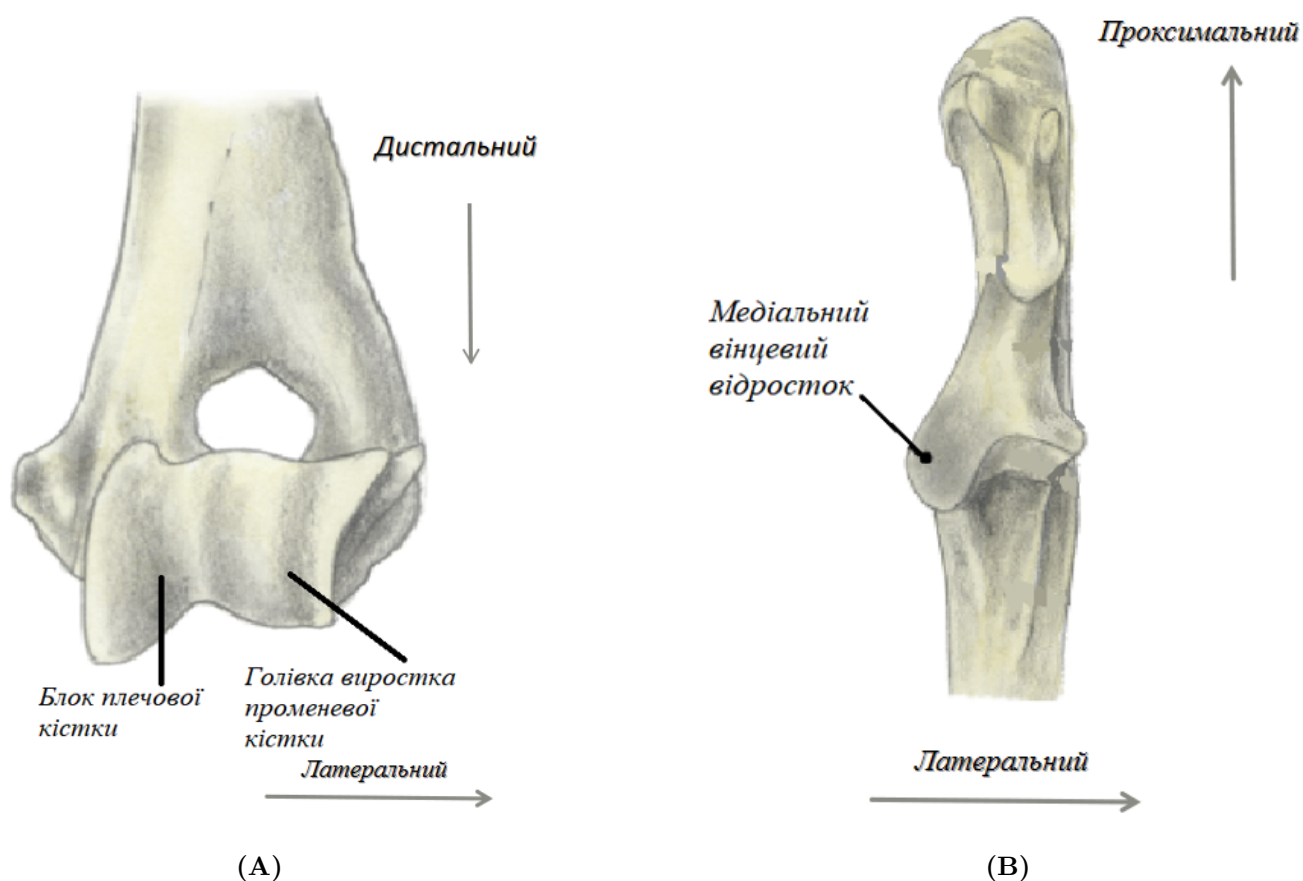


Рис. 1.2. (А) Плечова кістка; (В) Ліктьова кістка [6]

1.2. Геометрія ліктьового суглобу

Для того, щоб створити якісний імплант, який забезпечуватиме високі клінічні результати у післяопераційний період, необхідно заглибитись у вивчення геометричних особливостей кісток. Згідно із Shiba, саме детальне розуміння геометрії дає змогу вдосконалити дизайн імпланта, що безпосередньо впливає на успішність післяопераційної реабілітації [7]. Shiba, як і багато інших науковців, зокрема McDonald та Desai, проводили антропометричні дослідження. Водночас аналогічні методи можуть бути застосовані й у зоометричних дослідженнях, адже ліктьові суглоби у собак та людей мають схожі анатомічні особливості (Рис.1.3) та чимало спільних орієнтирів.

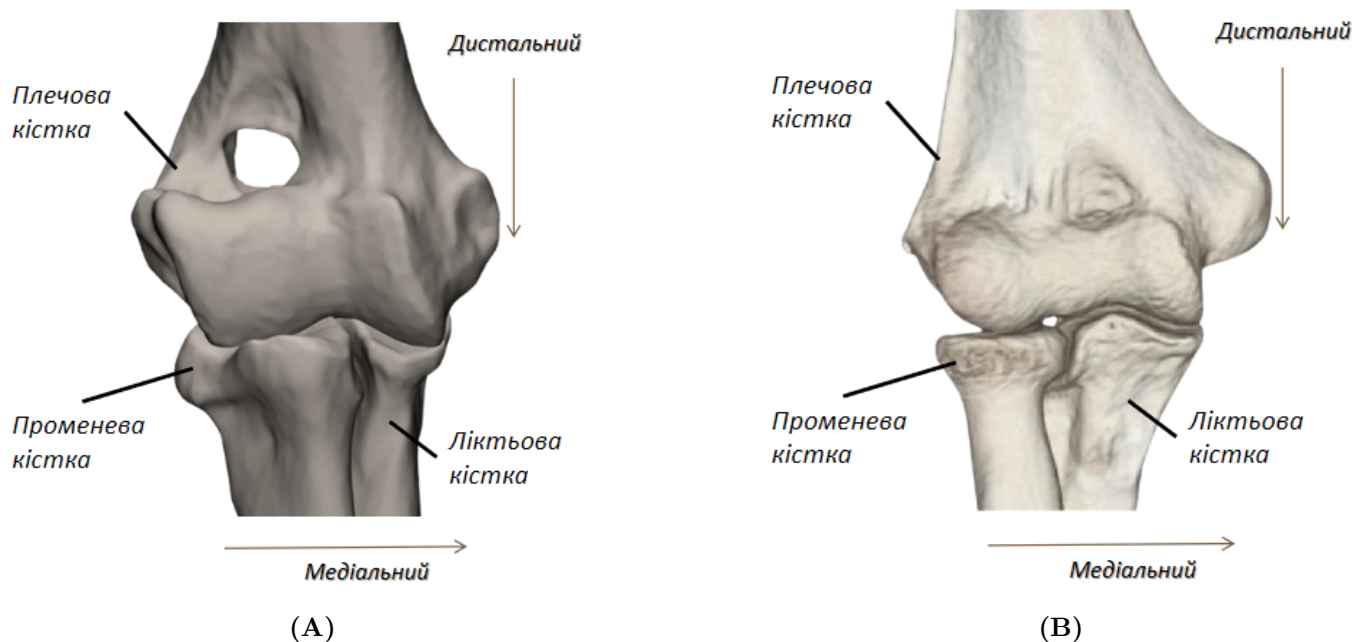
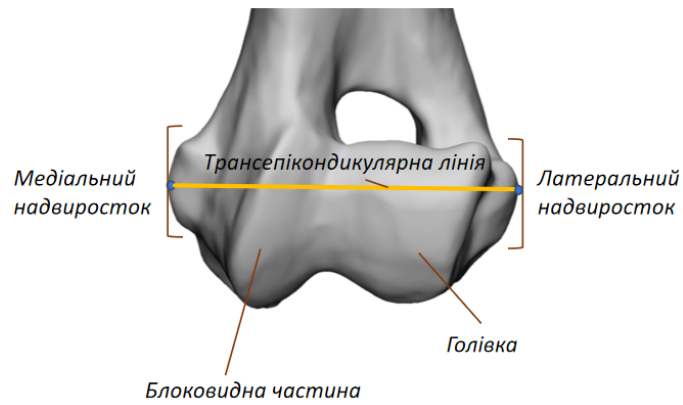


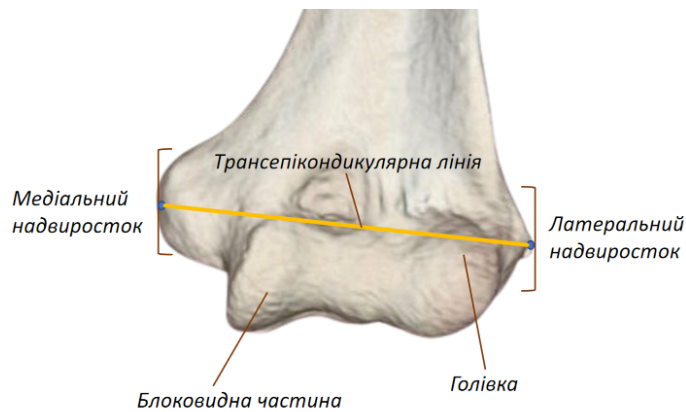
Рис. 1.3. Променева, ліктюва та плечова кістки в супінації — краніальний вигляд : (А) собаки [6]; (В) людини [8]

1.2.1. Геометрія дистального відділу плечової кістки

На Рис.1.4 зображені головні анатомічні орієнтири, що визначають геометрію ліктювого суглоба, є медіальний і латеральний надвиростки, лінія, яка їх з'єднує (транспікондикулярна лінія, або TEL), а також блоковидна частина (trochlea) і голівка плечової кістки (capitellum) [7]. Автори розглядають ці орієнтири як ключові для точного визначення поперечної осі згинання-розгинання, що, у свою чергу, забезпечує правильне розуміння та відтворення кінематики ліктя під час проектування імплантів і планування хірургічних втручань [7].



(А)



(Б)

Рис. 1.4. Порівняння дистальних відділів плечової кістки (А) собаки та (Б) людини [8] із позначенням спільних анатомічних орієнтирів: *Lateral Epicondyle* (латеральний надвиросток); *Medial Epicondyle* (медіальний надвиросток); *Transsepicondylar Line (TEL)* (трансанадвиросткова лінія); *Trochlea* (блок плечової кістки); *Capitellum* (голівка плечової кістки).

У статті Desai та ін. автори досліджували дистальний відділ плечової кістки на 50 анатомічних зразках, щоб визначити анатомічні орієнтири й отримати антропометричні дані для проєктування імплантів. Вони застосували тривимірні (3D) КТ-знімки та спеціалізовані алгоритми, що дозволило побудувати поверхневі моделі [9]. Спочатку дослідники окреслили «анатомічну вісь згинання-розгинання», з'єднавши геометричні центри *Capitellum* (голівка плечової кістки) та *Trochlea* (блок плечової кістки) див. Рис.1.5 [9].

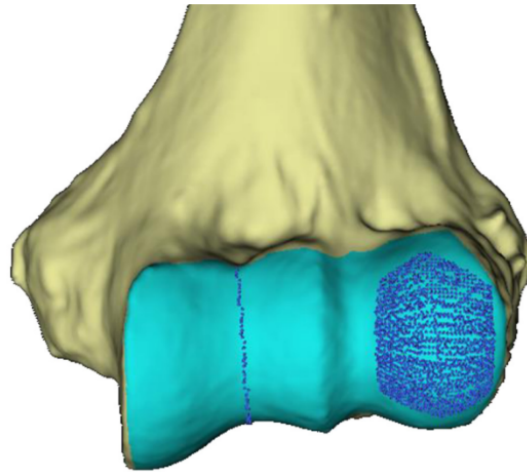


Рис. 1.5. Тривимірна поверхнева модель дистального відділу плечової кістки. За допомогою напівавтоматичного алгоритму були сформовані хмарки точок на поверхні голівки та вздовж блокової частини. Ці точки використовувалися для визначення геометричного центру сферичного capitellum та кругової блокової частини [9].

Далі було визначено C-line [9], яку Shiba та ін. [7] описали як «лінію найкращого наближення» (у їхньому дослідженні зрізи виконували вручну), а Desai та ін. застосували метод «circle-fitting» для кожного поперечного зрізу суглобової поверхні, як зображено на Рис 1.6 та 1.7. З'ясувалося, що анатомічна вісь згинання-розгинання відхиляється від C-line у середньому на 1° у фронтальній площині та на 2° у горизонтальній [9].

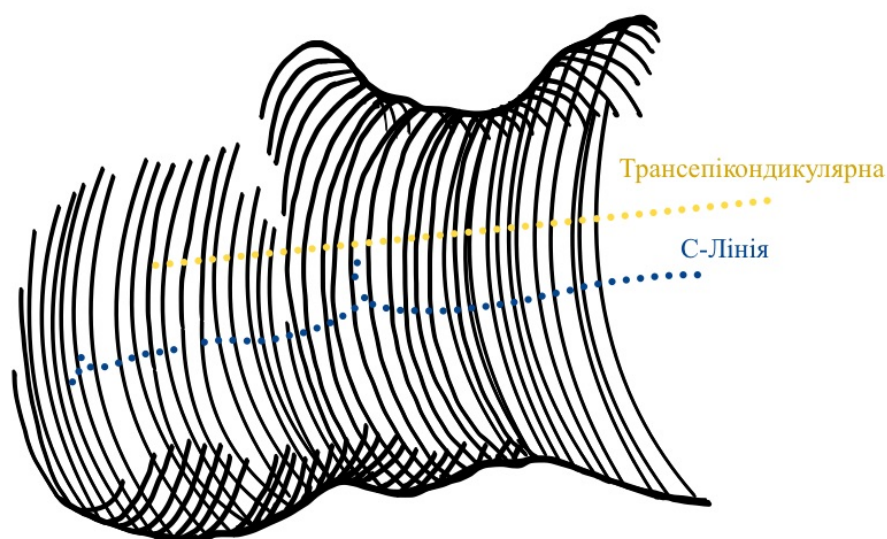


Рис. 1.6. Схематичне зображення контурів кісткової структури, використовуючи метод «circle-fitting» з позначенням орієнтирів: Трансепікондикулярної лінії (жовта) та С-лінії (синя) [7]

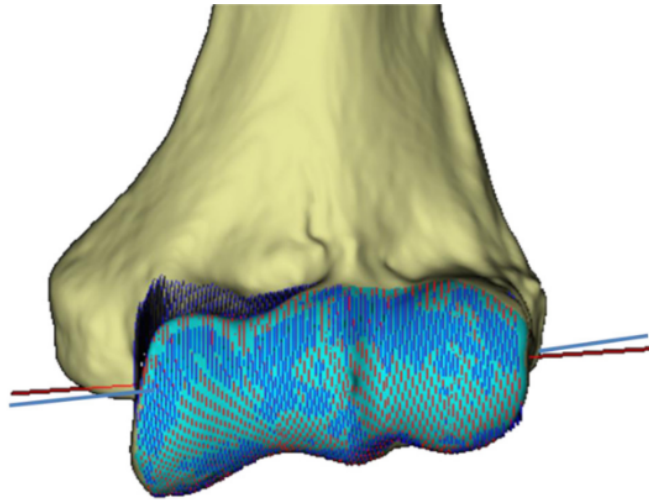


Рис. 1.7. Тривимірна реконструкція дистального відділу плечової кістки людини зі 100 поперечними зрізами, на які було накладено кола методом підбору (circle-fitted). Червона лінія позначає вісь суглоба (тобто «С-лінію»), визначену центрами кіл, підібраних за методом найменших квадратів. Синя лінія позначає вісь згинання-розгинання, визначену геометричними центрами capitellum і блокової борозни (trochlear groove) [9].

Основними орієнтирами для геометричного опису були ширина й висота Capitellum (голівки плечової кістки), параметри Trochlea (блока плечової кістки) – зокрема її ширина й висота – а також загальна ширина дистального відділу (рис. 1.8) [9]. Виміри виконано у двох площинах: передньо-задній (AP) та аксіальній, перпендикулярно до лінії С. Capitellum Height (CH) визначали як діаметр найбільшого кола на Capitellum у проекції AP. Lateral Trochlear Height (LTH) і Medial Trochlear Height (MTH) – діаметри найбільш латерального й медіального кіл на trochlea відповідно. Articular Width (W) – відстань від найбільш медіального кола trochlea до найбільш латерального кола Capitellum. Capitellar Depth (CD), Lateral Trochlear Depth (LTD) і Medial Trochlear Depth (MTD) – відстані між найпереднішою та найзаднішою точками відповідних структур. Отримані результати підтверджують, що Capitellum має еліпсоїдну, а не сферичну форму, що сприяє вдосконаленню дизайну імплантів для оптимальної кінематики та зменшення навантаження на ліктювий суглоб [9].

Автори дослідження також виявили низку кореляцій між ключовими параметрами дистального відділу плечової кістки. Зокрема, ширина голівки плечової кістки (capitellum width **CW**) та її висота (capitellum height **CH**) мали

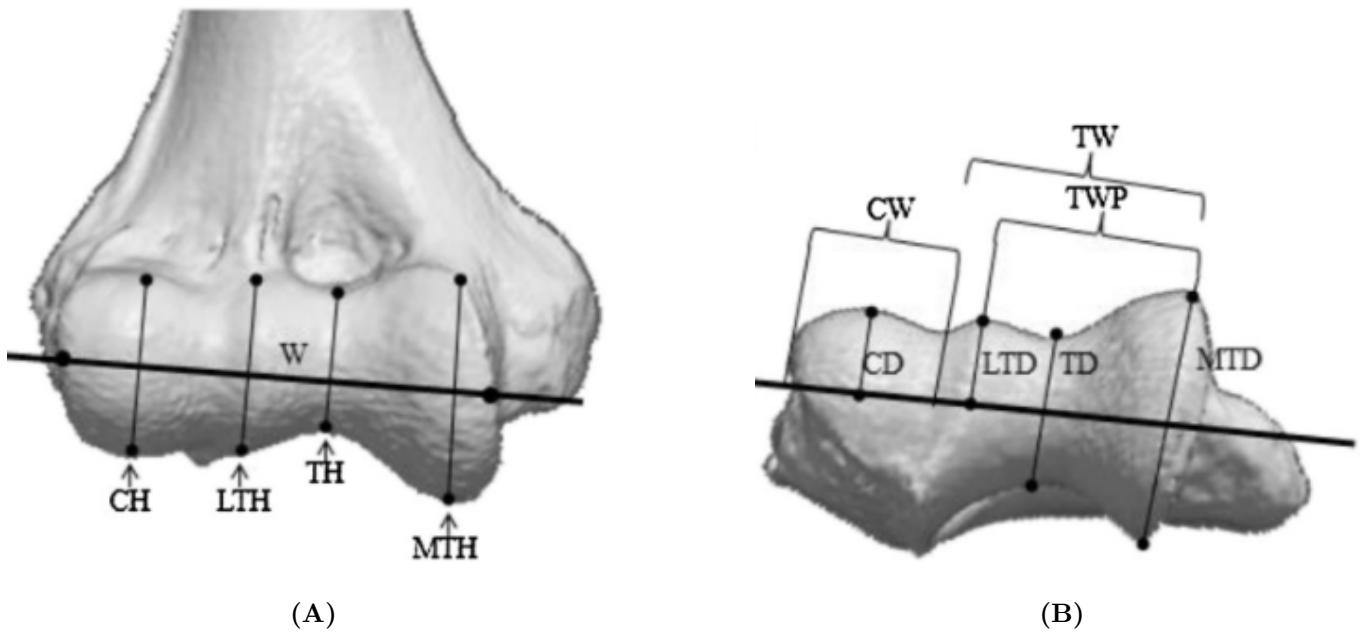


Рис. 1.8. (А) Виміри у передньо-задній проекції (AP), перпендикулярно до лінії С; (В) виміри в аксіальній проекції, також перпендикулярно до лінії С. СН – діаметр найбільшого кола Capitellum у проекції AP; LTH і MTH – діаметри найбільш латерального й медіального кіл на trochlea; W – ширина суглобової поверхні; CD, LTD, MTD – глибини Capitellum, латеральної та медіальної trochlea [9].

високий коефіцієнт кореляції ($R=0.772$, $p<0.001$). Крім того, ширина блочної частини плечової кістки (**trochlear width proper TWP**) помірно корелювала з шириною голівки плечової кістки **CW** ($R=0.676$, $p<0.001$), а висота блочної частини (**trochlea height TH**) – із шириною блочної частини (**trochlea width proper TWP**) ($R=0.454$, $p<0.001$) [9]. Ці дані підтверджують, що основні антропометричні параметри голівка та блочна частина плечової кістки суттєво взаємопов'язані, що слід враховувати під час проектування імплантів [9].

Аналогічні висновки щодо несферичної природи голівки плечової кістки наводять і McDonald та ін. [10], які досліджували форму голівки плечової кістки за допомогою 3D КТ-знімків та методу «інкрементального колового апроксимаційного зрізу» (incremental circle fitting). На відміну від звичайного circle fitting (коли аналізують один чи кілька узагальнених зрізів), вони послідовно і дрібними кроками (зазвичай через 1 мм) проводили «накладання» кіл на кожен поперечний зріз, отримуючи детальнішу «карту» відхилень від ідеальної сфери [10]. У результаті з'ясувалося, що найбільші відхилення спо-

стерігаються на латеральних краях голівки плечової кістки, тоді як центральна зона є ближчою до сферичної [10]. До того ж, ігнорування точок із медіального та латерального країв голівки плечової кістки суттєво зменшує варіабельність вимірювань, що важливо для комп'ютерної навігації та точного визначення анатомічних орієнтирів [10]. Такі висновки підкреслюють важливість пошуку альтернативних орієнтирів.

Аналіз обох робіт McDonald та ін. [11] [12] підтверджує, що реєстрація контралатеральної (протилежної) кістки із застосуванням методу «віддзеркалення» є цілком прийнятним рішенням для хірургічного планування, особливо коли на пошкодженій кістці відсутні ключові анатомічні орієнтири (наприклад, медіальний чи латеральний надвиростки). Основними орієнтирами, які використовували автори для антропометричного опису дистального відділу плечової кістки, є, знову, геометричні центри голівки та блоку плечової кістки, а також внутрішній кістково-мозковий канал у проксимальній частині плечової кістки. Саме з'єднання центрів голівки і блоку плечової кістки вважали «віссю згинання-розгинання» (flexion-extension axis) [11] [12].

В останньому дослідженні Negrillo-Cárdenas та ін. автори пропонують автоматизований геометричний підхід до визначення основних анатомічних орієнтирів дистального відділу плечової кістки [5]. Для цього вони:

- 1) Будуєть 3D-модель кістки з КТ-знімків (методом «Marching Cubes»), а далі використовують орієнтований обмежувальний прямокутник або «bounding box» для попереднього визначення головних вісей [5].

- 2) Виділяють ключові орієнтири — латеральний і медіальний надвиростки, центри голівки і блоку плечової кістки (для визначення осі згинання-розгинання), що зображені на Рис.1.4. Це досягається за допомогою послідовного «відсікання» (clipping) певних ділянок поверхні та застосування «circle/sphere-fitting» методу у відповідних зонах [5].

- 3) Визначають основні осі (транспікондикулярну та вісь згинання-розгинання) що дає змогу точно описати просторову геометрію дистального відділу [5].

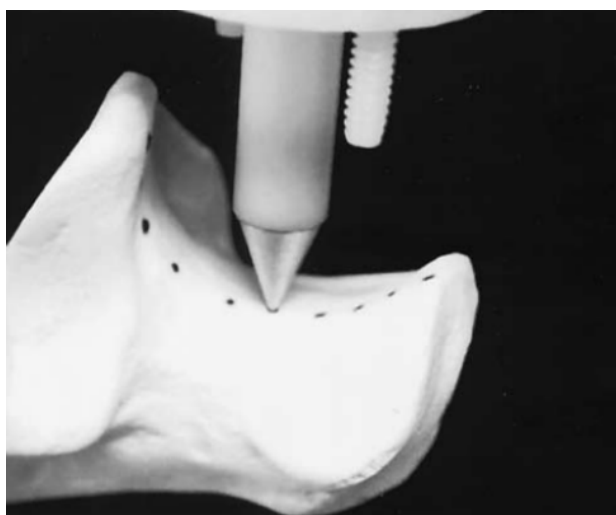
Головна перевага такого методу — відсутність необхідності в попередньому навчанні алгоритмів чи ручній сегментації: система працює суто на базі геометричного аналізу поверхні [5]. Завдяки цьому автоматизація суттєво економить час, знижує ризик помилок при ручному позначенні орієнтирів і забезпечує візуалізацію результатів, що є критично важливими для подальшого проектування імплантів і хірургічного планування.

1.2.2. Геометрія проксимального відділу ліктьової кістки

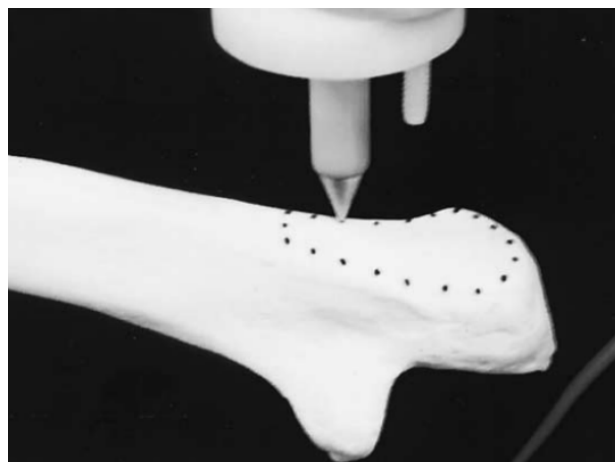
Дослідження проксимальної частини ліктьової кістки (ulna) мають критичне значення для проектування імплантів і вдосконалення хірургічних методик, оскільки саме в цій зоні закладається стабільність та правильне співвідношення структур ліктьового суглоба. Зокрема, Акрінар та ін. [13] підкреслюють важливість детального аналізу морфології проксимальної частини ліктьової кістки та її кутових відхилень, які визначають положення кістки в просторі. Duggal та ін. [14] звертають увагу на так звану “flat spot” (Рис.1.9) — анатомічну зону, що може слугувати орієнтиром для точного розташування імплантів під час тотального ендопротезування.

Brownhill та ін. [15] акцентують на вимірюванні та порівнянні різних параметрів проксимальної частини ліктьової кістки, демонструючи, що навіть незначні відхилення в її формі можуть впливати на кутові характеристики та положення суглобової поверхні (блоковий гребінь). Крім того, Камінені та Моргеу [16] досліджують реконструкцію проксимальної частини ліктьової кістки, показуючи, як точна орієнтація цієї ділянки впливає на опорну функцію вінцевого відростка (1.2), що відіграє ключову роль у збереженні стабільності ліктя.

Отже, позиція проксимальної частини ліктьової кістки та її морфологічні особливості, включно з орієнтирами на кшталт “flat spot” і важливістю



(A)



(B)

Рис. 1.9. Стилус-зонд, приєднаний до приймача електромагнітного трекінгового пристрою, використовували для оцифрування потрібних кісткових орієнтирів на ліктьовій кістці: усієї довжини guiding ridge (напрямого гребеня) (A) та flat spot (плоскої ділянки) (B). [14].

правильного відтворення вінцевого відростка, суттєво впливають на кінцевий результат імплантації. Ретельне врахування цих факторів у хірургічному плануванні та проектуванні протезів сприяє більшій точності встановлення імпланта, поліпшенню стабільності ліктьового суглоба й підвищенню функціональних результатів у післяопераційний період.

1.3. Дисплазія ліктьового суглоба собаки

Дисплазія ліктьового суглоба - це захворювання, що характеризується численними аномаліями розвитку, що призводить до витончення та дегенерації хряща [2]. На Рис. 1.10 зображено результат артроскопії і позначені анатомічні структури : **Coronoid process (CP)** — вінцевий відросток; **Lateral humeral condyle (ЛНС)** — латеральний виросток плечової кістки; **Medial humeral condyle (МНС)** — медіальний виросток плечової кістки; **Radial head (RH)** — головка променевої кістки. Кістки ліктьового суглоба розміщені не природнім чином, що призводить до нерівномірного розподілу ваги по суглобу, що викликає біль.

