



П. В. Сердюк, І. В. Бойчук

Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів, Україна

ВИЗНАЧЕННЯ ПРАВИЛЬНОЇ ПОСТАВИ ВЕЛОСИПЕДИСТА ЗАСОБАМИ КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ

Запропоновано новий підхід до визначення правильної велосипедної пошти, який полягає в удосконаленні динамічного методу налаштування велосипеда зі застосуванням комп'ютерного зору. Цей підхід використовує алгоритми оцінювання пози людини (ОПЛ) для визначення кінематичних показників велосипедиста. Основною метою цього дослідження є розроблення програмного забезпечення, що допоможе визначити та налаштувати правильну велосипедну пошту, а саме висоту сідла, аналізуючи відео за допомогою засобів комп'ютерного зору. Проведено практичний експеримент для порівняння та аналізу результатів ОПЛ п'яти моделей: MediaPipe Pose Landmarker, Movenet (Multipose/Singlepose), OpenPose, YOLOv7. Встановлено, що найкраще для оцінювання пози велосипедиста підходить нейронна мережа BlazePose та її реалізація MediaPipe. Запропоновано математичну модель кінематики колінного суглоба велосипедиста, що дає змогу налаштувати оптимальну висоту сідла. Модель використовує координати стегна, коліна та щиколотки для визначення кута згинання коліна у верхньому положенні обертання педалей та розгинання коліна у нижньому положенні. На підставі цих значень та їх рекомендацій норм, модель визначає наскільки потрібно змінити висоту сідла. Розроблено алгоритм для визначення велосипедної пошти, на підставі кутів ключових суглобів (гомілковостопний, тазостегновий, колінний, ліктьовий, плечовий) велосипедиста у конкретний момент часу. Алгоритм реалізовано у програмній системі, що дає змогу аналізувати відео їзди у режимі реального часу. Проведено експеримент з різним налаштуванням висоти сідла 2, 11 і 22 см та отримано рекомендовані значення висоти 11,3, 11,1 і 13,5 см відповідно. Результати цього дослідження показали, що запропонований підхід має високу точність та ефективність у розв'язанні задачі визначення правильної велосипедної пошти та налаштування висоти сідла. Майбутні дослідження можуть полягати у врахуванні інших параметрів, які впливають на велосипедну пошту, такі як: зсув сідла, ширина та довжина сідла, Q-чинник, сила натиску на педалі, гнучкість суглобів, інші параметри велосипеда (розміри рами, коліс, розміри та форма керма) тощо.

Ключові слова: налаштування велосипеда; оцінювання пози людини; кінематика; висота сідла; MediaPipe.

Вступ/Introduction

Позиція велосипедиста у сідлі відіграє ключову роль під час їзди та впливає на безпеку, комфорт та ефективність поїздки. Однак підбір оптимальної велосипедної пошти є складним завданням, особливо для початківців. Оптимальне налаштування велосипедної пошти може допомогти усунути зайве навантаження на тіло, підвищити продуктивність й істотно знизити ризик травм. Проте процес підбору правильної велосипедної пошти є складним і комплексним завданням, насамперед для початківців або велосипедистів без досвіду.

Метод динамічного налаштування велосипеда за допомогою систем 3D-камер є дорогим, тому що сама система може коштувати приблизно 12 тис. фунтів [4]. Окрім цього, він потребує кваліфікованого спеціаліста та спеціально підготовленого приміщення. Зважаючи на ці чинники, можна значно спростити та оптимізувати цей процес, використавши машинне навчання (англ. *Machine Learning*) та комп'ютерний зір (англ. *Computer*

Vision) з технологією визначення пози людини/ключових точок (англ. *Human Pose Estimation/Keypoint Detection*). Для цього методу буде достатньо тільки відео або картинки велосипедиста збоку.

З розвитком і поширенням технологій штучного інтелекту та комп'ютерного зору щораз більше ентузіастів і дослідників використовують цей напрям для вдосконалення спортивних досягнень та оптимізації налаштувань. Застосування комп'ютерного зору для визначення правильної велосипедної пошти є перспективним та актуальним рішенням, оскільки воно може надати об'єктивні вимірювання та індивідуальні рекомендації для кожного велосипедиста.

Об'єкт дослідження – застосування комп'ютерного зору для динамічного методу визначення пошти велосипедиста.

Предмет дослідження – методи і засоби комп'ютерного зору для локалізації ключових точок та вимірювання кінематичних показників велосипедиста на відео.

Мета роботи – розробити програмну систему для

Інформація про авторів:

Сердюк Павло Віталійович, канд. техн. наук, доцент, кафедра програмного забезпечення.

Email: pavlo.v.serdiuk@lpnu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-2677-3170>

Бойчук Іван Віталійович, магістр, кафедра програмного забезпечення.

Email: ivan.boichuk.mnpzm.2022@lpnu.ua; <https://orcid.org/0009-0005-6141-3161>

Цитування за ДСТУ: Сердюк П. В., Бойчук І. В. Визначення правильної пошти велосипедиста засобами комп'ютерного зору. Науковий вісник НЛТУ України. 2024, т. 34, № 3. С. 87–95.

Citation APA: Serdyuk, P. V., & Boichuk, I. V. (2024). Determining the correct bicycle fit using computer vision. *Scientific Bulletin of UNFU*, 34(3), 87–95. <https://doi.org/10.36930/40340311>

визначення та налаштування оптимальної постави велосипедиста на підставі аналізу відео із використанням засобів комп'ютерного зору, що дасть змогу швидко забезпечити безпечну, комфортну та ефективну їзду на велосипеді, уникнути можливого болю та травм.

Для досягнення зазначеної мети визначено такі основні завдання дослідження:

- 1) проаналізувати наявні літературні джерела та інтернет-ресурси, на підставі чого визначити актуальні методи та інструменти для оцінювання пози людини;
- 2) дослідити способи розв'язання задачі оцінювання пози людини (англ. *Human Pose Estimation*), що дасть змогу порівняти між собою моделі та їх реалізацію та обрати оптимальну;
- 3) обґрунтувати доцільність вибору алгоритму для визначення ключових точок велосипедиста, що дасть змогу забезпечити швидкодію, точність та майбутнє вдосконалення алгоритму визначення правильної постави велосипедиста;
- 4) створити математичну модель для налаштування висоти сідла, що дасть змогу покращити показники колінного суглобу та забезпечити комфортну велосипедну поставу;
- 5) реалізувати алгоритм визначення правильної велосипедної постави у вигляді програмної системи, що дасть змогу налаштувати велосипед у домашніх умовах без спеціальної підготовки та знань;
- 6) верифікувати та тестувати розроблену програмну систему, на підставі чого визначити ефективність та доцільність запропонованого методу порівняно з іншими методами налаштування велосипеда.

Аналіз останніх досліджень та публікацій. Phil Burt у своїй книзі [4] виокремлює та описує кілька методів для визначення велосипедної постави: традиційний (traditional), спостереження або візуальний (observational), загальний (generic), індивідуальний (static), динамічний (individualised (static, dynamic)). Статичний метод полягає у використанні гоніометра або інклінометра для вимірювання кутів суглобів та вимагає уваги на зупинці велосипедиста в ключовій точці натискання на педалі, коли всі суглоби перебувають у такому самому положенні, як і під час руху. Динамічний метод також полягає у вимірюванні кутів між суглобами, проте він охоплює аналіз відео з додатковими вимірюваннями за допомогою програмних засобів або вимірювань, отриманих за допомогою давачів руху та спеціального програмного забезпечення [17].