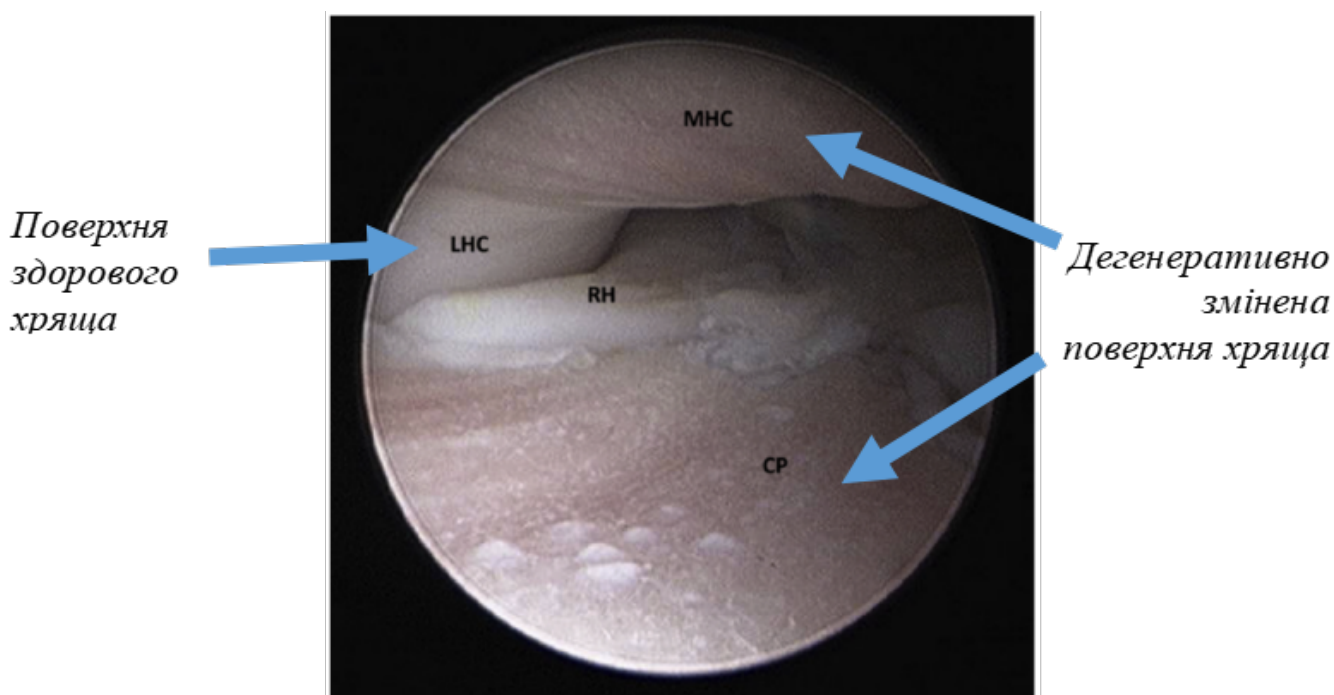


Рис. 1.10. Артроскопічне зображення дегенеративних змін хрящової тканини ліктьового суглоба [1]

Несумісність суглоба є основною причиною дисплазії ліктьового суглоба у собак. Ця несумісність, ймовірно, виникає через невідповідність довжини променевої та ліктьової кісток, що призводить до надмірного навантаження на

відповідні структури. Лікування має бути спрямоване на корекцію патології, включаючи хірургічні процедури.

Дисплазія ліктя є однією з найпоширеніших причин кульгавості у собак великих порід (>20 кг). Ці патології зазвичай виникають у молодих тварин, коли біль і кульгавість помітні вже у віці 4–6 місяців. Проте власники часто звертаються до ветеринара пізніше, коли кульгавість стає постійною, а дисплазія — більш вираженою. На жаль, дуже важко діагностувати дисплазію на ранніх етапах. Втрата хрящової тканини є основною причиною, чому застосовується саме метод хірургічного втручання [17].

1.4. Сучасні хірургічні підходи

Хірургічні методи для зменшення болю шляхом зниження навантаження на медіальний відділ суглоба та його більш рівномірного розподілу включають остеотомії – хірургічні втручання, що передбачають контрольоване перерізання кістки для зміни її положення з метою покращення функції або зменшення болю [18]. До таких методів належать остеотомії, що перерозподіляють навантаження, – коригувальні остеотомії. Серед них – проксимальна абдукуюча ліктьова остеотомія **Proximal Abducting Ulnar Osteotomy (PAUL)** від KYON та ковзна плечова остеотомія **Sliding Humeral Osteotomy (SHO)** [1].

При значній дегенерації хрящової тканини зазвичай застосовують більш інвазивні хірургічні методи, зокрема часткову або повну заміну суглобової поверхні медіального відділу. Для зменшення болю та покращення функціонального стану ліктьового суглоба використовують системи **Canine Unicompartamental Elbow (CUE)** від Arthrex та **Biomechanical Anatomical Non-Constrained Compartment (BANC) Partial Elbow Replacement (PER)** від KYON. У разі глобального пошкодження хрящової тканини ліктьового суглоба (як у медіальному, так і латеральному відділах) може бути доцільною повна заміна суглоба (**Total**

Elbow Replacement, TER), яку здійснюють за допомогою системи TATE від BioMedtrix [1]. У наступних підрозділах буде розглянуто особливості кожного з цих імплантатів.

1.4.1. Proximal Abducting Ulnar Osteotomy (PAUL)

Проксимальна абдукційна остеотомія ліктьової кістки (PAUL) — це хірургічна техніка, яка використовується в основному у ветеринарії для вирішення проблем, пов'язаних із дисплазією ліктьового суглоба собаки, зокрема захворюванням медіального відділу. Ця процедура спрямована на перерозподіл навантаження з медіального на латеральний відділ ліктя, потенційно зменшуючи біль і сповільнюючи прогресування остеоартриту.

Пластина PAUL (KYON) з кроком 2–3 мм кріпиться латерально до проксимальної ліктьової кістки, піднімає її над медіальним надмищелком (виступ на нижньому (дистальному) кінці плечової кістки, розташований з внутрішнього (медіального) боку ліктя) плечової кістки, забезпечуючи латеральне зміщення дистальної кінцівки (близько 8° при 2-мм кроці та 11° при 3-мм) [1]. У 2019 році з'явилася нова версія PAUL II з удосконаленим дизайном гвинта (Рис. 1.11) [1].

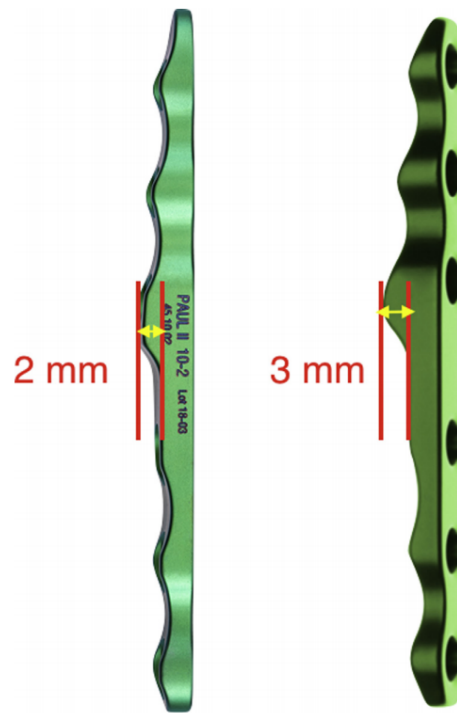


Рис. 1.11. Пластина PAUL II з кроковим розподілом доступна з 2-мм зміщенням (зліва) та 3-мм зміщенням (справа) [1].

Дослідження показали, що застосування PAUL змінює механічну вісь грудної кінцівки, переміщуючи її з медіального напрямку до латерального. Це досягається за рахунок корекції вирівнювання кінцівок, що включає зміни в положенні ліктьового суглоба, плечової кістки та проксимального відділу променевої/ліктьової кістки, як було встановлено в дослідженнях *ex vivo* на кінцівках собак [19].

Навіть якщо ліктьовий суглоб є конгруентним (тобто суглобові поверхні ідеально відповідають одна одній), загальне вирівнювання кінцівки може бути порушене. Остеотомія за допомогою PAUL дозволяє змінити механічну вісь, зміщуючи її з медіального напрямку в латеральний, що сприяє більш рівномірному розподілу навантаження. Це допомагає знизити ризик болю та подальшої дегенерації суглоба, навіть якщо сам лікоть за своєю будовою залишається конгруентним. Як показали дослідження, PAUL також сприяє зменшенню тиску в медіальному відділі конгруентних ліктьових суглобів, хоча у неконгруентних ліктях цей ефект є більш вираженим. [20].

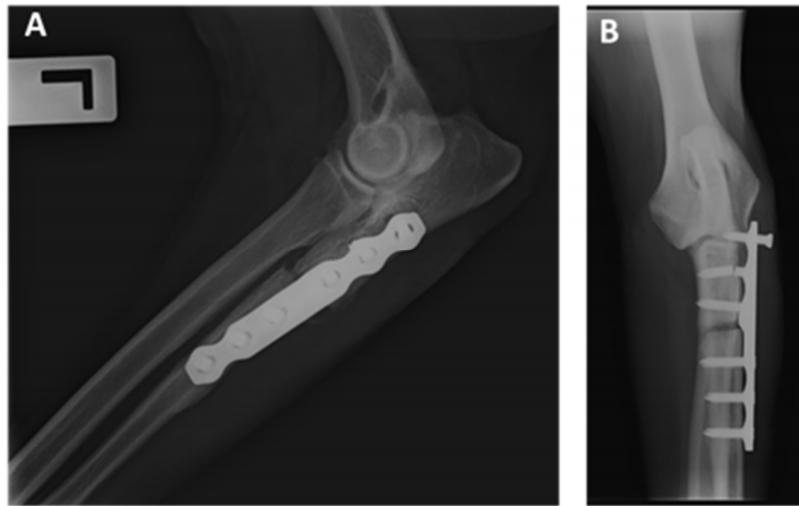


Рис. 1.12. Рентгенограми через 4 місяці після операції: затримане зрощення, остеоліз і нестабільність остеотомії [22].

Ускладнення після PAUL є досить поширеними, особливо у важчих собак. Основні ускладнення включають незрощення, відмову імплантату та інфекції, які можуть вимагати повторної операції [21] [22]. Вага тіла є єдиним змінним фактором, пов'язаним з підвищеним ризиком післяопераційних ускладнень. Постопераційні рентгенівські знімки виявилися ненадійними для прогнозування цих ускладнень [21]. На рентгенограмах (А, В), що зображені на Рис. 1.12 виконаних через 4 місяці після операції, видно затримане зрощення та остеоліз, спричинені нестабільністю остеотомії [22].

Дослідження показали, що PAUL у поєднанні з артроскопією може значно покращити якість життя собак з медіальною компартментною хворобою, з високим рівнем задоволеності власників. Більшість власників повідомляють про покращення здатності собак ходити, бігати та підніматися по сходах без болю [22]. Однак, інше дослідження не виявило значної різниці в результатах між PAUL та лише артроскопією [23].

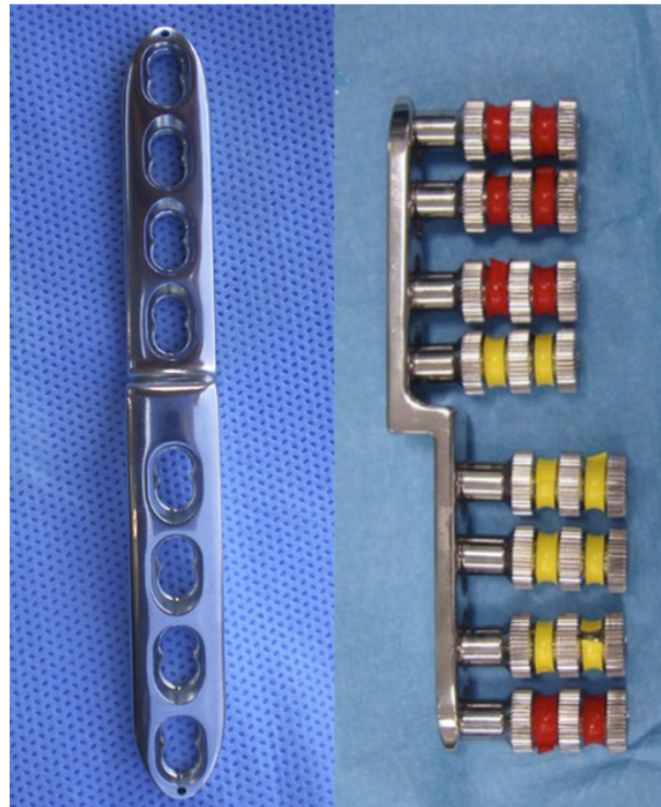


Рис. 1.13. Верхній вигляд ступінчастої блокувальної пластини (ліворуч) та боковий вигляд тієї ж пластини (праворуч) [3].

1.4.2. Sliding Humeral Osteotomy (SHO)

Ковзна остеотомія плечової кістки (SHO) є хірургічною процедурою, що використовується для корекції проблем з вирівнюванням кінцівок у собак і також використовується, як і описана в попередньому підрозділі проксимальна абдукційна остеотомія, при захворюваннях медіального відділу ліктьового суглоба. Ця техніка спрямована на зменшення болю та кульгавості, пов'язаних з медіальним відділом ліктьового суглоба, шляхом зміщення механічної осі плечової кістки.

SHO значно змінює вирівнювання кінцівок у фронтальній площині, що було підтверджено в дослідженнях на трупах собак. Після SHO спостерігалось зменшення механічного латерального дистального плечового кута та зміщення механічної осі ліктьового суглоба до коаксіального вирівнювання кінцівок [24].

SHO показала значне покращення кульгавості та зменшення болю у собак з медіальним відділом ліктьового суглоба. У середньостроковій перспективі більшість собак демонстрували покращення функції кінцівок, а у деяких випадках кульгавість повністю зникла [25] [3]. Власники собак також відзначали значне покращення функціональності кінцівок після операції. Хоча SHO може бути ефективною, існує ризик ускладнень. Деякі дослідження повідомляють про високий рівень ускладнень, що вимагають подальшого хірургічного втручання [4].

1.4.3. TATE від BioMedtrix

Тотальна артропластика ліктьового суглоба (total arthroplasty of the elbow) - метод лікування, що був розроблений доктором ветеринарної медицини Ренді Акер. Основними перевагами цього методу є: легкість імплантації з мінімальною травмою для пацієнта, порівняно з операцією з повної заміни кульшового суглоба. Компанія BioMedtrix, лідер у розробці та виробництві ветеринарних ортопедичних імплантатів, об'єдналася з доктором Акером і виготовила новий тотальний ендопротез ліктя TATE Elbow. Ця система є помірно інвазивним ендопротезуванням із фрезеруванням на осі центру обертання. Система передбачає цементоване або безцементне закріплення компонентів, залежно від техніки операції та потреб пацієнта. [26].

Перше покоління TATE BioMedtrix включає бікомпонентний цементований протез, що фіксується за допомогою спеціальних гвинтів (рис. 1.14А). Друге покоління вдосконалено шляхом використання безцементного кріплення та застосування сучасних матеріалів, таких як титанові сплави та поліетилен високої молекулярної маси (рис. 1.14В). Третє покоління розробляється як трикомпонентна система, що дозволяє окремо реконструювати радіус, ліктьову кістку та плечову кістку (рис. 1.14D) [26].

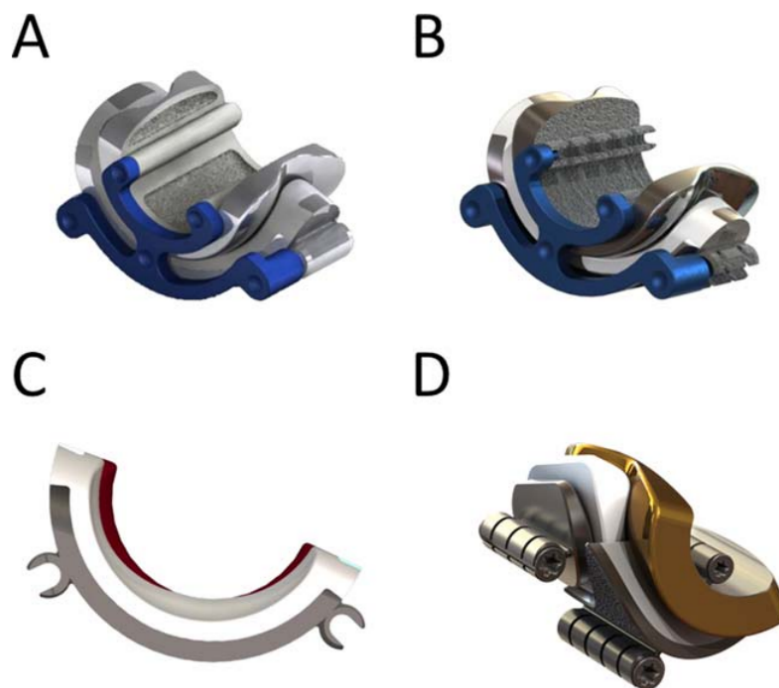


Рис. 1.14. Еволюція компонентів артропластики TATE. (A) Перше покоління: компонент із кобальт-хромового сплаву (CoCr) та ультрависокомолекулярного поліетилену (UHMWPE). (B) Друге покоління: титанова основа з покриттям UHMWPE. (C) Модифікований профіль для зменшення навантаження на радіоульнарний компонент. (D) Третє покоління (у розробці): трикомпонентна система з індивідуальними складовими (зображення надано BioMedtrix).

Імплант виконаний з матеріалів, що відповідають усім міжнародним стандартам у ветеринарній медицині. Металеві компоненти виготовлені з титану або кобальт-хромових сплавів. Полімерні елементи, які використовуються в імпланті, мають високу біосумісність і здатність до амортизації, що зменшує навантаження на суглоб під час руху [26]. Після пілотного дослідження BioMedtrix прийняла рішення виробляти імплантати, інструменти та почати курси з підготовки хірургів. Інструменти були розроблені, щоб спростити операцію та зменшити ймовірність хірургічної помилки [27].

Основною метою створення вище згаданої системи протезування ліктьового суглобу є саме розробити продукт, що буде активно використовуватися ветеринарними хірургами. De Sousa RJR, Parsons KJ, отримали рентгенографічні та клінічні результати системи BioMedtrix TATE у собак. Оцінка проводилася за допомогою рентгенограм, опитувальника на основі хірурга та оцінки власником результатів. Дослідники зазначають, основною перевагою

даної системи є здатність значно зменшувати біль у собак. Багато собак після операції повертаються до нормального, або навіть активного способу життя. Власники тварин, які пройшли процедуру ендопротезування, відзначають, що після операції до активності їхніх улюбленців включають біг, стрибки та жваві ігри, що є важливим аспектом їхнього життя [26]. Основні результати включають:

- Зменшення показників болю за шкалою СВРІ (Canine Brief Pain Inventory) з 5 до 1 у середньому.
- Значне зниження втручання болю в повсякденне життя собак. [26].

Однак, незважаючи на численні переваги, імплант BioMedtrix TATE має й деякі недоліки. У 60% випадків спостерігалися ускладнення під час або після операції. Серед цих ускладнень 15% були короткостроковими та середньостроковими, що вимагає додаткового медичного втручання [26]. Імплант BioMedtrix TATE є важливим досягненням у ветеринарній хірургії, що пропонує нові можливості для лікування собак з проблемами ліктьового суглоба. Проте, високі показники ускладнень та проблеми з вирівнюванням компонентів вказують на необхідність подальших досліджень та вдосконалення технік хірургічного втручання. Загалом, імплант BioMedtrix TATE може суттєво покращити якість життя собак, але важливо, щоб власники були обізнані про можливі ризики та ускладнення, пов'язані з процедурою.

1.4.4. Biomechanical Anatomical Non-Constrained Compartmental (BANC) Partial Elbow Replacement (PER) від KYON

KYON BANC (Biomechanically Anatomic Non-Constrained) була створена як біомеханічно анатомічна система, що дозволяє ефективно відновлювати функціональність медіального відділу ліктьового суглоба у собак. Розробка цієї системи почалася у 2006 році. Її унікальність полягає в тому, що протез

дозволяє замінювати лише пошкоджену медіальну частину ліктьового суглоба, залишаючи латеральний відділ недоторканим, якщо його стан є задовільним. Особливість системи полягає у її здатності підтримувати нормальну ротацію радіоульнарного відділу, що забезпечує анатомічну амплітуду рухів передпліччя. Система вперше була використана у клінічній практиці у 2011 році і з того часу зазнала п'ять суттєвих модифікацій. З 2011 року до 2021 року було проведено 15 клінічних процедур із використанням цього протезу у собак із середньою масою тіла 35–45 кг, включаючи великі породи, такі як лабрадори та ротвейлери. [1].

Протези складаються з медіального компонента плечової кістки та компонента ліктьової кістки, виготовлених із титану. Пластиковий компонент з ультрависокомолекулярного поліетилену (UHMWPE) забезпечує рівномірний розподіл навантаження і зниження тертя між металевими компонентами. На початкових етапах розробки протези мали базове титанове напилення, однак з часом технологія виготовлення змінювалася й удосконалювалася. Серед головних змін — перехід до електронно-променевого плавлення (ЕВМ) для покращення остеоінтеграції, збільшення діаметра трансміщелкових та епіконділярних гвинтів для зниження ризику їх втомного руйнування, а також застосування гідроксиапатитного покриття у четвертому поколінні (після 2016 року). Усі ці поступові модифікації і відображають «еволюцію» системи зображену на Рис. 1.15: від перших версій до сучасних моделей із підвищеною міцністю, покращеною біосумісністю та зменшеним ризиком ускладнень.

Модифікації системи передбачають зміну структури поверхні імплантів з метою покращення процесів інтеграції з кістковою тканиною — від застосування титанового напилення до використання технології електронно-променевого плавлення (ЕВМ). Удосконалення конструкції також включали збільшення діаметра трансміщелкових і епіконділярних гвинтів для зниження ризику втомного руйнування. Ці вдосконалення значно підвищили міцність системи і знизили ймовірність ускладнень. Після переходу на четверте покоління кон-



Рис. 1.15. Імпланти системи KYON BANC: еволюція з 2010 по 2018 рік. Джерело: KYON Veterinary Surgical Products, Boston, MA [1].

струкції (2016 рік) було додано гідроксиапатитне покриття для ще більшого сприяння зростанню кісткової тканини [1].

Система KYON BANC рекомендується для собак із важкими випадками кульгавості, спричиненими остеоартритом або медіальною компартментальною хворобою, коли медикаментозне або хірургічне лікування виявилось неефективним. Перед операцією проводиться комплексне обстеження [1].

Протягом перших трьох років після впровадження системи було зафіксовано випадки поломки імплантів, що спонукало до змін у технології виготовлення. Після переходу на титанові компоненти із гідроксиапатитним покриттям таких випадків більше не спостерігалось. Однак існують певні обмеження, такі як недостатність довгострокових даних та ризик ускладнень при ревізії імплантації [1], [28].

1.4.5. Canine Universal Elbow (CUE) від Arthrex

Система CUE є одним з дієвих варіантів лікування дисплазії ліктьового суглоба собаки. Ця процедура розроблялася багато років і являє собою новий підхід до дуже складної для вирішення проблеми. Основною метою створення системи CUE є лікування кінцевої стадії втрати хряща ліктя шляхом заміни пошкоджених ділянок, зберігаючи решту структури суглоба [29] [30].

Імплантат CUE розроблений для усунення або зменшення ефекту «кістка-на-кістці», зберігаючи природні стабілізатори рідного ліктьового суглоба. Це сприяє покращенню функціонального навантаження, збільшенню діапазону рухів у суглобі та зменшенню болю й кульгавості [1].

Перед хірургічним втручанням усім пацієнтам проведено артроскопію, щоб визначити ступінь втрати хряща та підтвердити, що латеральний відділ здоровий [1]. Процедуру CUE можна виконувати одночасно з артроскопією [1]. Імплант є одинарною пробкою для вінцевої кістки та подвійною пробкою для плечової кістки (Рис. 1.16) .

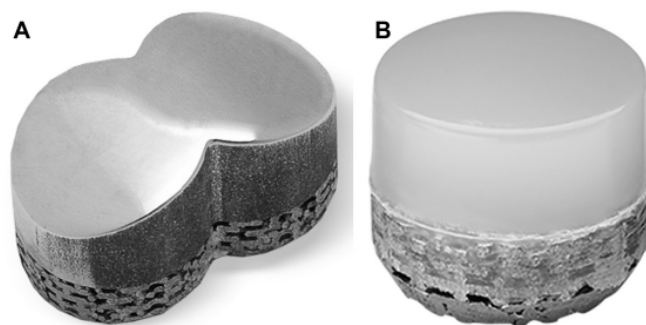


Рис. 1.16. Імплантати системи CUE: (А) плечова складова CUE і (В) ліктьова складова CUE [1].

Пробки розміщуються в пошкоджених ділянках і є опорою для медіального суглоба. Пара «метал-поліетилен» (MoP) у підшипнику ковзання передбачає поєднання металевого та полімерного компонентів, що забезпечують мінімальний коефіцієнт тертя та стабільну взаємодію у суглобі [30]. Зокрема, імплант

плечової кістки виготовляють із кобальт-хрому, з'єданого з пористим титаном (Biosync), що слугує поверхнею для кращого вrostання кістки [30]. Ліктвовий імплант виготовляють із надвисокомолекулярного поліетилену (UHMWPE); він може бути як повністю поліетиленовим, так і сполученим зі шаром пористого титану для додаткової остеointegraції [30].

Таку систему MoP обрали насамперед через низький коефіцієнт тертя та з метою запобігання явищу металъозу, що може виникати в парах «метал-метал» [30] [1]. Металъоз (англ. metallosis) — це патологічний процес, при якому в тканинах, що оточують імплантат, накопичуються металеві частинки та іони, що утворюються внаслідок ненормального зносу та корозії металевих компонентів протеза [31]. Це накопичення викликає локальне запалення, що може призвести до болісних ускладнень, руйнування кісткової тканини та інших негативних наслідків для функціонування імплантату [31].

Імплантати повинні рухатись один на одному протягом усього діапазону рухів суглоба [29]. Заміна контакту "кістка-на-кістці" на контакт з імплантом (Рис. 1.17) у функціональному діапазоні рухів від 90 до 150 градусів зменшує подразнення нервових закінчень у субхондральній кістці та сприяє потенційному росту фіброзного хряща [1].

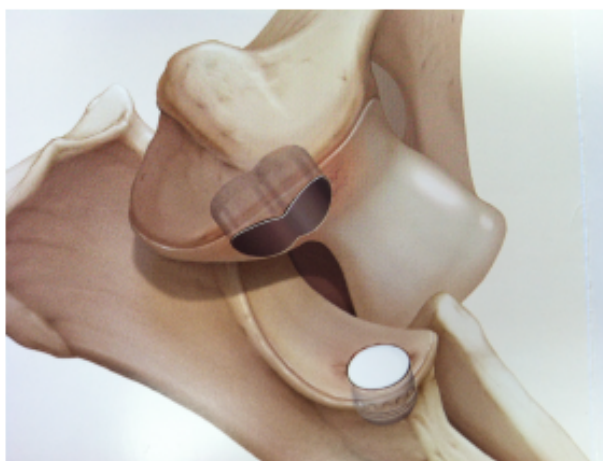


Рис. 1.17. Ілюстрація імплантатів CUE [29].

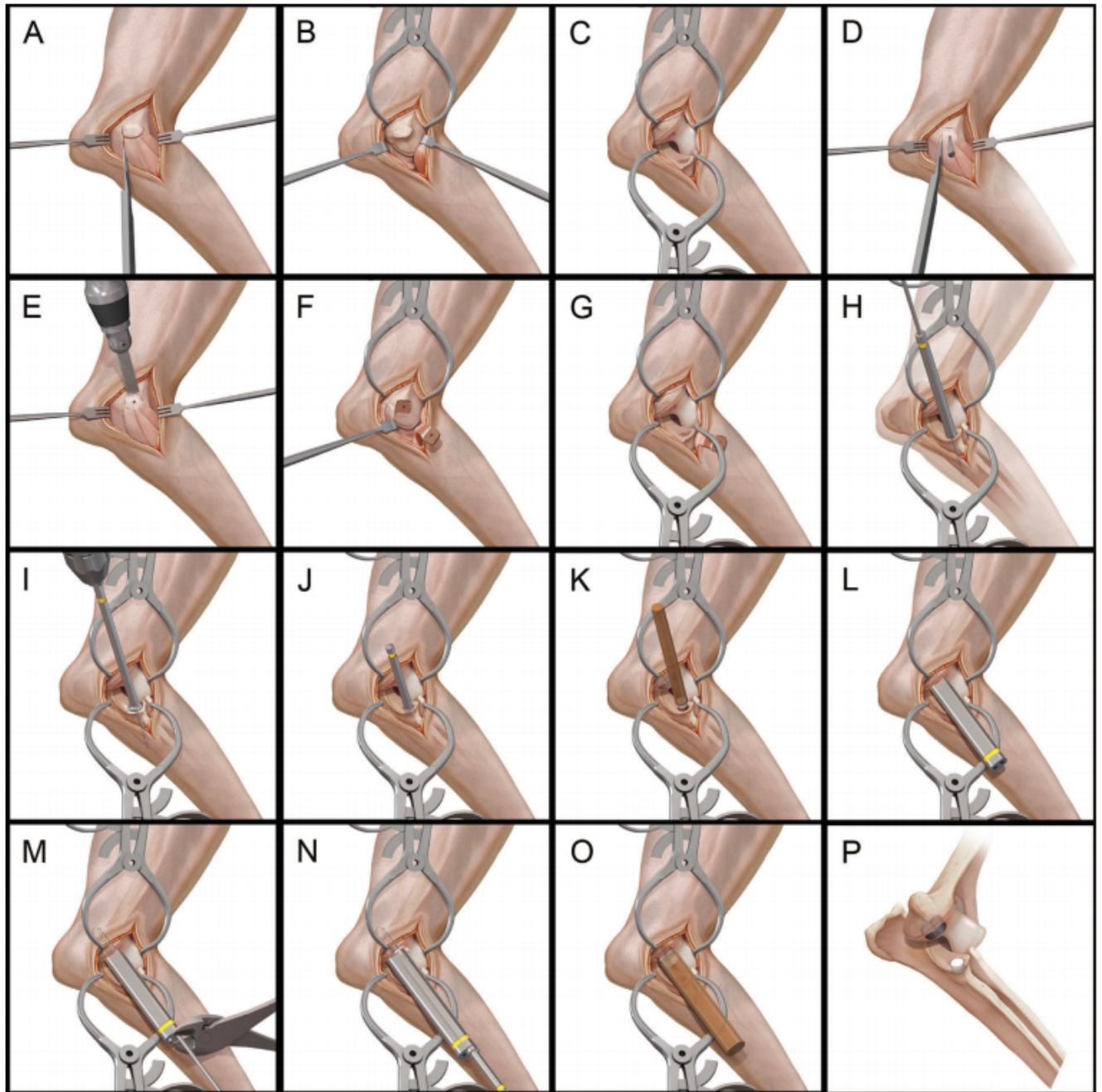


Рис. 1.18. Послідовні етапи хірургічного доступу та встановлення імпланту за методикою CUE [30]

Процес встановлення імпланта в ліктьову кістку починається з підготовки отвору відповідного діаметра. Спочатку застосовують направляючий шаблон (направник), який точно позначає місце майбутнього імпланта та його розмір [30]. Далі через позначену точку встановлюють направляючий стрижень, а канюльованою фрезою (розсвердлювачем), що рухається вздовж цього стрижня, формують циліндричний отвір, відповідний розмірам імпланта [30]. Така послідовність дій допомагає уникнути надмірного видалення кістки й мінімізує травматизацію навколишніх тканин.

Для кращого розуміння операційного доступу й етапів втручання див. Рис. 1.18, де зображено:

- (A–C): Хірургічний доступ до ліктьового суглоба — застосовується U-подібний розріз навколо медіального надвиростка (A). Далі сухожилля згиначів відводять краніально та дистально (B), а передпліччя внутрішньо обертають і накладають вальгусне навантаження для повного огляду медіального коронаїдного відростка й блокової частини плечової кістки (C).
- (D–G): Виконання епіконділярної остеотомії для кращого доступу (D, E), після чого медіальний надвиросток відводять дистально (F). Застосування внутрішньої ротації й вальгусного навантаження (G) завершує експозицію суглоба.
- (H–K): Використання направляючого шаблону (направника) для свердління на ліктьовій кістці (H) допомагає встановити направляючий стрижень, після чого канюльованою фрезою (або: канюльованим розсвердлювачем) створюють приймальний отвір (I). Потім перевіряють його розмір за допомогою тестового імпланта (J) і остаточно встановлюють ліктьовий імплант (K).
- (L–O): Аналогічно для плечової кістки застосовують направляючий шаблон для встановлення двох направляючих стрижнів (L, M), а потім канюльованим свердлом готують два наскрізні (або: кортикальні) отво-

ри (N). Після оцінки тестовим імплантом (O) встановлюють постійний компонент у плечову кістку.

- (P): Завершальний вигляд після встановлення обох компонентів імпланта.

Таким чином, покрокове використання направляючого шаблону, направляючого стрижня та канюльованої фрези (свердла) дає змогу контролювати глибину й діаметр отвору під імплант, зберігаючи при цьому максимум кісткової тканини [30]. Така техніка сприяє точнішому позиціонуванню протеза та покращує стабільність у післяопераційний період.

Остеотомія медіального надвиростка забезпечує поєднання ефективного доступу до медіального відділу ліктя зі збереженням ключових анатомічних структур. Правильне дотримання техніки формування заглиблень у ліктьовій і плечовій кістках, точне встановлення імпланта та належне пошарове ушивання рани дозволяють досягти стабільного та передбачуваного результату, сприяючи оптимальному відновленню функції кінцівки.

1.5. Висновки до розділу

У даному розділі проведено детальний аналіз анатомічних особливостей ліктьового суглоба собаки, причин виникнення дисплазії та наслідків цього захворювання. Розглянуто сучасні хірургічні методики лікування, включаючи остеотомічні підходи (SHO, PAUL) та протезувальні системи (CUE, BANC, TATE), кожна з яких має свої переваги та недоліки, що підтверджується статистичними даними успішності операцій і рівня ускладнень.

Наявні підходи демонструють певну ефективність, проте жоден із них не забезпечує універсального рішення без ризику ускладнень або необхідності повної заміни суглоба. Зокрема, остеотомії хоч і менш інвазивні, але мають обмежену ефективність у випадках значної дегенерації хряща, тоді як повна заміна суглоба супроводжується високим ризиком ускладнень.

Таблиця 1.1

Статистика операцій з протезування

Назва системи	Кількість операцій	Успішних n (%)	З ускладненнями (n, %)
PAUL [21]	74	55 (74%)	19 (26%)
SHO [3]	46	44 (96%)	2 (4%)
TATE [26] [1]	28	21 (76%)	7 (24%)
BANC [1]	15	11 (73%)	4 (27%)
CUE [29] [1]	103	94 (91.3%)	9 (8.7%)

Найефективнішою серед досліджених систем наразі є CUE, яка показала найвищий відсоток успішних операцій (91,3%(див. таблицю 1.1)). Проте і ця система не позбавлена обмежень, зокрема щодо довготривалої стабільності та біомеханічної відповідності складних анатомічних структур.

Отже, проведений аналіз показав, що попри значний прогрес у галузі хірургічного лікування дисплазії ліктьового суглоба у собак, залишається невирішеною проблема створення імпланту, який би мав узагальнену форму, був би менш інвазивним і водночас забезпечував стабільну довготривалу функціональність без серйозних ускладнень. Це й обумовлює вибір теми дослідження – розробку моделі імпланту узагальненої форми для ліктьового суглоба собаки.

РОЗДІЛ 2.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

У цьому розділі описано повний цикл обробки тривимірних моделей кісток ліктьового суглоба собаки. Вхідними даними для дослідження була MCS-модель (*Multiple Cross-Sections*), створена в програмному забезпеченні *Materialise Mimics*. Ця модель була експортована до *3-matic* для подальшої обробки, що включала формування поверхневих STL-файлів, розмітку анатомічних орієнтирів, вирівнювання моделей у єдиній системі координат і підготовку до геометричних трансформацій та моделювання імпланта. Об'єктами аналізу є дві основні кістки: плечова та ліктьова, оскільки саме вони безпосередньо контактують у зоні ураження хряща при дисплазії. Обробка виконувалася для 13 собак різних порід (13 лівих та 13 правих ліктьових суглобів, загалом 26 моделей).

2.1. Підготовка моделей кісток

Першим етапом дослідження є створення тривимірних моделей кісток на основі MCS-моделей (див. блок-схему на рис. 2.1). Для цього застосовувався програмний комплекс *Materialise*, що включає такі модулі:

- *Mimics* — для сегментації зображень і формування STL-файлів;
- *3-matic* — для подальшої обробки отриманих моделей.

Кожна модель ліктьового суглоба включала наступні кістки:

- плечова кістка,
- ліктьова кістка,

Основні етапи попередньої обробки STL-моделей включали:

- 1) Згладжування поверхні: застосовувався інструмент для згладжування (*Smooth*) з метою усунення артефактів та шумів на поверхні моделі.

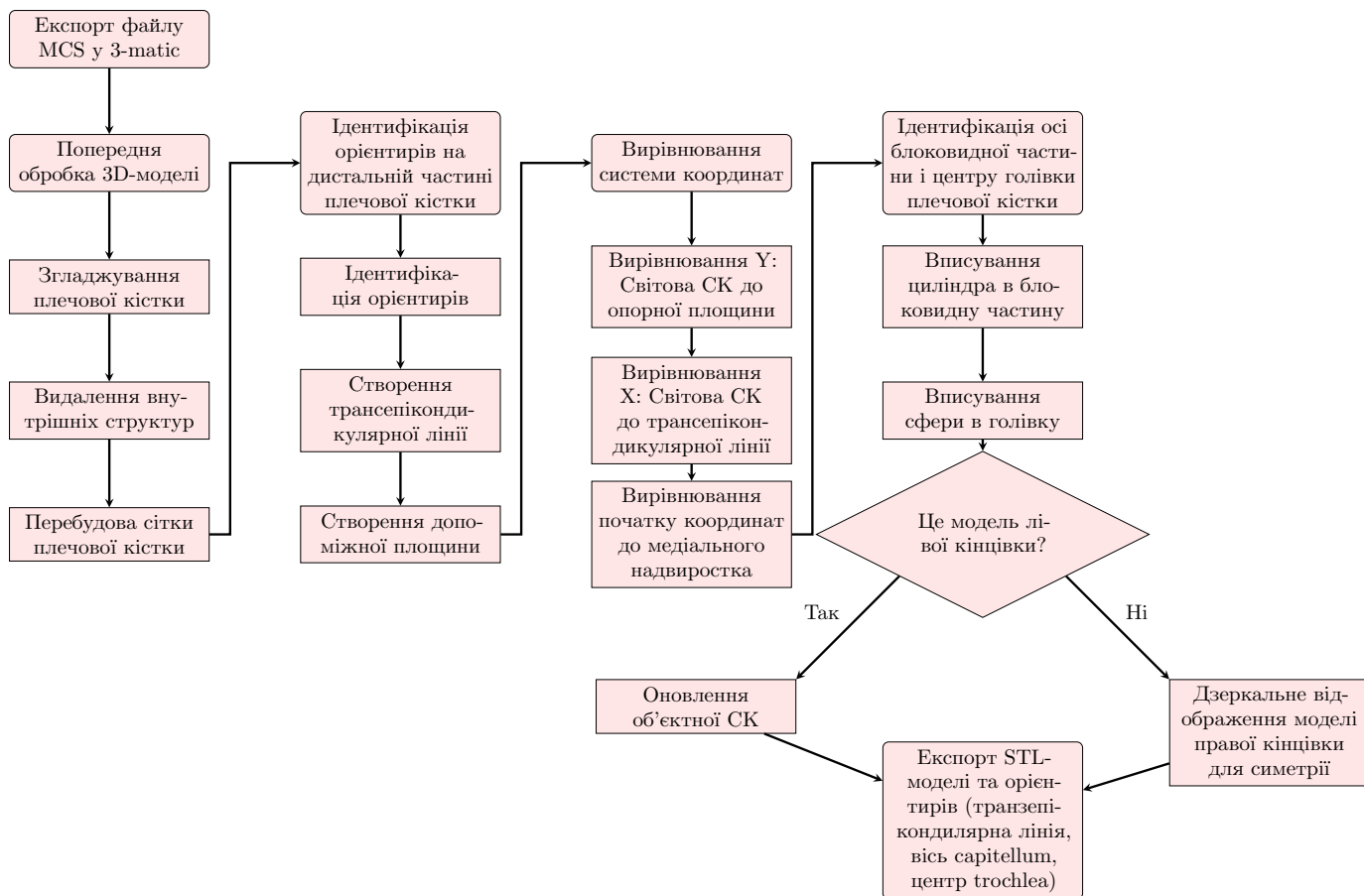


Рис. 2.1. Блок-схема підготовки STL-моделі

2) Видалення внутрішніх структур: для усунення внутрішніх елементів, які не мають значення для моделювання та лише ускладнюють геометрію, було сформовано чисту модель зовнішньої поверхні кістки. Цей етап реалізовувався шляхом визначення опорної площини (*Analytical Plane*), що задавалася трьома точками на поверхні, а також за допомогою інструментів обрізання (*Cut*), площини (*Plane*) та оболонки (*Shell*).

3) Перебудова сітки: після згладжування та видалення внутрішніх структур сітка моделі перебудовувалася із заданим розміром трикутних елементів за допомогою інструмента рівномірної густини сітки (*Uniform*); цільова довжина ребра трикутника становила 0,3 мм для забезпечення однорідної структури поверхні.

Для всіх досліджуваних собак (див. таблицю 2.1) ці процедури застосовувалися послідовно для кожної кістки окремо. Це забезпечило однорідну якість моделей та дозволило перейти до наступного етапу: вирівнювання моделей.

Таблиця 2.1

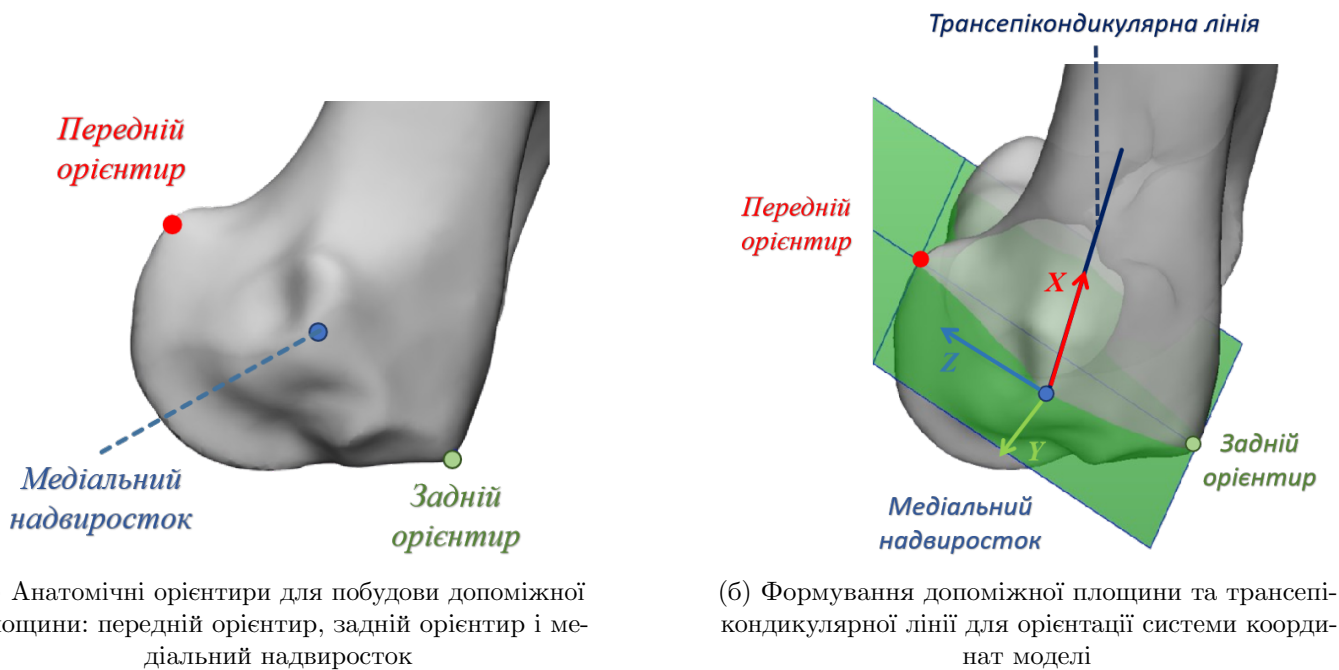
Список досліджуваних собак

№	Порода	Вага (кг)	Вік (років, місяців)
1	Border Collie	14.5	8Y3M
2	Sennenhund	25	-
3	Golden Retriever	25	-
4	Labrador Mischling	26	-
5	Schäferhund Mischling	28	-
6	Briard	32.5	-
7	Labrador Retriever	33.7	1Y9M
8	Golden Retriever	35	2Y3M
9	Bullmastiff	36	7M
10	DSH	36.6	10Y
11	BSH	38	2Y8M
12	DSH	42.2	1Y4M
13	Rottweiler	43	7Y5M

2.2. Вирівнювання моделей у єдиній системі координат

Для порівняння геометричних характеристик кісток та подальшого статистичного аналізу всі моделі ліктювих суглобів були вирівняні в єдиній системі координат. Це дозволило привести всі дані до спільної орієнтації.

Вирівнювання здійснювалося поетапно, використовуючи анатомічні орієнтири, що були визначені на дистальній частині плечової кістки. До орієнтирів належали задній орієнтир, передній орієнтир і медіальний надвиросток (рис. 2.2а), а також трансепікондикулярна лінія, яка з'єднує латеральний і медіальний надвиростки (див. рис. 1.4). Визначення переднього та заднього орієнтирів здійснювалося за допомогою інструмента *Extrema Analysis* з вкладки *Analyze*. Для цього попередньо створювалася лінія між двома прогнозованими екстремумами на поверхні trochlea, яка задавала напрямок осі аналізу. На основі цієї осі знаходилися відповідно передня і задня точки-екстремуми. Ви-



(а) Анатомічні орієнтири для побудови допоміжної площини: передній орієнтир, задній орієнтир і медіальний надвиросток

(б) Формування допоміжної площини та трансепікондикулярної лінії для орієнтації системи координат моделі

Рис. 2.2. Процес визначення анатомічних орієнтирів і побудови допоміжної площини для вирівнювання моделі

рівнювання виконувалося шляхом поєднання трансляції та обертання системи координат у специфічний спосіб, що дозволяло точно позиціонувати модель для подальших кроків моделювання.

Перший етап вирівнювання полягав у приведенні моделі до такого положення, щоб допоміжна площина, побудована через три анатомічні орієнтири — задній орієнтир, передній орієнтир і медіальний надвиросток — знаходилася у горизонтальному положенні відносно фіксованої системи координат. Для цього модель оберталася так, щоб площина орієнтувалася перпендикулярно до осі Y світової системи координат. Наступним кроком було обертання моделі навколо осі Y , щоб трансепікондикулярна лінія (лінія між латеральним і медіальним надвиростками) була вирівняна по осі X . Завершальним кроком було зміщення моделі таким чином, щоб точка медіального надвиростка збігалася з початком координат (див. рис. 2.2б).

Коректність виконаного вирівнювання перевірялася візуально шляхом аналізу положення анатомічних орієнтирів у тривимірному просторі після кожного етапу.

Важливо зазначити, що вирівнювання виконувалося не лише для моделі плечової кістки, а й одночасно для моделей ліктьової кістки тієї ж кінцівки. Таким чином, після кожного етапу трансформації кістки переміщувалися разом як єдиний комплекс, що гарантувало їх однакове положення у просторі для всіх зразків. Для забезпечення симетрії всі моделі кісток, що представляли праві кінцівки, були перетворені у вигляд лівої кінцівки шляхом віддзеркалення відносно площини YZ за допомогою інструмента *Дзеркальне відображення* (Mirror) з вкладки *Вирівнювання* (Align).

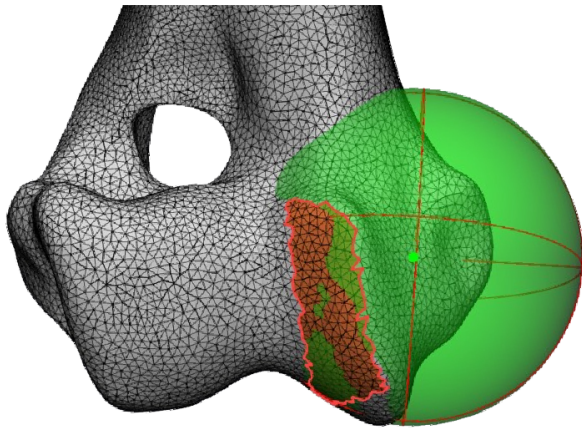
2.3. Опис поверхні дистального відділу плечової кістки за допомогою геометричних примітивів

Для опису складної геометрії ліктьового суглоба було застосовано підхід, що базується на апроксимації його окремих компонентів геометричними примітивами. На Рис. 2.3 наведено приклад апроксимації, де поверхня голівки плечової кістки описується сферою, а блоковидна частина плечової кістки — циліндром. Для здійснення такого вписування в програмному комплексі *3-matic* застосовувалися інструменти *Вписати сферу* (Fit Sphere) та *Вписати циліндр* (Fit Cylinder) з вкладки *Вимірювання* (Design) (Рис. 2.3).

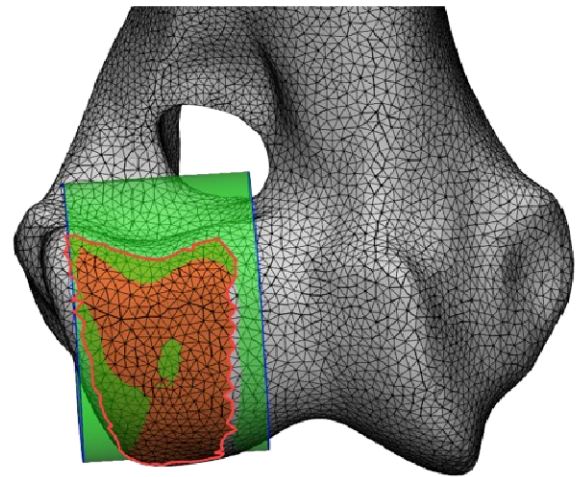
Процес було автоматизовано завдяки використанню анатомічних орієнтирів (рис. 2.2а, 1.4) та спеціально створеного скрипта на Python.

Автоматизований метод передбачав наступну послідовність дій:

- 1) Побудова площини через три анатомічні орієнтири: передній орієнтир, медіальний і латеральний надвиросток.
- 2) Визначення лінії перетину площини з поверхнею моделі кістки (рис. 2.8).
- 3) Обертання площини навколо осі X із кроком 10 градусів; на кожному кроці визначення нової лінії перетину.



(а) Сфера вписана в поверхню голівки плечової кістки



(б) Циліндр вписаний в поверхню блокувальної частини плечової кістки

Рис. 2.3. Вписування сфери та циліндра в області поверхні голівки та блокувальної частини плечової кістки відповідно

4) Аналіз кривизни кожної лінії перетину для виділення ділянок зі зміною кривизни (рис. 2.5); фіксація точок змін геометрії.

5) Перенесення точок у площину XZ для визначення координат і повернення їх у просторову систему.

На основі цього аналізу визначалися області поверхні голівки та блокувальної частини плечової кістки. Виділена частина поверхні використовувалася для побудови контуру, який згодом інтерполювався для формування суцільної області (рис. 2.6). У ці виділені області вписувалися відповідно сфера (для голівки плечової кістки) та циліндр (для блокувальної частини) (рис. 2.7).

2.4. Побудова С-лінії для дистального відділу плечової кістки

С-лінія (вісь згинання-розгинання) є анатомічним орієнтиром для оцінки симетрії та форми дистального відділу плечової кістки. У цьому дослідженні побудова С-лінії виконувалася відповідно до методики, описаної Shiba et al. [7], яка визначає С-лінію як лінію, що сполучає центри кіл, вписаних у поперечні перетини дистальної частини плечової кістки.

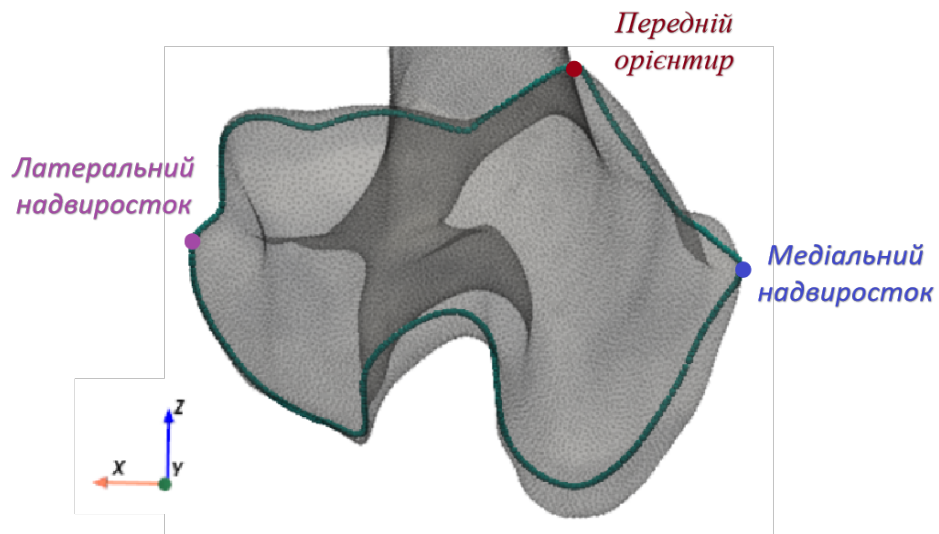


Рис. 2.4. Площина через анатомічні орієнтири та контур її перетину з дистальним відділом плечової кістки

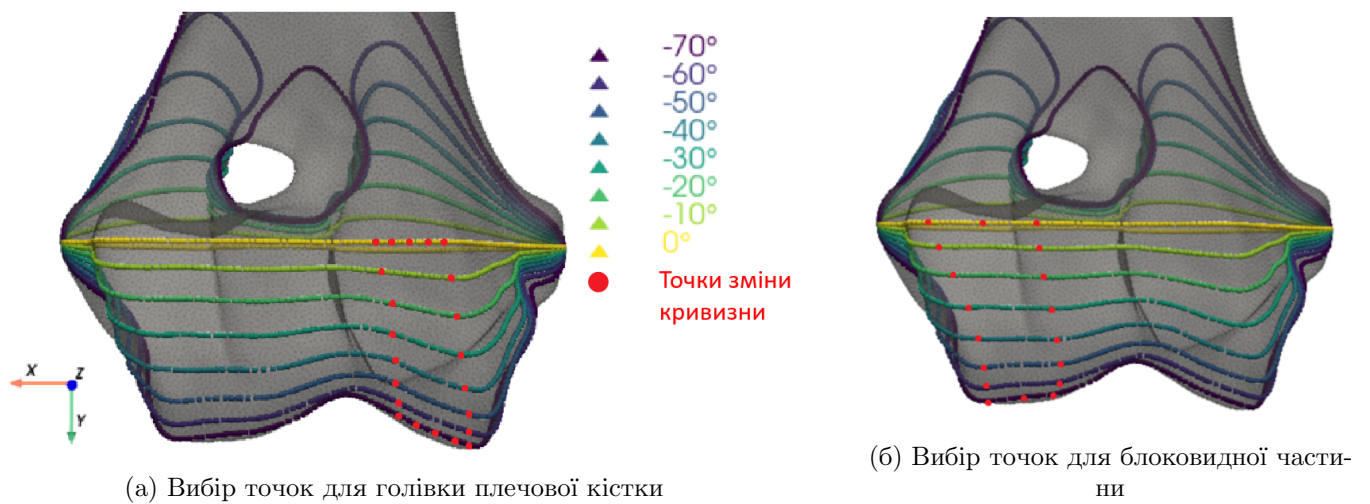
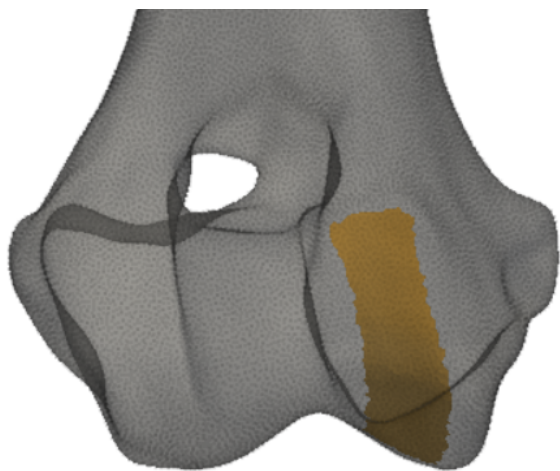
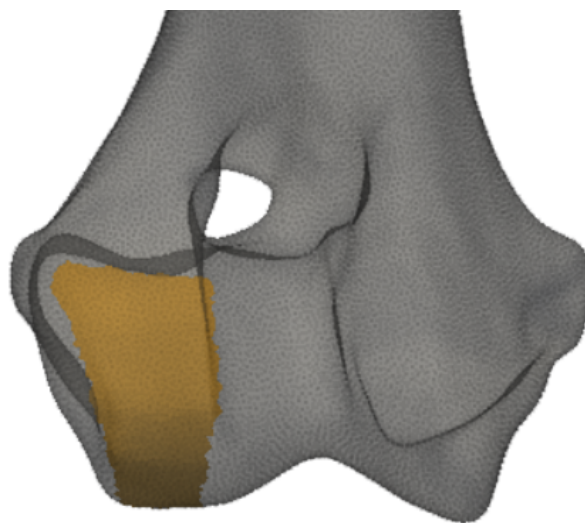


Рис. 2.5. Ідентифікація точок на перетинах площин для автоматизованого визначення областей поверхні

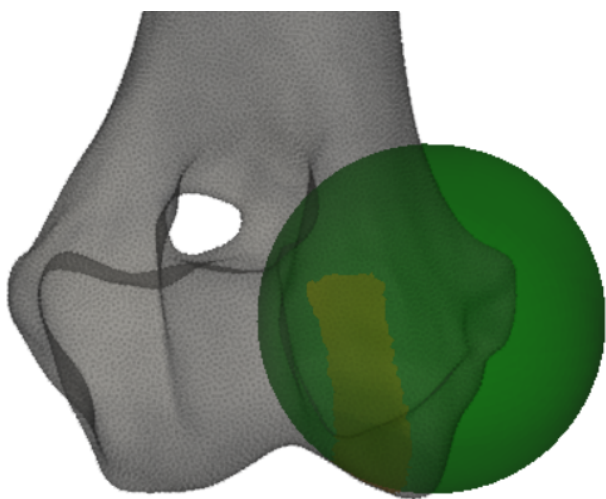


(а) Виділена область голівки плечової кістки після побудови суцільної поверхні

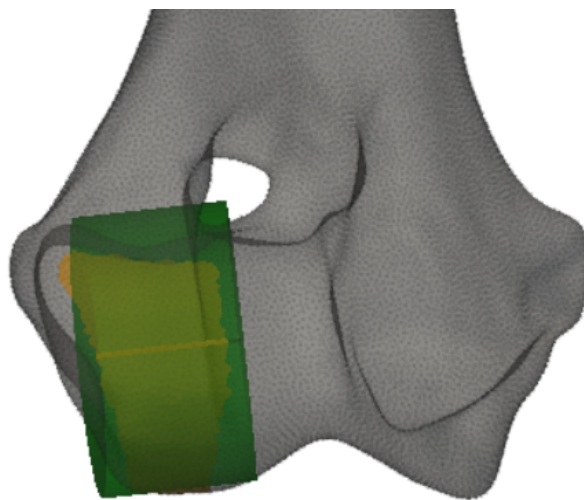


(б) Виділена область блокувальної частини після побудови суцільної поверхні

Рис. 2.6. Побудова замкнених областей для апроксимації форми поверхні



(а) Вписана сфера для блокувальної частини



(б) Вписаний циліндр для голівки плечової кістки

Рис. 2.7. Результати вписування геометричних фігур у контури

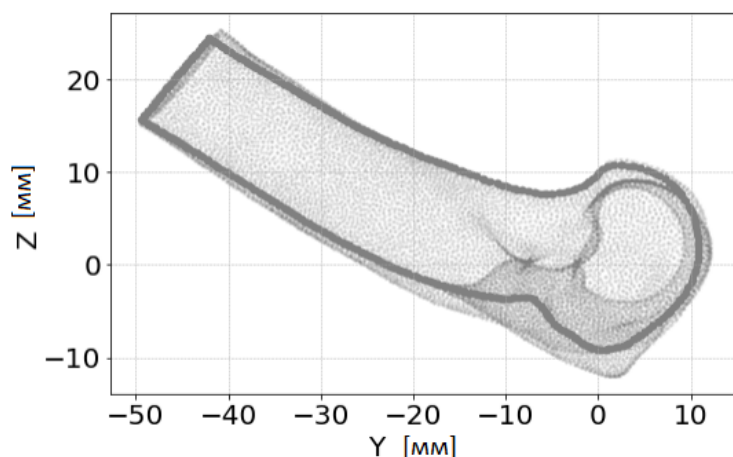


Рис. 2.8. Перетин сагітальної площини з моделлю кістки: приклад отриманого контуру

Уся процедура була повністю автоматизована у середовищі Python. Вписаний циліндр у блоковидну частину плечової кістки, отриманий на попередньому етапі апроксимації, використовувався як орієнтир для визначення положення площин і напрямку зрізів.