Автори роботи [17] визначили за допомогою кінематичного та кінетичного аналізу рухів велосипедиста, що суглоби стегна і колін потребують найбільшого діапазону рухів під час натискання на педалі. Вони стверджують, що під час їзди на велосипеді коліно зазнає згинання приблизно на 75° , починаючи від 110° у TDC (англ. *Top Dead Center* – верхня мертва точка) оберту педалі до $25\text{--}35^\circ$ у BDC (англ. *Bottom Dead Center* – нижня мертва точка). У TDC ходу педалей досягається максимальне згинання стегна під кутом, що може спровокувати біль у пацієнтів із симптоматичною патологією кульшового суглоба.

Вибір оптимальної велосипедної постави відіграє важливу роль у велоспорті. Добре підібрана позиція велосипедиста у сідлі допомагає досягти високої ефективності передачі потужності під час їзди на велосипеді [13], зменшити опір повітрю та покращити аеродинаміку, допомогти застосувати стратегію задіяння потрібних м'язових груп [11], може покращити ефективність

катання та зменшити ризик травм [17]. Тому професіонали ретельно ставляться до налаштування велосипеда та підбору положення тіла у сідлі.

Колінний суглоб є одним із ключових суглобів під час їзди на велосипеді, тому дуже важливо точно виміряти його кінематичні показники. Автори роботи [10] використали машинне навчання для вимірювання кутів згинання/розгинання коліна під час ходьби. Для відео потрібно визначити кути коліна за допомогою модульного фреймворку машинного навчання "MediaPipe Pose" та інструменту відеоанотацій "Kinovea" і порівнюються між собою за допомогою коефіцієнта кореляції Пірсона та середньої абсолютної помилки. Результати експерименту довели, що метод машинного навчання має високу кореляцію ($r = 0,941$) і низьку середню абсолютну помилку ($5,88^\circ$) з "Kinovea". Схожий підхід описано у роботі [5], де автори досліджують визначення кутів згинання колінного суглоба за допомогою згорткових нейронних мереж (англ. *Deep Convolutional Neural Network*).

Аналіз останніх методів 2D і 3D ОПЛ на підставі глибокого навчання (до 2020 р.) здійснюється у спосіб класифікації їх за 2D- або 3D-сценарієм, одноосібні або багатоосібні, з монокулярних зображень/відео чи інших джерел, а також парадигмі навчання [20]. Наявні моделі людського тіла можна класифікувати відповідно до різноманітних представлень та різних сценаріїв застосування. Найпоширенішими моделями є [19]:

- модель на підставі кінематики – "кінематична" модель;
- контурна чи "планарна" модель;
- модель на підставі об'єму – "об'ємна" модель.

Раніше для вирішення проблеми оцінювання пози людини використовували глибокі нейронні мережі, такі як ResNet, VGG та інші [14]. Проте ці методи мають декілька недоліків, таких як складність обчислень та великі розміри моделей, що зумовлює проблеми зі швидкістю та ефективністю. У роботі [14] запропоновано новий метод, який використовує мережу FLPN (англ. *Fast and Lightweight Pose Network*) та її варіації, щоб покращити швидкодію та ефективність обчислень.

Автори дослідження [9] запропонували новий метод визначення позиції людського тіла – HyperPose, який комбінує два ключових елементи: гнучкість і швидкість. Автори використовують глибокі нейронні мережі та методи генерації даних, щоб побудувати модель, яка може швидко та точно оцінювати пози людини на зображеннях.

Вирішення проблеми локалізації суглобів людини запропонували автори роботи [18], у якій вони застосували метод, що використовує сенсор глибини та навчання з учителем на підставі вхідних даних про розташування людського тіла. Результати показали, що запропонований метод досягає високої точності у визначенні позицій суглобів.

Автори роботи [1] описали архітектуру легкої згорткової нейронної мережі для оцінювання пози людини – BlazePose. Ця мережа адаптована для роботи у реальному часі на мобільних пристроях. Автори зазначають, що їхні основні внески охоплюють нове рішення для відстеження пози тіла та легку нейронну мережу для оцінювання пози тіла, яка поєднує теплові карти та регресію до координат ключових точок. Також автори представили нову топологію, використовуючи 33 точки на тілі людини.

У роботі [16] автори описали результати довгострокового експерименту, у якому перевірили на практиці кінематичний підбір велосипедної постави, який вони описували у роботі [15]. Вони зробили висновок, що загальний дискомфорт і біль під час їзди істотно зменшилися після стандартизованого кінематичного тренування на велосипеді навіть через 120 днів опісля. Автори також пропонують рекомендовані значення кінематичних вимірювань.

Матеріали та методи дослідження. Під час проведення теоретико-експериментальних досліджень застосовували методи оцінювання пози людини "скелетних" моделей: MediaPipe Pose, Movenet, OpenPose, YOLOv7. Для валідації запропонованої моделі проведено експеримент з різною висотою сидла (2, 11 і 22 см). Для цього експерименту використано трековий велосипед "Dolan Pre Cursa" з розміром рами 56 см. Параметри велосипедиста: ріст 183 см; вага 90 кг; довжина ноги 93 см; довжина руки 61 см.

Результати дослідження та їх обговорення/ Research results and their discussion

Порівняння та вибір моделі оцінювання пози людини. Оскільки задача дослідження полягає у визначенні індивідуальної постави для велосипедиста, то очевидним є вибір методу ОПЛ для однієї особи (single-person/single-view). Також задача обмежується аналізом відео велосипедиста у сидлі збоку, тому 2D-методи ОПЛ чудово підходять для вирішення проблеми.

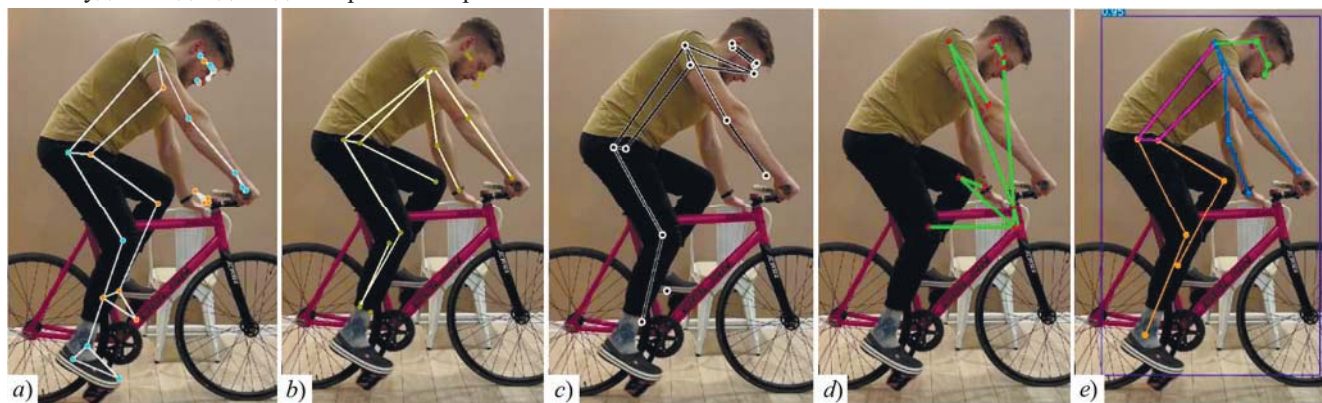


Рис. 1. Оцінювання пози велосипедиста за допомогою моделей / Cyclist pose estimation using MediaPipe (a), MoveNet (MultiPose) (b), MoveNet (SinglePose) (c), OpenPose (d), YOLOv7 (e) models

Модель *MediaPipe Pose Landmarker* дає змогу працювати у режимі реального часу з високою кількістю кадрів за секунду, високою точністю локалізації ключових точок та добре працює на вигляді велосипедиста збоку.