Алгоритм складався з таких основних кроків:

1) Побудова допоміжної сагітальної площини:

- площина визначалася через проєкцію переднього анатомічного орієнтира на вісь X і осьову лінію вписаного циліндра;
- така конфігурація гарантувала перпендикулярність площини до осі циліндра та правильне позиціювання відносно дистального відділу плечової кістки.

2) Нарізання моделі на поперечні зрізи:

- використано бібліотеку VTK у Python;
- інструмент `vtkCutter` нарізав модель площинами, паралельними сагітальній площині (15 зрізів);
- кожен зріз формував лінію перетину площини з поверхнею кістки (див. рис. 2.8).

3) Перенесення точок перетину у площину YZ :

- поворот точок здійснювався на кут між нормаллю до площини YZ і нормаллю до поточної сагітальної площини;

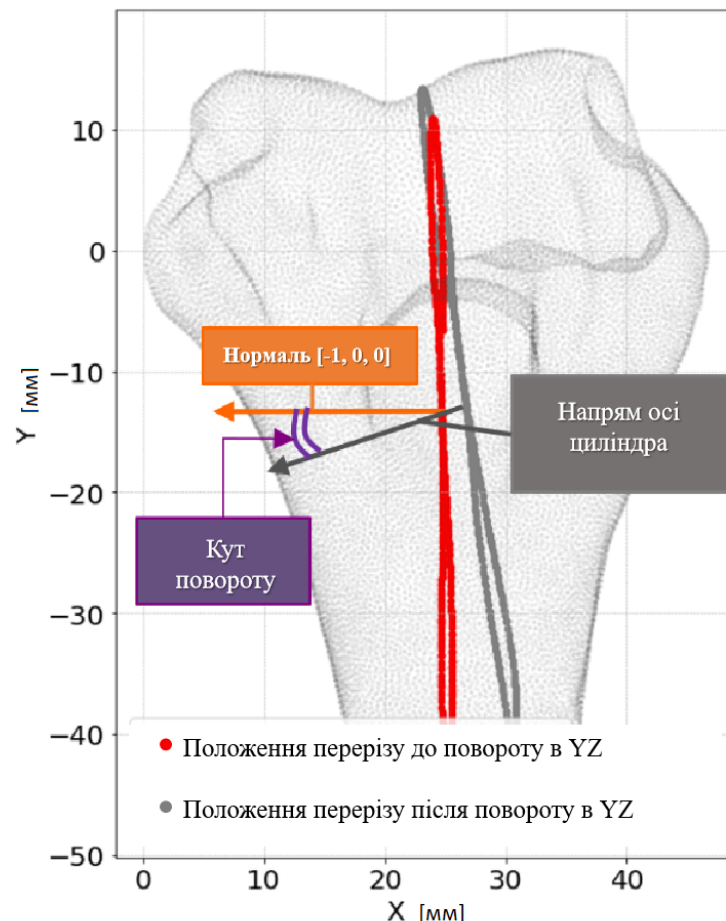


Рис. 2.9. Поворот точок перетину у площину YZ для подальшого аналізу

- це забезпечувало аналіз у єдиній площині без деформації просторової структури (див. рис. 2.9).

4) Автоматизований вибір ділянок для вписування кола:

- для кожного поперечного зрізу здійснювався автоматичний вибір точок у певному секторі області контуру;
- сектор визначався за допомогою двох прямих, що обмежували його по боках під заданими кутами до осі X ;
- для кожного сектора поступово збільшувалася його ширина, що дозволяло аналізувати вплив кількості вибраних точок на точність апроксимації (див. рис. 2.10).

5) Вписування кіл у вибрані ділянки:

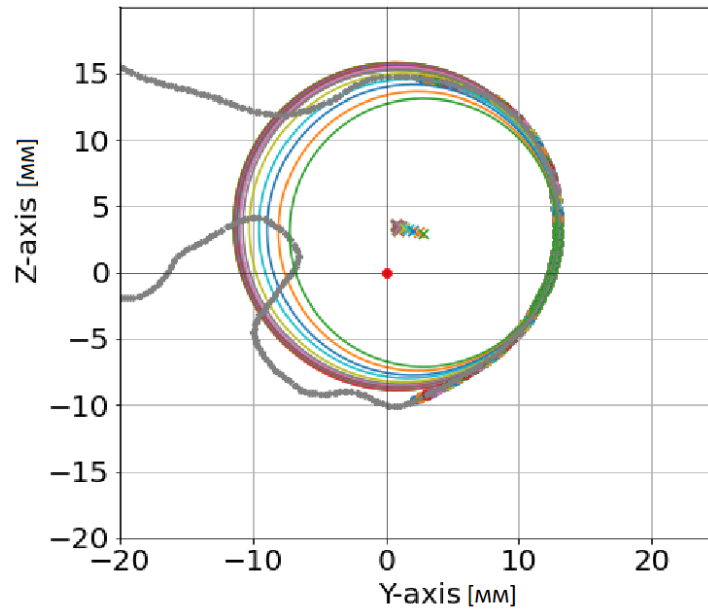


Рис. 2.11. Приклад вписування кількох кіл у контур поперечного зрізу: сірі точки — контур кістки, кольорові лінії — результати вписування

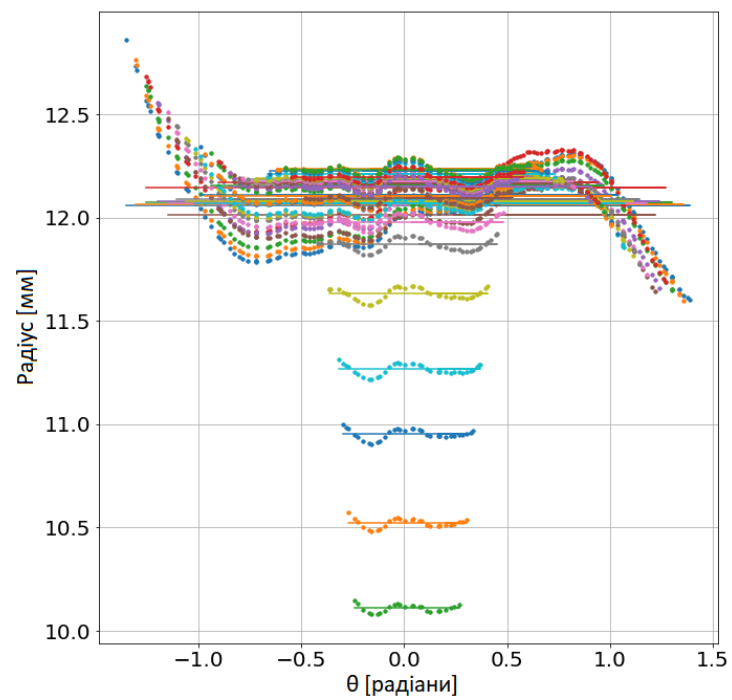


Рис. 2.12. Полярна діаграма для всіх кіл, вписаних у поперечний зріз. Кожна кольорова лінія відповідає вписанню в окремому секторі.

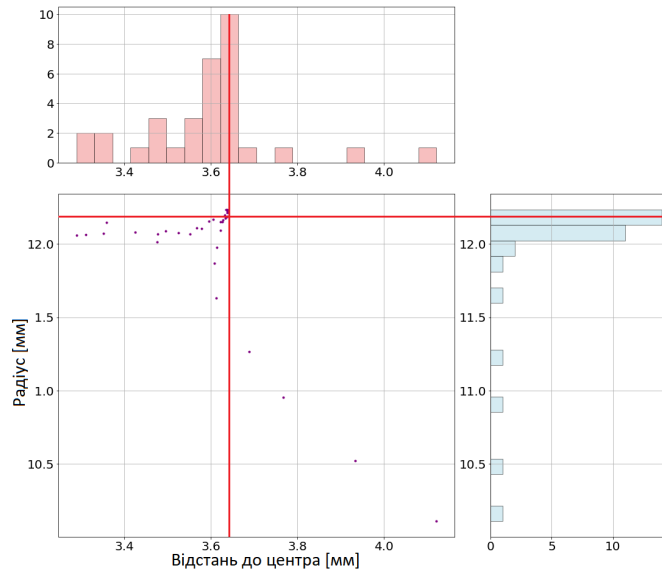


Рис. 2.13. Гістограма та scatter-плот розподілу радіусів і центрів кіл. Гістограма показує частотний розподіл радіусів, а scatter-плот демонструє зв'язок між радіусом і відстанню центра кола до початку координат.

- найбільш оптимальне коло визначалося за найбільшою щільністю точок у кластері гістограми, що підтверджувало стабільність результату: наприклад, найбільший пік гістограми також припав на радіус 12.1 мм, що співпадає з результатами візуального аналізу полярної діаграми.

7) Побудова фінальної С-лінії:

- за допомогою лінійної регресії центри апроксимувалися у тривимірному просторі для формування С-лінії (див. рис. 2.14);
- цей процес повторювався для кожної кістки.

Такий підхід забезпечив повну автоматизацію побудови осі згинання-розгинання.

2.5. Методика морфометричних вимірювань

Після автоматизованої побудови С-лінії, яка описує вісь згинання-розгинання суглоба та слугує анатомічним орієнтиром, наступним етапом дослідження став морфометричний аналіз.

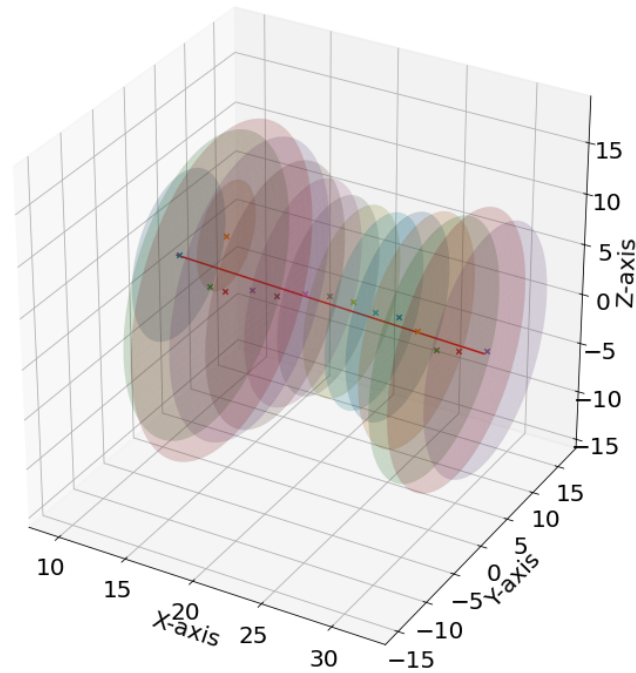


Рис. 2.14. Побудова фінальної С-лінії шляхом апроксимації центрів кіл

Морфометричний аналіз здійснювався через серію перерізів, отриманих шляхом побудови спеціальних площин у просторі моделі. Базова площина для аналізу визначалася двома геометричними орієнтирами: віссю згинання розгинання та переднім орієнтиром.

Далі площина поетапно оберталася: спочатку у фронтальній площині (задньо-переднє обертання), а потім у поперечній площині (аксіальне обертання) для приведення до стандартної орієнтації, що показано на Рис. 2.15. Після цих трансформацій система координат вирівнювалася так, щоб С-лінія збігалася з віссю X , а обидва перетини проектувалися у площину XZ .

На цьому етапі автоматизований скрипт Python здійснював аналіз контурів перетину. Основним завданням було визначення характерних точок, що відображають анатомічні особливості дистальної частини плечової кістки. Для цього оцінювалися зміни кривизни контуру: знаходилися точки, де кривизна змінювала знак (з позитивної на негативну або навпаки). Ці точки вказували на локальні екстремуми, які відповідали анатомічним орієнтирам і формували базу для морфометричних вимірювань (див. рис. 2.16).

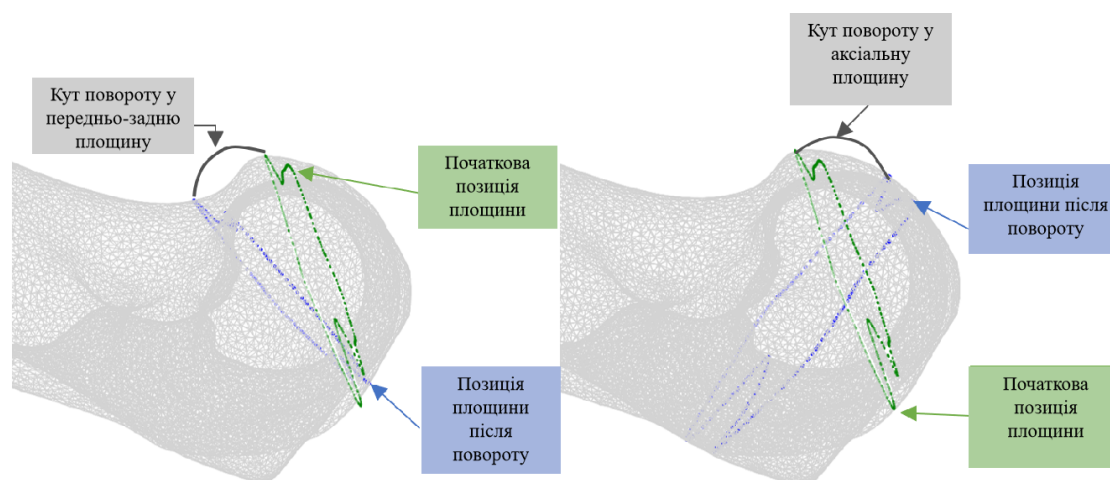
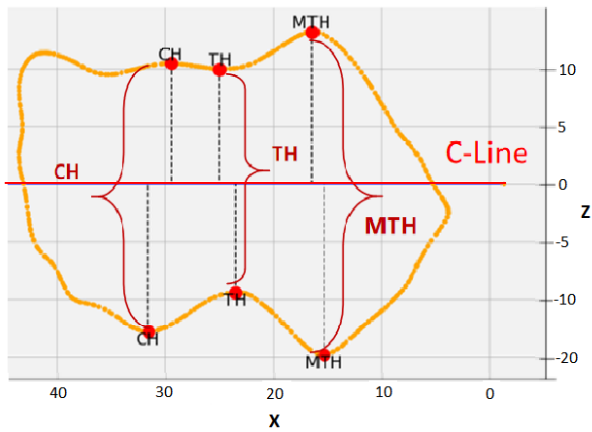


Рис. 2.15. Схема поетапного обертання площини: спочатку обертання у фронтальній площині (ліворуч), потім у поперечній площині (праворуч) для приведення до стандартної орієнтації.

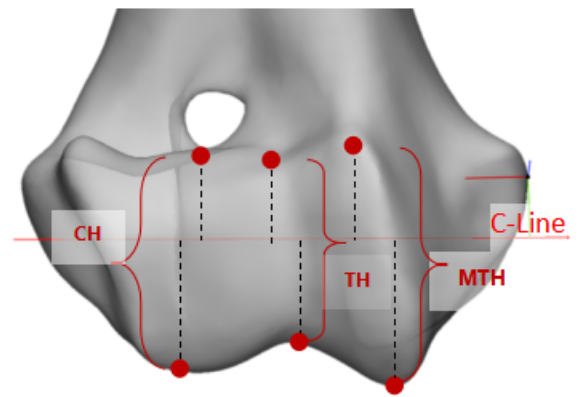
Після ідентифікації точок автоматично визначалась відстань від цих точок до осі згинання-розгинання):

- медіальна висота блоковидної частини (МТН),
- загальна висота блоковидної частини (ТН),
- висота голівки плечової кістки (СН),
- медіальна глибина блоковидної частини (МТД),
- глибина блоковидної частини (ТД),
- глибина голівки плечової кістки (СД).

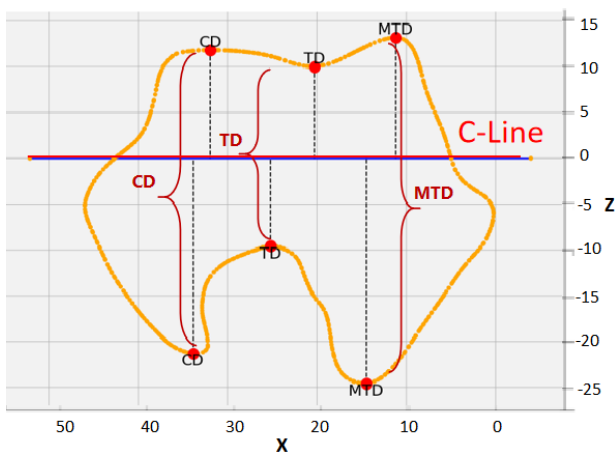
Ці параметри були вибрані для опису геометрії дистального відділу плечової кістки. Вони дозволяють повноцінно оцінити як вертикальні, так і горизонтальні розміри суглобових компонентів. Комбінація висот і глибин забезпечує характеристику морфології (див. Рис. 2.16). Аналогічний підхід застосовувався в дослідженні Desai et al. [9], де описані морфометричні вимірювання дистальної частини плечової кістки людини для вивчення анатомічних варіацій та планування ортопедичних втручань. Цей досвід підтверджує доцільність вибору саме таких параметрів і демонструє їхню практичну цінність для моделювання та проектування ортопедичних конструкцій.



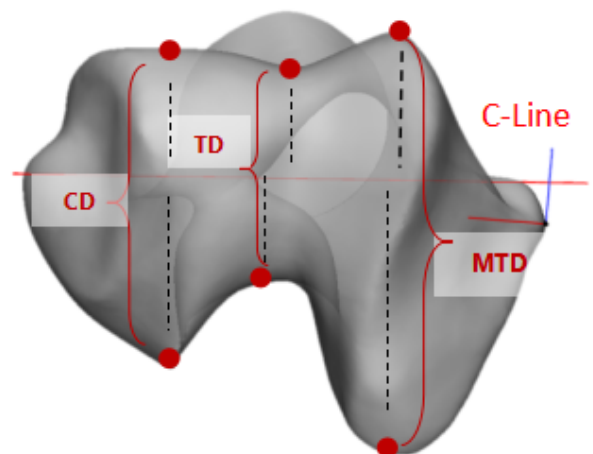
(а) Ідентифікація висотних параметрів (CH, TH, MTH) на контурі поперечного перетину у передньо-задній площині.



(б) Візуалізація висотних параметрів (CH, TH, MTH) на тривимірній моделі у передньо-задній площині.



(в) Ідентифікація глибинних параметрів (CD, TD, MTD) на контурі поперечного перетину в аксіальній площині.



(г) Візуалізація глибинних параметрів (CD, TD, MTD) на тривимірній моделі в аксіальній площині.

Рис. 2.16. Схема визначення морфометричних параметрів дистального відділу плечової кістки: (а), (б) — вимірювання у передньо-задній площині; (в), (г) — вимірювання в аксіальній площині.

2.6. Висновки до розділу

У розділі описано методику створення та попередню обробку STL-моделей плечової та ліктьової кісток, включаючи згладжування, видалення внутрішніх структур і перебудову сітки. Здійснено вирівнювання моделей у єдиній системі координат на основі анатомічних орієнтирів. Виконано апроксимацію поверхонь

геометричними примітивами (сфера, циліндр) та автоматизоване побудування С-лінії як анатомічного орієнтира. Реалізовано підготовку до морфометричного аналізу з ідентифікацією розмірних параметрів для характеристики форми дистального відділу плечової кістки.

Методика дозволила отримати визначені в просторі моделі для статистичного аналізу та використання для подальшого моделювання.

РОЗДІЛ 3.

РЕЗУЛЬТАТИ І ОБГОВОРЕННЯ

У цій главі наведено результати морфометричного аналізу та геометричного моделювання ліктювого суглоба собак. Дослідження включало статистичний аналіз анатомічних параметрів із розподілом за ваговими групами, стандартизацію тривимірних STL-моделей ліктювої кістки та визначення геометрії медіального вінцевого відростка (МСР) для подальшого моделювання імплантів.

Розглянуто залежності між основними морфометричними параметрами та вплив маси тіла на їхні значення. Також описано методику побудови контурів МСР на основі послідовних сферичних перетинів і трансформації їх у сферичні та полярні координати для створення універсальної форми імпланта.

3.1. Статистичний аналіз і анатомічні закономірності

Після збору морфометричних даних виконувалося їх статистичне опрацювання з метою оцінки взаємозв'язків між параметрами та впливу маси тіла на морфометричні характеристики. Усі зразки були розділені на дві групи: до 35 кг і понад 35 кг. Це дозволило порівняти анатомічні особливості між тваринами різної вагової категорії та оцінити, наскільки розміри суглобових структур залежать від загальної маси тіла. Аналіз показав чітку тенденцію: зі збільшенням маси тіла пропорційно зростали всі ключові морфометричні параметри. Наприклад, медіальна висота блоковидної частини (МТН) у собак масою до 35 кг в середньому становила близько 21.9 мм, тоді як у групі понад 35 кг цей показник досягав 26.5 мм (див. Табл. 3.1). Ця тенденція свідчить про те, що ключові анатомічні параметри дистального відділу плечової кістки масштабуються пропорційно до маси тіла тварини. Це підтверджує доціль-

Таблиця 3.1

Статистичне зведення вимірних параметрів за ваговими групами.

Вагова категорія	Параметр	Вага (кг)	МТН (мм)	ТН (мм)	СН (мм)	МТD (мм)	ТD (мм)	СD (мм)
< 35 кг (n = 14)	Середнє значення	25.74	21.94	14.60	20.83	28.97	14.83	25.94
	Стандартне відхилення	6.21	2.08	1.67	2.55	3.71	1.58	3.16
	Мінімальне значення	15.00	18.52	12.18	16.04	23.31	12.19	20.99
	Максимальне значення	33.70	25.27	17.63	24.04	35.33	17.45	30.38
≥ 35 кг (n = 12)	Середнє значення	39.13	26.45	17.30	24.58	35.30	17.90	32.55
	Стандартне відхилення	4.60	2.44	1.89	2.95	3.52	1.53	2.97
	Мінімальне значення	35.00	21.91	14.45	19.81	29.68	14.79	27.57
	Максимальне значення	47.00	28.93	20.32	29.46	40.42	19.59	37.08
Усі собаки (n = 26)	Середнє значення	31.92	24.02	15.85	22.56	31.89	16.25	28.99
	Стандартне відхилення	8.74	3.18	2.22	3.29	4.79	2.18	4.50
	Мінімальне значення	15.00	18.52	12.18	16.04	23.31	12.19	20.99
	Максимальне значення	47.00	28.93	20.32	29.46	40.42	19.59	37.08

ність використання маси тіла як надійного прогностичного критерію під час планування розмірів ортопедичних імплантів, що дозволяє створювати більш точні та анатомічні конструкції для різних пацієнтів.

Для дослідження взаємозв'язків між параметрами було проведено кореляційний аналіз за коефіцієнтом Пірсона. Це дозволило кількісно оцінити силу лінійних залежностей між морфометричними показниками. Найсильніші кореляції ($r \geq 0.85$) спостерігалися між наступними парами:

- МТН та ТН,
- СD та ТD,
- СD та МТD.

Аналіз матриць кореляцій показав, що у групі собак вагою до 35 кг зв'язки були особливо вираженими: кореляція між МТН і ТН становила 0.95, а між СD і МТD — 0.93. У групі великих собак кореляції були слабшими (наприклад, 0.86 для МТН–ТН і 0.86 для СD–ТD), що свідчить про більшу анатомічну варіабельність цієї групи (див. Рис. 3.1).

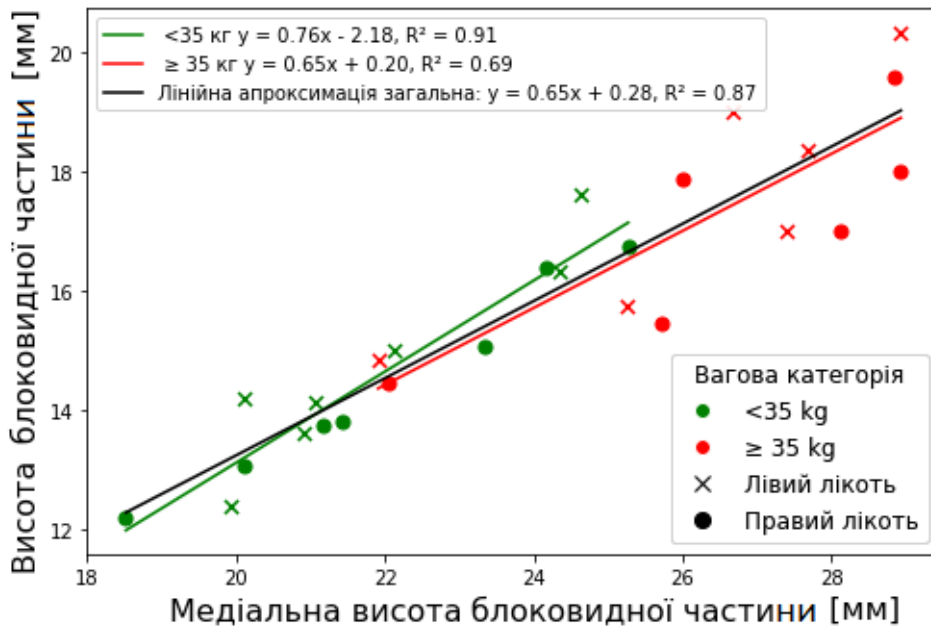


Рис. 3.2. Залежність між медіальною висотою (МТН) та загальною висотою (ТН) блокувальної частини.