Модель *Movenet (MultiPose)* при роботі з виглядом збоку, модель не може навіть приблизно оцінити позу людини, значення FPS також незадовільне.

Модель *Movenet (SinglePose)* продемонструвала високі показники швидкості роботи, тобто FPS. Модель досить точно визначає ключові точки, навіть у вигляді збоку. Проте вона не визначає стопу і голілку, що обмежить визначення велосипедної постави.

Модель *OpenPose* показала неприйнятні результати та не спрацювала на відео велосипедиста збоку.

Модель *YOLOv7* продемонструвала найточніші результати, метод точно визначає навіть невидимі кінцівки, проте він працює дуже повільно, що не підходить для роботи програми у реальному часі.

Вибір алгоритму для ОПЛ є дуже важливим для цього дослідження, тому автори дослідження [6] з цим допомагають. Вони провели ґрунтовний порівняльний аналіз методів ОПЛ на підставі "скелетних" моделей. Публікація розглядає переваги та недоліки бібліотек двовимірних ОПЛ, враховуючи OpenPose, PoseNet, Movenet і MediaPipe Pose. Усі моделі придатні для вирішення проблеми визначення пози людини, проте це потрібно перевірити на практиці та вибрати один. Для цього реалізовано програмне забезпечення для порівняння таких методів ОПЛ (рис. 1): MediaPipe Pose, Movenet (MultiPose та SinglePose), OpenPose, YOLOv7. Це ПЗ дає змогу оцінити позу людини на відео з веб-камери та порівняти результати моделей (табл. 1). Для порівняння моделей виділено такі показники: середня FPS (англ. *Frames Per Second* – кількість кадрів за секунду); адекватність визначення ключових точок (АВКТ) – суб'єктивне оцінювання за шкалою від 0 до 6, скільки точок (щиколотка, коліно, стегно, плече, лікоть, зап'ястя) визначено добре; підтримка виду збоку.

Табл. 1. Порівняння бібліотек ОПЛ /
Comparison of HPE libraries

№	Назва моделі	FPS	АВКТ	Вид збоку
1	MediaPipe Pose Landmarker	39,312	6	+
2	Movenet (MultiPose)	15,937	4	+
3	Movenet (SinglePose)	70,766	5	+
4	OpenPose	0,712	3	–
5	YOLOv7	0,881	6	+

Проаналізувавши результати моделей, зроблено висновки, що найкраще з поставленим завданням справляється MediaPipe Pose Landmarker (див. рис. 1,а). Цей метод має найкраще співвідношення точності до швидкості та є єдиною моделлю, яка надає усі потрібні ключові точки для визначення правильної велосипедної постави.

На підставі аналізу методів та алгоритмів оцінювання пози людини, встановлено, що для розв'язання задачі визначення правильної велосипедної постави найбільше підходить мережа BlazePose та її реалізація MediaPipe Pose Landmarker.

Створення математичної моделі кінематики колінного суглоба для визначення висоти сидла. Колінний суглоб змодельовано як два відрізки AC та BC, стегно та голілка відповідно, з'єднані в одній точці (рис. 2), де точка $A(x_a; y_a)$ – голілковостопний суглоб, $B(x_b; y_b)$ – тазостегновий суглоб, $C(x_c; y_c)$ – колінний суглоб. Оскільки робота відбувається зі зображенням,

то система координат бере початок у верхньому лівому куті, а вісь Y зростає до низу. Одиниця виміру системи координат відповідає одному пікселю зображення. Математична модель побудована на підставі тригонометричних співвідношень.

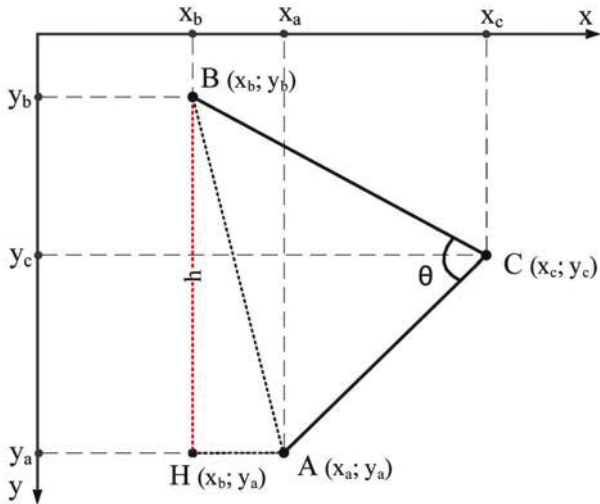


Рис. 2. Схематична модель колінного суглоба велосипедиста / Schematic model of a cyclist's knee joint

Для визначення значення кутів згинання/розгинання суглобів використано теорему косинусів, тоді значення кута згинання/розгинання коліна θ визначається за допомогою формули

$$\theta = \arccos\left(\frac{BC^2 + AC^2 - AB^2}{2 \cdot AC \cdot BC}\right), \quad (1)$$

де: $BC^2 = (x_c - x_b)^2 + (y_c - y_b)^2$; $AC^2 = (x_c - x_a)^2 + (y_c - y_a)^2$; $AB^2 = (x_a - x_b)^2 + (y_a - y_b)^2$.

Measurement	Abbreviation	Angular range	Description
Ankle minimum	AR.Min	65–75	Maximum dorsiflexion at any point in the pedal stroke defined by the knee-ankle line and the heel-foot line.
Ankle maximum	AR.Max	90–100	Maximum plantarflexion at any point in the pedal stroke defined by the knee-ankle line and the heel-foot line.
Ankle range	AR	20–30	The difference between ankle maximum and ankle minimum.
Ankle angle at bottom	AAB	90–100	The ankle angle at the bottom of the pedal stroke (180°).
Maximum knee flexion	MKF	107–113	Maximum flexion of the knee joint at any point in the pedal stroke defined by the hip-knee line and the knee-ankle line.
Maximum knee extension	MKE	32–42	Maximum extension of the knee joint at any point in the pedal stroke defined by the hip-knee line and the knee-ankle line.
Knee angle range	KAR	70–75	The difference between knee angle flexion and knee angle extension.
Knee forward of foot	KFF	–10 to 10	The fore/aft offset of the knee marker relative to the foot marker captured at the forward part of the pedal stroke (3 o'clock or 90° down). A negative number indicates a knee that is aft of neutral.
Knee forward of spindle	KFS	–35 to –5	The fore/aft offset of the knee marker relative to the pedal spindle at 3 o'clock in the pedal stroke (90° in the downstroke).
Knee travel tilt	KTT	–2 to 4	The frontal plane angle of the tracing created by the moving knee marker with respect to vertical. A positive number indicates a knee that tracks away from the bike in the upstroke. A negative number represents a knee that tracks towards the bike in the upstroke. See the front view of the knee path for a visual representation of this measurement.
Knee lateral travel	KLT	5–36	The magnitude of the lateral movement of the knee
Hip angle closed	HAC	66–76	The most closed angle of the hip joint defined by the knee, hip and shoulder marker.
Hip angle open	HAO	110–120	The most open-angle of the hip joint defined by the knee, hip and shoulder marker.
Hip angle range	HAR	40–45	The difference between hip angle open and closed.
Hip lateral travel	HLT	5–20	The magnitude of the lateral movement of the hip
Back angle	BA	50–65	The angle of the back relative to the horizon defined by the hip and shoulder marker
Shoulder angle to wrist	SAW	65–75	The angle of the shoulder joint defined by the hip, shoulder, and wrist markers.
Shoulder angle to elbow	SAE	60–70	The angle of the shoulder joint defined by the hip, shoulder, and elbow markers.

Рис. 3. Рекомендовані вимірювання та кутові діапазони суглобів для циклічного аналізу 3D-кінематики / Recommended measurements and joint angular ranges for cycling 3D kinematics analysis [15]

Наступним кроком є визначення рекомендованої зміни висоти сідла – Δh , для моменту обертання педалей за кута коліна θ . Припущено, що зміна висоти сідла – це зміна координати y_b та не враховуємо те, що підсідельна труба може бути під кутом до вертикалі та те, що сідло може мати зміщення. Причиною цього є те, що це значно ускладнює модель і велосипедист при змі-

ні положення сідла зміщує своє тіло вперед чи назад для зручного положення рук. Ці чинники будуть враховані у наступних дослідженнях.

Визначимо мінімальне θ_{min} та максимальне θ_{max} рекомендоване значення θ . У дослідженні [15] наведено рекомендовані значення (рис. 3) для максимального розгинання (MKE – maximum knee extension = 32° – 42°) та згинання (MKF – maximum knee flexion = 107° – 113°) коліна, що визначається лінією стегно-коліно та лінією коліно-гомільковостопний суглоб, тобто 180° – θ . Ці діапазони переведемо для моделі: $138^\circ \leq MKE_\theta \leq 148^\circ$, $67^\circ \leq MKF_\theta \leq 73^\circ$, [15]. З цих діапазонів встановимо допустимий діапазон кута коліна, взявши мінімальне значення згинання MKF_θ (67°) та максимальне значення розгинання MKE_θ (143°), звідси $67^\circ \leq \theta \leq 148^\circ$. Тоді, якщо значення θ у цих межах, то змінювати висоту сідла не потрібно, а отже, $\Delta h = 0$. Якщо колінний суглоб перебуває у фазі розгинання, тобто підйому педалі, то $\theta_{min} = 138^\circ$, $\theta_{max} = 148^\circ$, а якщо у фазі згинання – $\theta_{min} = 67^\circ$, $\theta_{max} = 73^\circ$.

Розрахуємо значення BH для θ_{min} та θ_{max} за допомогою теореми косинусів, отримаємо вирази:

$$BH_{min} = \sqrt{AB_{min}^2 - (x_a - x_b)^2}; \quad (2)$$

$$BH_{max} = \sqrt{AB_{max}^2 - (x_a - x_b)^2}, \quad (3)$$

де: $AB_{min}^2 = BC^2 + AC^2 - BC \cdot AC \cdot \cos \theta_{min}$; $AB_{max}^2 = BC^2 + AC^2 - BC \cdot AC \cdot \cos \theta_{max}$.

Після цього, знайдемо на скільки значення максимального збільшення (ΔBH_{max}) та зменшення (ΔBH_{min}) висоти сідла у пікселях:

$$\Delta BH_{min} = BH_{min} - BH, \quad \Delta BH_{max} = BH_{max} - BH$$

де: $BH = y_a - y_b$, за кута коліна θ .

Отже, значення зміни висоти сідла у координатній площині ΔBH розташоване у проміжку $[\Delta BH_{min}; \Delta BH_{max}]$. Для визначення ΔBH взято середнє арифметичне значення кінців цього проміжку

$$\Delta BH = \frac{\Delta BH_{max} + \Delta BH_{min}}{2}.$$

Оскільки ΔBH – це рекомендована зміна висоти у пікселях, потрібно перевести її у метричну систему, для зручності це сантиметри. Для цього введено коефіцієнт k (см/піксель), що буде означати "масштаб" моделі, тобто скільки в одному сантиметрі пікселів. Цей коефіцієнт визначено на підставі фактичних розмірів велосипедиста, як відношення розміру кінцівки до її значення у пікселях.

Розрахунки рекомендованої зміни висоти сідла у сантиметрах Δh визначено із такої математичної залежності:

$$\Delta h = \begin{cases} 0, & \theta_{min} \leq \theta \leq \theta_{max}; \\ \Delta BH \cdot k, & \theta < \theta_{min} \cup \theta > \theta_{max}, \end{cases} \quad (5)$$

де: $\theta_{min} = \begin{cases} 67^\circ, & \text{фаза згинання;} \\ 138^\circ, & \text{фаза розгинання;} \end{cases}$ $\theta_{max} = \begin{cases} 73^\circ, & \text{фаза згинання;} \\ 148^\circ, & \text{фаза розгинання.} \end{cases}$

Реалізація алгоритму визначення правильної велосипедної постави. Обравши алгоритм для ОПЗ можна розпочати реалізацію алгоритму визначення правильної велосипедної постави.

Алгоритм складається з двох частин:

1. Оцінювання пози велосипедиста.
2. Перевірка велосипедної пошти на підставі ключових точок.

Перша частина – це визначення координат ключових точок велосипедиста. Для цього буде використано засоби комп'ютерного зору MediaPipe Pose Landmarker. Процес оцінювання пози велосипедиста поділяють на такі етапи:

1. Видобування вхідних даних.
2. Отримання зображення із вхідних даних.
3. Налаштування розмірів зображення для роботи алгоритму.
4. Перетворення зображення у потрібний формат.
5. Визначення велосипедиста на вхідному зображенні.
6. Визначення координат ключових точок велосипедиста.
7. Позначення ключових точок на зображенні.

Вхідними даними алгоритму є відео або зображення. На відео/зображенні має бути зображений велосипедист, який сидить верхи на велосипеді, вигляд якого має бути збоку.

Друга частина – це обчислення кутів між основними суглобами, перевірка кутів на відповідність нормам, надання рекомендацій щодо налаштування пошти (висоти сідла). Другу частину розділено на такі складники:

1. Визначення додаткових координат.
2. Визначення значень кутів між ключовими суглобами.
3. Перевірка значень кутів щодо норм правильної пошти (рис. 3).
4. Позначення міри кутів на зображенні.
5. Надання рекомендацій щодо налаштування велосипеда.

Результатами другого етапу є: значення кутів між суглобами, валідація визначених показників, список рекомендацій щодо налаштування велосипеда для покращення велосипедної пошти.