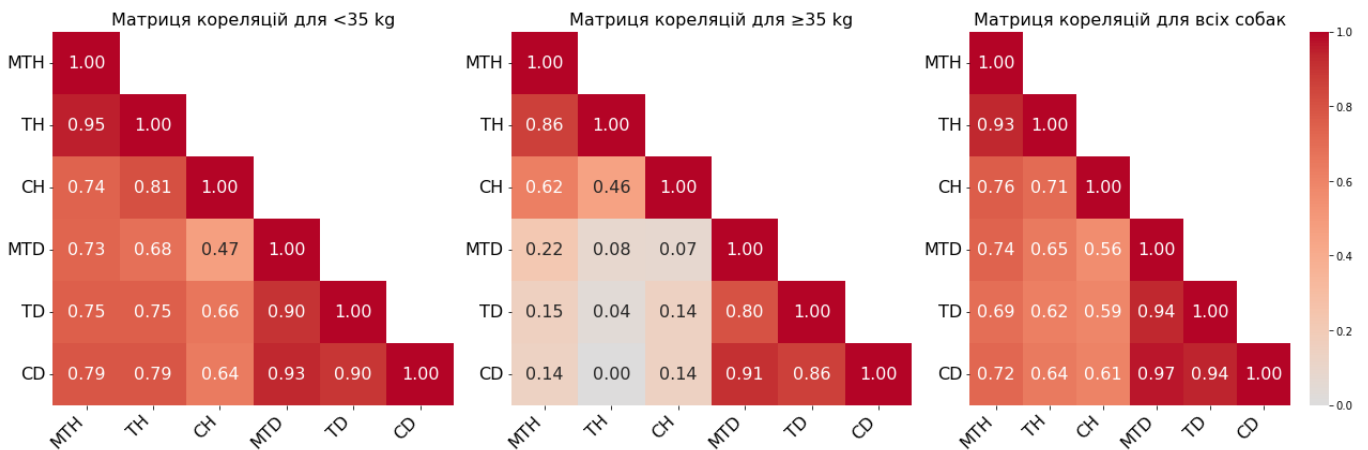


Рис. 3.1. Матриці кореляцій Пірсона для різних вагових категорій та загальної вибірки.

Ці пари параметрів були також проаналізовані за допомогою лінійної регресії. На Рис. 3.2 наведено приклад сильної залежності між медіальною висотою блокувальної частини (МТН) та загальною висотою (ТН). У всіх вагових категоріях простежується висока кореляція (R^2 понад 0.85), що свідчить про стабільну анатомічну пропорційність у цих структурах.

Подібний результат отримано для пари СД та ТД (див. Рис. 3.3), що демонструє тісний зв'язок між глибиною голівки та блокувальною частиною.

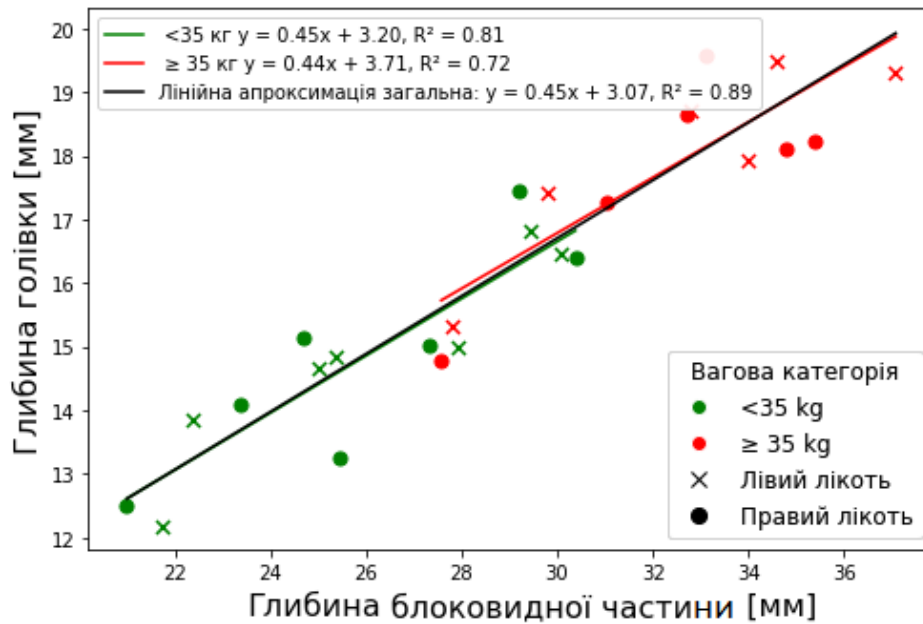


Рис. 3.3. Лінійна залежність між глибиною голівки (CD) та глибиною блокувальної частини (TD).

Нахили прямих для обох груп є майже ідентичними, що підкреслює сталість цих анатомічних співвідношень незалежно від ваги собаки.

Рис. 3.4 ілюструє зв'язок між CD та MTD, де спостерігається високий рівень кореляції ($R^2 \approx 0.9$), що підтверджує симетричний розвиток суглобових поверхонь.

Аналіз показав, що основні параметри залишаються пропорційними незалежно від вагової групи, що є ключовим для побудови масштабованих моделей імплантів. Зокрема, коефіцієнти детермінації (R^2) для лінійних моделей були стабільно високими у всіх групах: наприклад, для залежності між медіальною глибиною блокувальної частини (MTD) та глибиною голівки (CD) R^2 становив 0.87 у групі до 35 кг і 0.91 у групі понад 35 кг (див. Рис. 3.4). Аналогічно, для залежності між глибиною блокувальної частини (TD) та глибиною голівки (CD) коефіцієнти детермінації сягали 0.81 і 0.89 відповідно (див. Рис. 3.3). Це свідчить про високу передбачуваність: наприклад, знаючи медіальну глибину блокувальної частини, можна з великою точністю передбачити глибину голівки, що суттєво спрощує планування хірургічних втручань.

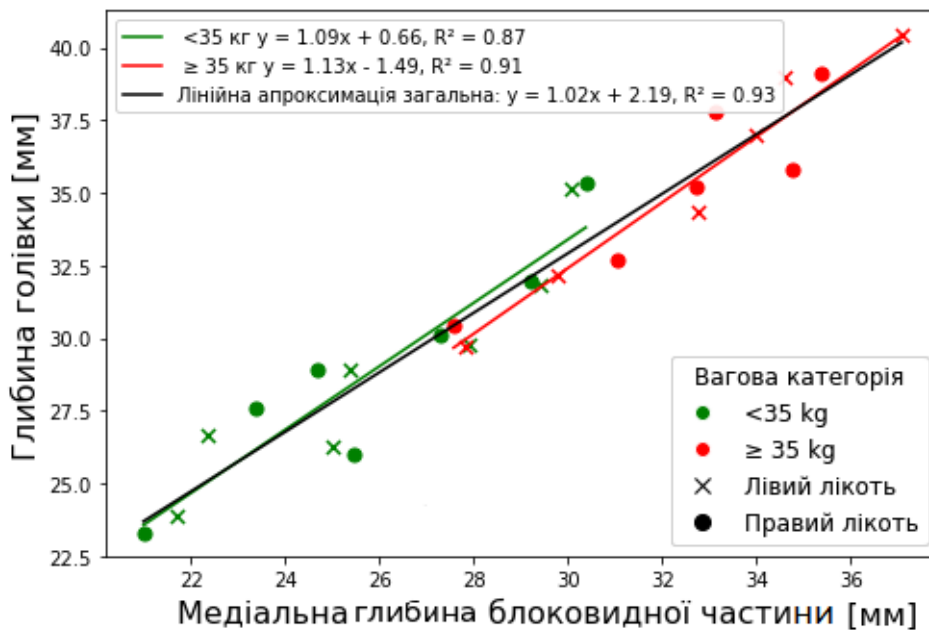


Рис. 3.4. Залежність між глибиною голівки (CD) та медіальною глибиною блоковидної частини (MTD).

Водночас у деяких випадках кореляційні зв'язки були слабшими, особливо у великій ваговій категорії, що може свідчити про більшу індивідуальну варіабельність анатомії у цих собак. Цей факт підкреслює важливість індивідуального підходу під час підготовки ортопедичних конструкцій.

Загалом, результати підтверджують стабільність анатомічних закономірностей у вибірці та демонструють ефективність морфометричного підходу для створення імплантів із можливістю масштабування під пацієнта конкретної вагової групи.

3.2. Геометричне моделювання вінцевого відростка ліктьової кістки собаки

Після завершення морфометричного аналізу було виконано геометричне моделювання медіального вінцевого відростка ліктьової кістки (MCP). Метою цього етапу було створення уніфікованої 3D-моделі MCP, яка враховує морфологічні особливості собак великих порід і забезпечує основу для подальшого проектування ортопедичних імплантів.

Для моделювання використовувалися тривимірні STL-моделі ліктьових кісток, підготовлені на попередніх етапах. Усі вхідні дані було стандартизовано за ключовими орієнтирами:

- STL-файл моделі;
- Вісь згинання-розгинання (С-лінія), що задає просторову орієнтацію;
- Центр сфери, вписаної у суглобову поверхню голівки плечової кістки;
- Реальний радіус цієї сфери.

На першому етапі всі моделі були масштабовані так, щоб сфера, вписана у поверхню голівки плечової кістки, мала стандартний радіус 10 мм. Це дозволило отримати геометрично співмірні моделі. Масштабування здійснювалося шляхом зсуву точок відносно центру сфери та подальшої зміни їхніх координат згідно з формулою:

$$\mathbf{P}_{\text{new}} = (\mathbf{P} - \mathbf{C}) \times S + \mathbf{C},$$

де \mathbf{P} — вихідна точка моделі, \mathbf{C} — центр сфери, а $S = 10/R_{\text{real}}$ — масштабний коефіцієнт.

Отримані результати показали, що після масштабування всі моделі демонстрували однаковий масштаб відносно ключової орієнтирної сфери, що забезпечує правильну порівнянність між різними зразками.

Наступним кроком стало вирівнювання моделей у просторі для приведення їх до єдиної координатної системи. Основні кроки включали:

- зчитування STL-моделі та конвертація її у масив точок;
- визначення вектора орієнтації на основі С-лінії (відрізок між точками C1 і C2);
- обертання моделі так, щоб С-лінія була приведена паралельно до осі X;
- додаткове вирівнювання моделі вздовж осі X та перенесення центру сфери у початок координат.

Але цей процес дозволив стандартизувати всі моделі лише за масштабом, а не за просторовим положенням. Первинне масштабування та вирівнювання

показали, що використання С-лінії як головного орієнтира не забезпечує високу точність при стандартизації моделей: візуальний аналіз підтвердив не стабільне положення МСР у більшості зразків.

У зв'язку з цим наступним кроком дослідження стало уточнення орієнтації МСР шляхом додаткового локального вирівнювання для забезпечення точного просторового узгодження всіх моделей.

3.3. Визначення орієнтації МСР

Після виконання первинного масштабування та вирівнювання моделей ліктьової кістки була виявлена проблема: визначена система координат, побудована на основі анатомічних орієнтирів (вісь згинання-розгинання та центр сфери), не забезпечувала точного просторового узгодження моделей. Хоча всі 26 моделей ліктьової кістки після зміни розміру та визначення системи координат мали б перебувати в ідентичному положенні (тобто накладатися одна на одну), фактично спостерігалися помітні розбіжності у положенні поверхні МСР. Це обумовило необхідність додаткового локального вирівнювання саме поверхні МСР.

Ідентифікація МСР здійснювалася через визначення головних інерційних осей моделі, що дозволяло виділити основні напрямки орієнтації кістки (рис. 3.5). Після центрування STL-моделі виділяли область інтересу (позначену помаранчевим кольором), у межах якої виконували пошук вершини МСР. Це дозволяло сфокусувати аналіз лише на потрібній ділянці та уникнути помилкових результатів.

Пошук вершини здійснювався шляхом проєкції точок моделі на вибрану вісь (вісь Y у системі інерційних осей). Для кожної точки визначали, наскільки високо вона розташована вздовж цієї осі. Далі знаходили точку з найбільшим

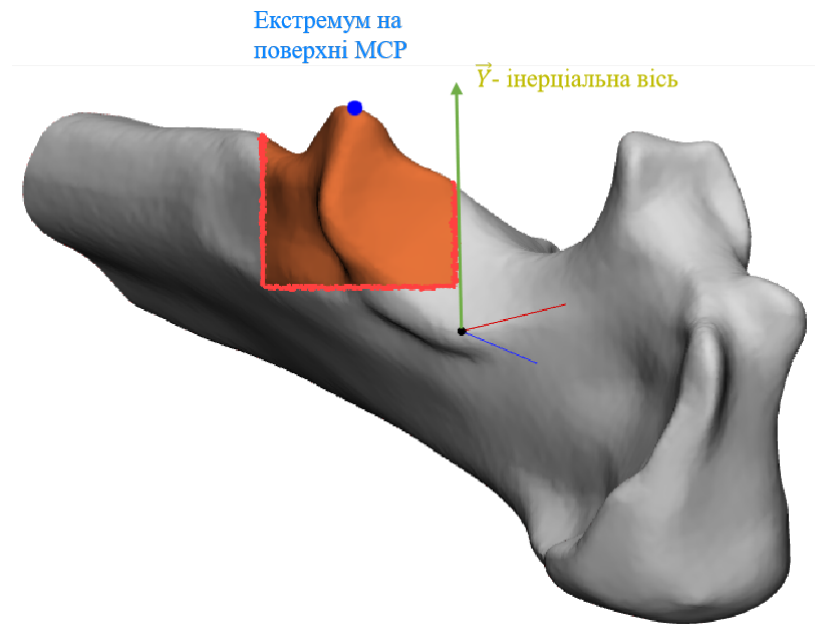


Рис. 3.5. Ідентифікація екстремуму на поверхні МСР. Зелена стрілка — інерційна вісь, синя точка — екстремум у межах виділеної області.

значенням координати по осі Y . Ця точка відповідала найбільш виступаючій частині МСР, що дозволяло точно локалізувати її вершину.

Після визначення вершини МСР було побудовано два ключові вектори: перший з'єднував проєкцію цієї вершини на площину YZ з центром координат, другий — саму вершину з її проєкцією на вісь Y . Далі обчислювали кут між цими векторами у площині YZ , щоб визначити, наскільки МСР відхилена від стандартного положення. Після цього вся модель ліктьової кістки оберталася на цей кут навколо осі X , що дозволяло привести МСР у стандартну орієнтацію (рис. 3.6).

Додатково було виконано обертання навколо осі Z для фінального вирівнювання МСР. Для цього визначали два вектори: перший з'єднував обернену вершину МСР з центром координат, другий — ту саму вершину з її проєкцією на вісь Y . На основі цих векторів обчислювали кут відхилення у площині XZ . Модель ліктьової кістки разом із центром сфери обертали на цей кут навколо осі Z , що дозволяло досягти остаточного стандартного положення МСР (рис. 3.7).

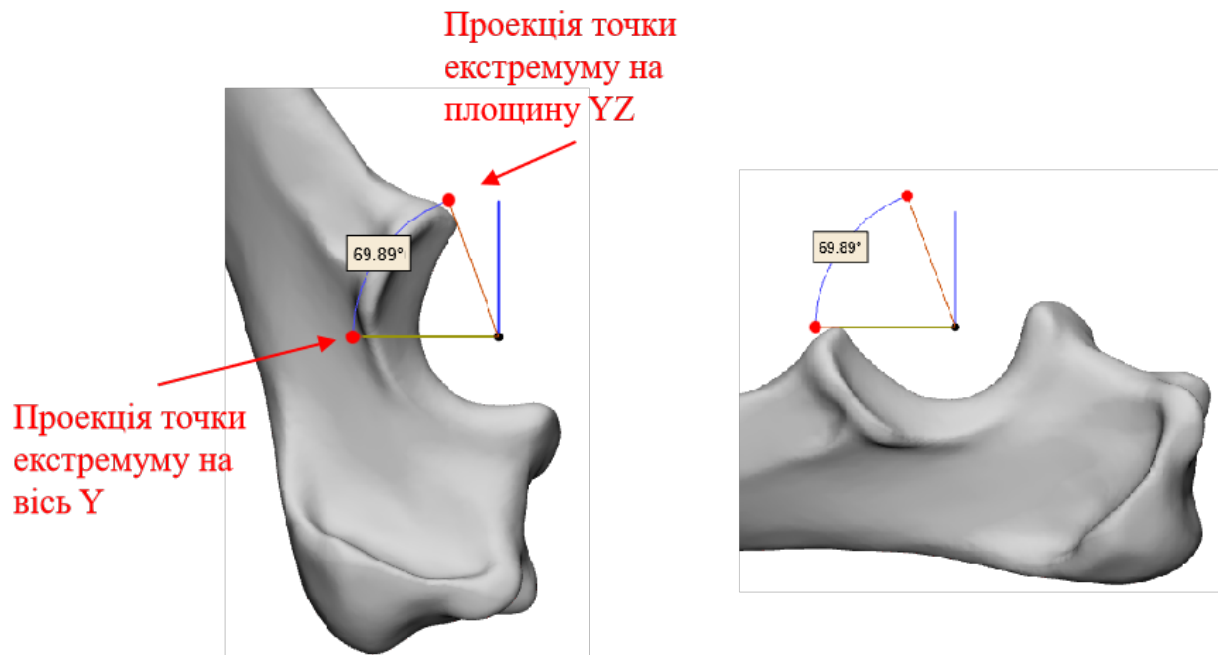


Рис. 3.6. Обертання навколо осі X: (ліворуч) до обертання, (праворуч) після обертання. Червоні точки показують проєкції екстремуму.

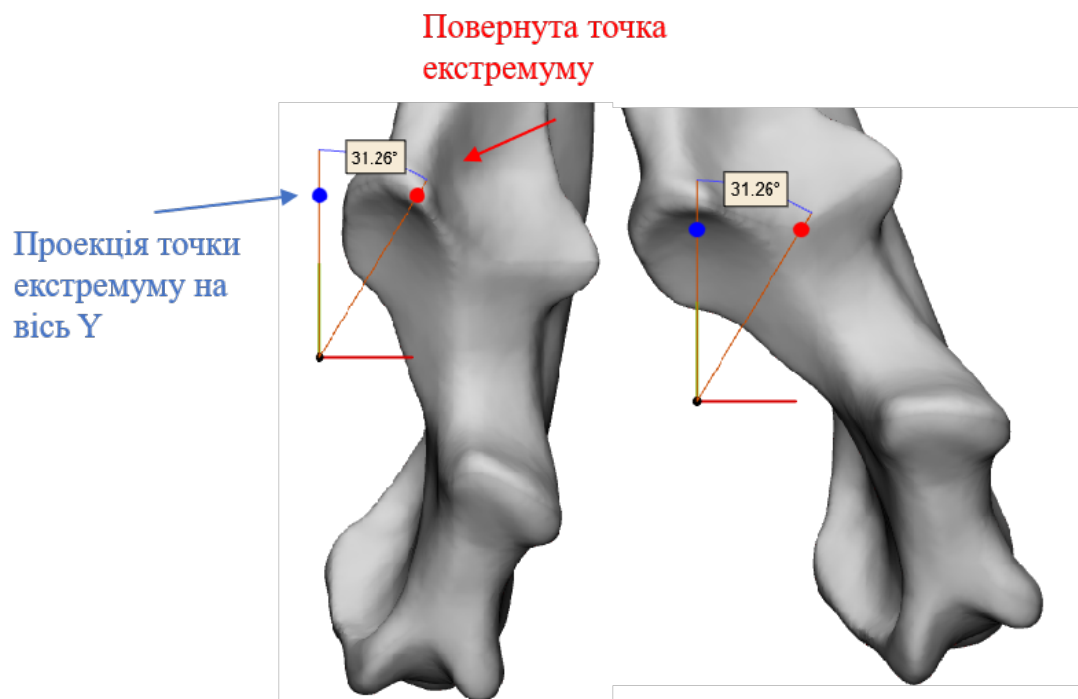


Рис. 3.7. Обертання навколо осі Z: (ліворуч) до обертання, (праворуч) після обертання. Показано положення екстремуму після фінального вирівнювання.

На завершальному етапі центр сфери було переведено у початок координат, щоб забезпечити максимальну точність усіх наступних кроків моделювання. Це гарантувало узгоджене просторове розташування кістки та орієнтирів після виконання всіх обертів і трансляцій.

Результатом усіх описаних перетворень — масштабування, вирівнювання за анатомічними орієнтирами та додаткового локального вирівнювання МСР — стали уніфіковані моделі ліктьових кісток, приклад яких наведено на рис. 3.8.

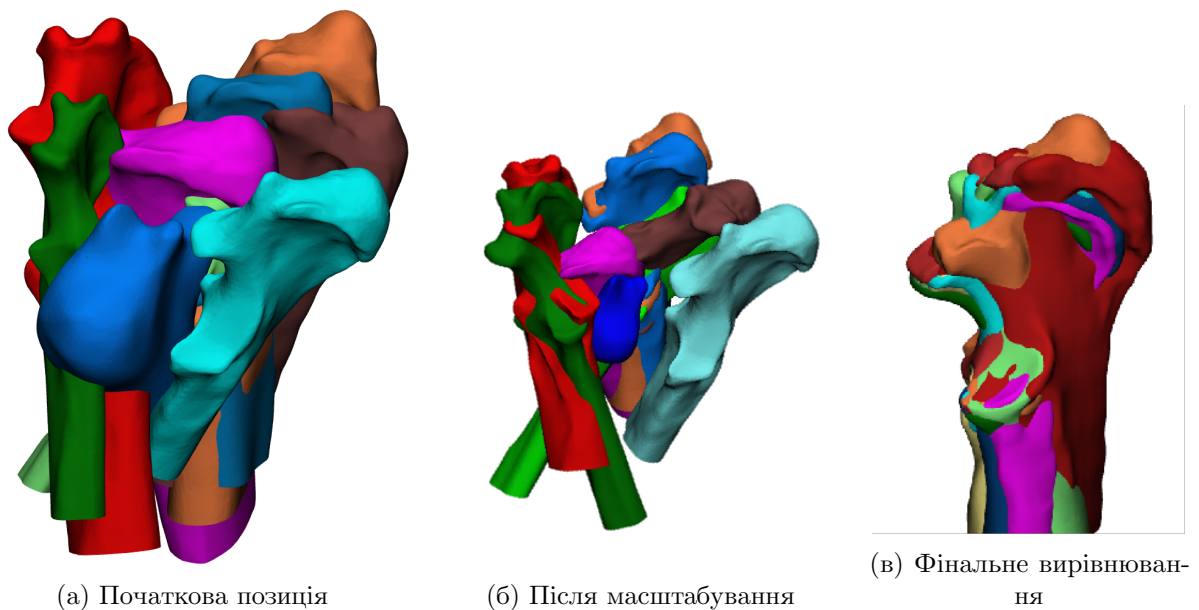


Рис. 3.8. Етапи вирівнювання та масштабування моделей ліктьової кістки: (а) початкове положення; (б) після масштабування; (в) фінальне вирівнювання та приведення до спільної системи координат.

3.4. Вибір поверхні МСР

Для опису геометрії МСР було використано сферу, яка описує поверхню голівки плечової кістки. Згідно з анатомією собаки, голівка плечової кістки (як і сфера) не контактує безпосередньо з поверхнею ліктьової кістки, зокрема МСР. Це анатомічно обґрунтовано, оскільки між цими структурами розташовується хрящ. Проте, якщо поступово збільшувати радіус цієї сфери, вона починає

перетинати поверхню ліктьової кістки, і саме ці точки перетину утворюють контур, що окреслює геометрію МСР.

Для автоматизації цього процесу було розроблено алгоритм, що визначає точки перетину моделі ліктьової кістки з низкою сферичних оболонок, центрованих у центрі сфери. Суть полягала у поступовому збільшенні радіуса сфери від 10 мм до 20 мм із кроком 0.1 мм, що дозволяло поетапно визначати поверхню кістки послідовними шарами.

Основні кроки алгоритму:

- створювали серію сферичних оболонок із центром у центрі сфери;
- для кожного радіуса шукали точки поверхні моделі, що потрапляли у межі відповідної оболонки;
- знайдені точки додавалися до окремого списку перетину для цього радіуса;
- усі списки точок для різних радіусів збиралися у загальний набір перетинів.

Цей підхід дозволяв сформувати повну послідовність перерізів, яка візуалізується на рис. 3.9.

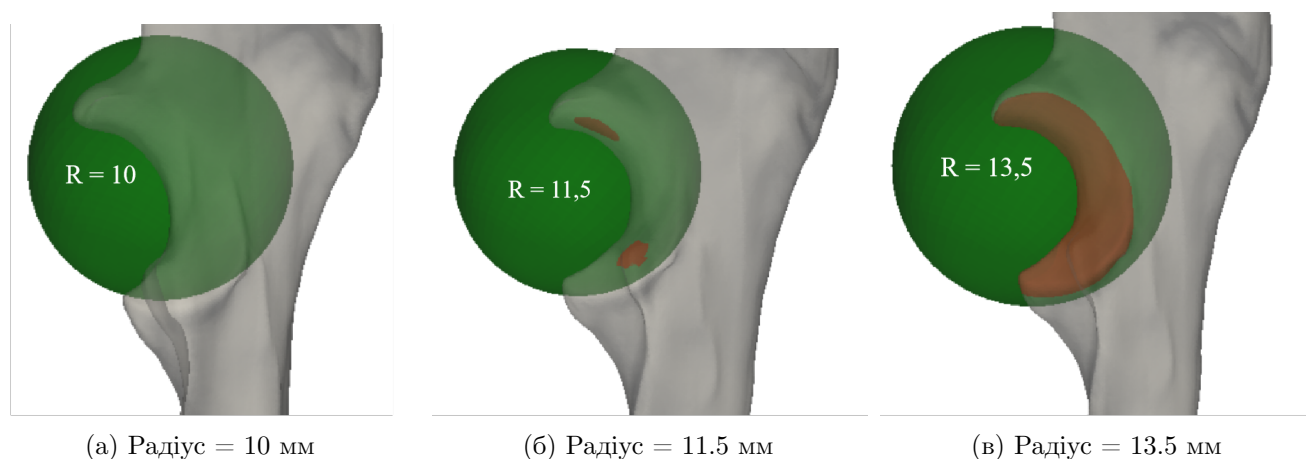


Рис. 3.9. Поступове збільшення радіуса сфери та формування області перетину з МСР. При радіусі 10 мм перетину немає (ліва картинка); при 11.5 мм з'являються перші точки перетину (середня картинка); при 13.5 мм зона перетину розширюється (права картинка).

Щоб виділити саме контур перетину для кожного шару, алгоритм аналізував зміну кількості точок при кожному новому значенні радіуса. Для цього порівнювали список точок поточного шару зі списком попереднього шару і залишали лише ті точки, які з'явилися вперше. Такий підхід дозволяв отримати чистий контур, що відображав приріст області перетину при кожному збільшенні радіуса сфери.

Далі було побудовано графіки (рис. 3.10–3.35), що демонструють залежність кількості точок перетину від радіуса сфери. Жовта крива відображає загальну кількість точок перетину, яка поступово збільшується зі зростанням радіуса. Синя крива показує приріст кількості точок між послідовними шарами, дозволяючи простежити динаміку зміни перетину.

Найвищий пік синьої кривої відповідає моменту, коли сфера активно починає перетинати МСР, тобто показує момент максимального приросту площі перетину. Це ключовий показник, що дозволяє точно визначити, коли аналізована сфера досягає області МСР.

Радіус, що відповідає цьому піку, фіксувався як межа початку виділення контуру МСР. Такий аналіз проводився індивідуально для кожного зразка, що дозволяло врахувати анатомічні особливості. Усі графіки для 13 собак (ліве та праве передпліччя кожної) наведено на рис. 3.10–3.35.

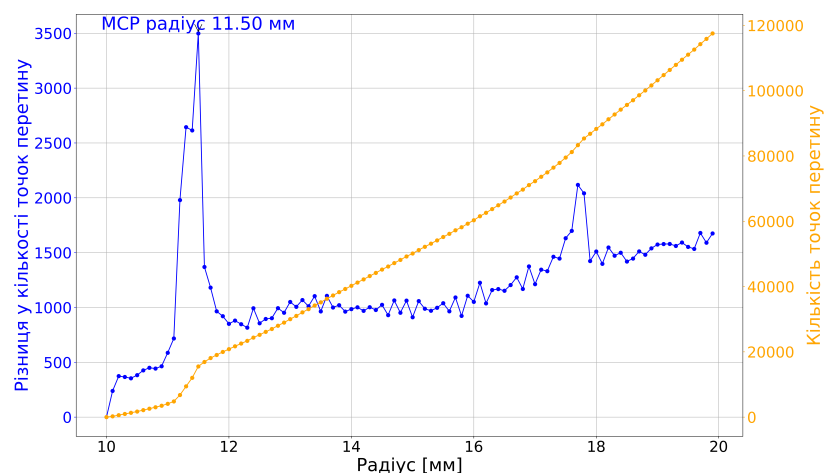


Рис. 3.10. Графік для Border Collie (ліва).

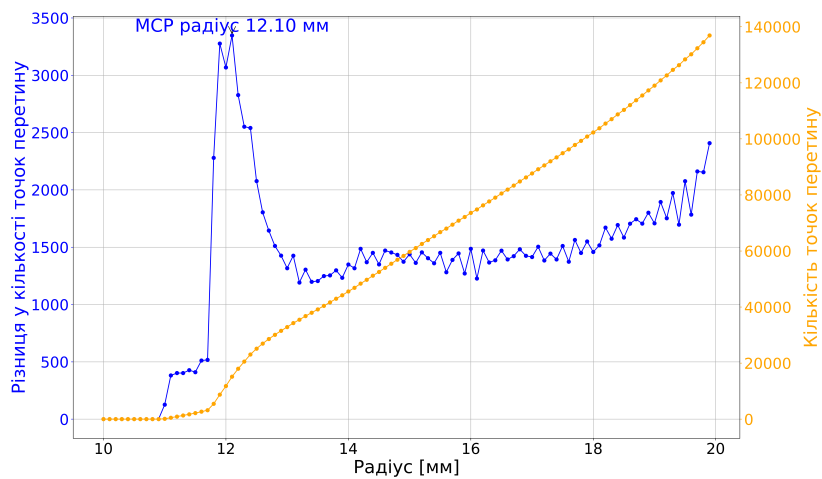


Рис. 3.11. Графік для Border Collie (права).

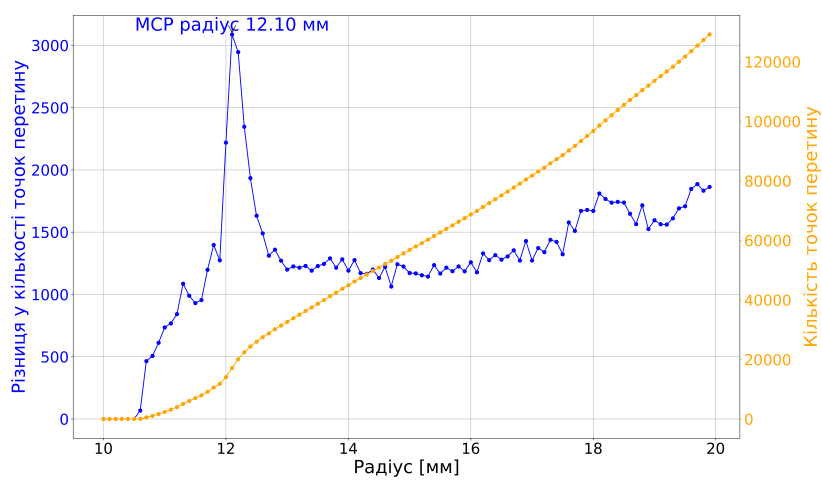


Рис. 3.12. Графік для BSH (ліва).

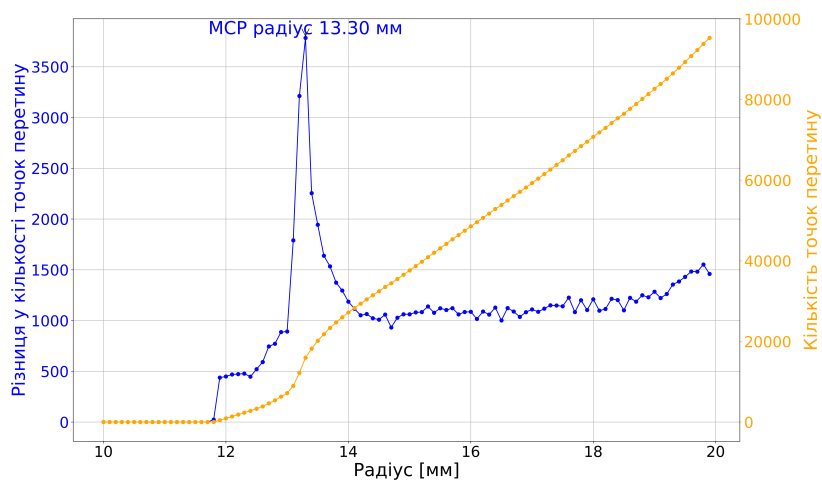


Рис. 3.13. Графік для BSH (права).

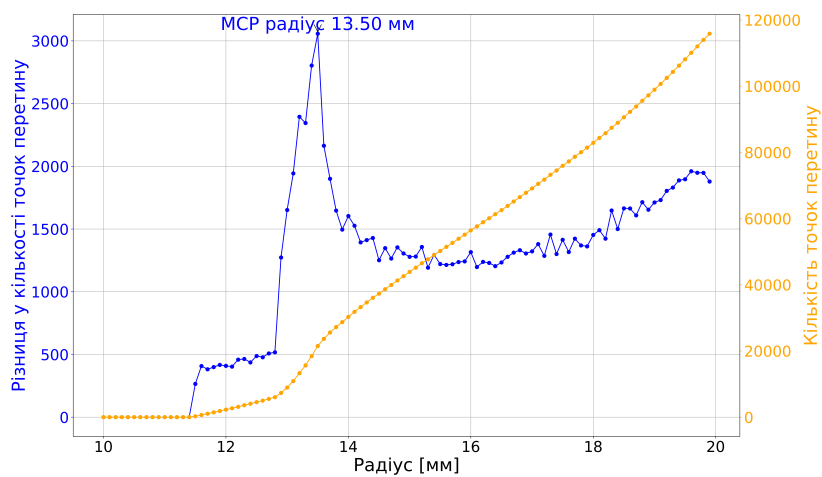


Рис. 3.14. Графік для DSH (ліва).

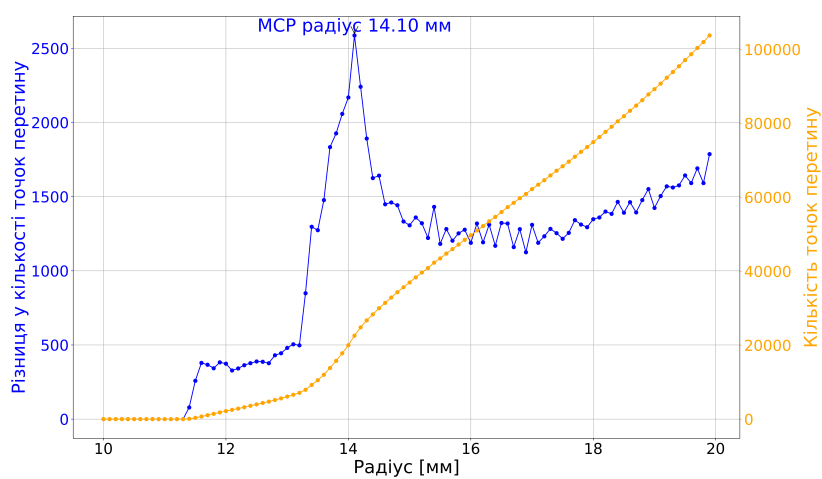


Рис. 3.15. Графік для DSH (права).

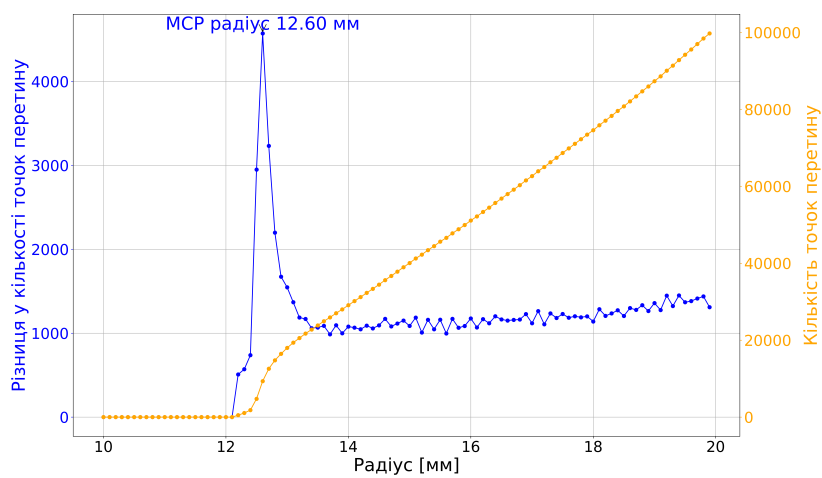


Рис. 3.16. Графік для Labrador Retriever (ліва).

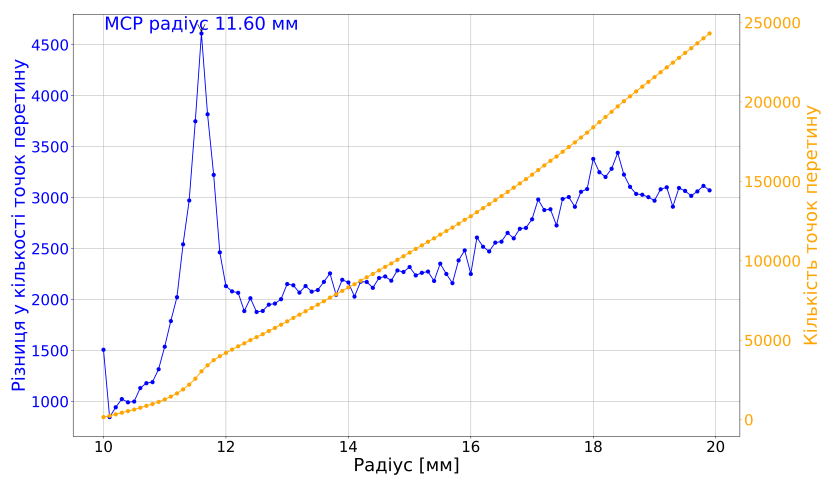


Рис. 3.17. Графік для Labrador Retriever (права).

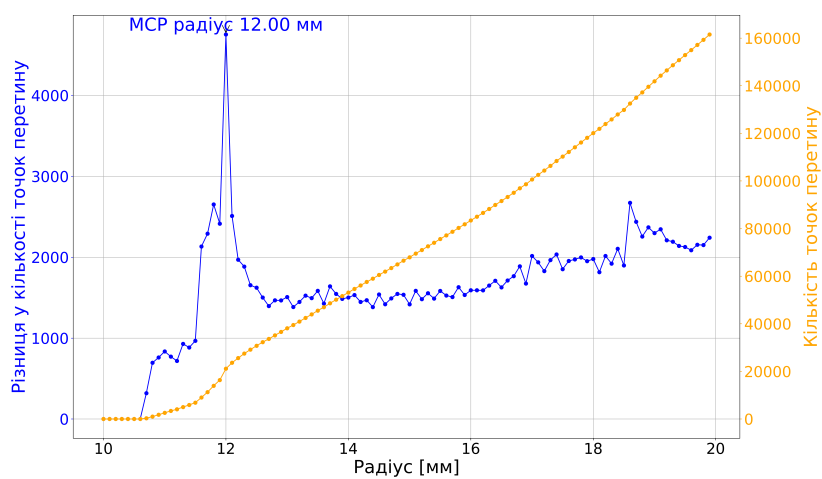


Рис. 3.18. Графік для Rottweiler (ліва).

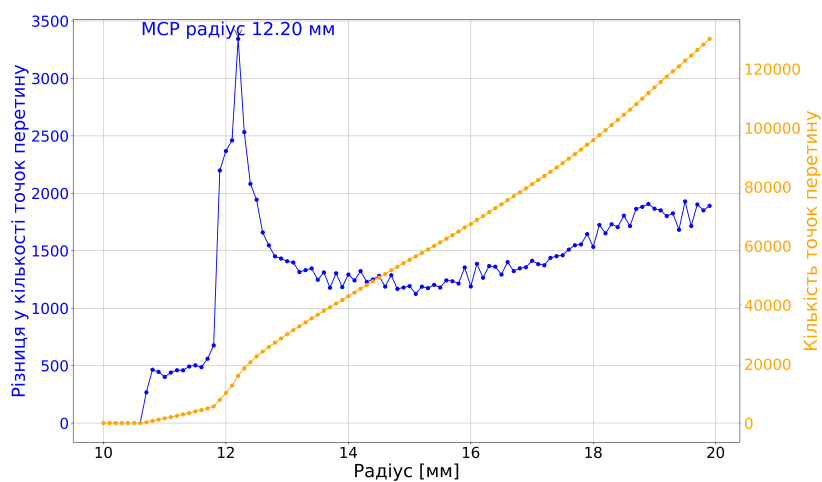


Рис. 3.19. Графік для Rottweiler (права).

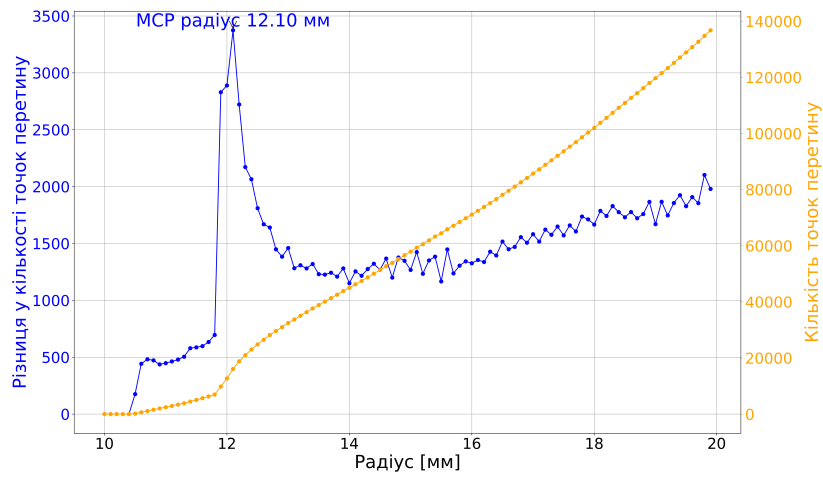


Рис. 3.20. Графік для Bullmastiff (ліва).

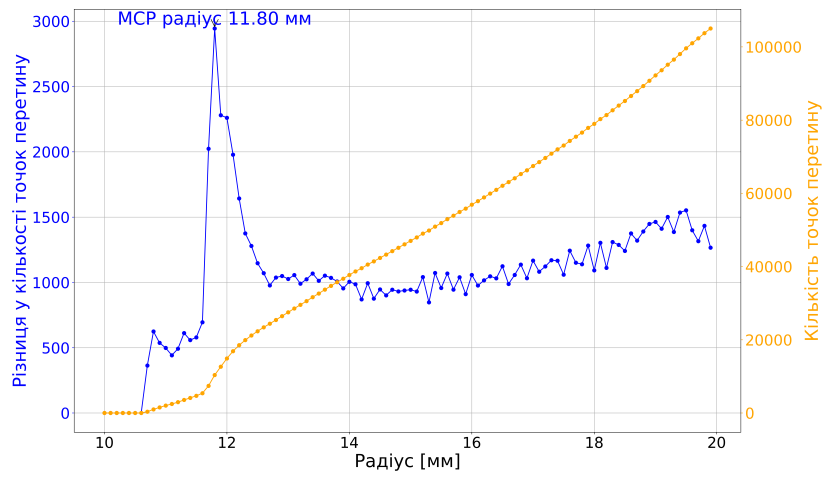


Рис. 3.21. Графік для Bullmastiff (права).

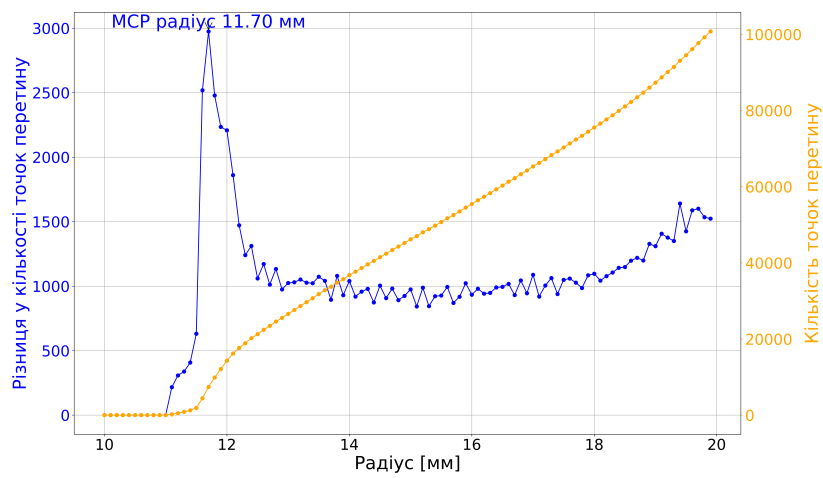


Рис. 3.22. Графік для DSH (ліва).

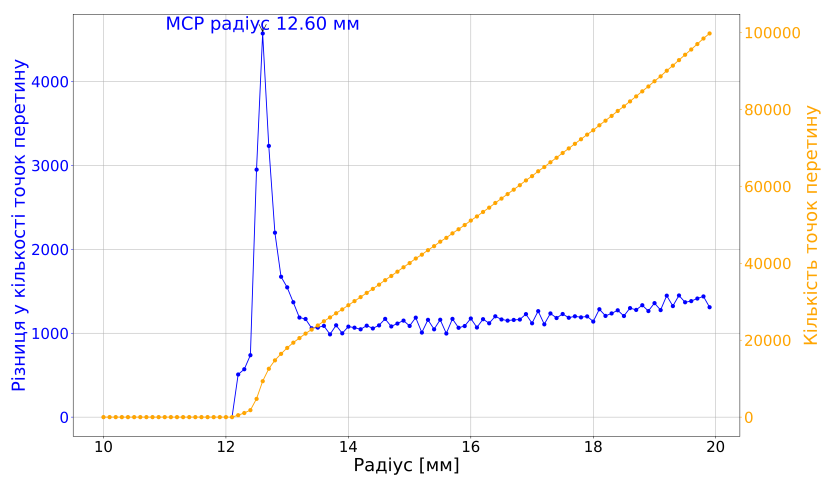


Рис. 3.23. Графік для DSH (права).

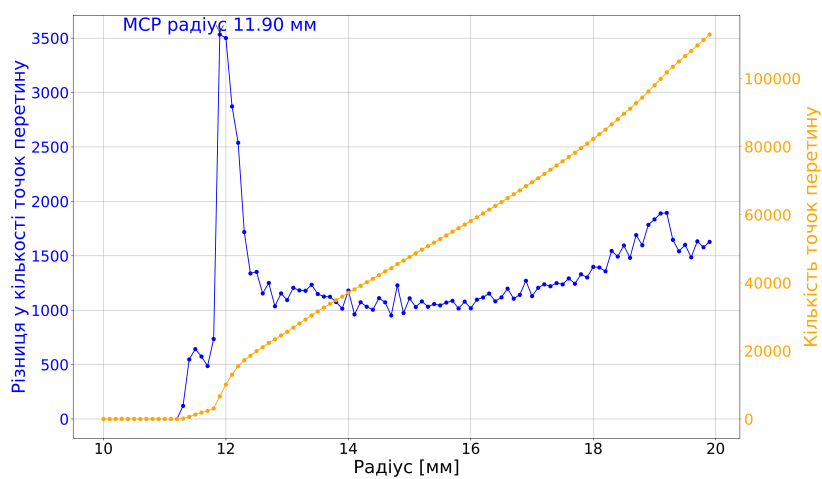


Рис. 3.24. Графік для Golden Retriever (ліва).

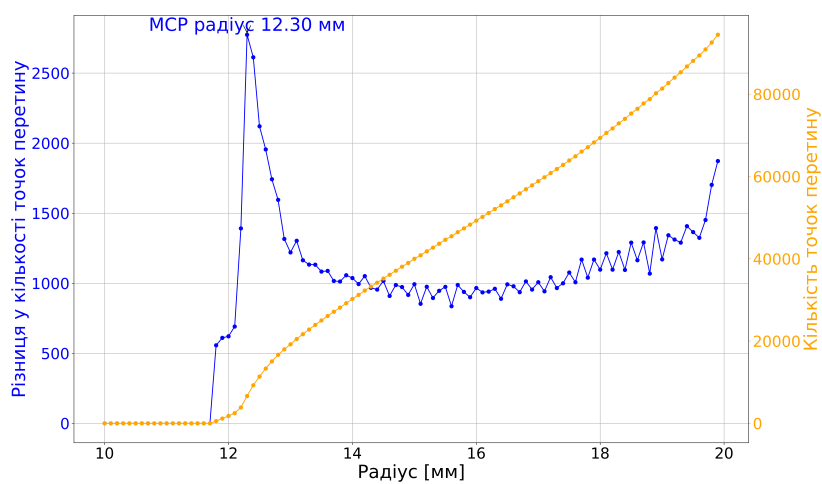


Рис. 3.25. Графік для Golden Retriever (права).

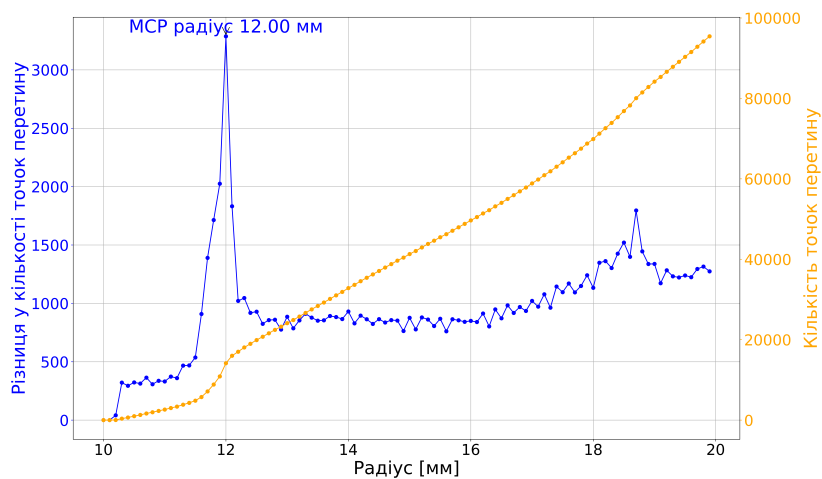


Рис. 3.26. Графік для Labrador Mischling (ліва).

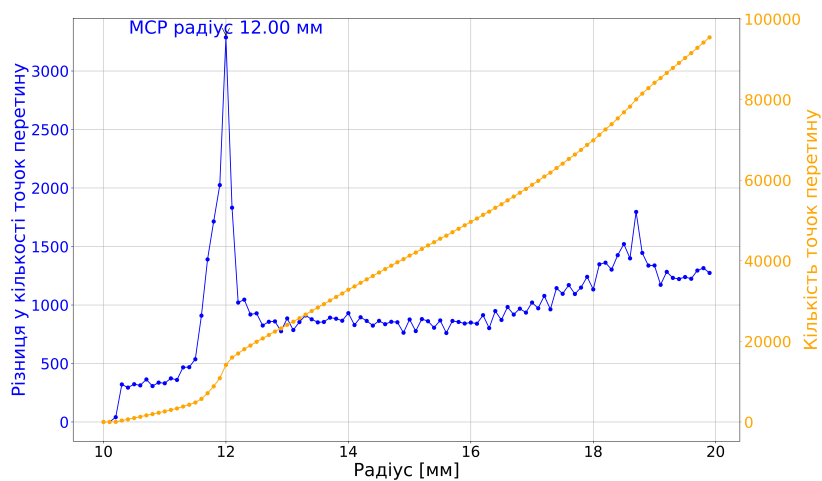


Рис. 3.27. Графік для Labrador Mischling (права).

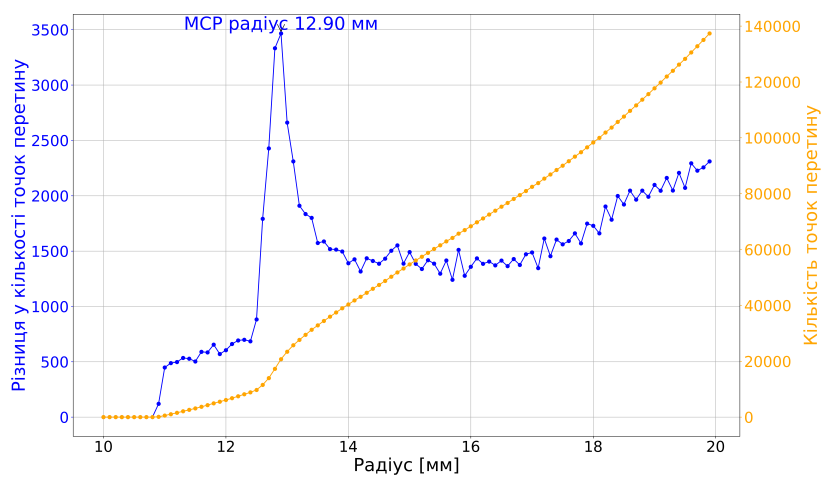


Рис. 3.28. Графік для Sennenhund (ліва).

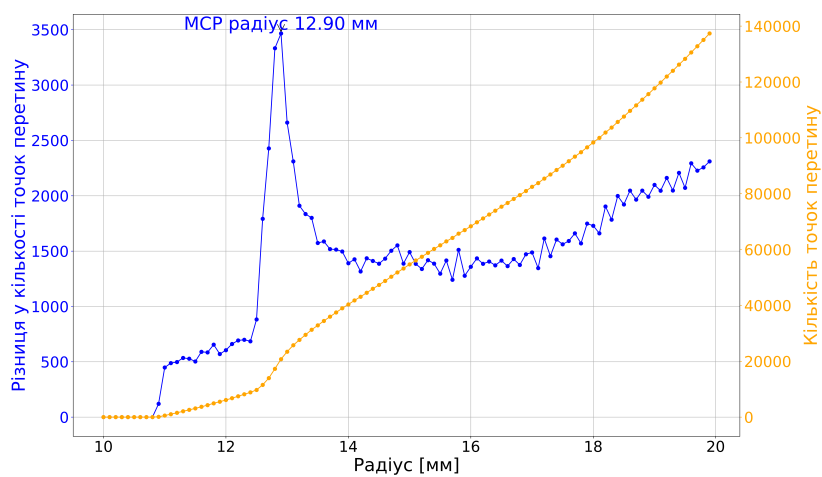


Рис. 3.29. Графік для Sennenhund (права).

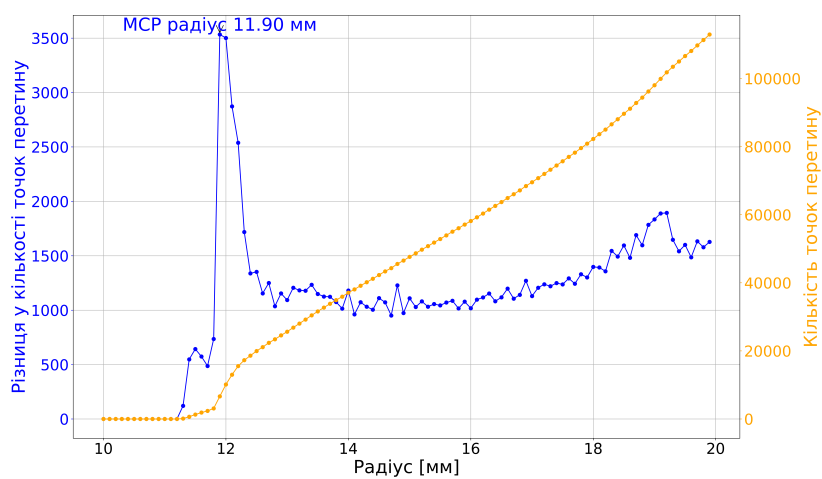


Рис. 3.30. Графік для Golden Retriever (ліва).