Алгоритм визначення правильної велосипедної пошти реалізовано у програмній системі використавши Python. На рис. 4 зображено результати динамічного аналізу велосипедної пошти: позначено ключові точки велосипедиста, побудовано скелетон, визначено та позначено міри кутів суглобів, кольором позначено чи відповідає значення кута нормам (червоний – не відповідає, зелений – відповідає), визначена сторона, якою повернута людина.

Рекомендовані значення:
 Коліно: [67; 148]
 Коліно (макс. згин): [67; 73]
 Коліно (макс. розгин): [138; 148]
 Суглоб: [96; 120]
 Щиколотка: [65; 100]
 Лікоть: [150; 160]
 ВІД: правий
 Ліве коліно: 100.51
 Праве коліно: 85.99
 Лівий лікоть: 151.39
 Правий лікоть: 168.05
 Ліве бедро: 93.21
 Праве бедро: 73.03
 Ліва щиколотка: 96.01
 Права щиколотка: 87.46
 Висота сідла в нормі :)



Рис. 4. Результати реалізації алгоритму / Results of algorithm implementation

Окрім динамічного аналізу, програмна система збирає та обробляє дані для подальшого дослідження та розгляду велосипедної пошти. Програмна система дає змогу побудувати графіки зміни кутів для суглобів, графіки фаз педалювання.

Налаштування висоти сідла. Для перевірки математичної моделі проведено експеримент з різним налаштуванням висоти сідла: 2, 11 і 22 см (рис. 5). Для цього експерименту використано трековий велосипед "Dolan Pre Cursa" з розміром рами 56 см. Параметри велосипедиста: ріст 184 см; вага 90 кг; довжина ноги 93 см; довжина руки 61 см.

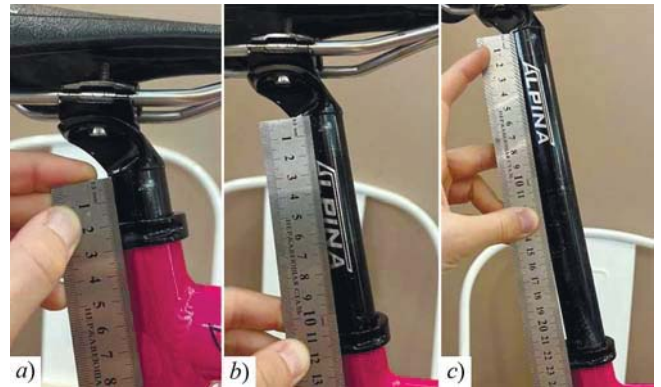


Рис. 5. Налаштування сідла для експерименту: 2, 11 і 22 см / Saddle settings for the experiment: 2, 11 and 22 cm

Під час проведення експерименту визначено такі параметри (табл. 2): початкова висота сідла h_0 , максимальне згинання коліна (МКФ), максимальне розгинання коліна (МKE), середнє максимальне згинання коліна ($МКФ_m$), середнє максимальне розгинання коліна ($МKE_m$), середній діапазон кута колінного суглоба (KAR) – різниця між згинанням кута коліна та розгинанням кута коліна, діапазон рекомендованої зміни висоти сідла (Δh_r), рекомендована зміна висоти сідла (Δh), рекомендована висота сідла h_r ($h_0 + \Delta h$). Значення МKE та МКФ розраховано за співвідношенням (1).

Табл. 2. Результати оцінювання велосипедної пошти (експеримент 1) / Results of bicycle fitting estimation (experiment 1)

h_0 , см	МКФ, °	МKE, °	МКФ _m , °	МKE _m , °	KAR, °	Δh_r , см	Δh , см	h_r , см
2	61,44	113,95	62,39	112,80	49,94	[5,3;11,2]	8,3	10,3
11	71,61	135,92	72,71	134,40	61,69	[-1,0;2,5]	0,8	11,8
22	81,55	164,44	83,49	162,62	79,13	[-8,5;-4,1]	-6,3	15,7

Результати експерименту наведено на рис. 6. Побудовано скелетон велосипедиста та графіки зміни кута колінного суглоба щодо часу та графіки циклів колінного суглоба, що дає змогу проаналізувати кінематику суглоба та гнучкіше підібрати висоту сідла. На графіках зображено максимальні (червона лінія) та мінімальні (жовта лінія) допустимі значення для згинання та розгинання коліна.

Рекомендовані значення були застосовані для кожного налаштування. Проведено повторний експеримент з новими значеннями висоти сідла h_{02} : 10,3, 11,8 і 15,7 см (табл. 3, рис. 7). Після застосування рекомендованих налаштувань, показники велосипедної пошти значно покращилися. Для $h_{02} = 11,3$ см ($h_0 = 2$ см) значення кутів згинання коліна задовольняють рекомендовані значення, а значення розгинання – стали близькі до рекомендованих. Для $h_{02} = 11,8$ см ($h_0 = 11$ см) значення кутів згинання та розгинання коліна задовольняють рекомендовані значення. Для $h_{02} = 15,7$ см ($h_0 = 22$ см) значення кутів згинання та розгинання коліна близькі або задовольняють рекомендовані значення. Якщо виконати ще декілька ітерацій налаштувань, то можна добитися оптимальної велосипедної пошти.