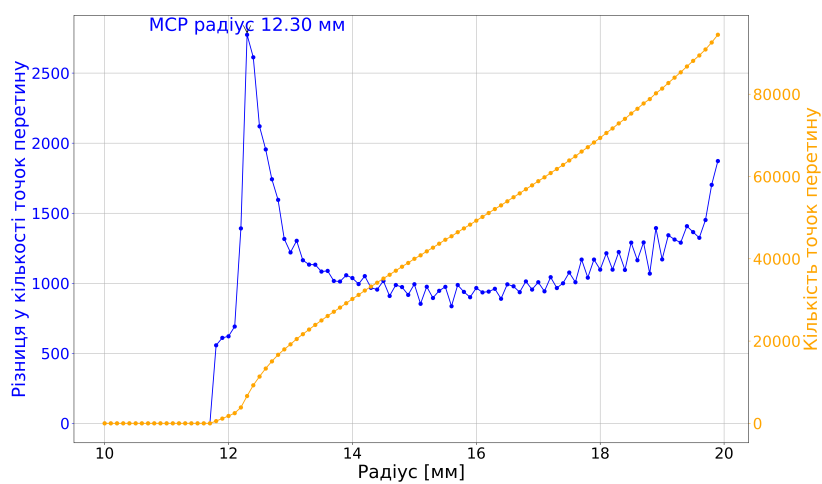


Рис. 3.31. Графік для Golden Retriever (права).

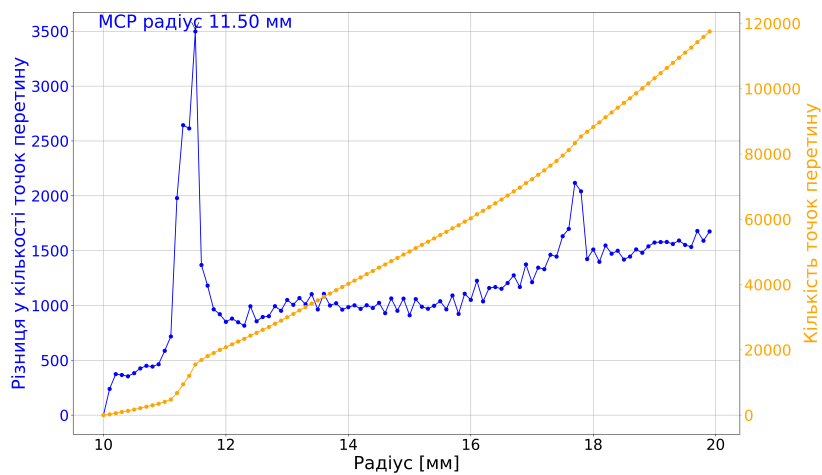


Рис. 3.32. Графік для Briard (ліва).

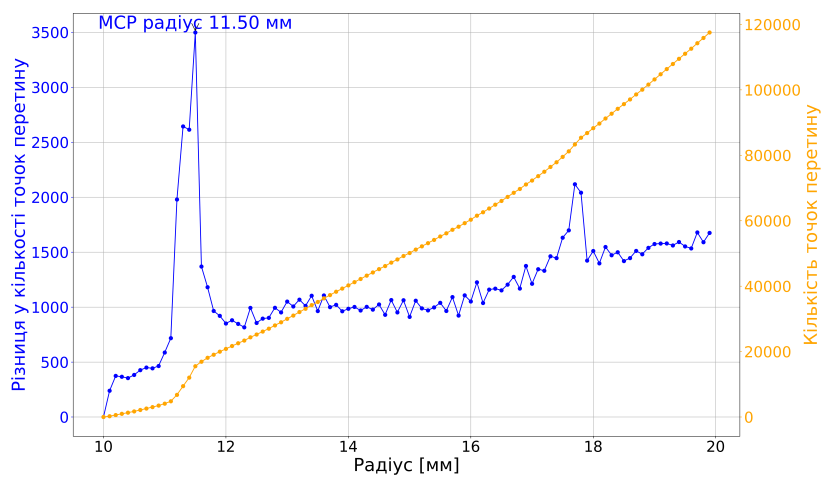


Рис. 3.33. Графік для Briard (права).

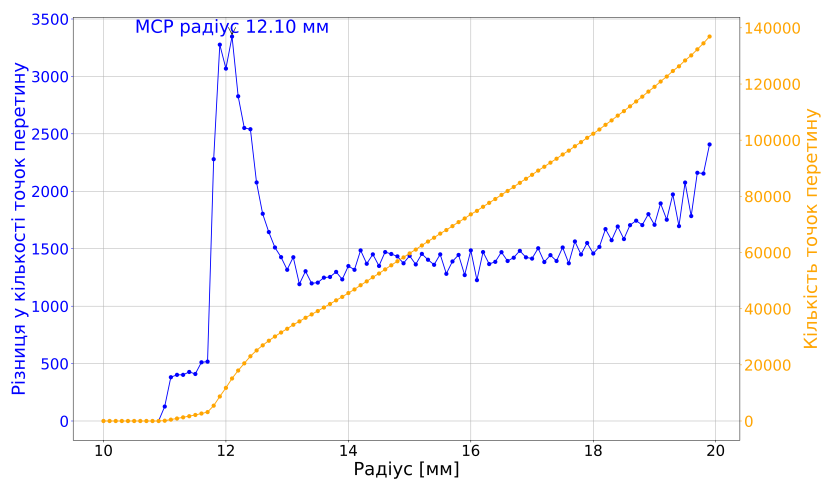


Рис. 3.34. Графік для Schäferhund Mischling (ліва).

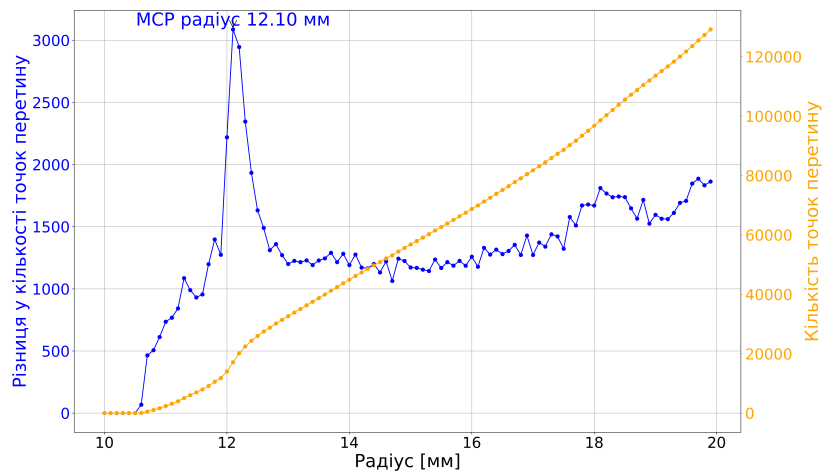


Рис. 3.35. Графік для Schäferhund Mischling (права).

3.5. Побудова контурів MCP у сферичній площині

Початковий контур, що описує форму MCP, було отримано при визначеному радіусі, який відповідає початку виділення області вінцевого відростка. Для кожної ліктьової кістки будувалися серії кривих перетину для сферичних шарів із радіусами від мінімального значення до фінального радіуса 20 мм. Це дозволяло зібрати повну інформацію про форму MCP на різних глибинах перетину.

Подальшим кроком обробки було перетворення всіх точок перетину у сферичну систему координат із центром у центрі сфери (рис. 3.36). Схема демонструє, як виконувалося перетворення з декартових координат (x, y, z) у сферичні (r, θ, φ) за стандартними формулами:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}, \quad \theta = \arccos\left(\frac{z}{r}\right), \quad \varphi = \arctan 2(y, x).$$

Оскільки всі точки перетину лежать на поверхні сферичних шарів, їх радіальна координата r залишається сталою для кожної окремої кривої. Це дозволяє значно спростити аналіз: замість роботи у тривимірному просторі дослідже-

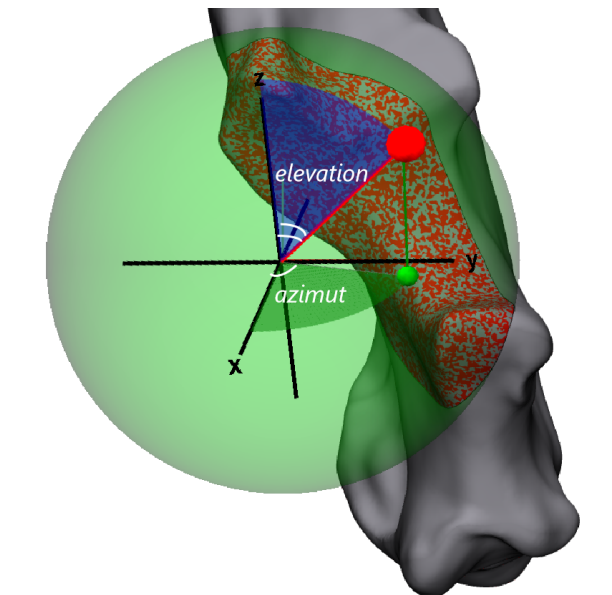


Рис. 3.36. Схематичне зображення перетворення декартових координат у сферичні: азимутальний кут (φ), кут підйому (θ) та радіус (r).

ння виконується у двовимірній площині (азимут–кут підйому), що полегшує побудову та аналіз контурів МСР.

Цей метод є зручним для нас, оскільки перехід у сферичні координати дозволяє перетворити тривимірну задачу на задачу побудови контурних ліній у 2D-просторі. Фактично кожна крива перетину у сферичних координатах представляє собою лінію постійного радіуса, що змінюється лише за азимутом та кутом підйому.

Далі було побудовано криві для кожного зразка у сферичних координатах. Ці криві демонструють реальну геометрію МСР у різних шарах та готують дані для подальшої обробки.

Для кожної кривої будувалися альфа-оболонки (`alpha_outline`), після чого виконувалася інтерполяція та згладжування кривих (`alpha2_pre`, `alpha2`, `alpha3`). Альфа-оболонки (*alpha shapes*) — це математичний підхід для побудови оболонки навколо набору точок, що є розширенням поняття опуклої оболонки. На відміну від опуклої оболонки, яка огортає всі точки гладкою кривою без урахування локальних заглиблень чи виступів, альфа-оболонка дозволяє враховувати локальні геометричні особливості об'єкта. Вона будується залежно від параметра `alpha`, який визначає рівень деталізації: при малому

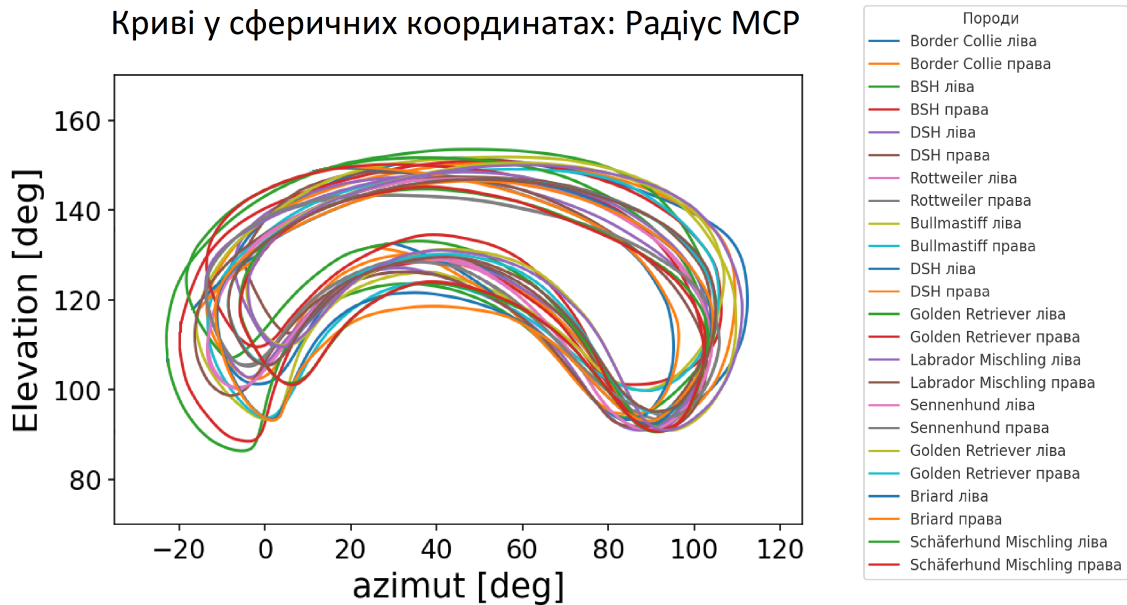


Рис. 3.37. Криві МСР у сферичних координатах для різних зразків.

α оболонка точно повторює форму хмари точок, тоді як при великому α форма стає більш згладженою.

Ми використали бібліотеку `alphashape` у Python через її зручність і гнучкість: вона дозволяє швидко будувати альфа-оболонки для наборів точок у 2D, що є ідеальним для наших кривих у сферичній площині. Альфа-оболонка допомагає не лише візуально виділити контур, але й отримати плавну замкнену лінію, яка може бути використана для подальшої інтерполяції та аналізу (рис. 3.37).

Далі ми виконали видалення частин контурів, що виходили за межі області МСР, яка нас цікавила (рис. 3.38). Згідно з анатомічними орієнтирами та результатами попереднього аналізу, було визначено, що тільки область з азимутальним кутом понад 50° точно відповідає геометрії МСР. Відповідно, у коді створювалася маска, яка залишала лише ті точки, для яких азимутальний кут перевищував 50° .

Після обрізки отримані криві, які залишилися у сферичних координатах, було конвертовано у полярні координати. Центр полярної системи координат обрано як точку $(82.5, 125)$, що визначено на основі аналізу розташування МСР

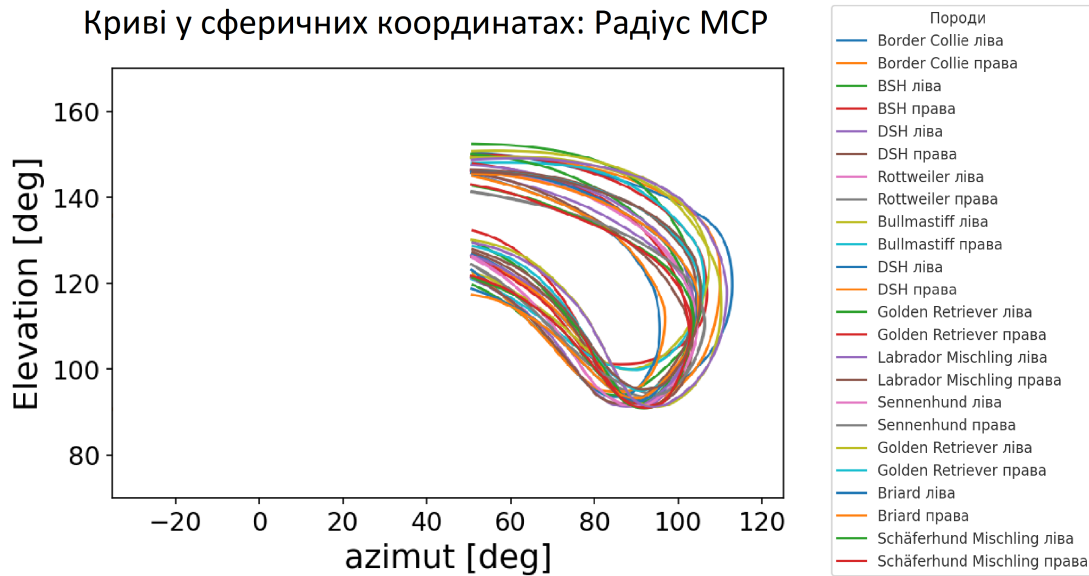


Рис. 3.38. Виділена частина контуру МСР після застосування маски (після обрізки при азимутальному куті 50°).

(див. рис. 3.39). Перехід у полярні координати дозволив представити криві у форматі «кут–радіус», що є зручним для подальшої обробки: інтерполяції, побудови усереднених кривих і моделювання форми МСР.

Подальший перехід у полярні координати дозволив отримати криві у форматі «кут–радіус», де центр полярної системи координат співпадає з геометричним центром виділеної області МСР. Таким чином ми будуємо серії кривих, що описують форму МСР на різних шарах, і готуємо їх до подальшої обробки: інтерполяції, згладжування та побудови усередненого контуру.

Основною метою цього кроку було нормалізувати дані кривих відповідно до сітки з кроком 0.5 градуса та підняти нижню межу також на 0.5 градуса для забезпечення повної узгодженості між усіма зразками. Це дозволяло створити новий масив із рівномірним розподілом даних і заповнити пропущені значення для досягнення цілісності.

Спочатку межі кутів було підлаштовано до потрібної сітки з урахуванням невеликого запасу для повного охоплення області. Після цього визначався діапазон кутів, на основі якого формувалася нова сітка, і створювався порожній масив для збереження значень у кожній точці цієї сітки.

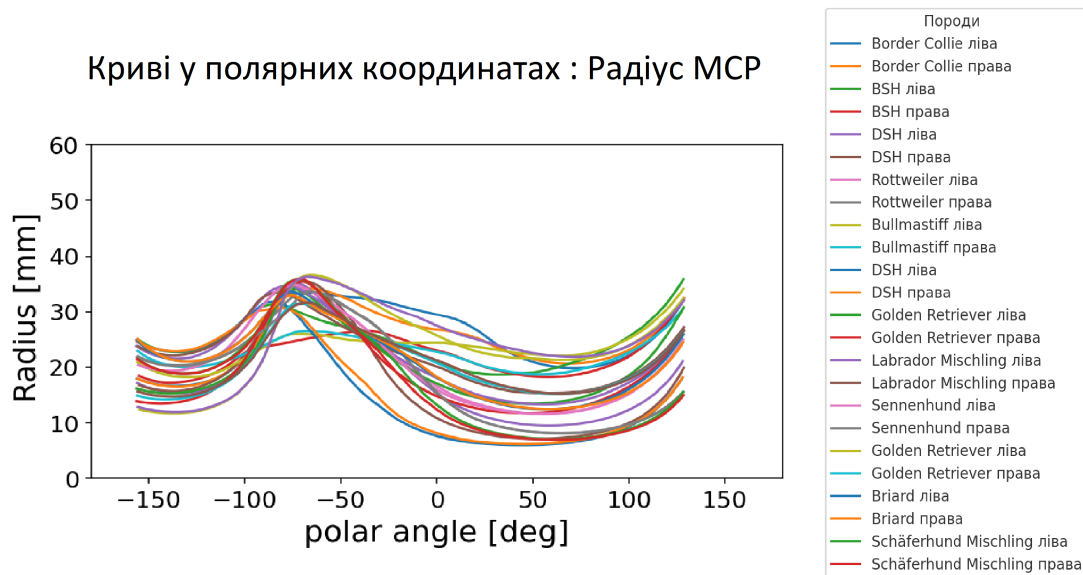


Рис. 3.39. Схематичне зображення полярної системи координат із центром у точці (82.5, 125), яка відповідає геометричному центру МСР.

На наступному кроці відбувалася обробка даних: для кожного сегмента виділялися полярні кути (по осі X) і відповідні значення радіусів (по осі Y). На основі цих даних будувалася інтерпольована крива, яка показувала медіанне значення радіуса у кожній точці сітки, з фіксованими кутами. Цей результат представлено на рис. 3.40, де синя лінія позначає **50-й перцентиль**, що відображає середній контур.

Далі інтерпольована крива конвертувалася назад у сферичні координати для подальшого використання. Для цього полярні кути поєднувалися з фіксованим значенням радіуса, після чого виконувалося перетворення у сферичну систему координат з центром, розташованим у точці (82.5, 125). Кути інтерпретувалися у градусах для точного відображення геометрії.

Після перетворення координати зміщувалися таким чином, щоб центр був у точці (0,0), що полегшувало подальші обчислення. Крива замикалася, доводячись до стандартного числа точок (1224), після чого спрощувалася приблизно до 448 точок і згладжувалася для досягнення плавної форми (рис. 3.41).

Заключним кроком стала побудова 3D-моделі. Точки кривої конвертувалися зі сферичних у прямокутні координати, формуючи поверхню майбутнього

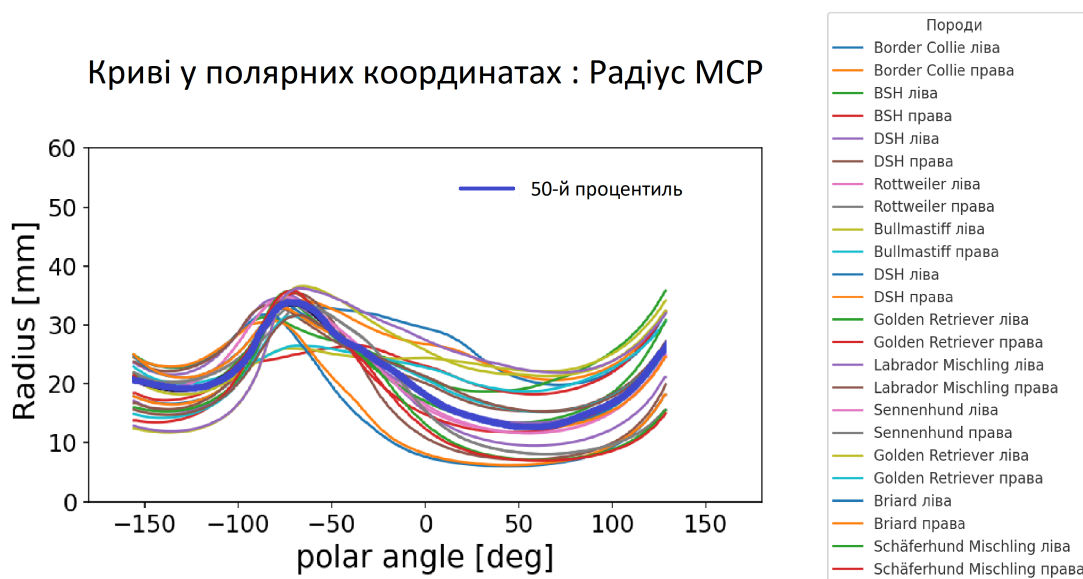


Рис. 3.40. Приклад обрізаних кривих у полярних координатах із побудованою інтерпольованою кривою (50-й процентиль).

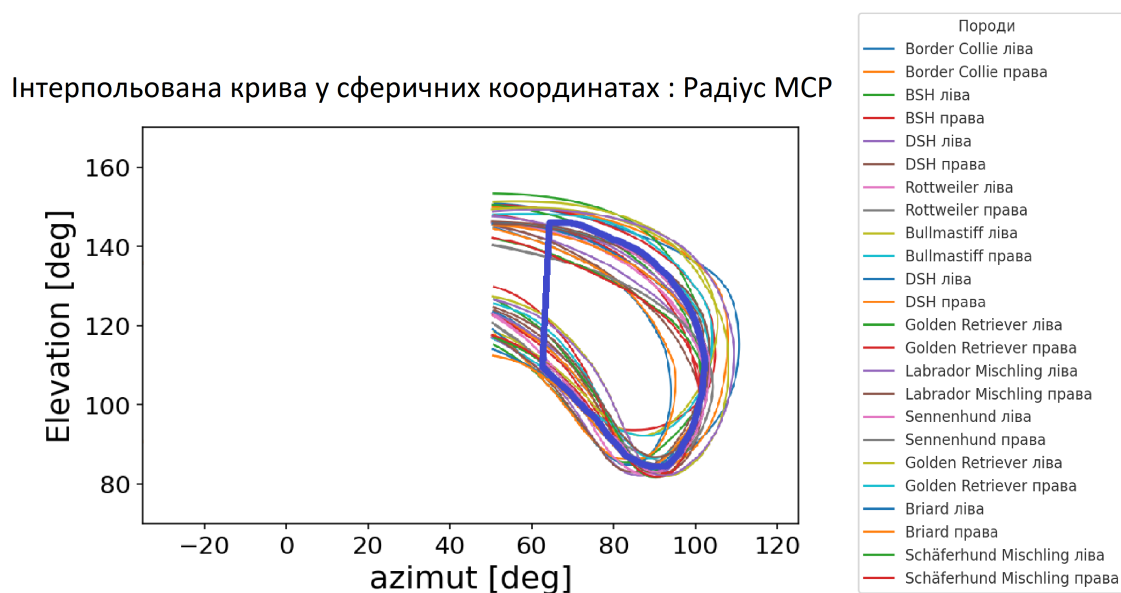


Рис. 3.41. Інтерпольована крива у сферичних координатах після спрощення та згладжування.

Фінальна модель у сферичних координатах

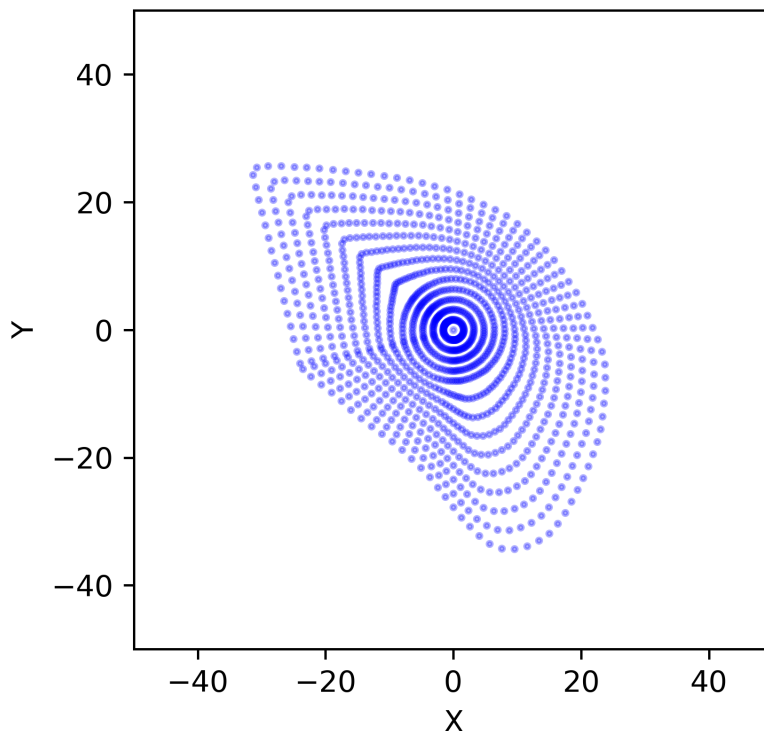


Рис. 3.42. Фінальна 3D-модель МСР у сферичних координатах, побудована на основі усередненої кривої.

імпланту МСР. На основі цих даних створювалася сітка з заданою роздільною здатністю та необхідними параметрами для точної геометричної реконструкції (рис. 3.42). Готова сітка експортувалася у форматі `.obj` для подальшого використання у проектуванні та виробництві імплантів.

Усі описані вище кроки моделювання були виконані не лише для основного радіусу МСР, а також для серії радіусів, що поступово розширювалися у глибину. Зокрема, для кожного зразка будувалися додаткові контури із кроком 0.3 мм углиб МСР, усього 8 разів (тобто на глибину до 2.4 мм). Такий підхід дозволяє створювати не просто поверхневий контур, а повноцінну об'ємну модель імпланту, яка має задану товщину та форму у трьох вимірах. Це показано на рис. 3.43, де представлено накладання кількох побудованих шарів імпланту на модель ліктьової кістки собаки. Така візуалізація демонструє, як модель імпланту формується із серії паралельних контурів, що поступово заглиблюються у поверхню МСР, створюючи об'ємну конструкцію.



Рис. 3.43. Візуалізація об'ємної моделі імпланту: накладання кількох контурів (шарів) на поверхню ліктьової кістки собаки.

Реалізований Python-скрипт дозволяє гнучко регулювати кількість шарів і розмір кроку, що відкриває можливість адаптувати модель під анатомічні особливості або під вимоги до майбутнього імпланту. Важливо підкреслити, що хоч такий підхід вже дозволяє отримати об'ємну геометрію МСР, оптимальна глибина та конфігурація імпланту потребують подальших біомеханічних досліджень.

3.6. Валідація точності побудованої моделі імпланту

Валідація геометричної моделі вінцевого відростка (МСР) дозволила оцінити точність відповідності імпланту анатомічній формі ліктьової кістки собаки. Такий аналіз необхідний для перевірки, чи забезпечує імплант правильне розташування у суглобі та мінімізує ризики перевантаження або надмірного стирання під час використання.

Валідація виконувалася методом побудови радіальних променів від центру сфери (центра голівки плечової кістки) до поверхні ліктьової кістки з накладеним імплантом (рис. 3.44). Це дозволяло визначити положення імпланту щодо кістки по всій площі контакту.