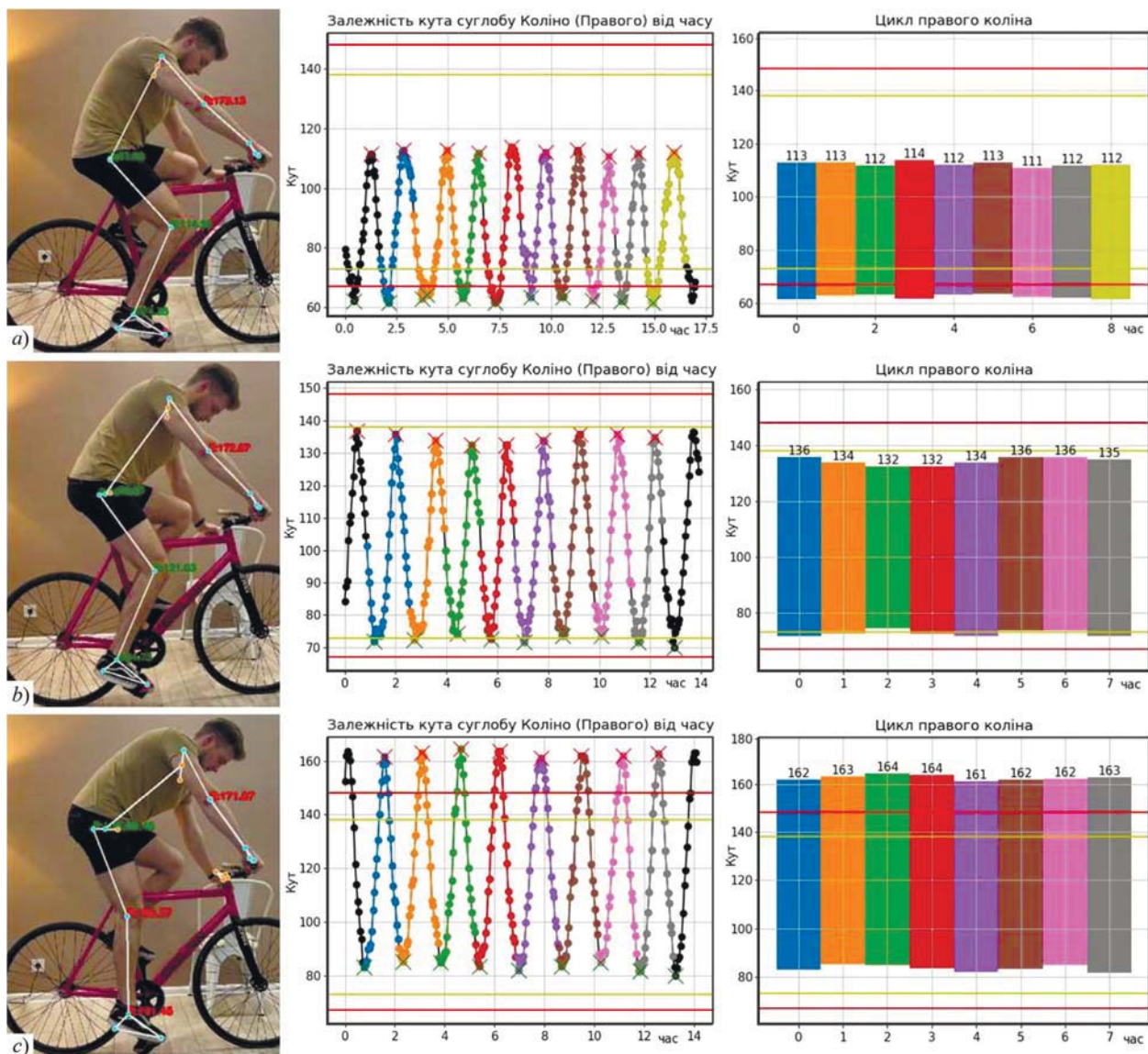


Рис. 6. Результати аналізу велосипедної постави для / Results of the bicycle fit analysis for: a) $h_0 = 2$ cm; b) $h_0 = 11$ cm; c) $h_0 = 22$ cm

Табл. 3. Експеримент 2. Результати оцінювання велосипедної постави / Results of bicycle fitting estimation (experiment 2)

h_{02} , см	MKF , °	MKE , °	MKF_m , °	MKE_m , °	KAR , °	Δh_r , см	Δh , см	h_r , см
10,3	69,28	137,13	71,00	135,03	64,03	$[-0,2; 2,3]$	1,0	11,3
11,8	69,20	141,39	72,96	139,83	66,87	$[-1,4; 0,0]$	-0,7	11,1
15,7	71,41	150,02	74,42	149,31	74,88	$[-2,9; -1,5]$	-2,2	13,5

Запропонована математична модель є простою, проте ефективною. Визначено такі переваги: швидкодія – дає змогу працювати у режимі реального часу; зручність – вираховує зміну висоти сидла у сантиметрах, що спрощує налаштування; враховує індивідуальні особливості велосипедиста; розширювана. Визначено такі недоліки моделі: вона потребує однакового положення камери та велосипедиста; не враховує горизонтальне зміщення сидла, кут підсідельної труби, довжину шатуна, гомілковостопний суглоб.

Це дослідження обмежується врахуванням значень кутів згинання/розгинання суглобів та висоти сидла. Воно не враховує інші параметри велосипеда, такі як: розміри рами, розмір коліс, параметри виносу, параметри сидла, параметри педалей тощо. Воно також не враховує усіх індивідуальних особливостей велосипедиста, наприклад обмеженість рухів суглобів, диспропорції тіла, гнучкість тощо. Майбутні дослідження можуть полегшати у врахуванні цих параметрів, що дасть змогу точніше налаштувати велосипедну поставу.

Обговорення результатів дослідження. Автори роботи [7] порівняли два методи налаштування висоти сидла велосипеда – статичний і динамічний. Дослідження виявило, що статичний не забезпечує оптимального кута коліна для велосипедистів високого рівня. Автори запропонували нове рівняння, яке пов'язує відстань від верхньої частини стегна до щиколотки та кут коліна для прогнозування висоти сидла:

$$SH = 22,1 + 0,896 \cdot E - 0,15 \cdot KA,$$

де: SH – висота сидла, см; E – довжина внутрішнього шва, см; KA – рекомендований кут коліна, °.

Автори роботи [8] розробили рівняння для прогнозування висоти сидла на підставі антропометричних даних, геометрії велосипеда та визначеної користувачем кінематики суглобів, щоб отримати мінімальний кут згинання коліна $25-40^\circ$: висота сидла (см) = $7,41 + 0,82$ (внутрішній шов, см) $- 0,1$ (мінімальне згинання коліна, °) $+ 0,003$ (внутрішній шов, см) (кут підсідельної труби, °). Вони дійшли висновку, що ці рівняння забезпечують

нову практичну стратегію для велосипедного налаштування, яка враховує антропометричні параметри водія,

геометрію велосипеда та кінематику, визначену користувачем.