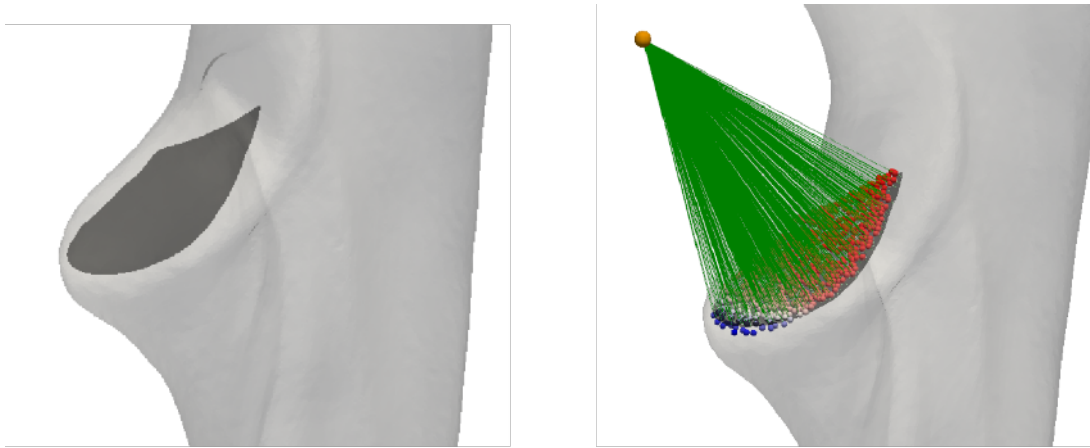


Рис. 3.44. Схема валідації моделі імпланту: (зліва направо) модель імпланту на кістці, побудова радіальних променів від центру сфери до поверхні кістки.

Поверхню імпланту було реконструйовано з рівномірною густиною точок по всій площі (500 точок). Це усунуло надмірну концентрацію точок у центральних ділянках і забезпечило об'єктивну оцінку точності по всій поверхні імпланту.

Аналіз показав три варіанти взаємного положення:

- 1) Імплант заглиблений у поверхню кістки — показує надмірне вбудовування;
- 2) Імплант виступає над поверхнею кістки — ризик надмірного контакту;
- 3) Імплант максимально відповідає поверхні кістки — оптимальне прилягання.

Відстані між поверхнею імпланту та кісткою інтерпретувалися так:

- від'ємні значення — імплант виступає над кісткою;
- додатні значення — імплант заглиблений;
- значення близькі до нуля — висока точність моделі.

Результати показані на карті відстаней (рис. 3.45), яка дозволяє оцінити точність і виявити ділянки, що потребують корекції.

Після побудови карти відстаней між імплантом і поверхнею ліктьової кістки проведено кількісну оцінку точності. Було обчислено середньоквадратичне відхилення (RMSD) між точками поверхні імпланту та відповідними точками поверхні кістки. RMSD є основним показником якості суміщення, оскільки узагальнено відображає середнє відхилення імпланту від анатомічної форми.

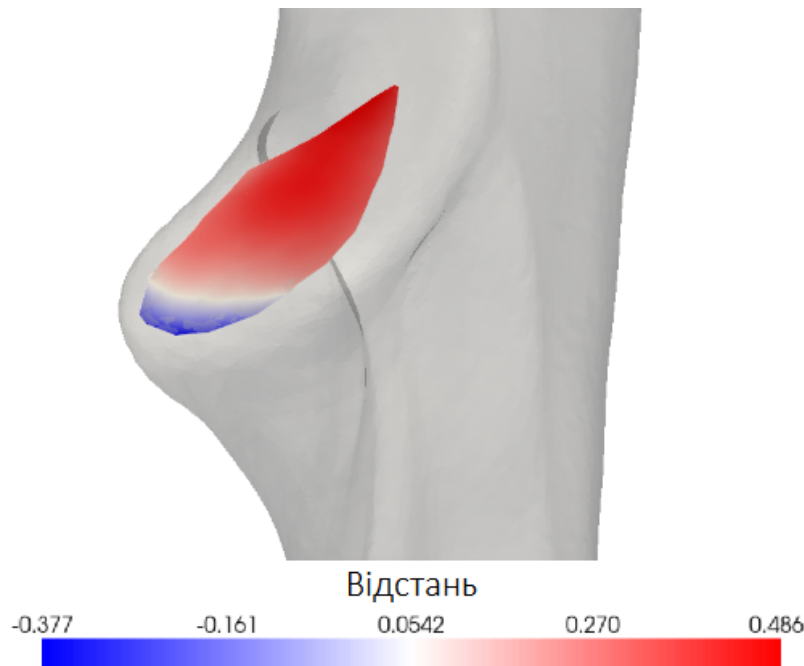


Рис. 3.45. Карта точності: відстані між поверхнею імпланту та кістки (червоний — імплант нижче кістки, синій — вище, білий — ідеальне прилягання).

Для зручності інтерпретації результати було класифіковано за трьома категоріями:

- **Відмінна відповідність:** $\text{RMSD} < 0.5$ мм;
- **Задовільна відповідність:** $0.5 \text{ мм} \leq \text{RMSD} \leq 1$ мм;
- **Незадовільна відповідність:** $\text{RMSD} > 1$ мм.

Розподіл показано на гістограмі (рис. 3.46): 38.5% (5 собак) потрапили до категорії відмінної відповідності, 53.8% (7 собак) — до задовільної, і лише 7.7% (1 собака) продемонстрували незадовільні результати. Це свідчить про загальну високу точність моделі та ефективність використаного підходу.

Для ілюстрації результатів було створено приклади карт відстаней (рис. 3.47), що демонструють три типові сценарії:

- 1) Відмінна відповідність: імплант майже повністю збігається з поверхнею кістки (карта має переважно нейтральний колір);
- 2) Задовільна відповідність: локальні відхилення невеликі, з окремими ділянками більш виражених різниць;

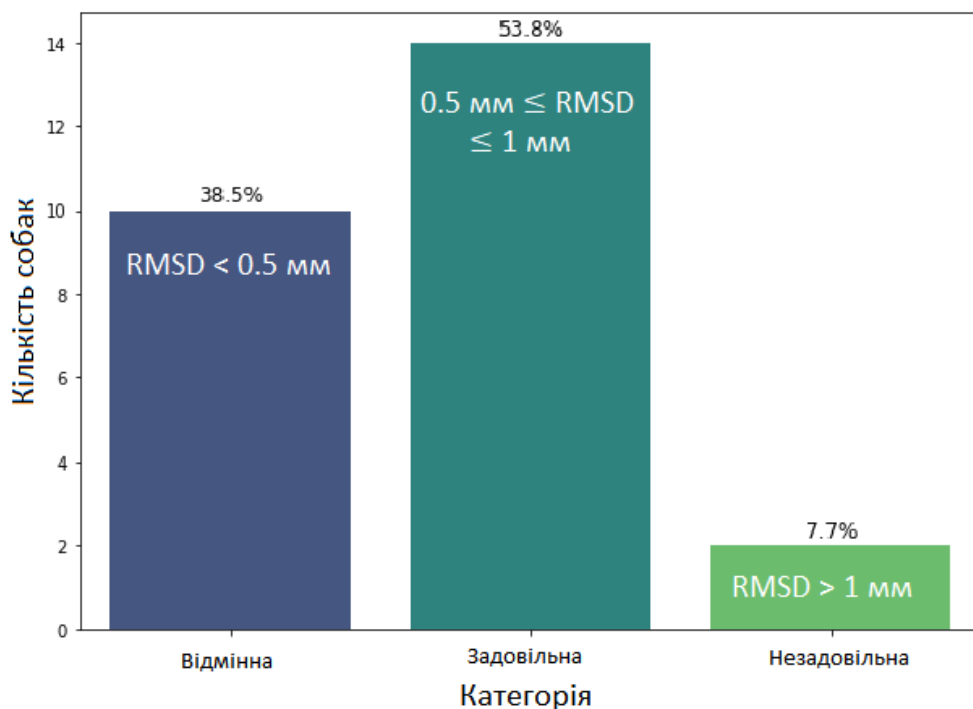


Рис. 3.46. Гістограма класифікації результатів за рівнем середньоквадратичного відхилення (RMSD) між поверхнями імпланту та кістки.

3) Незадовільна відповідність: чітко виділяються ділянки значних відхилень, що потребує вдосконалення моделі.

Ці карти дозволяють оцінювати якість не лише за числовими показниками, а й візуально.

Попередня валідація дала змогу оцінити точність моделі імпланту для кожної собаки окремо, порівнюючи його поверхню з відповідною ліктьовою кісткою. Однак для створення універсального імпланту важливо визначити, наскільки отримана форма підходить одразу для всіх зразків, щоб підтвердити її придатність для різних анатомічних варіантів.

Для цього було обрано єдиний центр у полярних координатах — точку (82.5; 125), використану на попередніх етапах побудови контурів МСР. Від цього центру проводили серію променів до всіх поверхонь кісток у наборі даних, що дозволило отримати загальний розподіл відстаней між імплантом і кістками (рис. 3.48).

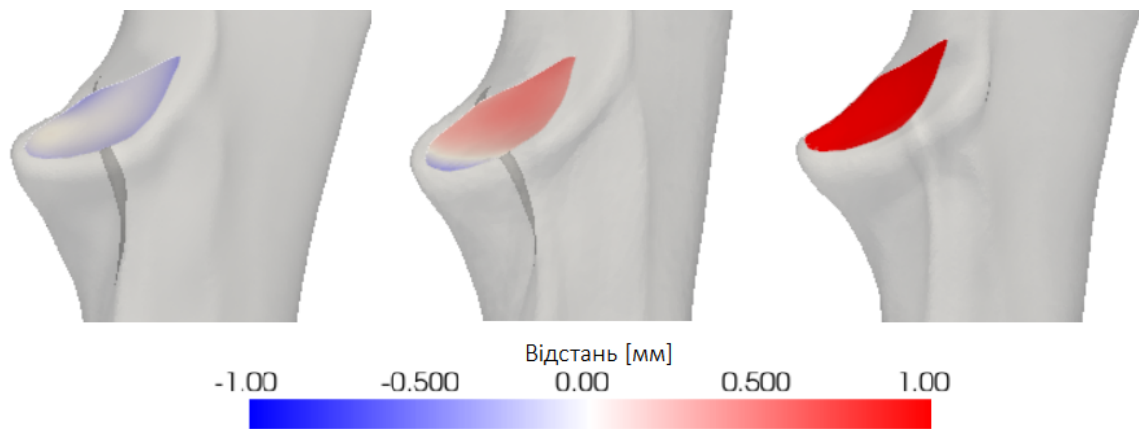


Рис. 3.47. Приклади карт відстаней: зліва направо — відмінна відповідність, задовільна відповідність, незадовільна відповідність.

Результати представлені у вигляді кумулятивної кривої розподілу (рис. 3.49), яка показує загальну відповідність моделі: близько 75% усіх відстаней не перевищують 0.5 мм, а понад 95% — у межах 1 мм. Це свідчить про високу точність при узагальненні на всі кістки. Середнє значення $RMSD = 0.49$ мм підтверджує відповідність моделі типовій анатомічній формі МСР.

Наступний етап аналізу був спрямований на оцінку не лише основного шару імпланту МСР, а й додаткових шарів, що моделюють структуру кістки у глибину. Ідея полягала у створенні серії контурів, які описують форму МСР на різних рівнях, що дозволяє змоделювати повноцінну об'ємну структуру імпланту.

Для кожного шару проводили валідацію аналогічним способом: у полярній системі координат розраховували відстані між контуром усередненого імпланту (50-й центиль) та відповідними контурами кожної ліктьової кістки. Це дозволяло отримати набір відстаней у форматі «кут – радіус» для кожного зразка на кожному рівні глибини.

Далі розраховували середньоквадратичні відхилення (RMS), що дозволяло кількісно оцінити точність відповідності імпланту до кістки на різних глибинах. Для кожного шару будували гістограми абсолютних відстаней та обчислювали відносні відхилення (у відсотках до радіуса кривої).

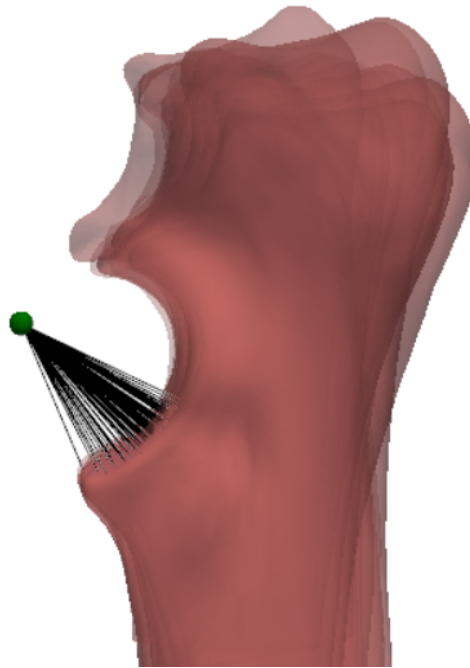


Рис. 3.48. Приклад побудови променів від центру полярних координат до поверхонь усіх кісток.

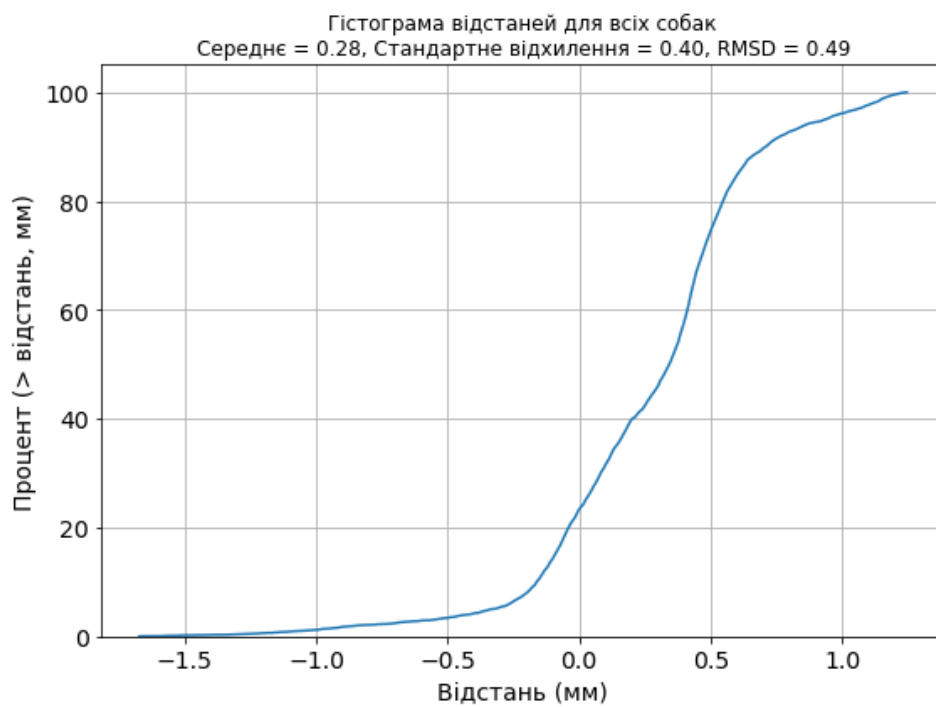
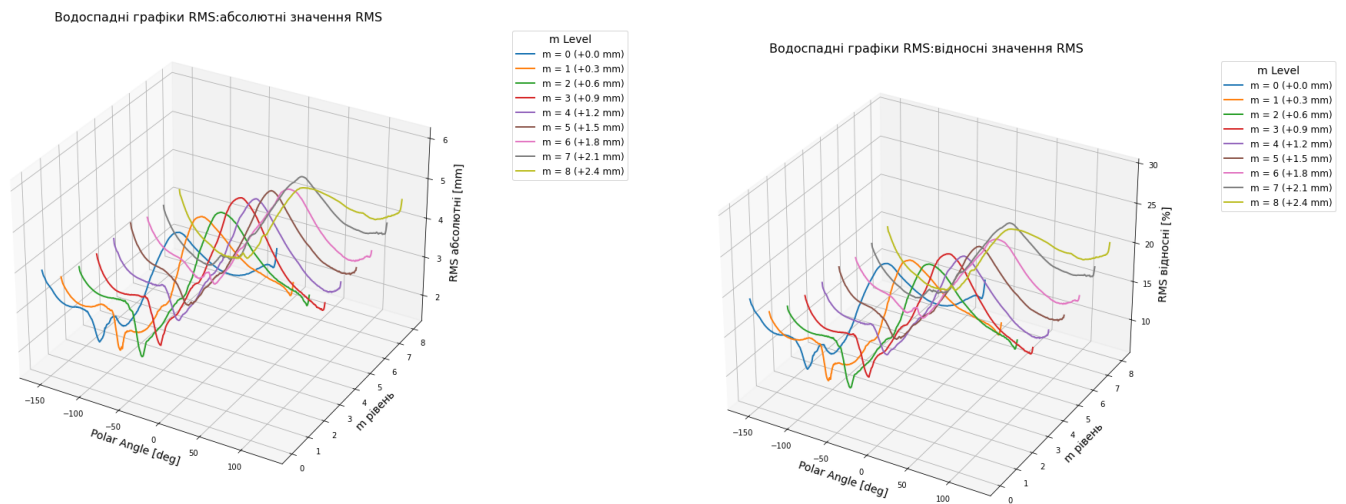


Рис. 3.49. Розподіл відстаней між імплантом і всіма кістками: гістограма та кумулятивна функція.



(а) Абсолютні значення RMS залежно від кута і глибини.

(б) Відносні RMS (%) залежно від кута і глибини.

Рис. 3.50. Водоспадні графіки RMS для різних рівнів глибини імпланту: (а) абсолютні значення; (б) відносні значення. Кожна лінія відповідає певному рівню глибини.

Результати представлені на рис. 3.50: - ліва діаграма демонструє абсолютні значення RMS залежно від кута і глибини (кожна лінія відповідає окремому рівню, від 0 мм до +2.4 мм); - права діаграма показує відносні RMS (%), що дозволяє оцінити не лише абсолютні, а й пропорційні відмінності між формами.

Графіки показують, що відхилення зростають із кожним наступним шаром, що очікувано, оскільки глибші шари поступово відходять від поверхневої форми, яка взята за основу.

Такий підхід дозволяє не лише створювати об'ємний імплант із заданою товщиною, а й контролювати точність на кожному рівні, що є важливою перевагою для протезування.

3.7. Висновки до розділу

У цьому розділі представлено повний цикл геометричного моделювання медіального вінцевого відростка ліктьової кістки собаки з використанням морфометричного аналізу та статистичної обробки даних. Встановлено чіткі анатомічні закономірності між основними параметрами ліктьового суглоба,

що підтверджує можливість масштабування імплантів залежно від вагової категорії тварини.

Розроблено методику побудови контурів МСР на основі послідовних сферичних перетинів і трансформації у сферичні та полярні координати, що дозволило створити узагальнену модель імпланта. Проведено детальну валідацію точності моделі, яка показала високу відповідність імпланта до анатомічної форми кістки у більшості зразків (середнє RMSD = 0.49 мм). Крім того, здійснено оцінку точності на різних глибинах імпланта, що дозволило дослідити стабільність моделі в об'ємному форматі.

Отримані результати підтверджують ефективність застосованого підходу для створення імплантів узагальненої форми з можливістю масштабування та подальшого вдосконалення. Побудована модель і запропонований алгоритм можуть бути використані як основа для розробки індивідуалізованих ортопедичних конструкцій у ветеринарній практиці.

ВИСНОВКИ

У цій магістерській дисертації було розроблено комплексну методику для геометричного аналізу, морфометрії та моделювання дистального відділу плечової і ліктьової кісток собак з метою створення узагальненої форми імпланту вінцевого відростка. Дослідження поєднало етапи автоматизованої побудови анатомічних орієнтирів і геометричних трансформацій, що забезпечило стандартизацію просторової орієнтації моделей і підвищило точність морфометричних вимірювань. Отримані результати свідчать про ефективність методики та демонструють її придатність для використання у ветеринарній ортопедії.

- Розроблено алгоритм автоматизованої побудови анатомічних орієнтирів та вісі згинання-розгинання для стандартизації моделей ліктьового суглоба собак.
- Створено програмний інструмент для вирівнювання та масштабування 3D-моделей кісток відповідно до єдиної системи координат.
- Виявлено високий ступінь кореляції між висотними та глибинними параметрами суглобових поверхонь (наприклад, $r = 0.92$ для пари МТН–ТН).
- Підтверджено можливість створення масштабованих моделей імплантів для різних розмірів собак.
- Побудовано узагальнену модель вінцевого відростка ліктьової кістки з використанням методів сферичної інтерполяції та альфа-оболонок.
- Оцінено точність моделі імпланту за допомогою валідації: середній RMSD між імплантом і поверхнею кістки становив 0.49 ± 0.18 мм.
- Проведено аналіз залежності точності моделі від глибини імпланту, що підтвердив зростання відхилень при збільшенні глибини, однак навіть на глибині $+2.4$ мм RMSD не перевищував 1.2 мм.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Canine elbow dysplasia: Medial compartment disease and osteoarthritis /. K. A. Bruecker [et al.] // *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. — 2021. — Vol. 51, no. 2. — P. 475–515. — DOI: 10.1016/j.cvsm.2020.12.008.
2. Cook. C. R., Cook. J. L. Diagnostic imaging of canine elbow dysplasia: A review // *Veterinary Surgery*. — 2009. — Vol. 38, no. 2. — P. 144–153. — DOI: 10.1111/j.1532-950X.2008.00481.x.
3. Fitzpatrick. N., Bertran. J., Solano. M. Sliding humeral osteotomy: medium-term objective outcome measures and reduction of complications with a modified technique // *Veterinary Surgery*. — 2015. — Vol. 44, no. 2. — P. 137–149. — DOI: 10.1111/j.1532-950X.2014.12213.x.
4. Wendelburg. K., Beale. D. Medium and Long Term Evaluation of Sliding Humeral Osteotomy in Dogs // *Veterinary Surgery*. — 2014. — DOI: 10.1111/J.1532-950X.2014.12252.X. — Volume and pages not available.
5. Negrillo-Cárdenas. J., Jiménez-Pérez. J.-R., Feito. F. R. Automatic detection of distal humerus features: First steps // *Proceedings of the 14th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications (VISIGRAPP)*. — 2019. — P. 354–359. — DOI: 10.5220/0007686103540359.
6. Constantinescu. G. M., Constantinescu. I. A. A Clinically Oriented Comprehensive Pictorial Review of Canine Elbow Anatomy // *Veterinary Surgery*. — 2009. — Vol. 38. — P. 135–143. — DOI: 10.1111/j.1532-950X.2008.00480.x.
7. Geometry of the humeroulnar joint /. R. Shiba [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. — 1988. — Vol. 6. — P. 897–906.

8. IMAIOS. e-Anatomy: Upper Limb – MRI Elbow. — 2025. — Accessed: 2025-02-15.
9. An anthropometric study of the distal humerus /. S. J. Desai [et al.] // Journal of Shoulder and Elbow Surgery. — 2014. — Vol. 23. — P. 463–469. — DOI: 10.1016/j.jse.2013.11.026.
10. Surface morphology of the capitellum: Implications for computer-assisted surgery /. C. P. McDonald [et al.] // Proceedings of the 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. — 2014. — Volume and pages not available.
11. Computer assisted surgery of the distal humerus can employ contralateral images for pre-operative planning, registration, and surgical intervention /. C. P. McDonald [et al.] // Journal of Shoulder and Elbow Surgery. — 2009. — Vol. 18. — P. 469–477. — DOI: 10.1016/j.jse.2009.01.028.
12. The use of surface-based registration to facilitate total elbow arthroplasty in the absence of key anatomical landmarks /. C. P. McDonald [et al.] // Proceedings of the ASME 2008 Summer Bioengineering Conference. — 2008. — DOI: 10.1115/SBC2008-193183. — Volume and pages not available.
13. Morphologic evaluation of the ulna /. F. Akpınar [et al.] // Acta Orthopaedica Scandinavica. — 2003. — Vol. 74, no. 4. — P. 415–419. — DOI: 10.3109/17453670310015633.
14. The flat spot of the proximal ulna: A useful anatomic landmark in total elbow arthroplasty /. N. Duggal [et al.] // Journal of Shoulder and Elbow Surgery. — 2004. — Vol. 13, no. 2. — P. 206–207. — DOI: 10.1016/j.jse.2004.01.007.
15. Morphologic analysis of the proximal ulna with special interest in elbow implant sizing and alignment /. J. R. Brownhill [et al.] // Journal of Shoulder

- and Elbow Surgery. — 2009. — Vol. 18. — P. 27–32. — DOI: 10.1016/j.jse.2008.03.008.
16. Kamineni. S., Morrey. B. F. Proximal ulnar reconstruction with strut allograft in revision total elbow arthroplasty // *Journal of Bone and Joint Surgery American*. — 2004. — Vol. 86, no. 6. — P. 1223–1229. — DOI: 10.2106/0004623-200406000-00017.
 17. Michelsen. J. Canine elbow dysplasia: Aetiopathogenesis and current treatment recommendations // *The Veterinary Journal*. — 2013. — Vol. 196, no. 1. — P. 12–19. — DOI: 10.1016/j.tvjl.2012.11.009.
 18. *Енциклопедія Сучасної України. Ортопедія*. — 2022. — Accessed: 2025-01-20. Державна наукова установа «Енциклопедичне видавництво».
 19. Effect of proximal abducting ulnar osteotomy (PAUL) on frontal plane thoracic limb alignment: An ex vivo canine study /. A. Amadio [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2020. — DOI: 10.1111/vsu.13425. — Volume and pages not available.
 20. Effect of the Proximal Abducting Ulnar Osteotomy on Intra-Articular Pressure Distribution and Contact Mechanics of Congruent and Incongruent Canine Elbows Ex Vivo /. M. McConkey [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2016. — Vol. 45, no. 3. — P. 347–355. — DOI: 10.1111/vsu.12456.
 21. Complications after proximal abducting ulnar osteotomy and prognostic factors in 66 dogs /. A. Danielski [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2021. — Vol. 51. — P. 136–147. — DOI: 10.1111/vsu.13697.
 22. Proximal Abduction Ulnar Osteotomy (PAUL): Short- and Long-Term Evaluation in Dogs Presenting Medial Compartment Disease /. C. Ballester [et al.] // *Animals: an Open Access Journal from MDPI*. — 2022. — Vol. 12. — DOI: 10.3390/ani12040466. — Pages not available.

23. Coghill. F., Ho-Eckart. L., Baltzer. W. Mid- to Long-Term Outcome after Arthroscopy and Proximal Abducting Ulnar Osteotomy Versus Arthroscopy Alone in Dogs with Medial Compartment Disease: Thirty Cases // *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. — 2020. — Vol. 34. — P. 085–090. — DOI: 10.1055/s-0040-1716843.
24. The Effect of Sliding Humeral Osteotomy (SHO) on Frontal Plane Thoracic Limb Alignment: An Ex Vivo Canine Cadaveric Study /. A. Breitenreicher [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2016. — Vol. 45, no. 8. — P. 1095–1107. — DOI: 10.1111/vsu.12574.
25. Techniques of application and initial clinical experience with sliding humeral osteotomy for treatment of medial compartment disease of the canine elbow /. N. Fitzpatrick [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2009. — Vol. 38, no. 2. — P. 261–278. — DOI: 10.1111/j.1532-950X.2008.00493.x.
26. Radiographic, surgeon, and owner assessment of the BioMedtrix TATE® elbow arthroplasty /. R. J. De Sousa [et al.] // *Veterinary Surgery*. — 2016. — Vol. 45, no. 6. — P. 726–735. — DOI: 10.1111/vsu.12508.
27. Acker R. TATE elbow development // *Proceedings of the WVOC*. — Bologna, Italy, 15.09.2010—18.09.2010. — Presented at the WVOC.
28. Rohwedder. T. Partial Elbow Joint Resurfacing // *Conference Paper, Small Animal Clinic, Freie University Berlin*. — 2022. — Volume and pages not available.
29. Clinical outcomes associated with the initial use of the Canine Unicompartmental Elbow (CUE) Arthroplasty System /. J. Cook [et al.] // *The Canadian Veterinary Journal = La Revue Vétérinaire Canadienne*. — 2015. — Vol. 56, no. 9. — P. 971–977. — DOI: 10.5167/UZH-117839.

30. Theory and Development of a Unicompartamental Resurfacing System for Treatment of Medial Compartment Disease of the Canine Elbow /. S. P. Franklin [et al.] // Veterinary Surgery. — 2014. — Vol. 43. — P. 765–773. — DOI: 10.1111/j.1532-950X.2014.12154.x.
31. Metallosis in Total Hip Arthroplasty /. A. Lee [et al.] // JBJS Reviews. — 2023. — Vol. 11, no. 10. — e23.00105.