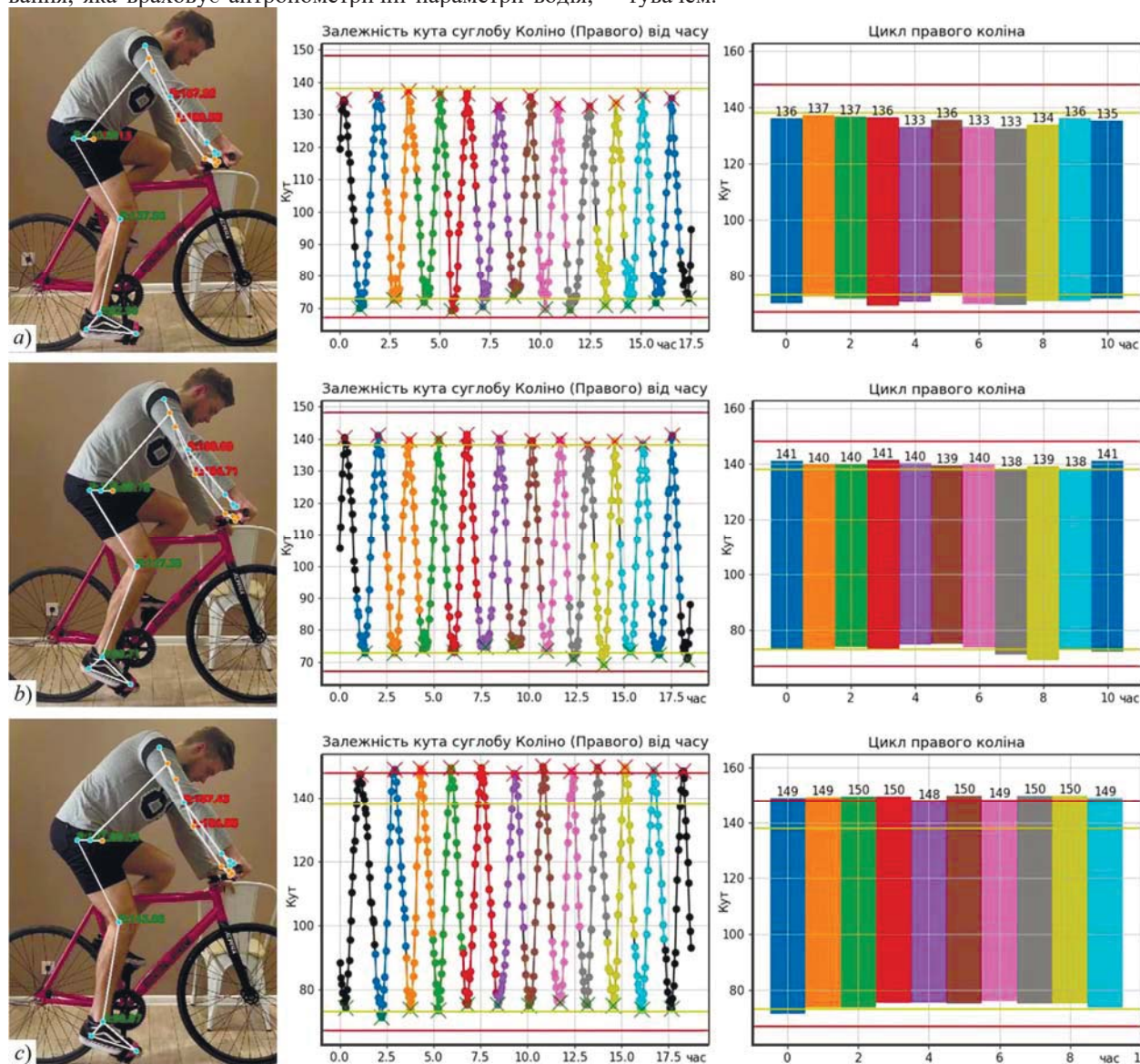


Рис. 7. Результати аналізу велосипедної пошти для / Results of the bicycle fit analysis for: а) $h_{02} = 10,3$ cm; б) $h_{02} = 11,8$ cm; в) $h_{02} = 15,7$ cm

У роботі [12] автори дійшли висновку, що метод регулювання висоти сидла, на підставі кінематики колін під час крутіння педалей, повинен враховувати як кути колін, так і щиколотки. Результати свідчать про те, що кут колін різниться серед велосипедистів і пов'язаний з орієнтацією стопи під час обертання педалей. Максимальний кут розгинання колін нижчий для велосипедистів, які акцентують увагу на тильному згинанні, але більший для тих, хто крутить педалі з підшовним згинанням.

У роботі [3] порівнюють безмаркерні (ML – markerless) системи та на підставі маркерів для аналізу ходи. Отримані дані свідчать про те, що п'яти випробувань прямолінійної ходьби достатньо для отримання надійних кінематичних даних за допомогою систем ML. Автори дійшли висновку, що безмаркерні системи захоплення руху з однією камерою мають великий потенціал для оцінювання кінематики суглобів людини під час ходьби над землею.

Автори роботи [2] дослідили валідність попередньо навчених нейронних мереж порівняно (безмаркерні методи) з відстеженням рефлексивних маркерів із цикліч-

ного руху в сагітальній площині. Вони розрахували кути стегна, коліна та щиколотки за допомогою оцифрування маркерів і двох підходів на підставі глибокого навчання (TransPose та MediaPipe). Автори дійшли висновку, що TransPose працює краще, ніж MediaPipe, але обидва методи продемонстрували низьку продуктивність під час відстеження стопи та щиколотки.

Автори робіт [7, 8] підібрали коефіцієнти свого рівняння за допомогою статистичного аналізу та лінійної регресії невеликої вибірки здорових людей (33 та 40 відповідно), що може не підійти для деяких велосипедистів. Наше дослідження може бути актуальним для людей будь-якого віку, статі та фізичної підготовки і буде враховувати їхні індивідуальні особливості. Запропонований підхід, який використовує безмаркерний метод (ефективність якого довели у роботі [2, 3]), може значно скоротити час та вартість налаштування висоти велосипедного сидла порівняно з традиційним динамічним методом, який потребує професійного обладнання та використовує маркерні системи аналізу кінематики [4]. Окрім цього, такий підхід визначає на скільки потрібно змінити висоту сидла у см, що спростує її налаш-

тування та не потребує роз'яснення, як саме вимірюється висота сидла (від підсідельної труби чи від вузла каретки).

Отже, за результатами виконаної роботи можна сформулювати такі наукову новизну та практичну значущість результатів дослідження.

Наукова новизна отриманих результатів дослідження – удосконалено динамічний метод визначення правильної постави велосипедиста у сидлі за допомогою розроблення нового підходу до налаштування висоти сидла велосипеда, який враховує зміну висоти у сантиметрах, на підставі антропометричних показників велосипедиста та кутів згинання/розгинання суглобів, визначених на підставі аналізу відео їзди велосипедиста засобами комп'ютерного зору.

Практична значущість результатів дослідження – результати дослідження реалізовано у програмній системі, яку застосовано для налаштування висоти велосипедного сидла, що позитивно вплинуло на кінематичні показники велосипедиста – значення кутів згинання/розгинання коліна задовольняють норми правильної велосипедної постави, покращеного комфорту та ефективності їзди, зменшено ризик травм.

Висновки / Conclusions

Розроблено програмну систему для визначення та налаштування оптимальної постави велосипедиста на підставі аналізу відео із використанням засобів комп'ютерного зору. За результатами дослідження можна зробити такі основні висновки.

1. Запропоновано новий підхід до визначення правильної велосипедної постави, який полягає у використанні комп'ютерного зору та алгоритмів оцінювання пози людини. Розглянуто та проаналізовано наявні методи та алгоритми оцінювання пози людини на підставі комп'ютерного зору, за результатами практичного експерименту обрано найоптимальніший для задачі визначення велосипедної постави – BlazePose/MediaPipe Pose Landmarker.
2. Розроблено математичну модель кінематики колінного суглоба велосипедиста, що дає змогу визначити та налаштувати оптимальну висоту сидла на підставі кута згинання коліна та координат ключових точок. Модель визначає, на скільки потрібно налаштувати (підняти чи опустити) сидло, щоб кут колінного суглоба задовольняв рекомендовані значення. Доведено, що рекомендовані моделі налаштування сидла покращують показники кінематики колінного суглоба.
3. Розроблено алгоритм визначення правильної велосипедної постави, який складається з двох частин: оцінювання пози велосипедиста та перевірка велосипедної постави на підставі ключових точок. Цей алгоритм реалізовано у програмній системі для визначення правильної велосипедної постави, яка дає змогу аналізувати відео або зображення велосипедиста збоку, вимірювати кутові показники між суглобами, валідувати визначені показники, надавати рекомендації щодо налаштування велосипеда.
4. Результати дослідження показали, що запропонований підхід має високу точність та ефективність у розв'язанні задачі визначення правильної велосипедної постави. Майбутні дослідження можуть полягати у врахуванні інших параметрів, які впливають на велосипедну поставу, таких як: зсув сидла, ширина та довжина сидла, Q-чинник, сила натиску на педалі, інші параметри велосипеда (розміри рами, коліс, форма та розміри керма), аеродинаміка, фізіологічні особливості велосипедиста тощо. Також можна розширити функціональність про-

грамної системи, додавши можливість аналізувати відео з різних ракурсів, використовувати інші 3D-моделі та методи комп'ютерного зору.

References

1. Bazarevsky, V., Grishchenko, I., Raveendran, K., Zhu, T., Zhang, F., & Grundmann, M. (2020). BlazePose: On-device Real-time Body Pose tracking. <https://doi.org/10.48550/AR-XIV.2006.10204>
2. Bini, R. R., Nascimento, V. B., & Nibali, A. (2024). Validity of neural networks in determining lower limb kinematics in stationary cycling. *Sport Sciences for Health*, 20(1), 127–136. <https://doi.org/10.1007/s11332-023-01075-7>
3. Boldo, M., Di Marco, R., Martini, E., Nardon, M., Bertucco, M., & Bombieri, N. (2024). On the reliability of single-camera markerless systems for overground gait monitoring. *Computers in Biology and Medicine*, 171. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2024.108101>
4. Burt, P. (2022). Bike Fit 2nd Edition: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance. Bloomsbury Sport. 208 p. URL: https://www.amazon.com/Bike-Fit-2nd-Performance-Avoidance-ebook/dp/B09GVP35GJ?ref_=ast_auth_dp
5. Chalangari, P., Fevens, T., & Rivaz, H. (2020). 3D Human Knee Flexion Angle Estimation Using Deep Convolutional Neural Networks. 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 5424–5427. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176012>
6. Chung, J.-L., Ong, L.-Y., & Leow, M.-C. (2022). Comparative Analysis of Skeleton-Based Human Pose Estimation. *Future Internet*, 14(12). <https://doi.org/10.3390/fi14120380>
7. Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists: Static Vs. Dynamic Evaluation in Bike Fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025–3029. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318245c09d>
8. Gatti, A. A., Keir, P. J., Noseworthy, M. D., Beauchamp, M. K., & Maly, M. R. (2022). Equations to Prescribe Bicycle Saddle Height based on Desired Joint Kinematics and Bicycle Geometry. *European Journal of Sport Science*, 22(3), 344–353. <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1902570>
9. Guo, Y., Liu, J., Li, G., Mai, L., & Dong, H. (2021). Fast and Flexible Human Pose Estimation with HyperPose. *Proceedings of the 29th ACM International Conference on Multimedia*, 3763–3766. <https://doi.org/10.1145/3474085.3478325>
10. Gupta, A., Shrestha, P. L., Thapa, B., Silwal, R., & Shrestha, R. (2023). Knee Flexion/Extension Angle Measurement for Gait Analysis Using Machine Learning Solution "MediaPipe Pose" and Its Comparison with Kinovea. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1279(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1279/1/012004>
11. Jongerius, N., Wainwright, B., Wheat, J., & Bissas, A. (2021). Prevalence and functional implications of Soleus and Tibialis anterior activation strategies during cycling. *Journal of Sports Sciences*, 39(21), 2485–2492. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1939981>
12. Millour, G., Duc, S., Ouvrard, T., Segui, D., Puel, F., & Bertucci, W. (2020). Variability of ankle kinematics in professional cyclists: Consequence on saddle height adjustment. *Journal of Science and Cycling*, 9(1), 25–32. <https://doi.org/10.28985/0620.jsc.03>
13. Öztürk, O., Döşyılmaz, E., & Atılman, D. (2022). Bisiklette Yüksek Verimde Güç Aktarımı İçin Uygulanan Bike Fit Uygulamasının İncelenmesi: Sistematiik Derleme. *Türk Spor Bilimleri Dergisi*, 5(2), 168–173. <https://doi.org/10.46385/tsbd.1085837>
14. Ren, H., Wang, W., Zhang, K., Wei, D., Gao, Y., & Sun, Y. (2021). Fast and Lightweight Human Pose Estimation. *IEEE Access*, 9, 49576–49589. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3069102>
15. Scoz, R. D., Amorim, C. F., Espindola, T., Santiago, M., Mendes, J. J. B., Oliveira, P. R. D., Ferreira, L. M. A., & Brito, R. N.

- (2021). Discomfort, pain and fatigue levels of 160 cyclists after a kinematic bike-fitting method: An experimental study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 7(3), e001096. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2021-001096>
16. Scoz, R. D., de Oliveira, P. R., Santos, C. S., Pinto, J. R., Melo-Silva, C. A., de Jádice, A. F. T., Mendes, J. J. B., Ferreira, L. M. A., & Amorim, C. F. (2022). Long-Term Effects of a Kinematic Bikefitting Method on Pain, Comfort, and Fatigue: A Prospective Cohort Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(19). <https://doi.org/10.3390/ijerph191912949>
 17. Wadsworth, D. J. S., & Weinrauch, P. (2019). The Role of a Bike FIT in Cyclists with Hip pain. A Clinical Commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(3), 468–486. <https://doi.org/10.26603/ijspst20190468>
 18. Xu, T., An, D., Wang, Z., Jiang, S., Meng, C., Zhang, Y., Wang, Q., Pan, Z., & Yue, Y. (2020). 3D Joints Estimation of the Human Body in Single-Frame Point Cloud. *IEEE Access*, 8, 178900–178908. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3027892>
 19. Zhang, D., Wu, Y., Guo, M., & Chen, Y. (2021). Deep Learning Methods for 3D Human Pose Estimation under Different Supervision Paradigms: A Survey. *Electronics*, 10(18). <https://doi.org/10.3390/electronics10182267>
 20. Zheng, C., Wu, W., Chen, C., Yang, T., Zhu, S., Shen, J., Kehtarnavaz, N., & Shah, M. (2024). Deep Learning-based Human Pose Estimation: A Survey. *ACM Computing Surveys*, 56(1), 1–37. <https://doi.org/10.1145/3603618>

P. V. Serdyuk, I. V. Boichuk

Lviv Polytechnic National University, Lviv, Ukraine

DETERMINING THE CORRECT BICYCLE FIT USING COMPUTER VISION

A new approach to determining the correct bicycle fit is proposed, which consists in improving the dynamic method of bicycle fitting by using computer vision. This approach uses human posture estimation algorithms (HPO) to determine the cyclists kinematic indicators. The main goal of this research is to develop software that will help determine and adjust the correct bicycle fit, namely saddle height, by analysing video using computer vision. A practical experiment was conducted to compare and analyse the OPL results of five models: MediaPipe Pose Landmarker, Movenet (Multipose/Singlepose), OpenPose, YOLOv7. The BlazePose neural network and its MediaPipe implementation were found to be the best for estimating the cyclists pose. A mathematical model of the kinematics of the cyclists knee joint is proposed, which makes it possible to adjust the optimal height of the saddle. The model uses hip, knee, and ankle coordinates to determine knee flexion in the top pedalling position and knee extension in the bottom position. Based on these values and their recommended norms, the model determines how much the saddle height needs to be changed. An algorithm has been developed to determine the bicycle fit, based on the angles of the key joints (ankle, hip, knee, elbow, shoulder) of the cyclist at a specific moment in time. The algorithm is implemented in a software system that allows for real-time analysis of driving videos. An experiment was conducted with different saddle height settings of 2 cm, 11 cm, 22 cm, and the recommended height values of 11.3 cm, 11.1 cm, and 13.5 cm were obtained, respectively. The results of this study showed that the proposed approach has high accuracy and efficiency in solving the problem of determining the correct bicycle fit and adjusting the saddle height. Future research may include taking into account other parameters that affect bicycle fit, such as: saddle offset, saddle width and length, Q-factor, pedal pressure, joint flexibility, other bicycle parameters (frame size, wheels, handlebar size and shape) etc.

Keywords: bike fit; human pose estimation; kinematics; saddle height; MediaPipe.